

Aus dem medizinischen Zentrum für  
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

des Fachbereichs Medizin  
der Philipps-Universität Marburg

- Abteilung für Zahnerhaltung -  
Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

**Randspaltbreiten im Dentin – eine neue Methode zur Evaluation  
der benötigten Leistungsfähigkeit moderner Adhäsive**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin  
der Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt

von  
Martje Georgia Harjes  
aus Hamburg

Marburg, 2015

**Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg  
am: 14.07.2015**

**Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.**

**Dekan: Prof. Dr. Helmut Schäfer**

**Referent: Prof. Dr. Roland Frankenberger**

**1. Korreferent: Prof. Dr. Klaus-Ulrich Lotzmann**

# Inhalt

<b>1 ZUSAMMENFASSUNG.....</b>	<b>1</b>
1.1 ZUSAMMENFASSUNG IN DEUTSCHER SPRACHE.....	1
1.1.1 Ziel der Studie.....	1
1.1.2 Material und Methode.....	1
1.1.3 Ergebnisse.....	1
1.1.4 Schlussfolgerungen.....	2
1.2 ABSTRACT (ZUSAMMENFASSUNG IN ENGLISCHER SPRACHE).....	2
1.2.1 Aim of the study.....	2
1.2.2 Materials and methods.....	3
1.2.3 Results.....	3
1.2.4 Conclusion.....	3
<b>2 EINLEITUNG .....</b>	<b>4</b>
<b>3 LITERATURÜBERSICHT.....</b>	<b>7</b>
3.1 ENTWICKLUNG DER KOMPOSITTECHNOLOGIE IN DER ZAHNMEDIZIN.....	7
3.2 STRUKTURELLER AUFBAU VON KOMPOSITEN.....	9
3.2.1 Organische Matrix.....	9
3.2.1.1 Initiatoren.....	10
3.2.1.2 Stabilisatoren.....	11
3.2.1.3 UV-Stabilisatoren.....	11
3.2.1.4 Pigmente.....	11
3.2.2 Disperse Phase.....	12
3.2.3 Verbundphase.....	12
3.3 KLASSIFIKATIONEN VON KOMPOSITEN.....	13
3.3.1 Einteilung nach der Füllkörpergröße nach Lutz und Phillips, 1983 [83].....	13
3.3.1.1 Makrofüllerkomposite.....	13
3.3.1.2 Mikrofüller.....	13
3.3.1.3 Hybridkomposite.....	14
3.3.1.4 Nanofüllerkomposite.....	14
3.3.2 Einteilung nach dem Füllkörperanteil nach Willems et al., 1992 [143].....	15
3.3.2.1 Niedrigvisköse Komposite.....	15
3.3.2.2 Hochvisköse Komposite.....	15
3.3.3 Einteilung nach der Kunststoffmatrix.....	16
3.4 WERKSTOFFKUNDLICHE EIGENSCHAFTEN UND ANFORDERUNGEN AN EIN FÜLLUNGSMATERIAL.....	17
3.4.1 Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Vickershärte.....	17
3.4.2 Polymerisationsschrumpfung und Schrumpfstress, Randspaltentstehung.....	18
3.4.3 Polymerisationsgrad, Restmonomere, eluierbare Bestandteile und toxikologische Aspekte.....	19
3.4.4 Wärmeausdehnungskoeffizient.....	20
3.4.5 Wasseraufnahme.....	21
3.4.6 Röntgensichtbarkeit.....	21
3.4.7 Ästhetische Eigenschaften, Farbbeständigkeit.....	22
3.4.8 Verarbeitungseigenschaften.....	22
3.5 INDIKATIONEN DIREKTER KOMPOSITRESTAURATIONEN.....	23
3.6 SDR-TECHNOLOGIE.....	24
3.7 HAFTUNG VON KOMPOSITEN AN DER ZAHNHARTSUBSTANZ.....	27
3.7.1 Zusammensetzung und Histologie des Schmelzes.....	27
3.7.2 Haftung am Schmelz.....	27

3.7.3	<i>Zusammensetzung und Histologie des Dentins</i> .....	28
3.7.4	<i>Haftung am Dentin</i> .....	29
3.8	FRAGESTELLUNG.....	31
<b>4</b>	<b>MATERIAL UND METHODE</b> .....	<b>32</b>
4.1	PROBENZÄHNE.....	32
4.2	KAVITÄTENPRÄPARATION.....	32
4.3	EINTEILUNG DER VERSUCHSGRUPPEN.....	33
4.4	VORBEHANDLUNG DER KAVITÄTEN.....	33
4.5	LEGEN DER FÜLLUNGEN.....	34
4.6	AUSARBEITUNG DER FÜLLUNGEN.....	34
4.7	QUALITATIVE RANDANALYSE.....	34
4.7.1	<i>Vorbereitung der Proben</i> .....	34
4.7.2	<i>Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung</i> .....	35
4.8	STATISTISCHE AUSWERTUNG.....	37
4.9	STATISTISCHE TESTVERFAHREN.....	37
4.9.1	<i>Kolmogorow-Smirnow-Test (KS-Test)</i> .....	38
4.9.2	<i>Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test</i> .....	38
4.9.3	<i>Wilcoxon-Mann-Whitney-Test (Mann-Whitney-U-Test)</i> .....	39
4.9.4	<i>Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm</i> .....	39
<b>5</b>	<b>ERGEBNISSE</b> .....	<b>40</b>
5.1	VENUS DIAMOND.....	41
5.2	SDR.....	46
5.3	VERGLEICH VON VENUS DIAMOND UND SDR.....	50
<b>6</b>	<b>DISKUSSION</b> .....	<b>52</b>
6.1	DISKUSSION VON MATERIAL UND METHODE.....	52
6.1.1	<i>Diskussion der modifizierten Konditionierung</i> .....	53
6.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE.....	56
<b>7</b>	<b>SCHLUSSFOLGERUNGEN</b> .....	<b>58</b>
<b>8</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b> .....	<b>61</b>
<b>9</b>	<b>ANHANG</b> .....	<b>73</b>

## Verzeichnis der Abkürzungen

Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
Bis-EDMA	Bisphenol-A-Ethoxydimethacrylat
UDMA	Urethan-Dimethacrylat
TEGDMA	Triethylenglycol-Dimethacrylat
EDGMA	Ethylenglycol-Dimethacrylat
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
4-META	4-Methacryloyloxyethyl-trimellitit-anhydrit
PMMA	Polymethylmethacrylat
Gew. %	Gewichtsprozent
Vol. %	Volumenprozent
Ma%	Masseprozent
MPa	Megapascal
GPa	Gigapascal
mm	Millimeter
µm	Mikrometer
nm	Nanometer
Å	Ångström
ml	Milliliter
g	Gramm
µg	Mikrogramm
mm <sup>2</sup>	Quadratmillimeter
kV	Kilovolt
min	Minute
s	Sekunde
U/ min	Umdrehung pro Minute
°C	Grad Celsius
E-Modul	Elastizitätsmodul
HV	Vickershärte
Ø	Durchmesser
lat.	lateinisch
et al.	et alii
sog.	sogenannt
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
z.B.	zum Beispiel
Tab.	Tabelle
Abb.	Abbildung
ISO	Internationale Organisation für Normung
REM	Rasterelektronenmikroskop

## Verzeichnis der Tabellen

Tab. 1:	Wichtige Etappen in der Entwicklung von Kompositmaterialien	S. 7
Tab. 2:	Klassifikation der Komposite bezüglich ihrer Füllkörpergröße	S. 15
Tab. 3:	Einteilung der Komposite nach ihrer Matrixkomponente nach Zimmerli et al. 2010	S. 16
Tab. 4:	Einteilung der Versuchsgruppen	S. 33
Tab. 5:	Ergebnisse der statistischen Auswertung	S. 41

## Verzeichnis der Abbildungen

Abb. 1:	Bis-GMA („Bowen-Kunststoff“)	S. 9
Abb. 2:	UDMA (Urethan-Dimethacrylat)	S. 10
Abb. 3:	TEGDMA (Triethylenglykol-Dimethacrylat)	S. 10
Abb. 4:	Veranschaulichung des C-Faktors (Verhältnis von gebundener zu ungebundener Kompositoberfläche)	S. 19
Abb. 5:	Veranschaulichung der Inkrementtechnik versus der Bulk-Füllungs- technik	S. 26
Abb. 6:	Sputter Coater S150B (Edwards)	S. 35
Abb. 7:	Rasterelektronenmikroskop (REM) Phenom-World	S. 36
Abb. 8:	Besputterte Probe mit rundem Kavitätenboden	S. 36
Abb. 9:	Besputterte Probe mit eckigem Kavitätenboden	S. 37
Abb. 10:	Mittlere Randspaltbreiten bei der Restauration mit Venus Diamond in runden und eckigen Kavitäten	S. 41
Abb. 11:	Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit rund präpariertem Kasten und Venus Diamond in 1 mm Inkrementen (links Dentin, rechts Komposit)	S. 42
Abb. 12:	Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit eckig präpariertem Kasten und Venus Diamond in 2 mm Inkrementen (oben Komposit, unten Dentin)	S. 43
Abb. 13:	Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit rund präpariertem Kasten und Venus Diamond in 3 mm Inkrementen (links Dentin, rechts Komposit)	S. 44
Abb. 14:	Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit eckig präpariertem Kasten und Venus Diamond in 5 mm Inkrementen (oben Komposit, unten Dentin)	S. 45
Abb. 15:	Mittlere Randspaltbreiten bei der Restauration mit SDR in runden und eckigen Kavitäten	S. 46
Abb. 16:	Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit rund präpariertem Kasten und SDR in 1 mm Inkrementen (links Dentin, rechts Komposit)	S. 47
Abb. 17:	Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit eckig präpariertem Kasten und SDR in 2 mm Inkrementen (oben Komposit, unten Dentin)	S. 48

- Abb. 18: Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit rund präpariertem Kasten und SDR in 3 mm Inkrementen (oben Komposit, unten Dentin) S. 49
- Abb. 19: Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit eckig präpariertem Kasten und SDR in 5 mm Inkrementen (oben Komposit, unten Dentin) S. 50
- Abb. 20: Vergleich der Randspaltbreiten von Venus Diamond und SDR in runden Kavitäten S. 50
- Abb. 21: Vergleich der Randspaltbreiten von Venus Diamond und SDR in eckigen Kavitäten S. 51

## **1 Zusammenfassung**

### **1.1 Zusammenfassung in deutscher Sprache**

#### *1.1.1 Ziel der Studie*

Ziel dieser Studie war es, die benötigte Leistungsfähigkeit moderner Adhäsive zu bestimmen. Hierzu wurden In-Vitro-Randspaltuntersuchungen von direkten Kompositfüllungen mit zwei unterschiedlichen Kompositarten durchgeführt (ein Nanohybridkomposit und ein SDR-Komposit). Um von den entstehenden Randspalten Rückschlüsse auf die notwendige adhäsive Performance zu ziehen, welche diese Randspalten verhindern könnte, kam die in dieser Studie vorgestellte modifizierte Kavitätenkonditionierung zum Einsatz.

#### *1.1.2 Material und Methode*

Für diese Studie wurden 32 menschliche dritte Molaren verwendet, an denen je mesial und distal standardisierte proximale Klasse-II-Slotpräparationen mit runden bzw. eckigen Kastenböden angelegt wurden. Es erfolgte eine randomisierte Einteilung der 64 Kavitäten in acht Gruppen zu jeweils acht Proben ( $n = 8$ ). Die modifizierte Konditionierung sah vor, auf den amphiphilen Primer zu verzichten und die Konditionierung auf die Vorbehandlung der Kavitäten mit Phosphorsäuregel und dem lighthärtenden, dünnfließenden Kunststoff Heliobond zu beschränken. Je nach Versuchsgruppe wurden die zwei verschiedenen Komposite (Venus Diamond und SDR) in unterschiedlichen Schichtstärken appliziert und gehärtet. Nach Ausarbeitung und Politur der Füllungen wurden die Originalproben im Rasterelektronenmikroskop in Bezug auf die Randqualität untersucht und vermessen. Die gewonnenen Daten wurden mit dem Programm R statistisch ausgewertet.

#### *1.1.3 Ergebnisse*

Erwartungsgemäß wiesen alle Restaurationen aufgrund der modifizierten Konditionierung Randspalten auf. Die Inkrementstärke hatte bei beiden Kompositarten einen signifikanten Einfluss auf die Randqualität ( $p \leq 0,05$ ), wobei jeweils signifikant bessere Ergebnisse erzielt wurden, je kleiner die applizierten Schichtstärken waren. Die präpa-



rierte Kastenform (rund bzw. eckig) hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Qualität der dentinbegrenzten Füllungsänder ( $p > 0,05$ ). Es konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden untersuchten Kompositen Venus Diamond und SDR festgestellt werden. Während Venus Diamond in kleinen Inkrementen verarbeitet besonders gut abschneiden konnte, wurden für SDR in sog. Bulk-fill-Schichtstärken von 5 mm die signifikant besseren Resultate erzielt ( $p \leq 0,05$ ).

#### *1.1.4 Schlussfolgerungen*

Die Ergebnisse dieser Studie konnten zeigen, dass das Bulk-fill-Komposit SDR ohne negativen Einfluss auf die Randqualität von Füllungen verwendet werden kann. Die entstandenen Spalten am Füllungsrand sind das Resultat der nicht-kompensierten Polymerisationsschrumpfung und des Polymerisationsstresses der verwendeten Komposite. Um diese unerwünschte Spaltbildung zu verhindern, ist die Anwendung effektiver Dentinadhäsive essentiell. Die jeweils benötigte Leistungsfähigkeit der Adhäsive ist dabei abhängig von dem verwendeten Komposit sowie von der verarbeiteten Schichtstärke. Um eine sichere Adhäsion einer Restauration an der Zahnhartsubstanz Dentin zu gewährleisten, sollte ein Adhäsiv gefunden werden, welches in klinisch relevanten (Bulk-fill-)Schichtstärken eine ausreichend hohe kompensatorisch wirkende, klebende Kraft mit sich bringt, ohne bei der Verarbeitung geringerer Schichtstärken eines Komposits negativ Einfluss auf das System Zahn – Restauration zu nehmen.

## **1.2 Abstract (Zusammenfassung in englischer Sprache)**

### *1.2.1 Aim of the study*

The aim of this study was to determine the necessary performance of modern adhesives. To this aim, in-vitro investigations, concerning the marginal gap formation of direct composite-fillings of two different types of composites (one nanohybride composite and one bulk-fill composite) were made. In order to assess the necessary adhesive performance which would be able to prevent mikroleakage, a modified conditioning of the cavity was used.

### **1.2.2 Materials and methods**

In this study 32 human third molars received occlusal-distal and occlusal-mesial class-II slot preparations. The 64 cavities were randomly assigned to eight groups with eight samples each ( $n = 8$ ). Modified conditioning included phosphoric acid and a light-curing bonding, disclaiming the usage of an adhesive pre-treatment. Depending on the experimental group cavities were filled with Venus Diamond or SDR with different incremental thickness. After working-out and polishing of the fillings, marginal quality was assessed under a scanning electron microscope (SEM). Data were evaluated statistically with the program R.

### **1.2.3 Results**

How it was expected, all samples showed marginal gap formations as a result of the modified conditioning. Incremental thickness had a significant impact on marginal quality ( $p \leq 0,05$ ). The shape of the cavities (round or square) had no significant impact on marginal quality. A significant difference could be observed between the two composites Venus Diamond and SDR in relation of their performance for different increments processed. While the performance for small increments is better with Venus Diamond, for bulk-fill increments of 5 mm significant better results could be reached with SDR ( $p \leq 0,05$ ).

### **1.2.4 Conclusion**

The results of the study showed that the bulk-fill composite SDR can be used for dental restorations with no adverse effect for marginal quality. Marginal gap formations are considered as a result of not compensated polymerization shrinkage and polymerization stress of the composite used. In order to prevent marginal gap formation, the usage of effective dentine adhesives is essential. The necessary performance of the adhesive depends upon the composite as well as upon the incremental thickness of the composite-layer. To guarantee a safe adhesion of a restoration on dentine there must be found an adhesive which is able to compensate polymerization shrinkage of clinical relevant (bulk-fill) increments, realized with a sufficient sticky power without having adverse effects for the marginal quality when it comes to the usage of smaller increments.

## 2 Einleitung

Heutzutage setzt sich Komposit als zahnfarbener Füllungswerkstoff immer stärker durch [110,139]. Diese Entwicklung geschieht trotz der jahrzehntelangen Erfahrung und erfolgreichen klinischen Anwendung von Amalgam und Gold als konservative Restaurationmaterialien, denn das allgemeine Interesse und Bewusstsein für Zahngesundheit seitens der Patienten ist in den letzten Jahren deutlich gestiegen und damit auch der Anspruch an eine hochwertige, langlebige und zugleich ästhetische Zahnheilkunde. Vorteile des seit über 150 Jahren angewendeten dentalen Füllungswerkstoffes Amalgam sind vor allem die vergleichsweise einfache Verarbeitung, die geringen Kosten und eine lange Haltbarkeit [125]. Das Problem, dass dentale Amalgamlegierungen zu ca. 50% aus Quecksilber bestehen, welches kontinuierlich in geringen Mengen freigesetzt und vom Organismus aufgenommen wird, gibt jedoch seit jeher Anlass zu kontroversen Diskussionen. Zwar konnte bisher trotz zahlreicher Studien nicht festgestellt werden, dass eine durch Amalgam-Füllungen erhöhte Quecksilberbelastung des Körpers signifikante Auswirkungen auf die Gesundheit hat [30,92,97], doch die Ablehnung gegenüber Amalgam aus ästhetischen, toxikologischen und ökologischen Gründen steigt. Gold dagegen gilt als biokompatibel, ist aber aus ästhetischer und wirtschaftlicher Sicht, letzteres bedingt durch den steigenden Goldpreis, ebenfalls nicht mehr erste Wahl in der zahnärztlichen Praxis [38]. Fest steht, dass heute bereits über 95% der direkten Restaurationen im Frontzahnggebiet und 50% der direkten Restaurationen im Seitenzahnggebiet mit Komposit versorgt werden [130].

Die Entwicklung des sog. Bowen-Kunststoffes 1963 war ein Meilenstein auf der Suche nach ästhetischen Alternativen zu metallischen Rekonstruktionen. Seither findet auf dem Gebiet der Komposittechnologie eine rasante Entwicklung statt, die in den letzten Jahren nicht nur eine Reihe neuer Materialien wie Nanofüllerkomposite, Ormocere und Silorane auf den Markt gebracht hat. Sie treibt auch die Adhäsivtechnologie, welche erst in den achtziger Jahren entwickelt wurde und bereits die sog. 7. Generation erreicht hat [38], immer weiter voran. Ein Hauptvorteil direkter Kompositfüllungen ist, dass bei der Verwendung von modernen Adhäsivsystemen auf eine makromechanische Verankerung, also das Anlegen einer retentiven Kavitätenform, verzichtet werden kann. Dies ermöglicht eine minimalinvasive, defektorientierte Präparation, bei der gesunde Zahnhartsubstanz geschont werden kann. Das adhäsive Befestigen von Komposit an der Zahnhart-

substanz macht die Verarbeitung teurer und techniksensitiver als jene von Amalgam [115]. Dafür bietet das Kleben dem substanzgeschwächten Zahn einen zusätzlichen Halt, während es beim Stopfen von Amalgam-Füllungen regelrecht zum Aufsprengen des Zahnes kommen kann. Im Schmelzbereich ist die adhäsive Befestigung bei Anwendung der Säure-Ätz-Technik leicht zu realisieren. Schwierigkeiten bereitet jedoch bis heute der Verbund zum Dentin [37].

In älteren Analysen zur Lebensdauer von Restaurationen schnitten Komposite schlechter ab als Amalgam-Füllungen [6,117]. Neuere Longitudinalstudien können jedoch gleich hohe [88,99] und sogar bessere Erfolgsquoten für Komposite belegen [57], insbesondere bei Patienten mit einem geringen Kariesrisiko [98]. Die Ansprüche an moderne Komposite steigen indes zunehmend: Verbesserungen bezüglich Verschleißfestigkeit und Frakturresistenz, Biokompatibilität, Polymerisationsschrumpfung und eine einfachere Handhabung werden gefordert [56]. Demzufolge gehen die Bestrebungen der Dentalindustrie hin zur Entwicklung immer einfacher anzuwendender Materialien. Diese sind jedoch oft techniksensitiver und es besteht die Gefahr von Qualitätseinbußen. Seit ca. drei Jahren werden in diesem Zusammenhang fließfähige Bulk-fill-Komposite angeboten, deren Name auf die Möglichkeit verweist, Kavitäten in einem Zug ohne Schichttechnik füllen zu können, was eine wesentliche Arbeitsaufwand- und Zeitersparnis bedeutet. Insbesondere Flowables weisen jedoch i.d.R. eine hohe Polymerisationsschrumpfung auf. Diese stellt seit jeher eine der größten Herausforderungen bei der Verwendung von Kompositen dar [32]. Derzeit beträgt die Volumenreduktion von Kompositen ungefähr 3 Vol.% [37]. Durch den Schrumpfstress können Randspalten zwischen Füllung und Zahn entstehen, die für Probleme wie Sekundärkaries, Verfärbungen von Füllungsrandern, postoperative Sensitivitäten und einen frühzeitigen Füllungsverlust verantwortlich sein können [86]. Ein Verfahren zur Reduktion von Randspalten ist bisher das Applizieren und Aushärten einzelner Inkremente in der sog. Schichttechnik [102]. Des Weiteren soll mittels Dentinadhäsiven eine mikromechanische Retention zwischen Komposit und Dentin erreicht und ein „mikroleakage“ verhindert werden. Partikelgröße und -form beeinflussen das Schrumpfverhalten von Kompositen [119] und es konnte gezeigt werden, dass spezielle Lichthärteverfahren den Schrumpfstress reduzieren können [82]. Aufgrund des offensichtlichen Zusammenhangs zwischen Polymerisationsschrumpfung und klinischem Erfolg einer Füllung wird an der Entwicklung schrumpf-

reduzierter Komposite gearbeitet [89]. Hierzu gehören auch die neuen Bulk-fill-Komposite, welche neben der vereinfachten Anwendung ebenfalls einen geringeren Schrumpfstress als herkömmliche Komposite verursachen sollen, und zwar durch spezielle, in die Matrix eingebaute Polymerisationsmodulatoren [131].

Ziel dieser In-vitro-Studie war es, das Randspaltverhalten eines Bulk-fill-Komposits (SDR/ Dentsply DeTrey) und das eines Nanohybridkomposits (Venus Diamond/ Heraeus Kulzer) in approximal dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten – ohne Verwendung eines Dentinadhäsivs – zu untersuchen, um so Rückschlüsse auf die benötigte Leistungsfähigkeit moderner Adhäsive ziehen zu können.

### 3 Literaturübersicht

#### 3.1 Entwicklung der Kompositentechnologie in der Zahnmedizin

Unter dem Begriff Komposite (lat. componere, zusammensetzen) werden im Allgemeinen Werkstoffe aus mindestens zwei Komponenten verstanden. Im Bereich der Zahnmedizin handelt es sich um zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe, die chemisch oder durch Lichtzufuhr aushärten [54].

1928	Entwicklung des ersten Dentalkunststoffs, Metacrylsäuremethylester
1942	Erfindung der Kaltpolymerisation
1949	Erste kaltpolymerisierende MMA-Kunststoffe auf dem Markt
1951	Kunststoff-Zahn-Verbindung möglich (Hagger)
1955	Säure-Ätz-Technik (Buonocore)
1962	Entwicklung des Bis-GMA, sog. Bowen-Monomer (Bowen)
1963	Erstes Komposit mit Quarzfüllern
1970	Lichthärtung als Idee (Buonocore)
1974	Mikrofüllerkomposite
1977	Lichthärtung kommerziell verfügbar
1978	Total-Etch-Technik
1980	Hybridkomposite (Literatur)
1985	Hybridkomposite kommerziell verfügbar
1991	Beschreibung der Hybridschicht (Nakabayashi)
1993	Kompomere
1998	Ormocere
2000	Nanofüllerkomposite
2007	Silorane
2010	Bulk-fill-Komposite

**Tab. 1: Wichtige Etappen in der Entwicklung von Kompositmaterialien [37,79,120]**

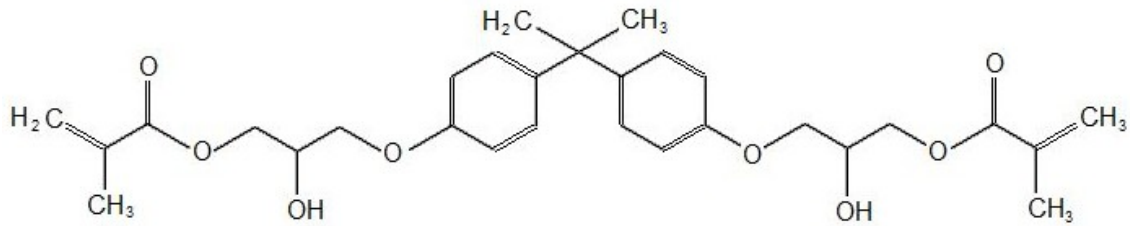
Die Vorstellung der ersten Methacrylate für den dentalen Gebrauch in den 1930er Jahren war der Beginn eines neuen Zeitalters in der Zahnmedizin. Zunächst kamen ungefüllte Polymethylmethacrylate zum Einsatz, welche bei Mundtemperatur polymerisierten und hauptsächlich für den Frontzahnbereich gedacht waren. Diese fanden jedoch keine hohe Akzeptanz, da sie nicht ausreichend farb- und abrasionsstabil waren, eine hohe Polymerisationsschrumpfung aufwiesen und aufgrund des hohen Restmonomergehalts pulpatoxisch waren [54]. Zu den herausragenden Entwicklungsschritten von Füllungskunststoff-

fen gehörte daher das 1962 von dem amerikanischen Zahnarzt Dr. Rafael Bowen entwickelte Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) [11]. Dieses aromatische Dimethacrylat, das aus Bisphenol-A und Glycidylmethacrylat synthetisiert wird, stellte die Matrix für ein neuartiges Füllungsmaterial dar und findet bis heute Anwendung in den meisten Kompositen [37]. Wesentliche Vorteile gegenüber reinen Methacrylaten waren eine geringere Schrumpfung, höhere Abrasionsfestigkeit und eine geringere Toxizität [7]. Als zusätzliche Neuerung fügte Bowen dieser organischen Matrix silanisiertes Quarzmehl als anorganischen Füllstoff hinzu. Die Silanschicht sollte für eine feste chemische Bindung zwischen den beiden Phasen sorgen, um so die physikalischen und chemischen Eigenschaften wie die Abrasionsfestigkeit des Füllmaterials zu verbessern.

Hagger hatte 1951 erstmals die Idee, chemisch härtenden Kunststoff auf Zahnhartsubstanzen zu kleben, und verwendete hierzu ein Glycerophosphat [50]. Dies führte zur Entwicklung des ersten kommerziell verfügbaren Adhäsivs Sevitron [42]. 1955 fand Buonocore heraus, dass ein mit Säure angeätzter Schmelz eine hohe Bindung zum Kunststoff aufweist [12]. Ende der 1970er Jahre zeigte Fusayama, dass eine wesentliche Steigerung der Adhäsion des Kunststoffs am Dentin erreicht werden kann, indem es zuvor mit Phosphorsäure angeätzt wird [67]. Dentinadhäsive wurden in den 1980ern erforscht [10,95] und hielten im Laufe der 1990er Jahre Einzug in die Praxis [52].

Der Einsatz von Kompositrestaurationen im okklusionsbelasteten Seitenzahnbereich wurde bis in die 1990er Jahre nicht empfohlen [84,114]. Ein Umdenken fand erst nach der erfolgreichen Einführung der Dentinhaftvermittler und Verbesserungen von Materialeigenschaften neuer Komposite statt, sodass die Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und die American Dental Association (ADA) in einer gemeinsamen Stellungnahme den Indikationsbereich von Kompositen auf das Seitenzahngebiet erweiterten [129].

In den letzten 15 Jahren wurden viele neue Stoffe auf dem Dentalmarkt eingeführt. Aus wissenschaftlicher Sicht werden aber weiterhin große Entwicklungsschritte im Bereich der Komposite und Adhäsive erwartet. Neueste Bestrebungen zielen auf die Entwicklung schrumpfungs- und stressfreier Füllmaterialien, selbstadhäsiver Komposite und Materialien mit therapeutischem Nutzen ab [35].



**Abb. 1: Bis-GMA („Bowen-Kunststoff“)**

### 3.2 Struktureller Aufbau von Kompositen

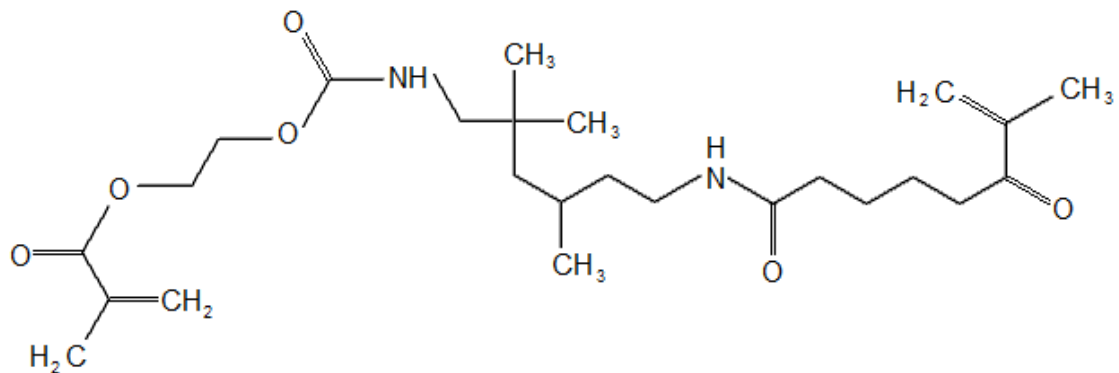
Moderne zahnärztliche Kompositmaterialien bestehen aus den drei Hauptkomponenten organische Matrix, disperse Phase (Füllkörper) und Verbundphase (Silane). Hinzu kommen Additiva wie Initiatoren, Stabilisatoren, Farbpigmente und weitere.

#### 3.2.1 Organische Matrix

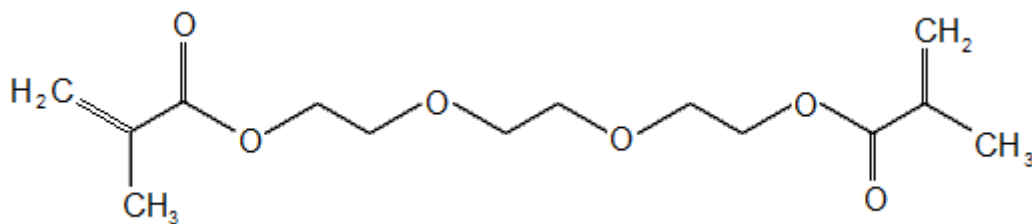
Die organische Matrix besteht aus Monomeren und verschiedenen Additiva [54]. Das gebräuchlichste Monomer ist das aromatische Dimethacrylat Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA). Glycidylmethacrylat besteht aus einem Methacrylatrest und einer Epoxidgruppe. Epoxide sind zyklische Ether, in denen zwei Kohlenstoff- und ein Sauerstoffatom einen Dreiring bilden [142]. Aufgrund der großen Ringspannung sind sie sehr reaktionsfreudig und können in einer Additionsreaktion unter Ringöffnung mit der Hydroxylgruppe (-OH) des Bisphenol-A reagieren.

Weitere verwendete Monomere sind das modifizierte Bis-GMA (Bis-EDMA) und Urethan-Dimethacrylat (UDMA) [54]. Alle gehören zur Gruppe der multifunktionellen hochmolekularen Dimethacrylate und zeichnen sich durch gute physikalische Eigenschaften, Farbstabilität und geringe toxische Wirkungen aus. Allerdings besitzen solche langkettigen Monomermoleküle eine erhöhte Viskosität. Um leichter verarbeitet werden zu können und den Füllstoffanteil zu erhöhen, werden oft niedermolekulare Dimethacrylate (Ko-Monomere) als Verdünner hinzugefügt [54]. Dazu zählen das Triethylenglykol-Dimethacrylat (TEGDMA) und Ethylenglycol-Dimethacrylat (EDGMA) [116]. Der Zusatz von Verdünnern erhöht außerdem die Konversionsrate des Komposits [46]. Ein übermäßiger Gebrauch dieser kurzkettigen Moleküle sollte jedoch vermieden werden, da sie eine stärkere Schrumpfung aufweisen als hochmolekulare Dimethacrylate [8,62].





**Abb. 2: UDMA (Urethan-Dimethacrylat)**



**Abb. 3: TEGDMA (Triethylenglykol-Dimethacrylat)**

Als weitere Matrixbestandteile sind folgende Additiva zu nennen:

#### 3.2.1.1 Initiatoren

Komposite können anhand ihres Polymerisationsmechanismus unterteilt werden in chemisch härtende, lighthärtende und dualhärtende Komposite. Um die Polymerisationskettenreaktion von Monomeren in Gang zu setzen, ist die chemische oder physikalische Aktivierung von beigemengten Initiatoren notwendig. Sie nehmen direkt an der chemischen Reaktion teil und werden verbraucht, indem sie in Radikale zerfallen und mit den C=C-Doppelbindungen der Monomere reagieren. Es kommt zur Bildung von Polymerketten [54]. In Dentalkunststoffen ist der Photoinitiator Kampherchinon in Kombination mit einem aliphatischen tertiären Amin als Akzelerator zur Zeit am häufigsten im Einsatz [80]. Kampherchinon absorbiert blaues, sichtbares Licht mit einer

Wellenlänge von 468 nm und wird dadurch aktiviert [37]. Bei Autopolymerisaten ist Benzoylperoxid ein gebräuchlicher Initiator. Dieser befindet sich in der Katalysatorpaste, während der Akzelerator (aromatisches tertiäres Amin) Bestandteil der Basispaste ist [8]. Akzeleratoren sind nötig, um eine schnelle Aushärtung bei gemäßigten Temperaturen, wie sie in der Mundhöhle vorliegen, herbeizuführen. Sie unterstützen die Initiatoren bei der Ausbildung freier Radikale [8].

Je reaktionsfreudiger die Initiatoren sind, desto höher ist der Polymerisationsgrad, welcher über die Vollständigkeit der Aushärtung entscheidet und für bessere mechanische und physikalische Eigenschaften der Kompositmatrix sorgt [54].

Zusätzlich unterstützen die Initiatoren die Farbstabilität eines Komposits.

#### 3.2.1.2 Stabilisatoren

Stabilisatoren, oder auch Inhibitoren genannt, verhindern eine Spontanpolymerisation, indem sie unter Abspaltung eines Wasserstoffatoms mit vorzeitig entstehenden Radikalen reagieren. Dies erhöht zum einen die Lagerfähigkeit der Komposite, zum anderen wird der Härtungsprozess bei der Autopolymerisation verlangsamt und so eine ausreichend lange Verarbeitungszeit gewährleistet [8]. Inhibitoren sind meist Phenolderivate wie z.B. Hydrochinomonomethylether.

#### 3.2.1.3 UV-Stabilisatoren

UV-Stabilisatoren werden als Lichtschutzmittel eingesetzt, um den Kunststoff vor Alterungsprozessen zu schützen, welche zu dunklen Verfärbungen der Füllungen führen können [8]. Einwirkende UV-Strahlung (Wellenlänge 365 nm), also elektromagnetische Strahlung unterhalb des blauen Lichtspektrums, wird durch sie absorbiert.

#### 3.2.1.4 Pigmente

Den Kompositen werden anorganische und selten organische Pigmente hinzugefügt, um eine breite Palette an Farbnuancen für möglichst natürlich wirkende, zahnfarbene Restaurationen bieten zu können. Außerdem beeinflussen Pigmente die Transparenz bzw. Opazität des Füllmaterials. Sie sollten unlöslich, farbstabil und toxikologisch unbedenklich sein. Als anorganische Pigmente werden Metalloxide wie Eisenoxid, Zirkoniumdioxid und Titandioxid verwendet [5].

### 3.2.2 Disperse Phase

Unter der dispersen oder auch anorganischen Phase versteht man Füllstoffe (reinforcing fillers), welche der Kompositmatrix zugesetzt werden, um die physikalischen und chemischen Materialeigenschaften zu verbessern [54]. Neben Quarzpulver ( $\text{SiO}_2$ ) werden Keramik (Li-Al-Silikat) sowie Barium-, Strontium- und Zirkoniumglas verwendet [101]. Die Füller unterscheiden sich hinsichtlich ihrer chemischen Zusammensetzung, Form, Größe und Oberflächenbeschaffenheit. Komposite enthalten einen Füllkörperanteil von 44-88 Ma% [65]. Im Vergleich zur ungefüllten Matrix werden dadurch Eigenschaften wie Druck- und Zug-, Abrasions-, Biegefestigkeit und der Elastizitätsmodul erhöht, die Polymerisationsschrumpfung, der lineare thermische Expansionskoeffizient und die Wasseraufnahme hingegen verringert [54,68]. Der Trend geht hin zu feineren Partikelgrößen, welche aufgrund ihrer gleichmäßigen Verteilung an der Oberfläche eine bessere Polierbarkeit und Abrasionsfestigkeit bieten [54]. Dadurch sind die Komposite auch farbbeständiger und weniger anfällig gegen Plaqueanlagerungen.

### 3.2.3 Verbundphase

Der chemische Verbund zwischen Füllstoff und organischer Matrix ist für die mechanischen Eigenschaften des Komposits von großer Bedeutung. Durch Silanisierung der hydrophilen Füllkörperoberflächen, beispielsweise mit 3-Methacryloxyloxypropyltrimetoxisilan [8], werden diese hydrophobiert, wodurch eine Benetzung der Füllkörper durch die Matrix erleichtert wird. Das oberflächlich gebundene Silan erreicht eine Schichtstärke von 5-20 nm. Mit Methacrylsäureresten polymerisieren die bifunktionalen Silane ans Monomer [54].

Mittels Silanisierung werden höhere Füllgrade erreicht und die Wasseraufnahme des Komposits wird reduziert [70], weiterhin werden Biegefestigkeit, E-Modul und Scherfestigkeit des Materials gesteigert [59]. Allerdings kann sich dieser chemische Verbund durch saure Hydrolyse lösen und zu einem Verlust an Füllkörpern, sprich erhöhtem Verschleiß führen [54].

### 3.3 Klassifikationen von Kompositen

#### 3.3.1 Einteilung nach der Füllkörpergröße nach Lutz und Phillips, 1983 [83]

Aufgrund des großen Einflusses der Füller auf die Eigenschaften der Komposite haben Lutz und Phillips Komposite anhand der verwendeten Füllkörper klassifiziert.

##### 3.3.1.1 Makrofüllerkomposite

Konventionelle, makrogefüllte Komposite waren die ersten klinisch verwendeten Komposite. Sie enthalten rein anorganische, splitterförmige Quarz-, Glas- oder Keramikpartikel in einer Größenordnung zwischen 0,1 und 100  $\mu\text{m}$  [83]. Der große Härteunterschied von Füllkörpern und Matrix führt bei gleichzeitiger Hydrolyse der Verbundphase leicht zum Herausbrechen von oberflächlichen Füllkörperpartikeln [83]. Bedingt durch die Größe der Makrofüller resultiert das in einer rauen, nicht polierbaren Oberfläche und fortschreitender Abrasion des Füllungsmaterials [32].

Modernere Makrofüller konnten mit kleineren Partikeln einen höheren Füllgrad und eine geringere Schrumpfung erreichen, des Weiteren zeichnen sie sich durch einen geringen thermischen Expansionskoeffizienten und eine geringe Wasseraufnahme aus [54]. Trotzdem verlieren auch diese Materialien nach der Politur schnell ihren Hochglanz und sind verschleißanfällig, weshalb sie heute nicht mehr eingesetzt werden [37,78].

##### 3.3.1.2 Mikrofüller

Homogene Mikrofüllerkomposite enthalten kugelförmige Partikel aus Siliziumdioxid mit einer durchschnittlichen Größe von 0,04  $\mu\text{m}$ . Sie werden durch Flammenpyrolyse von Siliziumtetrachlorid hergestellt. Da der Füllkörperdurchmesser kleiner ist als die Wellenlänge des sichtbaren Lichts, haben Mikrofüllerkomposite ästhetische Vorteile [32,54]. Allerdings verfügen sie über eine große spezifische Oberfläche (50-400  $\text{m}^2/\text{g}$ ), sodass die Viskosität des Füllungsmaterials in ihrer Gegenwart rasch ansteigt und folglich nur geringe Mengen an Mikrofüllern einer organischen Matrix zugeführt werden können. Der geringe Füllkörperanteil von nur 50 Gew.% wirkt sich negativ auf die Polymerisationsschrumpfung, Biegefestigkeit und den Elastizitätsmodul aus [54]. Um diese Nachteile zu mildern, wurden inhomogene Mikrofüllerkomposite entwickelt. Ihnen werden zermahlene Vorpolymerisate oder gesinterte Siliziumdioxidteilchen beigemischt,

wodurch der Füllstoffgehalt auf 70-80 Gew.% steigt, ohne die Konsistenz weiter herabzusetzen. Diese Vorpolymerisate können in splitterförmiger, agglomerierter oder sphärischer Form vorliegen [83], was mit entscheidend ist für die Eigenschaften der Komposite [64]. Gerade an den Grenzflächen der splitterförmigen Vorpolymerisate zur Matrix kann es unter Kaubelastung zu Rissen kommen, weshalb die Mikrofüller nicht für den Seitenzahnbereich geeignet sind [54]. Im Frontzahngebiet und bei Zahnhalsdefekten finden Mikrofüllerkomposite aufgrund ihrer sehr guten Polierbarkeit immer noch Verwendung [37,78].

#### 3.3.1.3 Hybridkomposite

Hybridkomposite enthalten zu 85-90 Gew.% Makrofüller und zu 10-15 Gew.% Mikrofüller. Sie vereinen die positiven Eigenschaften der beiden Kompositssysteme miteinander und erreichen einen hohen Gesamtfüllkörperanteil von 85 Gew.% [54]. Ihre guten physikalischen und mechanischen Eigenschaften sowie die gute Polierbarkeit ermöglichen die Verwendung für sämtliche Black-Kavitätenklassen, weshalb sie auch als Universal- oder Allroundkomposite bezeichnet werden [78,87]. Abhängig von der Korngröße werden Hybridkomposite (mittlere Partikelgröße unter 10  $\mu\text{m}$ ), Feinpartikelhybridkomposite (mittlere Partikelgröße zwischen 3 und 5  $\mu\text{m}$ ), Feinstpartikelhybridkomposite (mittlere Partikelgröße unter 3  $\mu\text{m}$ ) und Submikrometerhybridkomposite (mittlere Partikelgröße kleiner als 1  $\mu\text{m}$ ) unterschieden.

#### 3.3.1.4 Nanofüllerkomposite

Nanotechnologisch modifizierte Komposite stellen eine neue Kompositklasse dar [51], welche eine Sonderstellung zwischen Mikrofüllerkompositen und Hybridkompositen einnehmen. Sie enthalten Mikrofüllkörper mit einer Größe zwischen 20 und 75 nm, welche sich frei in der Matrix befinden und auch als Nanomere bezeichnet werden. Da sie nicht agglomerieren, ermöglichen sie erstmals einen Füllkörpergehalt, der jenem von Hybridkompositen entspricht [28]. Zusätzlich findet sich ein Teil der Füllkörper in einem zu Nanoclustern verbundenen Zustand vor, mit einer Clustergröße zwischen 0,6 bis 1,4  $\mu\text{m}$  [87]. Durch Nanocluster wird eine sehr gute Polierbarkeit erreicht [122]. Nanofüllerkomposite vereinen also hohe Ästhetik mit mechanischen Stabilität und können sowohl im Front- als auch im Seitenzahnbereich eingesetzt werden [43,87].

Kategorie	Durchschnittliche Füllkörpergröße
Megafüller	> 100 µm
Makrofüller	10-100 µm
Midifüller	1-10 µm
Minifüller bzw. Submikrometerfüller	0,1-1 µm
Mikrofüller	0,01-0,1 µm
Nanofüller	0,005-0,01 µm

**Tab. 2: Klassifikation der Komposite bezüglich ihrer Füllkörpergröße [37]**

### 3.3.2 Einteilung nach dem Füllkörperanteil nach Willems et al., 1992 [143]

Durch Variationen des Füllkörperanteils können unterschiedliche Viskositäten von Kompositen erreicht werden, sodass fließfähige oder stopfbare Komposite entstehen.

#### 3.3.2.1 Niedrigvisköse Komposite

Fließfähige Komposite, oder auch Flowables genannt, sind seit 1996 auf dem Markt [4]. Es handelt sich um Derivate der Hybridkomposite mit einem geringeren Füllkörperanteil und erhöhter Konzentration an Ko-Monomeren wie TEGDMA. Ursprünglich für den Zahnhalsbereich entwickelt, zeichnen sich die Flowables durch einen niedrigen Elastizitätsmodul aus [78]. Folglich können Deformationen des Zahnes, die unter Funktion auftreten, durch das Material kompensiert werden und führen nicht zu Rissen oder Füllungsverlust. Weitere Indikation finden die fließfähigen Komposite aufgrund ihrer guten Benetzungseigenschaften bei erweiterten Fissurenversiegelungen und als erste Schicht unter stopfbaren Kompositen [28,87]. Dabei wird ihnen außer der besseren Benetzung eine sog. „stress-breaker“-Funktion zugesprochen, die Polymerisationsspannungen des Füllmaterials elastisch ausgleichen soll [78]. Aufgrund des reduzierten Füllkörpergehalts weisen Flowables allerdings schlechtere mechanische Eigenschaften auf als herkömmliche Komposite und sind daher nicht für den kaulasttragenden Bereich geeignet [3,4].

#### 3.3.2.2 Hochvisköse Komposite

Die sogenannten stopfbaren Komposite wurden durch Modifikationen der Matrix und Abwandlungen der Füllkörper entwickelt. Im Gegensatz zu den niedrigviskösen Kompositen besitzen sie einen erhöhten Füllgrad, wodurch das Material standfester und

weniger klebrig ist. Dies sollte eine amalgamähnliche Platzierungstechnik, eine bessere Approximalkontaktpunktgestaltung sowie eine bessere Modellierbarkeit ermöglichen [78,87]. Zusätzlich versprach man sich von den speziell für den Seitenzahnbereich entwickelten stopfbaren Kompositen eine höhere Verschleißresistenz [78]. Die erhofften Vorteile gegenüber konventionellen Hybridkompositen konnten jedoch überwiegend nicht bestätigt werden [17,81].

### 3.3.3 Einteilung nach der Kunststoffmatrix

Die Entwicklung neuer Matrixmonomere macht eine weitere Klassifikation von Kompositen erforderlich, welche das Monomersystem berücksichtigt.

Matrix	Chemisches System	Gruppe	Materialbeispiel
Konventionelle Matrix	Reine Methacrylate	Hybridkomposite	Tetric EvoCeram/ Ivoclar Vivadent
		Nanokomposite	Filtek supreme XT/ 3M ESPE
Anorganische Matrix	Anorganische Polykondensate	Ormocere	Admira/ Voco Definite/ Degussa
Säuremodifizierte Methacrylate	Polare Gruppen	Kompomere	Dyract eXtra/ Dentsply
Ringöffnende Epoxide	Kationische Polymerisation	Silorane	Filtek Silorane/ 3M ESPE

**Tab. 3: Einteilung der Komposite nach ihrer Matrixkomponente nach Zimmerli et al. 2010 [149]**

Zu den reinen Methacrylaten zählen Monomere mit konventioneller Matrix wie Bis-GMA, UDMA oder TEGDMA. Komposite mit diesem Matrixsystem weisen eine hohe Festigkeit auf. Klassische Ormocere, abgeleitet von „organically modified ceramics“, sind hydrophob und zeigen eine sehr geringe Monomerfreisetzung [109]. Allerdings scheint ihre Randschlussqualität schlechter zu sein im Vergleich zu Hybridkompositen [74] bzw. Siloranen [85]. Kompomere setzen sich aus Komposit- und Glasionomerbestandteilen zusammen, deren Vorteile vereint werden sollen: gute Materialeigenschaften und Ästhetik einerseits, Fluoridabgabe und einfache Handhabung andererseits. Chemisch ähneln sie eher den Kompositen, neigen aber zu erhöhter Wasseraufnahme und stärkerem Abrasionsverhalten [93]. Letzteres erklärt ihre Eignung für Milchzahn-

restaurationen [75]. Silorane zeichnen sich durch eine geringe Schrumpfung [141] und gute mechanische Eigenschaften aus [63].

### **3.4 Werkstoffkundliche Eigenschaften und Anforderungen an ein Füllungsmaterial**

Bei allen zahnärztlichen Füllungsmaterialien müssen grundsätzliche Anforderungen erfüllt werden. Die meisten werden in ISO-Standards festgehalten (ISO-Norm 4049), allerdings besteht eine große Spanne innerhalb der einzelnen Kategorien, sodass es zu Zulassungen von Kompositen kommen kann, die bestimmten Anforderungen nur knapp genügen [149]. Allgemein gefasst werden gute physikalische und optische Eigenschaften erwartet, das heißt denjenigen der Zahnhartsubstanz entsprechend.

#### *3.4.1 Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Vickershärte*

Die sogenannte 3-Punkt-Biegefestigkeit wird in einem ISO-Norm-Verfahren geprüft. Dabei handelt es sich um eine kombinierte Messung von Druck- und Zugfestigkeit, indem unter Belastung an der konkaven Seite des Probenkörpers Druckkräfte und an der konvexen Seite Zugkräfte entstehen. Die angegebene Biegefestigkeit ist derjenige Wert, bei dem der Prüfkörper bricht und sollte laut ISO 4049 mindestens 80 MPa für lighthärtende Kompositmaterialien betragen. Dieser Wert liegt zwischen der Biegefestigkeit von Schmelz und Dentin.

Der Elastizitätsmodul (E-Modul) ist ein Maß für den Widerstand gegenüber elastischer Deformation. Je höher der E-Modul, desto rigider ist das Material und umso weniger verformt es sich unter dynamischer Belastung. Der täglich auftretende Kaustress stellt eine solche Belastung dar. Damit die auftretenden Kräfte möglichst gut über die gesamte Restauration und den Zahn verteilt werden, sollte das Elastizitätsverhalten des Füllungsmaterials nah am Verhalten der natürlichen Zahnhartsubstanz liegen. Dentin hat ein E-Modul von 20-25 GPa [71], Schmelz von 85-90 GPa [49].

Mit der Härteprüfung nach Vickers, welche in der Norm DIN EN ISO 6507 beschrieben ist, wird oft die Oberflächenhärte von zahnärztlichen Materialien bestimmt. Die Oberflächenhärte beschreibt, inwieweit ein Material Widerstand gegen Belastungen auf geringer Fläche leistet. Je kleiner die hinterlassene Einkerbung der Diamantpyramide unter den festgeschriebenen Bedingungen ist, desto höher ist die Vickershärte (HV). Sie

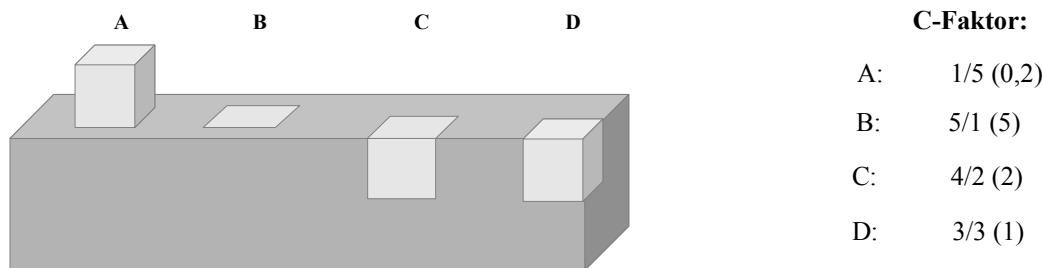


lässt Rückschlüsse auf das Abrasionsverhalten bzw. die Verschleißfestigkeit des Komposits zu und sollte derjenigen von Schmelz entsprechen.

#### *3.4.2 Polymerisationsschrumpfung und Schrumpfungstress, Randspaltenentstehung*

Lichthärtende Composite enthalten reaktive Moleküle, die sogenannten Monomere. Bei Belichtung verbinden sich die Monomere zu Polymerketten und weiter zu einem komplexen Netzwerk. Diese sogenannte Polymerisationskettenreaktion führt durch enge Aneinanderlagerung und Vernetzung der Moleküle zu einer Volumenabnahme, der Polymerisationsschrumpfung [89]. Die intermolekularen Abstände verringern sich dabei von ca. 4 Å auf ca. 1,9 Å [113]. Diese Kontraktion wird in Volumenprozent angegeben und beträgt bei der reinen Matrix ca. 10-15 Vol.% [37]. Durch Zugabe von Füllkörpern kann sie auf ca. 3 Vol.% reduziert werden. Das Problem der Polymerisationsschrumpfung ist der durch sie ausgelöste Schrumpfungstress. Dieser hat zum einen Auswirkungen auf das Komposit selbst, aber auch auf die Zahnhart-substanz, wobei der Stress über die Haftflächen übertragen wird [89]. Initial, im sog. Prä-Gel-Zustand, kann das Material die Volumenschrumpfung durch Fließvorgänge ausgleichen. Im Laufe des Aushärtvorgangs wird jedoch der sog. Gelpunkt überschritten, das heißt die Erstarrung des Komposits beginnt und das dreidimensionale Netzwerk wird so dicht, dass ein Spannungsausgleich durch Nachfließen nicht mehr möglich ist [19]. Es entstehen Spannungen innerhalb des Materials, welche zum Teil durch die Elastizität des Zahnes kompensiert werden können. Je nach Ausmaß der Volumenabnahme besteht jedoch die Gefahr der Randspaltbildung und Schwächung des Materials [19]. Des Weiteren können die Zahndeformationen zu Schmelzfrakturen oder Höckerdeformationen führen [89]. Abgesehen vom Kompensationsvermögen der umgebenden Strukturen ist der Schrumpfungstress auch von der Art des Komposits abhängig. So wird bei einem gegebenen Schrumpfvolumen das härteste Material auch den größten Stress verursachen [19]. Füllkörper- und Monomertyp sind daher ausschlaggebend. Weitere Faktoren, die den Schrumpfungstress beeinflussen, sind beispielsweise eine hohe Initiatorkonzentration [108] und hohe Lichtintensitäten [60], wodurch die Polymerisation beschleunigt wird und der Gelpunkt früher erreicht wird. Um weniger Stress zu erzeugen wird deshalb versucht, durch Veränderung der Polymerisationskinetik, z.B. in Form von speziellen Lichthärteverfahren, den Gelpunkt möglichst lange hinaus zu zögern [69,82]. Weiterhin

ist die Kavitätengeometrie entscheidend, denn sie kann Fließvorgänge behindern [20]. Dies kann mit dem sogenannten Konfigurationsfaktor (C-Faktor) erklärt werden. Feilzer et al. [31] definierte den C-Faktor als das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Kompositoberfläche. Folglich ist ein Inkrement mit viel Kontaktfläche zum Zahn einem größeren Polymerisationsstress ausgesetzt, wodurch die maximale Haftkraft nicht erreicht wird und Randspalten entstehen. Allerdings darf die Schrumpfung nicht als alleiniger Faktor bei der Entstehung von Randspalten betrachtet werden, denn die Kriechfähigkeit des Kunststoffes, die thermische Ausdehnung und die Leistung des Adhäsivs haben ebenso Einfluss. Durch Randspalten wird das Eindringen von Bakterien, Flüssigkeiten und Molekülen begünstigt. Das kann zu Sekundärkaries, postoperativen Sensitivitäten, Verfärbungen und frühzeitigem Füllungsverlust führen [89].



**Abb. 4: Veranschaulichung des C-Faktors (Verhältnis von gebundener zu ungebundener Kompositoberfläche)**

### 3.4.3 Polymerisationsgrad, Restmonomere, eluierbare Bestandteile und toxikologische Aspekte

Während der Polymerisation wird keine 100%ige Konversionsrate erzielt, sondern es bleiben bis zu 45% nicht umgesetzte Restdoppelbindungen übrig [54]. So liegt die Konversionsrate von Bis-GMA-Monomer bei 48%, diese kann aber durch Zugabe von Verdünnern wie TEGDMA auf bis zu 70% gesteigert werden [65]. Ein gehärtetes Komposit enthält also einen signifikanten Anteil an nicht reagierten Monomeren oder kurzkettigen Polymeren [33]. Diese können die Qualität eines Komposits durch Oxidation und hydrolytische Degradation erheblich herabsetzen, was sich beispielsweise in Form von Verfärbungen oder vorzeitigem Verschleiß widerspiegelt [123]. Es besteht eine Korrelation zwischen dem Polymerisationsgrad und der Elution von Rest-

monomerbestandteilen [54]. Dabei werden mehr Bestandteile durch organische als durch wässrige Medien gelöst [135]. Bezogen auf das Ausgangsgewicht lassen sich beispielsweise zwischen 5-11% Monomere mit Methanol eluieren [54]. TEGDMA wurde als Hauptbestandteil der eluierten Stoffe in wässriger Lösung nachgewiesen [44]. Aber auch andere Monomere wie Bis-GMA, UDMA und HEMA können gelöst werden, Füllkörper wie z.B. Barium oder Silizium [54], sowie eine vergleichbare Menge oder sogar mehr Additiva wie Initiatoren und Stabilisatoren [44,135]. Freigesetzte Restmonomere können eine biologische und toxikologische Wirkung entfalten. So konnte an einem Mukosa-Modell gezeigt werden, dass im Vergleich zu anderen Kompositen ein TEGDMA-basiertes Komposit signifikante Gewebeschäden provoziert und die Synthese des Entzündungsmediators Interleukin-1 $\beta$  gesteigert wird [91]. Es wird auch über allergische Reaktionen auf Bestandteile von Kompositen berichtet. So zeigten in einer Studie von Wallenhammar et al. [140] 5% der schwedischen Zahnärzte Hautsymptome bei Kontakt mit Methacrylaten, 6% reagierten positiv auf EGDMA und alle getesteten Probanden reagierten positiv auf HEMA.

Es konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Menge freigesetzter Restmonomere und der Zeit der Lichthärtung festgestellt werden [109]. Außerdem sollte zum Erreichen eines optimalen Polymerisationsgrades die Lichtintensität der Polymerisationslampe auf das Absorptionsspektrum des Komposits abgestimmt sein. Ferracane [34] weist darauf hin, dass eine bessere Konversion durch einen höheren Gehalt an Verdünnern und eine geringere Inhibitorkonzentration erreicht werden kann. Dagegen kann ein höherer Gehalt an Photoinitiator nur die maximale Reaktionsgeschwindigkeit erhöhen, die Konversionsrate wird nicht beeinflusst [108].

#### 3.4.4 Wärmeausdehnungskoeffizient

Wie die meisten Werkstoffe dehnen sich Komposite bei Erwärmung aus und kontrahieren bei Abkühlung, gleiches gilt für den Zahn. Das Ausmaß der Temperaturveränderungen in der Mundhöhle wurde von Ernst et al. [27] in einer in vivo-Studie untersucht. Hierzu wurde ein Temperatursensor in den Zahnzwischenräumen der Probanden verwendet. Die Studie ergab beim Verzehr von heißen Getränken (wenn möglich 85 °C) eine durchschnittliche Temperaturerhöhung auf 43,8 °C, während der Verzehr von 0 °C kaltem Eiswasser zu einer durchschnittlichen Abkühlung auf 24,2 °C führte. In diesem Rahmen sollte der thermische Ausdehnungskoeffizient von Kompositen also möglichst

jenem der Zahnhartsubstanz entsprechen, damit es nicht zu Spannungen bzw. Zugkräften im Bereich zwischen Füllung und Zahn kommt. Versluis et al. [138] fand für Schmelz einen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von  $\alpha = 17 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$  und für Dentin einen Wert von  $\alpha = 11 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$  heraus und konnte damit die Ergebnisse von Xu et al. bestätigen [145]. Dagegen lagen die Werte für moderne Komposite zwischen  $\alpha = 20\text{-}35 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ . Es liegt nahe, dass häufige Temperaturänderungen die Ermüdungseigenschaften eines Werkstoffes und den Verbund zur Zahnhartsubstanz negativ beeinflussen [79].

#### 3.4.5 Wasseraufnahme

Die Wasseraufnahme von Kompositen folgt der Kinetik des Fickschen Diffusionsgesetzes [124] und ist abhängig von dem pH-Wert der Lösung, der Lagerungszeit sowie der chemischen Zusammensetzung des Komposits [48]. Die geringe Größe des Wassermoleküls erleichtert dessen Eindringen in das Polymernetzwerk und verursacht eine Quellung und Gewichtszunahme des Materials [9]. Dies könnte einerseits von Vorteil sein, um polymerisationsbedingte Spannungen auszugleichen. Es hat sich allerdings gezeigt, dass eine durch Wasseraufnahme erzeugte Expansion nicht ausreichend ist, um die Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung zu kompensieren [9]. Stattdessen entstehen osmotische Druckspannungen innerhalb des Füllmaterials, welche das Material und die Zahnhartsubstanz schädigen können [127]. Als weiterer Nachteil einer erhöhten Wasseraufnahme gilt die damit einhergehende vermehrte Einlagerung von farbigen Substanzen. Das bedeutet, dass die Wasseraufnahme zu Verfärbungen der Füllung führen kann [26]. Janda et al. [68] konnte für aktuell gebräuchliche Komposite Werte zwischen  $9\text{-}27 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  feststellen nach Wasserlagerung bei  $37^\circ\text{C}$  für 7 Tage. Damit wurden alle der ISO-Norm 4049 gerecht, welche eine Wasseraufnahme von höchstens  $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  vorschreibt.

#### 3.4.6 Röntgensichtbarkeit

Ein Füllmaterial sollte laut ISO 4049:2009 röntgenopak sein. Diese Forderung existiert, seit Komposite auch bei okklusalen Klasse I- und II-Restorationen eingesetzt werden, da die gleichen Dienste gewährleistet werden sollten wie mit Amalgam [2]. Als Einheit der Röntgenopazität wird ein Aluminiumvergleichswert (%Al) verwendet, wobei reines

Aluminium ungefähr die gleiche Röntgenopazität wie Dentin besitzt. Die relative Röntgendichte von Schmelz beträgt dagegen ca. 200 %Al. Damit Kompositfüllungen auf Röntgenbildern deutlich von der Zahnhartsubstanz unterschieden werden können, sollte die Röntgendichte etwas stärker sein als jene von Schmelz [29,84]. Krejci et al. [76] fordert sogar eine Röntgendichte von 250 %Al. Die radiologische Kontrolle stellt ein wesentliches Hilfsmittel in der Kariesdiagnostik im approximalen Seitenzahnbereich dar, welcher für die klinische Diagnostik kaum einsehbar ist. Nur durch Röntgenopazität des Füllmaterials können Sekundärkaries, Randspalten, Füllungsüberhänge oder -unterschnitte sicher erkannt werden. Dazu werden den Kompositen Elemente hoher Ordnungszahlen zugefügt wie Barium, Strontium, Zirkonium, Zink, Ytterbium oder Lanthan [144].

#### **3.4.7 Ästhetische Eigenschaften, Farbbeständigkeit**

Besonders im Frontzahnbereich wird den ästhetischen Eigenschaften des Füllmaterials eine erhöhte Bedeutung beigemessen. Dabei spielen Hochglanz, Farbton und die Opazität bzw. Transparenz eine wichtige Rolle. Die Opazität ist das Maß für Lichtundurchlässigkeit und steht im Gegensatz zur Transparenz, bei der das Licht weniger stark gestreut wird. Um bei größeren Restaurationen ästhetisch optimale Ergebnisse erzielen zu können, sollten Komposite mit unterschiedlicher optischer Dichte angeboten werden. Mit einem zweischichtigen Füllungsaufbau können so das opake Dentin bzw. der transluzente Schmelz nachempfunden werden [28]. Des Weiteren sollte das Komposit farbbeständig sein, was durch geeignete UV-Stabilisatoren erreicht werden kann.

#### **3.4.8 Verarbeitungseigenschaften**

Die gewünschten Verarbeitungseigenschaften können je nach Kompositindikation recht unterschiedlich sein. Für ein Universal-Komposit muss ein guter Kompromiss zwischen Adaptierbarkeit, Modellierbarkeit, Klebrigkeit und Standfestigkeit gefunden werden, um die Gestaltung eines Höcker-Fissuren-Reliefs und approximaler Kontakte zu ermöglichen [28]. Außerdem sollte es mit einfachen Mitteln gut polierbar sein, damit die Oberfläche glatt ist und keine Angriffsfläche für Abrasion und Plaqueanlagerung bietet.

### 3.5 Indikationen direkter Kompositrestaurationen

Laut Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der Hochschullehrer für Zahnerhaltung aus dem Jahre 2003 können direkte Kompositrestaurationen für folgende Einsatzgebiete im Front- und Seitenzahnggebiet verwendet werden [53]:

#### *A. Kavitätenbezogene Restaurationen zur Rekonstruktion ursprünglicher Zahnkontur*

1. Minimal-invasive Restaurationen - teils in Kombination mit Versiegelungen - zur streng schadensgerechten Versorgung kleinerer Defekte als Alternativen zu konventionellen „Füllungen“ sowie Restaurationen zur Versorgung mittelgroßer Defekte (bislang meist unterteilt in F1 bis F4)
2. Substanz schonende Restaurationen zur streng schadensgerechten Rekonstruktion größerer Defekte als Alternativen zu indirekt gefertigten Restaurationen (Onlays, Teilkronen etc.)
3. Substanz schonende Reparatur-Restaurationen als Alternativen zu stark invasiven Neuanfertigungen bereits vorhandener, mit begrenzten Mängeln behafteter Restaurationen

#### *B. Kavitätenunabhängige Restaurationen zur Zahnumformung bzw. Formkorrektur*

1. Substanz schonende Formkorrekturen bzw. -änderungen von Zähnen zur Verbesserung des Aussehens, der Funktion und/oder der Hygienefähigkeit als Alternativen zu indirekt gefertigten Verblendschalen (Veneers) und/oder Überkronungen
2. Substanz schonende Zahnverbreiterungen zur(m) Lückenverkleinerung/-schluss
3. Substanz schonende Zahnumformungen sowie Maßnahmen zur Stabilisierung des Zahnbogens (im Sinne von Retainern oder Schienungen) als Alternativen bzw. Ergänzungen zu kieferorthopädischen, funktionstherapeutischen und/oder parodontologischen Interventionen

#### *C. Kombinierte Restaurationen*

Kombinationen kavitätenbezogener (A) und kavitätenunabhängiger (B) Restaurationen entsprechend zahlreicher individueller Variablen

In einer weiteren Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) gemeinsamen mit der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) aus dem Jahre 2005 wurde geklärt, in welchen klinischen Situationen direkte

Kompositrestaurationen speziell im kaulastragenden Seitenzahnbereich Anwendung finden [56]:

*Indikationen:*

- Klasse V-Läsionen
- Klasse I-Läsionen
- Klasse II-Läsionen (einschließlich Ersatz einzelner Höcker)

*Einschränkungen in der Anwendung bestehen bei folgenden Situationen:*

- *zahnbezogene Variablen:* z.B. erschwerte Zugänglichkeit, eingeschränkte Darstellung des Arbeitsfeldes, unsichere marginale Adaptation (vor allem bei unzulänglicher Matrizenpositionierung), fehlende Möglichkeit der Schaffung suffizienter Approximalkontakte
- *funktionsbezogene Variablen:* z.B. starke Parafunktionen (mit ausgeprägter Facettenbildung und fehlender okklusaler Abstützung am Zahnschmelz)
- *verhaltensbezogene Variablen seitens des Patienten:* z.B. eingeschränkte Mundhygiene, insbesondere Approximalraumhygiene (Zahnseiden, Interdentalraumbürsten)

*Kontraindikationen:*

- bei fehlender Möglichkeit adäquater Trockenlegung (Kontamination mit Blut, Speichel etc.)
- bei Patienten mit klinisch relevanten Allergien gegenüber Inhaltsstoffen von Kompositen bzw. Adhäsiven

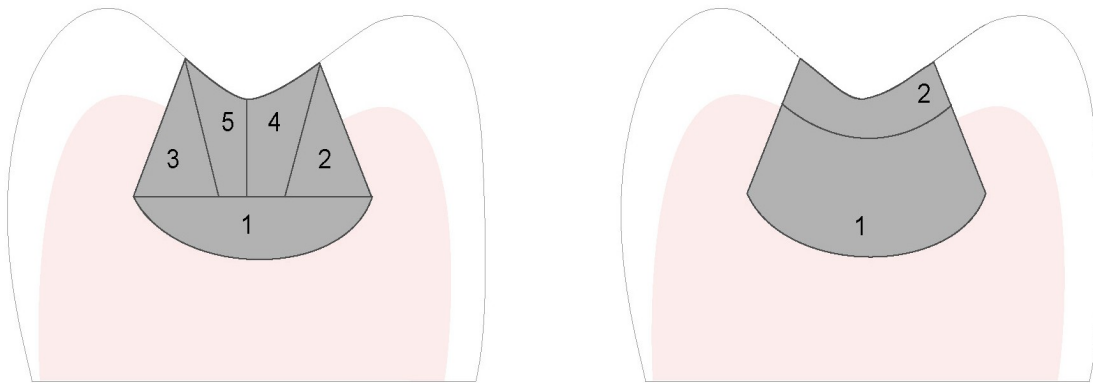
### **3.6 SDR-Technologie**

SDR steht für „Smart Dentin Replacement“ bzw. „Stress Decreasing Resin“ und wird seit Anfang 2010 von der Firma Dentsply DeTrey, Konstanz, auf dem deutschen Markt angeboten. Es handelt sich um ein röntgenopakes, fluoridhaltiges und fließfähiges Bulk-fill-Komposit, welches auf der traditionellen Methacrylatchemie basiert. Dadurch ist es chemisch kompatibel mit konventionellen Kompositen und Adhäsiven [23,89]. Das Neuartige an der SDR-Technologie ist ein Polymerisationsmodulator, welcher chemisch in der Mitte des polymerisierbaren Kunststoffgerüsts eingebaut ist. Dadurch, dass rund um den Modulator eine räumliche Flexibilität besteht und das SDR-Harz ein hohes

molekulares Gewicht besitzt (849 g/mol), soll das SDR-Harz über eine optimale Flexibilität und Netzwerkstruktur verfügen und so weniger Polymerisationsschrumpfung und -stress verursachen [23]. Durch einen langsameren Anstieg der Vernetzungsdichte soll der Stressaufbau im zeitlichen Verlauf deutlich geringer sein im Vergleich zu konventionellen Harzen. So wirbt der Hersteller mit einer um ca. 20% reduzierten Volumenschrumpfung und einem um fast 80% reduzierten Polymerisationsstress. Die Polymerisationsgeschwindigkeit und Konversionsrate sollen dabei nicht beeinträchtigt werden. Ilie et al. [61] konnte bestätigen, dass Komposite mit SDR-Technologie im Vergleich zu Mikro- und Nanohybrid-Flowables und Siloranen die signifikant geringsten Werte für Schrumpfstress aufweisen ( $1,1 \pm 0,01$  MPa). Außerdem zeigte das SDR-Komposit die geringste Schrumpfrate mit einem Maximum bei  $0,1$  MPa/ s, sowie zusammen mit dem Siloran den besten Wert für den Gelpunkt ( $3,1 \pm 0,1$ s).

Trotz des relativ hohen Füllkörperanteils von 68 Gew.% bzw. 44 Vol.% besitzt SDR die Konsistenz eines Flowables. Dadurch soll eine einfache, schnelle und sichere Handhabung gewährleistet werden. SDR wird laut Hersteller direkt aus der Compula in die Kavität eingebracht, zeichnet sich durch gutes Anfließverhalten an die präparierten Kavitätenwände aus und ist selbstnivellierend. Außerdem soll es durch die zeitsparende BulkFüllungstechnik möglich sein, bis zu 4 mm dicke Schichten in einem Zuge einzubringen und in 20 s lichtzuhärten, ohne dabei die Konversionsrate oder die mechanischen Eigenschaften des Materials negativ zu beeinflussen. Dies würde für den Anwender eine massive Zeit- und Arbeitsaufwandsersparnis bedeuten von bis zu 30% [23]. Studien konnten für 4 mm Inkremente ein gutes Randschlussverhalten von SDR unter Anwendung von Dentinadhäsiven bestätigen [112,148]. Weiterhin konnte festgestellt werden, dass die Platzierung dünnerer Inkremente als 4 mm oder eine längere Belichtungszeit von 40 s statt 20 s keine Vorteile bringen [18]. In Bezug auf die Konversionsrate zeigte sich, dass bei 4 mm Inkrementen und 20 s Belichtungszeit gute Werte erzielt werden (Konversionsrate SDR: 57,1-61,9%). Alshali et al. konnten ebenfalls bestätigen, dass die Konversionsrate für SDR vergleichbar ist mit den Werten, die für herkömmliche fließfähige und stopfbare Komposite beschrieben sind [1]. Der Grund dafür, dass Bulk-fill-Komposite auch in tieferen Schichten aushärten, ist die höhere Transluzenz dieser Materialien, wodurch eine Polymerisationstiefe von 4 mm oder mehr anstatt 2 mm Tiefe bei herkömmlichen Kompositen erreicht wird [58].





**Abb. 5: Veranschaulichung der Inkremententechnik versus der Bulk-Füllungstechnik**

SDR wurde auch bezüglich seiner mechanischen und physikalischen Eigenschaften untersucht. So gab Ilie et al. [61] zu bedenken, dass SDR nur mäßige mikromechanische Eigenschaften erfüllt, da es im Vergleich zu Hybridkompositen eine geringere Vickershärte und einen geringeren Elastizitätsmodul aufweist. Im Vergleich zu herkömmlichen Flowables werden jedoch die höchsten Werte erzielt. Burgess et al. [13] fand in Bezug auf Verschleißfestigkeit, Oberflächenrauigkeit, Politurfähigkeit und Farbstabilität vergleichbare Werte mit anderen klinisch erfolgreichen Kompositen.

SDR ist indiziert als Dentinersatz, also als Unterfüllungsmaterial bei Klasse I- und II-Kavitäten. Außerdem kann SDR als Liner verwendet werden, als postendodontisches Verschlussmaterial, als Fissurenversiegler, für kleine Klasse I-Füllungen und für Stumpfaufbauten vor einer Präparation für indirekte Restaurationen [22]. SDR wird in nur einer Universalfarbe angeboten, da es meist in Kombination mit einem Universalkomposit zum Einsatz kommt, mit dem das okklusale Relief gestaltet wird. In einer Studie von Giovanetti et al. [45] wurde SDR verwendet, um verschiedene Arten von Glasfaserstiften adhäsiv im Wurzelkanal zu befestigen. Zum Vergleich diente das für diese Zwecke angebotene Befestigungszement Calibra der gleichen Firma. Bei den folgenden Extrusionsversuchen konnte kein Unterschied in der retentiven Kraft zwischen den beiden Materialien festgestellt werden, wodurch eine Erweiterung des Anwendungsgebiets von SDR um diese Funktion möglich scheint.

Das Ziel einer deutschlandweiten Untersuchung von Seemann 2011 [121] war es zu erfassen, wie oft deutsche Zahnärzte Flowables im Seitenzahngebiet anwenden, für welche Indikationen und aus welchen Gründen. 78,6% der Teilnehmer gaben an, regelmäßig fließfähige Komposite für Seitenzahnfüllungen zu nutzen. Meistens wurden sie als

Liner (80,1%) und in kleinen Klasse I-Füllungen gebraucht (74,2%), seltener für kleine Klasse II-Restaurationen (22,7%). Als Gründe wurden die Vermeidung von Lufteinschlüssen und eine bessere Adaptation an die Kavitätenwände genannt. Der Faktor Zeitersparnis wurde als weniger wichtig erachtet. Zudem wurde die Akzeptanz der neuen Bulk-Füllungstechnik evaluiert, die nach Meinung der Zahnärzte Vorteile in Bezug auf Adaptation und einfache Handhabung mit sich bringt.

Abschließend kann bemerkt werden, dass SDR durch die US-amerikanische Fachzeitschrift „The Dental Advisor“ und „CR Clinicians Report“ prämiert wurde, ebenso erhielt SDR den „Reality Four Star Award“ 2010 und 2011. Auch das Testurteil im „Zahnmedizin Report“ 2/2012 fiel sehr gut aus.

Dem Trend der Entwicklung von einfach und universell einsetzbaren Materialien folgend bieten heute alle führenden Dentalfirmen ein Konkurrenzprodukt zum SDR an.

### **3.7 Haftung von Kompositen an der Zahnhartsubstanz**

#### *3.7.1 Zusammensetzung und Histologie des Schmelzes*

Schmelz besteht zu 98 Gew. % aus anorganischem Material, und zwar hauptsächlich aus Hydroxylapatitkristallen. Weitere Bestandteile sind Wasser und geringe Mengen organischer Verbindungen. Ameloblasten sind für die Bildung des Zahnschmelzes verantwortlich. Posteruptiv gehen diese Zellen verloren, weshalb Substanzverluste irreversibel sind. Zahnschmelz stellt die härteste Substanz des menschlichen Körpers dar, mit Werten von bis zu 390 KHN (Knoop-hardness numbers) an der Schmelzoberfläche. Bei den Apatitkristallen handelt es sich um ca. 160 nm lange Stäbchen mit sechseckigem Querschnitt, die von einer Hydrationschale aus adsorbierten Ionen, Proteinen und Lipiden umschlossen werden. Jeweils 100 dieser Kristalle liegen im Verbund vor und bilden sog. Schmelzprismen, welche von der Schmelz-Dentin-Grenze bis fast zur Oberfläche verlaufen. Außen folgt eine 20-30 µm dicke Schicht aprismatischen Schmelzes. Die Prismen werden von interprismatischer Substanz umgeben, ungeordneten Schmelzkristallen, welche im rechten Winkel zur Längsachse der Prismen vorliegen [54].

#### *3.7.2 Haftung am Schmelz*

Um Kompositrestaurationen dauerhaft und randdicht am Schmelz zu verankern, ist eine Vorbehandlung, die sog. Schmelzkonditionierung, nötig. Bereits 1955 stellte Buonocore

die Schmelz-Ätz-Technik vor, mit der die Adhäsion von Kunststoffen am Schmelz wesentlich verbessert werden konnte [12]. Die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen und der interprismatischen Substanz wird ausgenutzt, um eine Oberflächenvergrößerung und eine bessere Benetzbarkeit der Zahnhartsubstanz zu erreichen. Durch die Ätzung entsteht ein Mikroretentionsrelief, welches die Haftung von Methacrylaten erleichtert. Heutzutage wird Orthophosphorsäure mit Säurekonzentrationen zwischen 30 und 40 % zum Erreichen einer konstanten Ätzwirkung verwendet. Niedrigere Konzentrationen führen zur Ablagerung von schwer löslichem Brushit, während höher konzentrierte Säuren Kalzium-Phosphat-Präzipitate ausfällen lassen und so ebenfalls den Verbund von Komposit und Schmelz behindern [54]. Die Einwirkzeit der Phosphorsäure auf Zahnschmelz soll 15-30 s betragen, die Angaben für Milchzähne liegen aufgrund des vorhandenen prismenfreien Schmelzes höher (zwischen 50-120 s) [25,100]. Dabei geht eine ca. 10 µm dicke Schmelzschicht irreversibel verloren und das erzeugte Ätzmuster reicht bis zu einer Tiefe von 50 µm [37]. Damit die aufgetragene Säure ihre optimale Wirkung entfalten kann, müssen die Schmelzprismen senkrecht angeschnitten vorliegen. Dies wird durch Ansträgung der Kavität erreicht [54]. Nach Ablauf der Einwirkzeit wird die Säure und entstandene Kalziumphosphatpräzipitate mit Wasser abgesprüht und der Zahn anschließend getrocknet. Es wird eine weiße opake Ätzzone sichtbar. Der konditionierte Schmelz wird nun mit einem niedrigviskosen Adhäsiv (Bonding) benetzt, sodass Kunststoff in die weggelösten Schmelzanteile eindringen kann. Beim Aushärten des Bondings entstehen sog. tags, Kunststoffausläufer, welche mit dem Schmelz verzahnt zu einer mikromechanischen Haftung aufgrund geometrischer und rheologischer Effekte führen [54].

### 3.7.3 Zusammensetzung und Histologie des Dentins

Dentin besteht nur zu 70 Gew.% aus anorganischem Material und besitzt stattdessen einen größeren organischen Anteil (hauptsächlich Kollagen vom Typ I). Es ist weniger hart und weniger mineralisiert als der Schmelz. Dentin wird von Odontoblasten gebildet, welche sich an der Grenze zur Zahnpulpa befinden. Von dort aus ziehen ihre Zellfortsätze innerhalb sog. Dentinkanälchen in Richtung der Schmelz-Dentin-Grenze. Neben den Odontoblastenfortsätzen enthalten die Dentinkanälchen auch Flüssigkeit und organische Strukturelemente (periodontoplastischer Raum). Die Kanäle sind von einer Schicht peritubulären Dentins umgeben und durch intertubuläres Dentin voneinander

getrennt. Dentin wird auch nach Eruption des Zahnes normal weiter gebildet in Form von Sekundärdentin, außerdem kann sog. Reiz- bzw. Tertiärdentin zur lokalen Abwehr durch die Odontoblasten gebildet werden [54].

#### 3.7.4 Haftung am Dentin

Im Gegensatz zur Schmelzkonditionierung und -haftung ist die Dentinhaftvermittlung wesentlich schwieriger und technisch aufwändiger zu erreichen. Grund dafür ist der höhere Anteil organischen Materials und die intrinsische Feuchtigkeit des Dentins, welche von freiliegenden Dentinkanälchen herrührt (Liquorexsudation) [106]. Da Komposite hydrophob sind, muss ein Haftvermittlersystem verwendet werden, das die Verankerung eines hydrophoben Materials an dem hydrophilen Dentin ermöglicht. Weiterhin sorgt der sog. Smear-layer, eine Schmierschicht auf der Dentinoberfläche bestehend aus zermahlenden Dentinresten, Bakterien und Wasser, für Probleme bei der Haftvermittlung [103]. Der Smear-layer entsteht durch die Präparation und verstopft die Dentinkanälchen [104]. Ohne zusätzliche Vorbehandlung der Kavität, durch Modifizierung oder Entfernung der Schmierschicht, ist es für Haftvermittler nicht möglich, einen Verbund von Komposit und Dentin herzustellen [132].

Moderne Dentinadhäsivsysteme bestehen zunächst aus einem Konditionierer (z.B. Phosphorsäure oder Maleinsäure) zum Auflösen der Schmierschicht und zur Demineralisation des oberflächlichen Dentins. Durch das Herauslösen von Hydroxylapatit und Phosphaten bleibt nur der organische Anteil des Dentins übrig, in Form eines instabilen Kollagengeflechts [37]. Dabei geht eine ca. 10 µm dicke Schicht Dentin verloren und das Kollagenetzwerk wird bis zu 30 µm tief freigelegt [54]. Die Säure kann entweder als erster Schritt extra appliziert werden oder im Falle sogenannter Self-Etch-Adhäsive in einem Primer integriert vorliegen (sog. Condi-Primer). Primer sind die nächste wichtige Komponente von Dentinadhäsivsystemen. Sie enthalten ein amphiphiles Monomer (z.B. HEMA, TEGDMA, 4-META, PMMA) in einem Lösungsmittel (z.B. Wasser, Aceton, Alkohol) und sickern in das freigelegte Kollagen ein. Dies dient als Vorbereitung des Dentins zur Aufnahme eines hydrophoben Kunststoffes. Durch ihre amphiphilen Eigenschaften sind Primer die eigentlichen Vermittler zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit. Im Anschluss an die Imprägnation des Dentins wird ein hydrophobes Adhäsiv (Bonding Agent) aufgebracht und durch Lichtzufuhr gehärtet. Es entsteht eine Mischzone, Hybridschicht genannt, die aus eingesickertem Monomer

und dem freigelegten Kollagen besteht [96]. Zusätzlich dringt Monomer in die Dentinkanälchen ein, sodass es hier zur Ausbildung sogenannter *tags*, Kunststoffzapfen, kommt [137].

Seit Einführung der Dentinadhäsive wurden viele Anstrengungen unternommen, die Haftung am Dentin weiter zu verbessern. Bis vor kurzem wurden die verschiedenen Entwicklungsstufen rein chronologisch in „Generationen“ eingeteilt [14,77]. Da jedoch Neuentwicklungen immer rascher auf dem Markt erscheinen und es dabei vor allem um Unterschiede des Wirkmechanismus sowie der Anzahl der Applikationsschritte geht, erfolgt die Einteilung der Adhäsivsysteme heutzutage nach den beiden letztgenannten Kriterien anstatt nach dem Zeitpunkt ihrer Markteinführung. Es wird differenziert zwischen Adhäsivsystemen, bei denen eine selektive Schmelzätzung mit Phosphorsäure erfolgt und solchen, bei denen die Phosphorsäure mittels „etch-and-rinse“-Technik verarbeitet wird, wodurch beide Zahnhartsubstanzen gleichzeitig angeätzt werden. Für beide Techniken gibt es Präparate, die in 3 bzw. 4 Schritten appliziert werden. Des Weiteren gibt es Zwei-Schritt-Etch-and-rinse-Produkte und Zwei-Schritt-Self-etch-Adhäsive. Die vermeintlich einfachste Methode sind All-in-one-Adhäsive in Form von Einflaschenpräparaten. Diese massive Reduktion des Systems Dentinbonding ist jedoch nicht folgenlos für die Qualität des Dentin-Komposit-Verbundes: Im Gegenteil, es wurde eine höhere Techniksensitivität für diese All-in-One-Adhäsive festgestellt als für Mehrflaschensysteme, was bedeutet, dass das Präparat mehrfach aufgetragen werden muss, wodurch ein scheinbarer Zeitvorteil entfällt [16,66]. Zusätzlich besteht bei All-in-One-Adhäsiven eine hohe Permeabilität gegenüber Wasser, welche keine dichte Versiegelung des Dentins ermöglicht [133]. Grund hierfür ist, dass sie kein Bonding-Agent besitzen, welches durch seine hydrophoben Eigenschaften eine Wasseraufnahme verhindern könnte. Stattdessen werden Nanoleakages beobachtet und es kommt zur hydrolytischen Degradation des Adhäsivs [15,37]. Drei- bzw. Vier-Schritt-Etch-and-rinse-Adhäsive (z.B. Syntac, OptiBondFL) gelten daher immer noch als der Goldstandard für die Konditionierung von Schmelz und Dentin. Jede Vereinfachung der Anwendung bedeutet ein schlechteres Ergebnis für die Adhäsion [94,107]. Unabhängig von der verwendeten Dentinbondinggeneration ist jedoch das Wichtigste die penible Einhaltung der Anwendungstechnik laut Herstellerangaben, da das Dentinbonding im Allgemeinen

extrem techniksensibel ist und jegliche Applikationsfehler eine massive Reduktion der Adhäsion und Randqualität bedeuten [40].

### 3.8 Fragestellung

Vorausgegangene Studien konnten ein gutes Randspaltverhalten für das Bulk-fill-Komposit SDR aussprechen [112,148]. Allerdings wurden dabei stets auch Dentinadhäsive verwendet. Diese kommen bei adhäsiven Füllungen zum Einsatz, um einen festen mikromechanischen Verbund zwischen Füllung und Zahn zu gewährleisten und um den Polymerisationsstress des Füllmaterials abzupuffern. Es stellt sich daher die Frage, wie groß der Schrumpfstress bzw. die Randspaltbildung des als „Stress Decreasing Resin“ bekannten Komposits SDR in klinisch relevanten Inkrementendicken im Vergleich zu einem Nanohybridkomposit (Venus Diamond/ Heraeus Kulzer) tatsächlich ist, das heißt ohne die kompensatorische Wirkung eines Adhäsivsystems.

Für diese in vitro-Studie wurden folgende Arbeitshypothesen formuliert:

1. SDR weist bei dentinbegrenzten Klasse II-Kavitäten ohne Verwendung eines Dentinadhäsivs einen geringeren Polymerisationsstress in Form von messbaren Randspaltbreiten auf als das Nanohybridkomposit Venus Diamond.
2. SDR kann mit der Bulk-Füllungstechnik in 3 und 5 mm Inkrementen appliziert und gehärtet werden, ohne einen negativen Einfluss auf die Randspaltentstehung zu haben.
3. Die gemessenen Randspaltbreiten am Übergang Dentin – Füllungsmaterial entsprechen dem Polymerisationsstress und zeigen, welche Leistung ein Dentinadhäsiv erbringen muss, um die Schrumpfspannung zu kompensieren.
4. Die präparierte Kastenform – rund bzw. eckig – hat keinen signifikanten Einfluss auf die Randqualität der Füllungen.

## **4 Material und Methode**

### **4.1 Probenzähne**

Für die vorliegende Studie wurden bei Oralchirurgen aus der Umgebung Marburgs ca. 60 menschliche dritte Molaren gesammelt, die aus therapeutischen Gründen entfernt wurden. Konserviert und gelagert wurden die Zähne nach der Extraktion bis zur Präparation und weiter bis zum Zeitpunkt der Bespinnerung in 0,1%-Thymollösung. Von den gesammelten Zähnen wurden 32 unversehrte, karies- und füllungsfreie Molaren ausgewählt und mit einem Scaler von Geweberesten und Verunreinigungen befreit.

### **4.2 Kavitätenpräparation**

An allen 32 Molaren wurde mesial und distal je eine Klasse II-Kastenpräparation angelegt, die in bucco-lingualer Ausdehnung 4 mm breit und deren zervikale Stufe 1,5 mm tief war, die Schmelz-Zement-Grenze um einen Millimeter übergreifend. Die Präparationen erfolgten mit einem roten Winkelstück der Firma KaVo, Biberach/Riß, bei einer maximalen Drehzahl von 120.000 U/min unter Wasserkühlung (50ml/min) und zylindrischen Diamantschleifern mittlerer Körnung (100 µm) der Firma Horico, Berlin. Hierzu wurden die Zähne randomisiert in zwei Gruppen eingeteilt, wobei die eine Hälfte mit abgerundeten und die Andere mit rechtwinkligen Kavitätenböden versehen wurde. Der Oberflächenwinkel betrug 90° und Überhänge wurden durch leicht konische Präparation vermieden. Es folgte eine randomisierte Einteilung der Proben in 8 Gruppen zu jeweils 4 Zähnen, sodass jeder Gruppe 4 runde und 4 eckig präparierte Slots zugeteilt werden konnten.

### 4.3 Einteilung der Versuchsgruppen

Aufgrund der zu untersuchenden Materialien und der Fragestellung ergab sich wie in Tabelle 3 ersichtlich folgende randomisierte Einteilung der Probenzähne (n = 32, präparierte Slots N = 64):

Komposit	Anzahl Proben mit eckig präparierten Kavitätenböden	Anzahl Proben mit rund präparierten Kavitätenböden	Inkrementdicke (mm)
Venus Diamond/ Heraeus Kulzer	4	4	1
	4	4	2
	4	4	3
	4	4	5
SDR/ Dentsply	4	4	1
	4	4	2
	4	4	3
	4	4	5

Tab. 4: Einteilung der Versuchsgruppen

### 4.4 Vorbehandlung der Kavitäten

Ziel dieser Studie war es, die Qualität des Randschlusses von dentinbegrenzten Füllungen mit zwei verschiedenen Kompositen ohne Einfluss eines Adhäsivsystems zu untersuchen. Dadurch sollte festgestellt werden, welche Leistung ein modernes Adhäsiv erbringen muss, um dem Polymerisationsstress, der bei der Aushärtung von Kompositen entsteht und am Kavitätenrand zu Randspalten führen kann, erfolgreich entgegen zu wirken. Von dieser Fragestellung ausgehend ergab sich eine vom Goldstandard abweichende Vorbehandlung der Kavitäten, bestehend aus Phosphorsäuregel und einem lichthärtenden Haftvermittler (Heliobond/ Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein). Auf Dentin-haftvermittler wurde bewusst verzichtet.

Die Kavitäten wurden nach der Total-Etch-Technik mit Vococid 34,9 % (Voco GmbH, Cuxhaven) angeätzt. Dabei wurde zunächst der Schmelz, dann das Dentin mit Säure benetzt, sodass die Einwirkzeit am Schmelz 30 s und am Dentin 15 s betrug. Anschließend wurde die Phosphorsäure mit Wasserspray abgespült. Nach vorsichtiger Trocknung mit Druckluft und visueller Prüfung des Ätzmusters wurde Heliobond mit einem Mikrobrush aufgetragen, dünn verblasen und für 40 s lichtgehärtet.



#### **4.5 Legen der Füllungen**

Auf die oben beschriebene Konditionierung folgte das schichtweise Einbringen von plastischem Füllungsmaterial mit horizontaler Inkrementtechnik, wobei jedes Inkrement für 20 s mit einer Polymerisationslampe (Elipar 2500 Halogen Curing Light, 3M ESPE, Neuss) gehärtet wurde. Das fließfähige und selbstnivellierende SDR wurde nach Herstellerangabe mit Hilfe einer Kompositpistole direkt aus der Compula in die Kavität eingebracht, während Venus Diamond mit einem Heidemannspatel (Hu Friedy, Leimen) appliziert wurde. Je nach Versuchsgruppe handelte es sich um Schichtstärken von 1 mm, 2 mm, 3 mm und 5 mm.

#### **4.6 Ausarbeitung der Füllungen**

Die Kompositfüllungen wurden mit OptiDisc-Scheiben (KerrHawe SA, Schweiz) konturiert und poliert. Zur visuellen Qualitätskontrolle der Füllungen diente eine Lupenbrille. Dabei lag das besondere Augenmerk auf dem hochglanzpolierten Übergang von Füllmaterial zum dentinbegrenzten Kavitätenboden.

#### **4.7 Qualitative Randanalyse**

Die Beurteilung der Qualität der zu untersuchenden Materialien erfolgte anhand des Randschlusses der gelegten Füllungen. Dazu sollten die dentinbegrenzten Randabschnitte mit Hilfe der Bildgebung durch ein Rasterelektronenmikroskop vermessen, beurteilt und anschließend statistisch ausgewertet werden.

Um effizient und mit möglichst wenig Fehlerquellen zu arbeiten, sollten Replikas aus Epoxidharz vermieden werden. Dazu wurde probenhalber zunächst ein Zahn „besputtert“ und unter dem Rasterelektronenmikroskop (REM) bei 300-facher Vergrößerung untersucht. Aufgrund der guten Bildqualität der beschichteten Originalprobe konnte im Folgenden auf die Herstellung von Epoxidharz-Replikas verzichtet werden.

##### **4.7.1 Vorbereitung der Proben**

Zunächst wurden die Zähne mit einer Trennscheibe unter Wasserkühlung zentral in bucco-lingualer Richtung geteilt und so betrimmt, dass der zervikale Füllungsrand möglichst in einer horizontalen Ebene zu liegen kam. Nach Trocknung der Proben mit

Druckluft wurden die jeweiligen Hälften mit doppelklebenden Leit-Tabs (Ø 12 mm, Plano GmbH, Wetzlar) auf Aluminiumprobentellern (Agar Scientific, Essex) fixiert. Alle Proben wurden direkt mittels des Beschichtungsgerätes Sputter Coater S150B der Firma Edwards (Crawley, England) nach Herstellerangaben beschichtet. Hierzu wurde im Hochvakuum eine Spannung von 1 kV angelegt, Argon als Trägergas zugeführt und die Proben wurden für 60 s mit mit einer dünnen Schicht aus Silber-Palladium besputtert. Durch diese sehr feine Metallbenetzung wird eine elektrische Leitfähigkeit der Oberfläche erreicht, die für die Bildgebung im REM notwendig ist. Anschließend wurden die Zähne 7 Tage lang trocken und staubfrei gelagert, um mögliche Schäden am Rasterelektronenmikroskop durch feuchte Proben zu vermeiden.

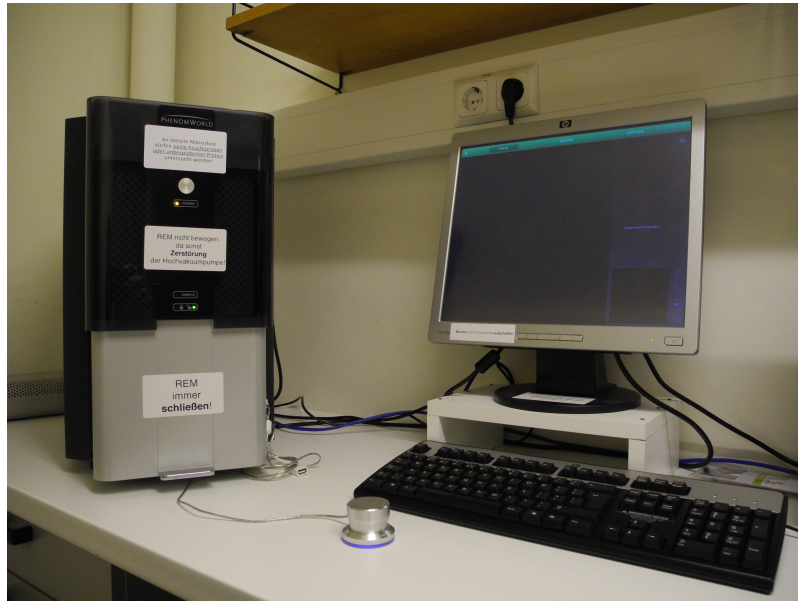


**Abb. 6: Sputter Coater S150B (Edwards)**

#### 4.7.2 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Die Untersuchung der Randspalten erfolgte bei 300-facher Vergrößerung mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops (Phenom-World BV., Eindhoven/ Niederlande). Um die gewünschte Tiefenschärfe zu erreichen, wurde zunächst der zervikale Rand bei einer etwa 10000-fachen Vergrößerung scharf gestellt. Danach konnte der dentinbegrenzte Füllungsrand bei 300-facher Vergrößerung abgerastert, vermessen und fotografiert werden.

Je Probe wurden 4-6 Bilder genommen, die zusammen den gesamten zervikalen, dentinbegrenzten Füllungsrand darstellen.



**Abb. 7: Rasterelektronenmikroskop (REM) Phenom-World**



**Abb. 8: Besputterte Probe mit rundem Kavitätenboden**



**Abb. 9: Besputterte Probe mit eckig präpariertem Kavitätenboden**

#### **4.8 Statistische Auswertung**

Die statistische Auswertung erfolgte am PC mit Hilfe des Programms R in der Version 2.10.1. Ziel der statistischen Auswertung war festzustellen, ob signifikant unterschiedliche Randqualitäten der gelegten Füllungen der einzelnen Gruppen im dentinbegrenzten Bereich vorlagen. Für die Analyse kamen verschiedene statistische Testverfahren zum Einsatz, wobei das Signifikanzniveau für alle Tests auf  $\alpha = 0,05$  festgelegt wurde.

#### **4.9 Statistische Testverfahren**

Ein statistischer Test ist ein Verfahren, um über die Gültigkeit einer Hypothese zu entscheiden. Seine Aufgabe ist also, zwischen der Nullhypothese und der (Alternativ-) Hypothese zu unterscheiden. Dies wird als Testproblem bezeichnet. Da zur Untersuchung einer Hypothese immer nur Stichproben herangezogen werden können, bleibt stets die Möglichkeit eines Fehlers (Irrtumswahrscheinlichkeit). Zur Berücksichtigung dieser Irrtumswahrscheinlichkeit legt man ein sog. Signifikanzniveau  $\alpha$  fest, mit dem das Ergebnis des statistischen Tests verglichen wird. Liegt der Wert unter dem Signifikanzniveau, gilt die Hypothese (mit maximaler Irrtumswahrscheinlichkeit von  $\alpha$ ) als gesichert. Trotzdem kann es zu einer Fehlentscheidung kommen. Man spricht von einem Fehler 1. Art, wenn eine in Wahrheit richtige Nullhypothese fälschlicherweise zurückge-

wiesen wird. Demzufolge wird die Hypothese irrtümlicher Weise angenommen und führt so zu einem falschpositiven Testergebnis. Ein Fehler 2. Art wird begangen, wenn die Hypothese eigentlich wahr ist, jedoch die Nullhypothese beibehalten wird.

#### 4.9.1 Kolmogorow-Smirnow-Test (KS-Test)

Der Kolmogorow-Smirnow-Test (nach Andrei Nikolajewitsch Kolmogorow und Nikolai Wassiljewitsch Smirnow) gibt Aufschluss darüber, ob eine Normalverteilung der Stichproben vorliegt oder ob die Testwerte von einer hypothetischen Normalverteilungskurve abweichen. Da dieser Test auch bei einer kleinen Fallzahl angewendet werden kann, wird er oft als Alternative zum Chi-Quadrat-Test herangezogen. Zunächst werden die einzelnen Abweichungen der Stichproben berechnet. Die größte Abweichung wird dann mit einer Tabelle für eine 5% Irrtums-Wahrscheinlichkeit des Kolmogorow-Smirnow-Tests verglichen. Wenn diese Abweichung bei der betreffenden Fallzahl ( $n$ ) den tabellierten Grenzwert überschreitet, liegt eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung vor.

Mit Hilfe dieses Tests konnte eine Normalverteilung der gemessenen Werte ausgeschlossen werden, sodass „nichtparametrische Tests“ zur weiteren Auswertung gerechtfertigt wurden.

#### 4.9.2 Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test

Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test (nach Frank Wilcoxon) ist ein parameterfreier statistischer Test. Anhand gepaarter bzw. abhängiger Stichproben wird geprüft, inwieweit die zentralen Tendenzen der zugrunde liegenden Grundgesamtheiten übereinstimmen. Hierzu werden aus den jeweiligen Messwertepaaren Differenzen gebildet. Dabei werden sowohl die Richtung (das Vorzeichen) als auch die Größe (der Betrag) der Differenzen berücksichtigt. Die Differenzen werden ihrem Betrag nach geordnet und mit einer Rangzahl versehen. Anschließend werden zwei Rangsummen gebildet, für die positiven und die negativen Differenzwerte. Die kleinere der beiden Rangsummen wird mit dem kritischen Wert aus einer Tabelle verglichen. Nur wenn der kritische Wert größer ist, ist das Ergebnis signifikant.

In dieser Arbeit wurde der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test benutzt, um einerseits festzustellen, ob die Wahl des Komposits – SDR bzw. Venus Diamond – einen signifikanten

Unterschied für die Randqualität der Füllungen ausgemacht hat, zum anderen wurde der Einfluss der präparierten Kastenform – rund bzw. eckig – überprüft.

#### 4.9.3 Wilcoxon-Mann-Whitney-Test (Mann-Whitney-U-Test)

Der Wilcoxon-Mann-Whitney-Test (nach Henry Mann, Donald Whitney und Frank Wilcoxon) ist ebenfalls ein parameterfreier statistischer Test. Als Homogenitätstest prüft er, ob zwei unabhängige Verteilungen zu derselben Grundgesamtheit mit identischem Medianwert gehören. Dabei wird angenommen, dass es sich um zwei stetige Verteilungsfunktionen handelt, die nur um den Wert  $\alpha$  gegeneinander verschoben sind und dass alle Stichproben untereinander unabhängig sind. Wird diese Nullhypothese, also die Übereinstimmung zweier Verteilungen, widerlegt, ist der Test signifikant.

In der vorliegenden Studie wurde der Mann-Whitney-U-Test angewandt, um die Untergruppen, also die verschiedenen Inkrementstärken der gelegten Füllungen (mit SDR bzw. Venus), miteinander zu vergleichen.

#### 4.9.4 Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm

Das Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm ist eine statistische Prozedur zum Ausgleich der Alphafehler-Kumulierung ( $\alpha$ -Fehler-Inflation). Dieses Phänomen bezeichnet in der Statistik den Anstieg der Wahrscheinlichkeit für einen Fehler 1. Art ( $\alpha$ -Fehler), der beim mehrfachen Testen innerhalb derselben Stichprobe auftritt.

Wie in den meisten Studien wurden auch in dieser Arbeit mehrere Nullhypothesen untersucht. Es handelt sich also um ein multiples Testproblem, wobei die Wahrscheinlichkeit, eine Falschaussage zu machen, mit der Anzahl der durchgeführten Tests steigt. Bei einem multiplen Testproblem wird unterschieden zwischen dem lokalen  $\alpha$ -Niveau (jeder einzelnen Hypothese) und dem globalen bzw. multiplen Gesamtniveau  $\alpha$  (die gesamte Hypothesenfamilie betreffend). Durch sie soll die Irrtumswahrscheinlichkeit aller Tests gleichzeitig beschränkt werden. Bei Vorliegen unabhängiger Tests mit  $k =$  Anzahl der getesteten Hypothesen gilt:

$$\alpha_{\text{lokal}} = 1 - (1 - \alpha_{\text{global}})^{1/k}$$

Das Vorgehen bei der Bonferroni-Holm-Prozedur sieht folgendermaßen aus: Zunächst wird das globale  $\alpha$ -Niveau bestimmt, dann werden die Signifikanzwerte (p-Werte) der Einzeltests ermittelt. Diese werden ihrer Größe nach sortiert und darauf folgend mit wachsenden Grenzwerten verglichen. Bei diesen Grenzwerten handelt es sich um die

lokalen  $\alpha$ -Niveaus. Die Grenze für den kleinsten p-Wert ist das globale  $\alpha$ -Niveau geteilt durch die Anzahl der Hypothesen. Das lokale  $\alpha$ -Niveau für den zweitkleinsten p-Wert ergibt sich aus dem globalen  $\alpha$ -Niveau geteilt durch die Anzahl der Hypothesen minus 1.

Es gilt also mit  $i = 1, \dots, k$ :

$$\alpha_i = \alpha_{\text{global}} / (k - i + 1)$$

Alle Nullhypothesen, deren p-Wert kleiner ist als das lokale  $\alpha$ -Niveau, können abgelehnt werden. Sobald jedoch ein p-Wert das lokale  $\alpha$ -Niveau überschreitet, werden alle folgenden Nullhypothesen angenommen.

## 5 Ergebnisse

Untersucht wurde die Randqualität von standardisierten Klasse-II-Kompositrestaurationen, wobei zwischen runder und eckiger Kastenform unterschieden wurde. Die Untersuchung berücksichtigte weiterhin zwei verschiedene Komposite in unterschiedlichen Inkrementstärken. Bei der anschließenden qualitativen Auswertung der dentinbegrenzten Füllungsänder konnten in allen Versuchsgruppen Spaltbildungen im Mikrometerbereich festgestellt werden. Dabei wurden jeweils signifikant bessere Ergebnisse erzielt, je kleiner die Inkrementstärke war.

Eine Übersicht der statistischen Ergebnisse ist in Tabelle 4 dargestellt. Die Standardabweichung (SD) entspricht dem Wert in Klammern, die hochgestellten Buchstaben (A-E) geben an, ob ein signifikanter Unterschied im Gruppenvergleich vorliegt. Dabei stehen gleiche Buchstaben für keinen signifikanten Unterschied ( $p > 0,05$ ) und unterschiedliche Buchstaben bedeuten, dass ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen besteht ( $p \leq 0,05$ ).

Komposit	Kastenform		Inkrementstärke in mm	Randspaltbreite in $\mu\text{m}$ (SD)
	rund	eckig		
Venus Diamond	x		1	0,6 (0,2) <sup>A</sup>
	x		2	1,1 (0,3) <sup>B</sup>
	x		3	4,5 (2,1) <sup>C</sup>
	x		5	9,3 (3,2) <sup>E</sup>
		x	1	0,4 (0,2) <sup>A</sup>
		x	2	1,0 (0,2) <sup>B</sup>
		x	3	3,9 (2,1) <sup>C</sup>
		x	5	8,4 (3,0) <sup>E</sup>
SDR	x		1	1,2 (0,3) <sup>B</sup>
	x		2	1,4 (0,4) <sup>B</sup>
	x		3	3,5 (2,3) <sup>C</sup>
	x		5	6,9 (2,2) <sup>D</sup>
		x	1	1,0 (0,3) <sup>B</sup>
		x	2	1,2 (0,3) <sup>B</sup>
		x	3	3,1 (1,6) <sup>C</sup>
		x	5	6,3 (2,4) <sup>D</sup>

Tab. 5: Ergebnisse der statistischen Auswertung

### 5.1 Venus Diamond

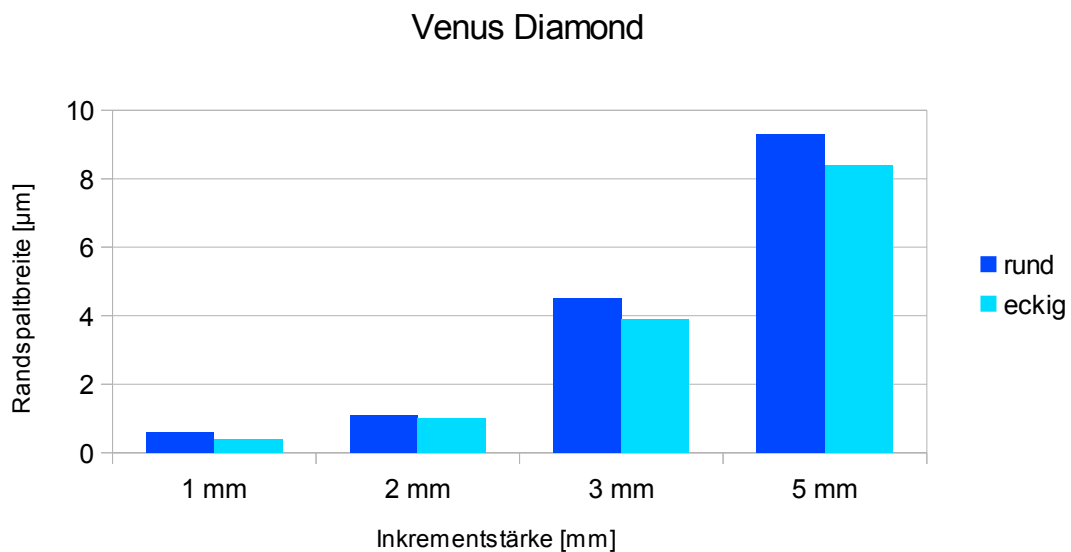
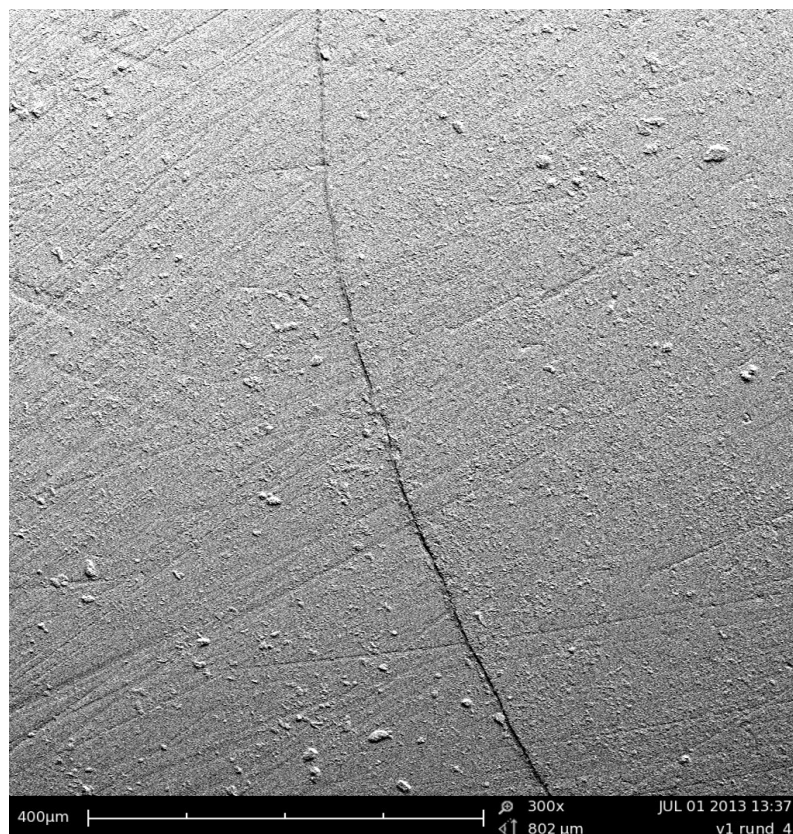


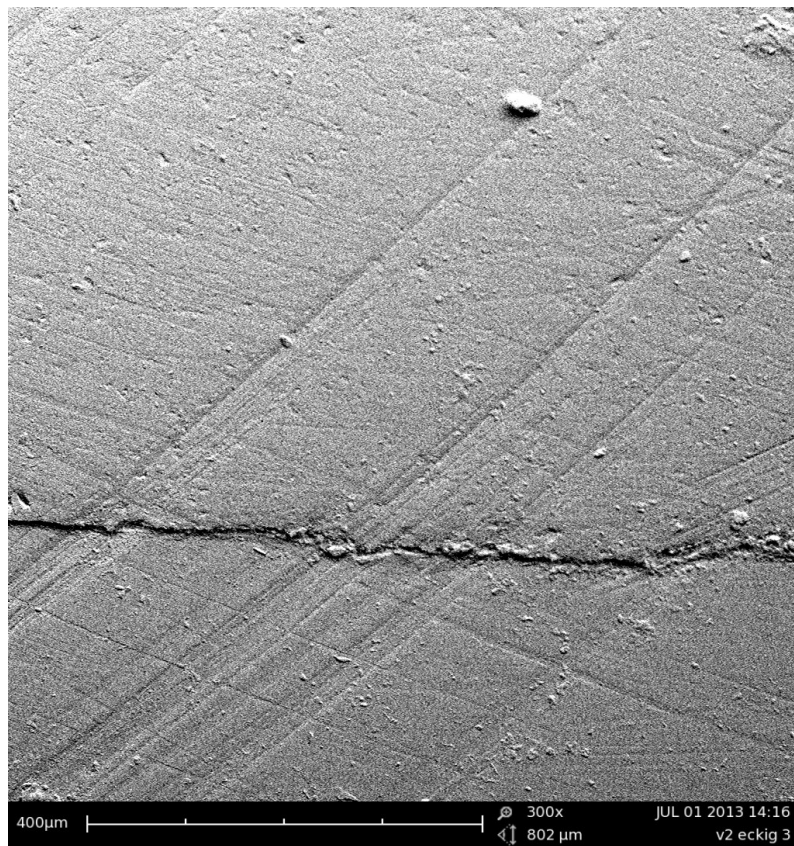
Abb. 10: Mittlere Randspaltbreiten bei der Restauration mit Venus Diamond in runden und eckigen Kavitäten



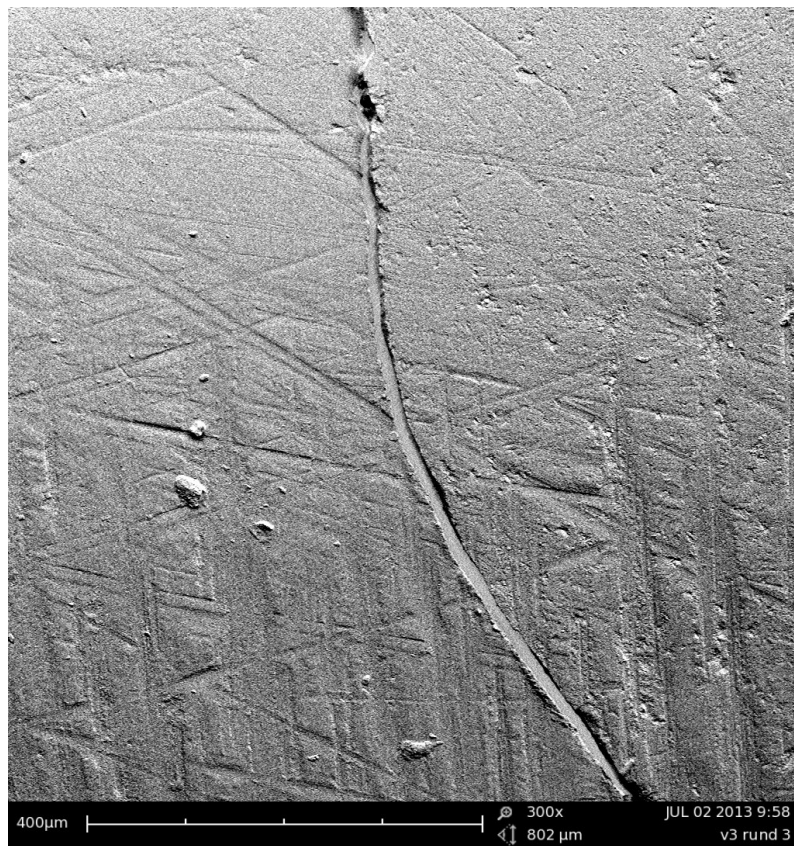
Venus Diamond zeigte bei Inkrementstärken von 1 mm eine Randspaltbildung von unter einem Mikrometer und erreichte so das beste Ergebnis der gesamten Versuchsreihe. Auch bei Inkrementstärken von 2 mm konnte das Material mit Randspalten von ca. 1  $\mu\text{m}$  gut abschneiden, dieses Ergebnis war allerdings signifikant schlechter als die Performanz der Gruppe mit 1 mm Inkrementen. Inkrementstärken von 3 mm hatten einen signifikant schlechteren Einfluss auf die Randqualität der Füllungen im Vergleich zu den ersten beiden Gruppen, mit Spaltbreiten von 3,9  $\mu\text{m}$  für eckige und 4,5  $\mu\text{m}$  für runde Kastenformen. Die vierte Gruppe mit 5 mm Inkrementen verzeichnete das signifikant schlechteste Ergebnis der gesamten Studie. Randspalten von 8,4  $\mu\text{m}$  (eckig) bzw. 9,3  $\mu\text{m}$  (rund) konnten nachgewiesen werden. Zudem war die Streuung der Werte für diese Gruppe am höchsten, mit einer Standardabweichung von 3,0  $\mu\text{m}$  bzw. 3,2  $\mu\text{m}$ . Beim Vergleich von runden zu eckigen Slotpräparationen konnten keine signifikanten Unterschiede für die Randqualität festgestellt werden ( $p > 0,05$ ).



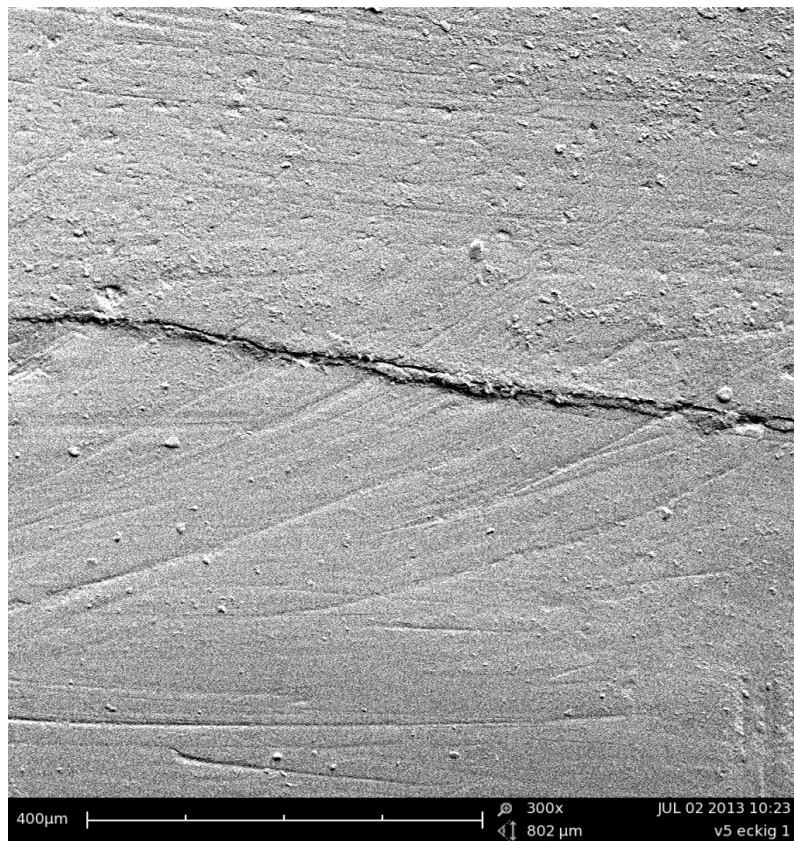
**Abb. 11: Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit rund präpariertem Kasten und Venus Diamond in 1 mm Inkrementen (links Dentin, rechts Komposit)**



**Abb. 12:** Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit eckig präpariertem Kasten und Venus Diamond in 2 mm Inkrementen (oben Komposit, unten Dentin)

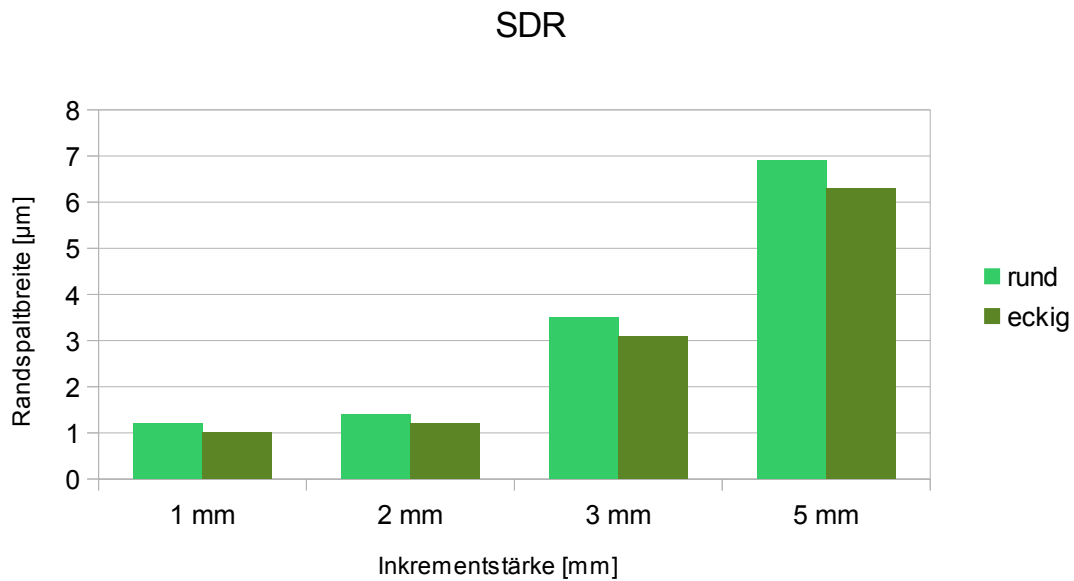


**Abb. 13: Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit rund präpariertem Kasten und Venus Diamond in 3 mm Inkrementen (links Dentin, rechts Komposit)**



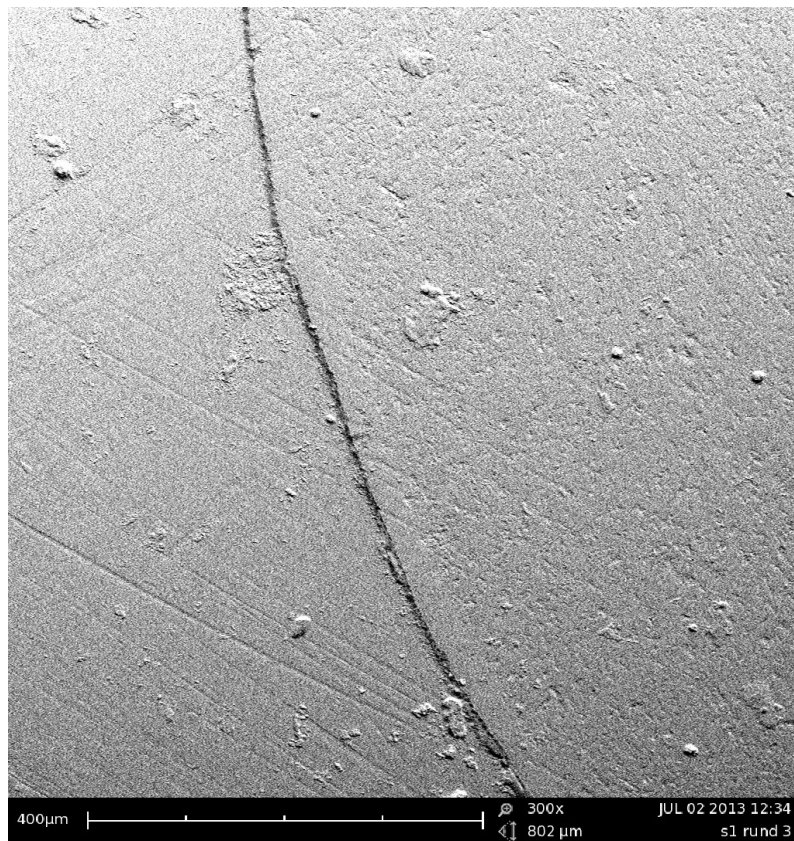
**Abb. 14: Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit eckig präpariertem Kasten und Venus Diamond in 5 mm Inkrementen (oben Komposit, unten Dentin)**

## 5.2 SDR

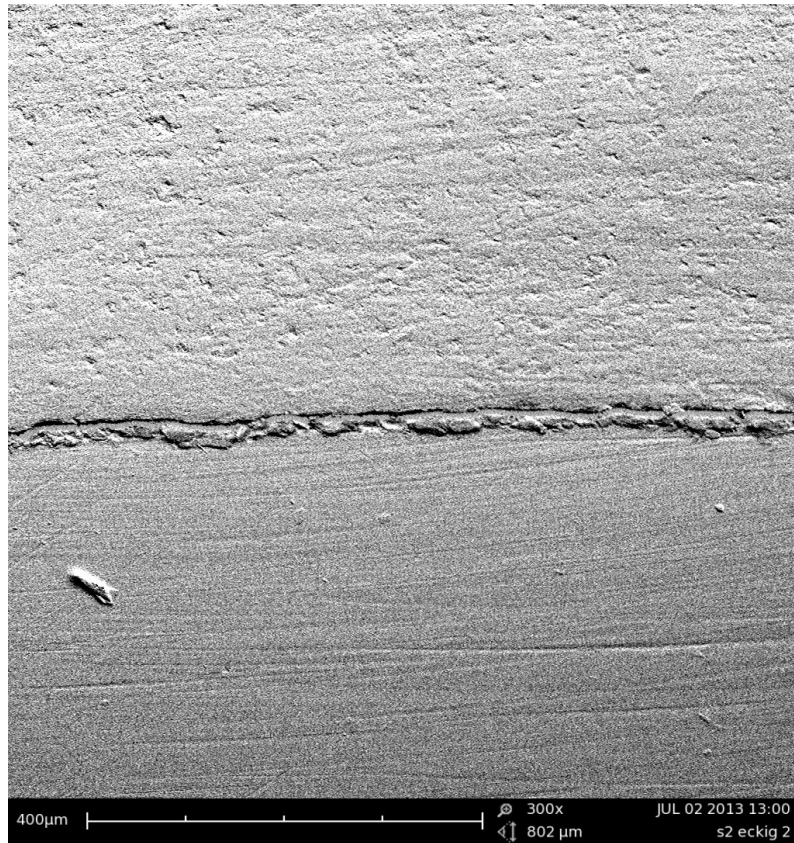


**Abb.15: Mittlere Randspaltbreiten bei der Restauration mit SDR in runden und eckigen Kavitäten**

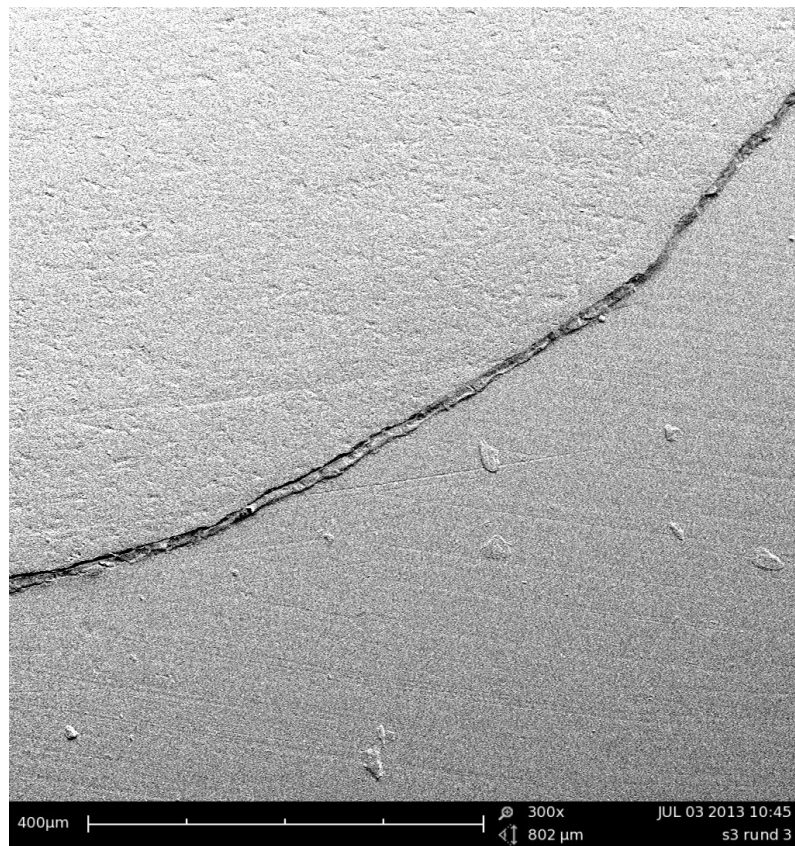
Bei der Gruppe mit der kleinsten Inkrementstärke von 1 mm konnten Randspalten von ungefähr 1  $\mu\text{m}$  am Übergang Dentin – SDR gemessen werden. Die Performanz bei 2 mm Inkrementen war nicht signifikant schlechter als bei Gruppe 1 ( $p > 0,05$ ), während SDR in 3 mm Schichtstärken zu Randspalten von 3,1  $\mu\text{m}$  (eckig) bzw. 3,5  $\mu\text{m}$  (rund) führte. Die Qualität des Randschlusses bei 3 mm Inkrementstärken war damit signifikant schlechter als die der zwei vorangegangenen Gruppen ( $p \leq 0,05$ ). Am schlechtesten schnitt die vierte Gruppe ab, wobei Randspalten von 6,3  $\mu\text{m}$  (eckig) bzw. 6,9  $\mu\text{m}$  (rund) nachgewiesen wurden. Die Standardabweichung war für die Gruppen 3 und 4 größer als für die Gruppen 1 und 2. Es konnte kein signifikanter Einfluss der Kavitätenform auf das Randschlussverhalten festgestellt werden ( $p > 0,05$ ).



**Abb. 16: Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit rund präpariertem Kasten und SDR in 1 mm Inkrementen (links Dentin, rechts Komposit)**

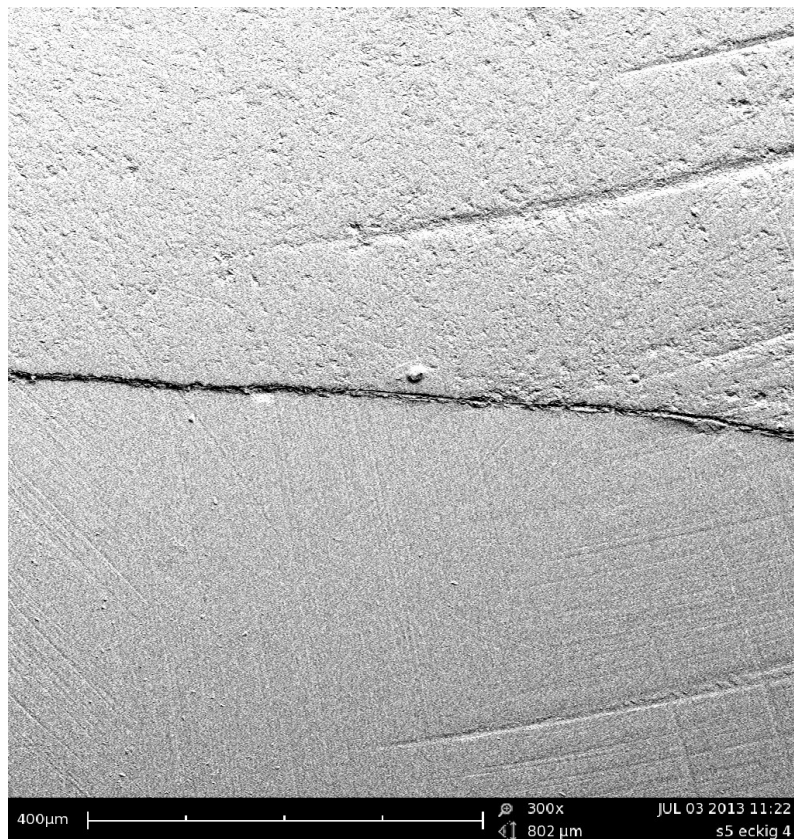


**Abb. 17:** Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit eckig präpariertem Kasten und SDR in 2 mm Inkrementen (oben Komposit, unten Dentin)



**Abb. 18: Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit rund präpariertem Kasten und SDR in 3 mm Inkrementen (oben Komposit, unten Dentin)**

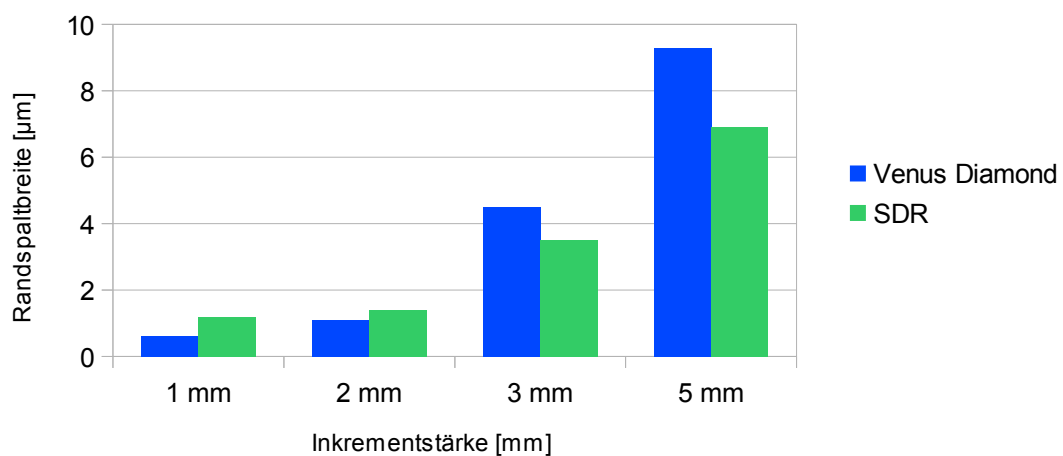




**Abb. 19:** Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand einer Probe mit eckig präpariertem Kasten und SDR in 5 mm Inkrementen (oben Komposit, unten Dentin)

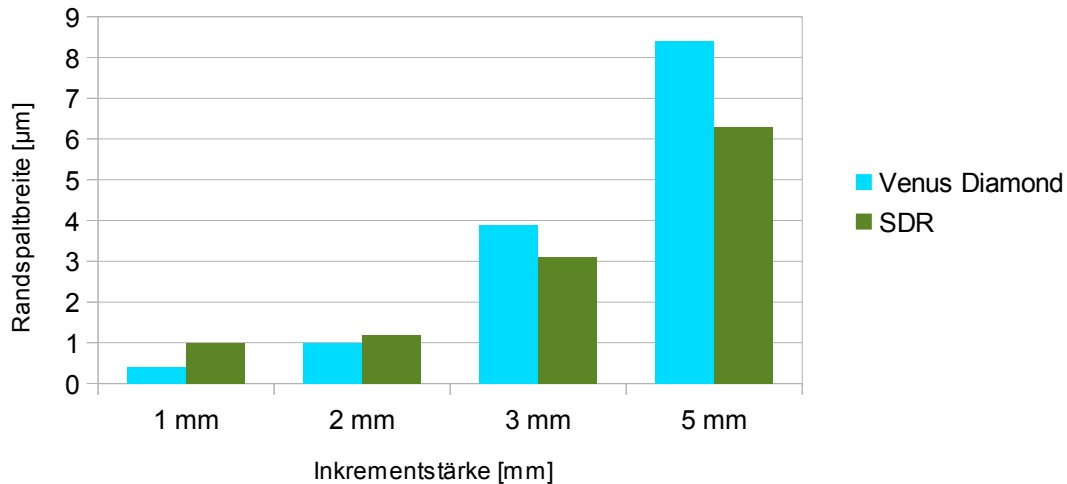
### 5.3 Vergleich von Venus Diamond und SDR

Vergleich der runden Kavitäten



**Abb. 20:** Vergleich der Randspaltbreiten von Venus Diamond und SDR in runden Kavitäten

## Vergleich der eckigen Kavitäten



**Abb. 21: Vergleich der Randspaltbreiten von Venus Diamond und SDR in eckigen Kavitäten**

Beim Vergleich der Gruppen, die mit 1 mm Inkrementen gefüllt wurden, unabhängig davon ob runde oder eckige Kastenformen vorlagen, konnte ein signifikanter Unterschied zwischen Venus Diamond und SDR festgestellt werden. SDR wies Randspalten von ca. 1 µm auf, während bei Venus Diamond nur 0,4 µm (eckig) bzw. 0,6 µm (rund) Randspalten zu verzeichnen waren. Damit konnte SDR nicht mit dem Spitzenergebnis für 1 mm Inkremente von Venus Diamond mithalten, sondern führte zu einer signifikant schlechteren Randqualität ( $p \leq 0,05$ ). Der Vergleich der Gruppen 2 (2 mm Inkremente) von Venus Diamond mit den entsprechenden Gruppen von SDR zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Kompositen. Gleiches gilt auch für den Vergleich der Gruppen 3 (3 mm) untereinander. Betrachtet man die vierte Gruppe (mit 5 mm Inkrementen) von Venus Diamond, so fallen Werte von 8,4 µm (eckig) bzw. 9,3 µm (rund) ins Auge. Dies ist das signifikant schlechteste Ergebnis für die Randqualität der gesamten Studie, also auch signifikant schlechter im Vergleich zu SDR, welches in 5 mm Schichtstärken eingebracht lediglich zu Randspalten von 6,3 µm (eckig) bzw. 6,9 µm (rund) führte.

## 6 Diskussion

### 6.1 Diskussion von Material und Methode

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine In-vitro-Untersuchung. Mit Hilfe solcher Laborstudien ist es möglich, die Anwendung und das Verhalten von neuen Materialien und Techniken mit vergleichsweise geringem Aufwand zu testen, um so Rückschlüsse auf die zu erwartenden klinischen Ergebnisse ziehen zu können. Eine Übertragbarkeit auf die klinische Performanz ist jedoch nur bedingt möglich, und langfristige In-vivo-Studien bleiben unabdingbar [36,39,84]. Wichtig ist, dass die Untersuchungsbedingungen von In-vitro-Studien der klinischen Situation bestmöglich entsprechen. Anstatt humaner Zähne können beispielsweise auch bovine Zähne für Randspaltuntersuchungen verwendet werden [147], die Übertragbarkeit ist jedoch umstritten [111,146]. Daher wurden für diese Studie extrahierte menschliche dritte Molaren verwendet, an denen standardisierte Kastenpräparationen mesial und distal angelegt wurden, um die Kavitäten anschließend zu füllen. Die Bedingungen hierfür sind In-vitro wesentlich besser als man sie intraoral tatsächlich vorfindet. Neben der besseren Zugänglich- und Einsehbarkeit des Arbeitsfeldes ist In-vitro auch eine absolute Trocknung ohne Probleme möglich, als Voraussetzung für die erfolgreiche Konditionierung und Kunststoffverarbeitung. Des Weiteren kann die Füllung optimal poliert werden, was In-vivo gerade bei approximal begrenzten Slots nur eingeschränkt möglich ist. Es konnte festgestellt werden, dass die Hafteigenschaften auch von der histologisch variablen Dentinstruktur abhängig sind [126]. Unter anderem spielt das Alter des Zahnes und die damit einhergehende fortgeschrittene Mineralisation durch Sekundär- und Tertiärdentinbildung eine Rolle. Die Struktur verändert sich auch durch Abrasion, Erosion und Karies [136]. So konnte gezeigt werden, dass die Hybridschicht bei sklerotisch verändertem Dentin nicht so stark ausgebildet ist wie bei unberührtem Dentin, da sich nur kurze Kunststoff-tags in den obliterierten Dentinkanälchen ausbilden können [134,136]. Bei kariösen Prozessen ist das Dentin erweicht und es befinden sich Bakterien an der Oberfläche, welche ebenfalls Einfluss auf den Dentin-Kunststoff-Verbund haben [105,134]. Die verwendeten Probenzähne konnten nicht auf ihr Alter hin untersucht werden, aber Auswahlkriterium waren kariesfreie Weisheitszähne. Insofern kann davon ausgegangen werden, dass die Mehrzahl in jungem Alter extrahiert wurde und viele Weisheitszähne noch nicht eruptiert waren, sodass alleine durch die Auswahl der Zähne

relativ gute Voraussetzungen für die Haftvermittlung bestanden. Ein weiterer beeinflussender Faktor ist die Feuchtigkeit des Dentins, welche in tiefen Kavitäten durch die höhere Anzahl und den größeren Durchmesser von Dentinkanälchen in Pulpanähe zunimmt und folglich die Haftung in tieferen Kavitäten erschweren lässt [105]. Dabei kommt auch der hydrostatische Pulpendruck ins Spiel, welcher bei der Präparation In-vivo zu einem nach außen gerichteten Liquorstrom führt und damit ebenso die Haftungsvermittlung behindert. Diese Variablen können In-vitro nicht berücksichtigt werden, da es sich um totes Material handelt.

Die extrahierten Zähne wurden während der gesamten Versuchsdurchführung bis zum Zeitpunkt ihrer Bespatterung in einer desinfizierenden Lösung gelagert, wie von den „Centers for Disease Control and Prevention“ aus den USA empfohlen [72]. Dadurch soll eine Kontamination des Untersuchers mit infektiösem Gewebe verhindert werden, zusätzlich können die extrahierten Zähne durch das wässrige Medium vor Austrocknung bewahrt werden. Als Lagerungsmedium wurde, wie in zahlreichen anderen In-vitro-Studien, 0,1%-Thymollösung verwendet. Alternativ können Versuchszähne auch in Ethanol, Formalin oder destilliertem Wasser gelagert werden [47]. Es bestehen unterschiedliche Auffassungen über den Einfluss der jeweiligen Lagerungsmedien auf die Dentinpermeabilität und die Haft- bzw. Scherfestigkeit eines Komposits, sodass es derzeit noch keine allgemein gültige Empfehlung oder Standardisierung gibt.

### *6.1.1 Diskussion der modifizierten Konditionierung*

Ziel dieser In-vitro-Studie war es, die notwendige Leistungsfähigkeit eines Dentinadhäsivs zu bestimmen, welches den Kräften der Polymerisationsschrumpfung erfolgreich und ohne Randspaltbildung widerstehen kann. Während der Polymerisation von Kompositen kommt es ab Erreichen des sog. Gelpunktes zum allmählichen Verlust der Beweglichkeit der Moleküle. Die Polymerisationsschrumpfung wird behindert und es entsteht eine Spannung im Material, welche als Polymerisationsstress bezeichnet wird. Dieser kann sehr negative Folgen für eine Restauration haben. So belastet der Polymerisationsstress die Adhäsion an der Zahnhartsubstanz. Ist die Haftung stärker als die auf sie einwirkende Kraft, so wird der Stress über die Haftfläche auf den Zahn übertragen und kann dort z.B. Schmelzfrakturen provozieren. Nimmt der Stress überhand, kommt es zum Adhäsionsverlust und es bilden sich Randspalten [86].

Für die Zielsetzung dieser Untersuchung musste die Dentinkonditionierung derart modifiziert werden, dass die Ergebnisse der Randspaltnmessungen direkt auf das (fehlende) Adhäsiv bezogen werden konnten. Zunächst wurden die standardisierten Kavitäten mittels der Total-Etch-Technik behandelt, wodurch Hydroxylapatit und Phosphate aus den Zahnhartsubstanzen herausgelöst wurden und im Dentinbereich das Kollagengeflecht freigelegt wurde. Total Etching ist eine Technik, für die in Verbindung mit 3-/4-Schritt-Adhäsiven die höchsten Haftwerte belegt wurden [94,107]. Im Anschluss an die Phosphorsäurekonditionierung wurde direkt ein dünnfließendes, ungefülltes Monomer aufgetragen, das Bonding Agent (Heliobond/ Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein). Es wurde kein Primer verwendet, welcher bei der Dentinhaftvermittlung durch seine amphiphilen Eigenschaften die eigentliche Brücke zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit darstellt. Damit sollte erreicht werden, dass das hydrophobe Adhäsiv in die demineralisierte Zahnhartsubstanz eindringen und dort aushärten konnte, ohne allerdings eine feste chemische Verbindung mit dem Dentin einzugehen. Daraufhin wurden die Kavitäten mit einer direkten Kompositfüllung versorgt, wobei je nach Versuchsgruppe SDR bzw. Venus Diamond in 1 mm, 2 mm, 3 mm und 5 mm Inkrementen nach Herstellerangaben verarbeitet wurden. Durch die Polymerisation des Komposits an das Adhäsiv wurde der bei der Aushärtung auftretende Polymerisationsstress des Komposits auf das Adhäsiv übertragen und führte, je nach Ausmaß des generierten Stresses, zur Ablösung der Kunststoffrestauration von der Zahnhartsubstanz. Die Kraft, die zum Adhäsionsverlust führte, konnte nicht direkt gemessen werden, sondern nur in Form der resultierenden Randspalten sichtbar gemacht werden. Um die negativen Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung wie Randspaltbildung, Sekundärkaries, Hypersensibilitäten und Verfärbungen zu unterbinden, muss ein Adhäsivsystem verwendet werden, dessen klebende oder verbindende Kraft größer ist als jene abziehenden Kräfte des aushärtenden Komposits. Durch die modifizierte Konditionierung in dieser Studie wurde dem Polymerisationsstress bewusst nicht entgegen gewirkt. Stattdessen sollten die polierten Füllungsänder auf Randspalten untersucht werden und mittels der Ergebnisse Rückschlüsse auf die benötigte adhäsive Performanz gezogen werden. In anderen Studien zur Untersuchung der Randqualität oder des Polymerisationsstress von Kompositrestaurationen wird in der Regel stets auch ein Adhäsivsystem angewendet [112,148]. Die Ergebnisse stellen also immer eine Kombination aus den beiden

gegensätzlich wirkenden Kräften Polymerisationsschrumpfung (Komposit) versus Adhäsion (Adhäsivsystem) dar. Meistens werden zur Untersuchung eines Komposits mehrere verschiedene Adhäsive verwendet und umgekehrt, da sonst aufgrund der unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften die Gefahr der Manipulation der Ergebnisse besteht [41]. Eine Interpretation der Ergebnisse wird also nur im Vergleich der verschiedenen Kombinationen untereinander möglich. Der tatsächliche Polymerisationsstress, der auf die Kavitätenränder übertragen wird, bleibt dabei ungewiss. Deshalb ist die in dieser Studie vorgestellte Methode ein Versuch, den reinen Polymerisationsstress von dem als „Stress Decreasing Resin“ bekannten Komposit SDR mit dem des Nanohybridkomposits Venus Diamond ohne Einfluss eines kompensatorisch wirkenden Adhäsivs zu vergleichen und auf der anderen Seite aufzuzeigen, welche Leistungsfähigkeit von einem modernen Adhäsiv zu erwarten ist, um klinisch langlebige und effiziente Restaurationen zu garantieren. Es muss jedoch kritisch hinterfragt werden, ob mit Hilfe der modifizierten Konditionierung tatsächlich eine korrekte Aussage über den reinen Polymerisationsstress von SDR im Vergleich zu Venus Diamond getroffen werden kann. Zwar wurde das kompensatorisch wirkende Adhäsivsystem als chemischer Verbinder ausgelassen, doch das dünnfließende Bonding Agent wurde nach Anwendung der Säure-Ätz-Technik als erste Schicht in die Kavitäten eingebracht und ausgehärtet. Dies wirkt wie eine Unterfüllung, indem es die aufgeraute Zahnoberfläche benetzt und somit durch mikromechanische Verankerung gegebenenfalls bessere Haftwerte für SDR bzw. Venus Diamond erreichen kann. Das Ergebnis für die notwendige Leistungsfähigkeit von einem kompensatorisch wirkenden Adhäsivsystem könnte insofern verfälscht werden, als dass die Wirkung vom Bonding Agent in dieser Studie nicht berücksichtigt wird. Andererseits wird durch die Bondingschicht erreicht, dass der Faktor Viskosität der beiden untersuchten Komposite keinen Einfluss auf das Ergebnis der Randspaltbildung hat. Würde auf die Verwendung eines Bonding Agent verzichtet werden, wäre anzunehmen, dass SDR aufgrund seiner besseren Benetzungseigenschaften signifikant bessere Ergebnisse erzielen würde als das stopfbare Venus Diamond. Mit Hilfe der modifiziert konditionierten Oberflächen werden dagegen gleiche Voraussetzungen geschaffen.

## 6.2 Diskussion der Ergebnisse

Die zu untersuchenden Komposite Venus Diamond und SDR wurden zum einen per Inkrementtechnik mit 1 mm und 2 mm Schichtstärken verarbeitet, andere Probenzähne wurden mit „Bulk-fill-Schichtstärken“ von 3 mm und 5 mm gefüllt. Um eine Aussage über die benötigte adhäsive Leistungsfähigkeit eines modernen Dentinbondings treffen zu können, wurde die Konditionierung der Kavitäten derart modifiziert, dass ein amphiphiler Primer als Bindeglied zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit fehlte. Alle 64 Proben wiesen Randspalten auf, jedoch in unterschiedlichem Ausmaß. Venus Diamond ist ein etabliertes Füllmaterial, welches bereits in vielen Studien untersucht wurde und dabei mit guten Ergebnissen abschneiden konnte [73,90]. Es kommt deshalb oft als Kontrollmaterial bei Studien zum Einsatz [118]. Wie zu erwarten, war die Schrumpfung von Venus Diamond bei den Gruppen mit kleinen Inkrementstärken sehr gering, sodass die Qualität des Randschlusses nahezu perfekt war. Es handelt sich um ein Nanohybridkomposit, welches nicht für die Bulk-Füllungstechnik vorgesehen ist, sondern gemäß Herstellerangaben mit Hilfe der Schichttechnik (max. 2 mm Schichtstärken) appliziert und ausgehärtet werden soll [55]. So wurden, wie erwartet, bei Bulk-fill-Schichtstärken von 5 mm massive Einbußen für die Randqualität nachgewiesen. Der Polymerisationsstress in dem aushärtenden Material nimmt bei größer eingebrachten Mengen überhand und wirkt als stark ablösende Kraft am Kavitätenrand. Im Gegensatz dazu konnten mit SDR signifikant bessere Ergebnisse für große Schichtstärken erzielt werden. Dies könnte auf den geringeren Polymerisationsstress von SDR im Vergleich zu herkömmlichen Kompositen zurückzuführen sein, welcher bereits in anderen Studien nachgewiesen werden konnte [61]. So wird vom Hersteller ein Polymerisationsmodulator beschrieben, welcher dem SDR-Harz eine verbesserte Flexibilität verleihen soll. Die Vernetzung bei der Polymerisationskettenreaktion soll langsamer vonstatten gehen, was zu einem geringeren Stressaufbau im zeitlichen Verlauf führen soll [23]. Positive Auswirkungen des geringeren Polymerisationsstress konnten in dieser Studie jedoch nur für Bulk-fill-Schichtstärken von 5 mm festgestellt werden. Die Ergebnisse für 2 mm bzw. 3 mm Inkremente der beiden Komposite unterschieden sich nicht signifikant; bei Inkrementen von 1 mm wurden für das Nanohybridkomposit Venus Diamond sogar signifikant geringere Randspaltbreiten nachgewiesen.

Der Randschluss von Kompositfüllungen gehört zu den wichtigsten Voraussetzungen für eine erfolgreiche konservierende Versorgung dentaler Defekte. Auch wenn SDR in sehr großen Schichtstärken verarbeitet zu besseren Ergebnissen als Venus Diamond der gleichen Inkrementstärke geführt hat, waren die Randspalten doch signifikant breiter als die Ergebnisse für kleinere Inkremente beider Kompositarten. Die Bulk-Füllungstechnik ist deshalb für den Behandler so attraktiv, weil sie einen enormen Zeitvorteil verspricht und die Handhabung durch das direkte Einbringen aus der Compula und durch die selbstnivellierenden Eigenschaften des SDR erleichtert ist [21,24]. Vor dem Hintergrund der Ergebnisse dieser Studie sollten diese Vorteile jedoch genau abgewogen werden, da die Polymerisationsschrumpfung bei großen Schichtstärken nachgewiesener Maßen immer noch größer ist als bei kleinen Inkrementen, unabhängig davon, ob es sich um ein Bulk-fill-Komposit oder ein herkömmliches Komposit handelt. Die Verarbeitung beider Komposite in der Mehrschichttechnik führte zu signifikant besseren Randqualitäten und sollte daher der Bulk-Füllungstechnik vorgezogen werden.

Die präparierte Kavitätenform (rund oder eckig) hatte im Gruppenvergleich aller Inkrementstärken bei beiden Kompositarten keinen signifikanten Einfluss auf die Randqualitäten der dentinbegrenzten Füllungsabschnitte, allerdings wurde stets ein etwas besseres Ergebnis für die eckig präparierten Kastenformen erzielt. Diese Feststellung ist für den praktizierenden Zahnarzt durchaus von Interesse, da im klinischen Alltag die unterschiedlichsten Kavitäten präpariert werden, je nach Ausdehnung der Karies. Ein großer Vorteil von direkten Kompositrestaurationen ist das substanzschonende adhäsive Befestigen des Kunststoffes, wodurch keine makromechanischen Unterschnitte wie beim Legen von Amalgamfüllungen notwendig sind. Es stellt sich jedoch die Frage, ob die Wahl einer bestimmten Kavitätenform für die Randqualität von Kompositfüllungen von Vorteil sein könnte. Dadurch, dass zwischen runden und eckigen Kästen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte, kann geschlossen werden, dass der Behandler sich rein auf die Kariesexcavation konzentrieren kann – unter Berücksichtigung der Erleichterungs- und Widerstandsform bei der Kavitätenpräparation [128] – und damit minimalinvasiv vorgehen kann, ohne spezielle Präparationsregeln zu beachten.

Mit Hilfe der in dieser Studie angewandten modifizierten Konditionierung konnte gezeigt werden, dass ohne den Einsatz von Adhäsivsystemen keine randspaltfreien Kompositfüllungen gelegt werden können, auch nicht mit modernen polymerisations-



stress-reduzierten Kompositen wie dem SDR. Das Problem ist, dass die Leistungsfähigkeit eines Adhäsivsystems umso größer sein muss, je größer die Schichtstärke des applizierten Komposits ist. Eine absolute Aussage, wie groß die Leistungsfähigkeit von Dentinbondings sein muss, ist dadurch nicht möglich. Außerdem ist der Polymerisationsstress für jedes Komposit unterschiedlich, ohne dass ein Komposit durch sein schlechtes Abschneiden als obsolet betrachtet und stattdessen eine bedingungslose Empfehlung für ein anderes Komposit ausgesprochen werden könnte, da beide untersuchten Kompositarten ihre Vorteile und Stärken haben, abhängig von der Inkrementdicke. Wünschenswert wäre ein Adhäsivsystem, welches für maximale Schichtstärken von z.B. 5 mm noch ausreichend ist, ohne jedoch einen negativen Einfluss auf die Qualität der Restauration bei geringerem Polymerisationsstress durch Verarbeitung kleiner Schichtstärken zu haben. Um ein solches Adhäsivsystem mit ausreichender Leistungsfähigkeit zu finden, könnte in weiterführenden Studienmodellen ein Komposit wie beispielsweise Venus Diamond verwendet werden, für welches in dieser Studie eine besonders geringe Schrumpfung bei kleinen Inkrementen und besonders große Randspalten für große Inkremente festgestellt wurden. Sollte das zu untersuchende Adhäsiv randspaltfreie Füllungsränder bei 5 mm Inkrementen erreichen, könnte im Folgenden geprüft werden, ob die relativ zu große Adhäsionskraft bei kleinen Inkrementen negative Auswirkungen auf den Zahn oder die Restauration hat.

## 7 Schlussfolgerungen

Bezüglich der eingangs aufgestellten Arbeitshypothesen können folgende Aussagen getroffen werden:

1. SDR wies bei dentinbegrenzten Klasse II-Kavitäten ohne Verwendung eines Dentinadhäsivs *nur in Bulk-fill-Schichtstärken von 5 mm* einen geringeren Polymerisationsstress auf als das Nanohybridkomposit Venus Diamond. Dies wurde durch geringere Randspaltbreiten für SDR nachgewiesen. Die erste Hypothese konnte damit nur teilweise bestätigt werden.
2. SDR konnte mit der Bulk-Füllungstechnik in 3 und 5 mm Inkrementen appliziert und gehärtet werden. Allerdings wurden signifikant größere Randspalten nachgewiesen, je größer die verarbeiteten Inkremente waren.

3. Die gemessenen Randspaltbreiten am Übergang Dentin – Füllungsmaterial konnten zeigen, welche Leistung ein Dentinadhäsiv normalerweise erbringen muss, um die Schrumpfspannung eines Komposits zu kompensieren. Dabei wurde festgestellt, dass die benötigte Leistungsfähigkeit in Abhängigkeit vom verwendeten Komposit und der applizierten Schichtstärke steht.
4. Die präparierte Kastenform – rund bzw. eckig – hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Randqualität der Füllungen. Damit konnte die vierte Hypothese bestätigt werden.

Es konnte gezeigt werden, dass Komposite, die auf der SDR-Technologie basieren, ohne negative Auswirkungen auf die Randqualität von dentinbegrenzten Füllungen in klinisch relevanten Schichtstärken von 2 mm und 3 mm verarbeitet werden können. Dieses Ergebnis korreliert mit den Erkenntnissen aus anderen Studien, in denen SDR mit herkömmlichen Kompositen verglichen wurde [24]. Bei der Verarbeitung von Bulk-fill-Schichtstärken von 5 mm war SDR dem Nanohybridkomposit Venus Diamond sogar überlegen. Allgemein können jedoch signifikant geringere Randspaltbreiten erzielt werden, wenn auf die Bulk-Füllungstechnik verzichtet und das Komposit in der Mehrschichttechnik appliziert und ausgehärtet wird. Die Vorteile der Bulk-Füllungstechnik, die in einer erleichterten und schnelleren Verarbeitung zu sehen sind, sollten daher vor dem Hintergrund ihrer klinischen Endergebnisse kritisch bewertet werden.

Die in dieser Studie vorgestellte modifizierte Konditionierung konnte einmal mehr unter Beweis stellen, dass auch modernste Komposite nicht an der Zahnhartsubstanz Dentin kleben, wenn nicht die Anwendung eines effektiven – und vollständigen – Dentinbondingsystems erfolgt. Auf der Suche nach einer Möglichkeit, die benötigte Leistungsfähigkeit moderner Adhäsive zu bestimmen, konnte die vorgestellte modifizierte Konditionierung einen neuen Ansatz beitragen. Komposite und Adhäsive im Zusammenhang mit Polymerisationsstress und Polymerisationsschrumpfung sind ein sehr komplexes Thema, welches bisher noch nicht vollständig verstanden, beschrieben und beherrscht werden konnte. Um so wichtiger sind Versuche, die schwer mess- und vorstellbaren Vorgänge bei der Polymerisation von dentalen Kompositrestaurationen einzuordnen und zu quantifizieren. In diesem Zusammenhang ist auch die vorliegende Studie zu sehen. Eine

definitive Aussage, wie groß die Leistungsfähigkeit moderner Adhäsive sein muss, konnte mit diesem Studienmodell jedoch nicht getroffen werden.

Um eine sichere Adhäsion einer Restauration an der Zahnhartsubstanz Dentin zu gewährleisten, sollte weiterhin an der Entwicklung effektiver Dentinbondingsysteme gearbeitet und geforscht werden, welche in klinisch relevanten (Bulk-fill-)Schichtstärken eine ausreichend hohe kompensatorisch wirkende, klebende Kraft mit sich bringen. Dabei sollte berücksichtigt werden, dass die Adhäsionskraft bei der Verarbeitung geringerer Schichtstärken eines Komposits und der damit einher gehenden geringeren ablösend wirkenden Kraft keine negativen Auswirkungen auf das System Zahn – Restauration hat.

## 8 Literaturverzeichnis

- [1] Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dent Mater* 2013;29:e213–217.
- [2] American Dental Association. Revised guidelines for submission of composite resin materials for occlusal Class I and Class II restorations. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment 1984.
- [3] Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *J Can Dent Assoc* 2003;69:516–521.
- [4] Bayne SC, Thompson JY, Swift EJJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 1998;129:567–577.
- [5] Bergmann A, Kieschnik A. Komposit–Entscheidend ist die Rezeptur. *teamwork* 2009;5:506–519.
- [6] Bogacki RE, Hunt RJ, del Aguila M, Smith WR. Survival analysis of posterior restorations using an insurance claims database. *Oper Dent* 2002;27:488–492.
- [7] Bowen RL, Antonucci J. Dimethacrylate Monomers of Aromatic Diethers. *J Dent Res* 1975;54:599–604.
- [8] Bowen RL. Compatibility of Various Materials with Oral Tissues. I: The Components in Composite Restorations. *J Dent Res* 1979;58:1493–1503.
- [9] Bowen RL, Rapson J, Dickson G. Hardening Shrinkage and Hygroscopic Expansion of Composite Resins. *J Dent Res* 1982;61:654–658.
- [10] Bowen RL. Bonding of restorative materials to dentine: the present status in the United States. *Int Dent J* 1985;35:155–159.
- [11] Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of Bis phenol and glycidyl acrylate. 1962; Patent No: 3,066,112; 1962.
- [12] Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849–853.
- [13] Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31 Spec No 2:10–15.

- [14] Burke FJ, McCaughey AD. The four generations of dentin bonding. *Am J Dent* 1995;8:88–92.
- [15] Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, van Landuyt K, Munck J de, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:31–44.
- [16] Chasqueira AF, Arantes-Oliveira S, Portugal J. Effect of changes to the manufacturer application techniques on the shear bond strength of simplified dental adhesives. *J Appl Biomater Funct Mater* 2013:0.
- [17] Cobb DS, MacGregor KM, Vargas MA, Denehy GE. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. *J Am Dent Assoc* 2000;131:1610–1615.
- [18] Czasch P, Ilie N. Dissertation – In-vitro-Untersuchung neuartiger fließfähiger Komposite (selbstadhäsiv, "bulk-fill" und niedrigschrumpfend); 2012.
- [19] Davidson C, Feilzer A. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1997;25:435–440.
- [20] Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1984;63:1396–1399.
- [21] Dentsply DeTrey, Burgess J, Munoz C. SDR: kompromisslose Zuverlässigkeit auch nach drei Jahren klinisch bestätigt [Internet].  
[http://www.dentsply.co.uk/uploads/files/sdr\\_36-month-clinical-trial-results-oct12.pdf](http://www.dentsply.co.uk/uploads/files/sdr_36-month-clinical-trial-results-oct12.pdf).
- [22] Dentsply DeTrey. SDR® [Internet]. <http://www.dentsply.de/docs/indexv2.aspx?id=31193&domid=1042&sp=D&m1=31071&m2=31129&m3=31137&m4=31119>.
- [23] Dentsply DeTrey. SDR Wissenschaftliches Kompendium [Internet].  
<http://www.dentsply.de/bausteine.net/f/8946/201109SDRWissenschaftlichesKompendiumD.pdf?fd=2>.
- [24] Dentsply DeTrey, van Dijken J, Pallesen U. Restaurationen mit SDR so gut wie die der Kontrollgruppe - 12 month [Internet].  
<http://www.dentsply.co.uk/uploads/files/van-dijkenstudiy-12-month-data.pdf>.
- [25] dgzmk. Leitlinie Fissurenversiegelung.

- [26] Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater* 1994;10:353–362.
- [27] Ernst C, Canbek K, Euler T, Willershhausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig* 2004;8:130–138.
- [28] Ernst C, Willershhausen B. Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztliche Mitteilungen* 2003;7:30–40.
- [29] Espelid I, Tveit A, Erickson R, Keck S, Glasspoole E. Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dental Materials* 1991;7:114–117.
- [30] Eti S, Weisman R, Hoffman R, Reidenberg MM. Slight renal effect of mercury from amalgam fillings. *Pharmacol Toxicol* 1995;76:47–49.
- [31] Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987;66:1636–1639.
- [32] Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995;6:302–318.
- [33] Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994;21:441–452.
- [34] Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986;20:121–131.
- [35] Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dent Mater* 2011;27:29–38.
- [36] Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dent Mater* 2013;29:51–58.
- [37] Frankenberger R. *Adhäsiv-Fibel: Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg*, ed. 2. Spitta-Abrechnung. Balingen: Spitta-Verl.; 2010.
- [38] Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Murray PE, Feilzer AJ, Krämer N. Risk aspects of dental restoratives: From amalgam to tooth-colored materials. *World Journal of Stomatologie* 2013.
- [39] Frankenberger R, Kramer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM. Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:107–116.

- [40] Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 2000;25:324–330.
- [41] Frankenberger R, Strobel WO, Kramer N, Lohbauer U, Winterscheidt J, Winterscheidt B, et al. Evaluation of the fatigue behavior of the resin-dentin bond with the use of different methods. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003;67:712–721.
- [42] Frankenberger R, Strobel WO, Taschner M, Krämer N, Petschelt A. Total Etch vs. Self-Etch - Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. *ZWR* 2004;113:188–196.
- [43] Garapati SN, Priyadarshini RP, Shetty D, Srikanth KV. An in vitro evaluation of diametral tensile strength and flexural strength of nanocomposite vs hybrid and minifill composites cured with different light sources (QTH vs LED). *J Contemp Dent Pract* 2013;14:84–89.
- [44] Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci* 1998;106:687–695.
- [45] Giovannetti A, Goracci C, Vichi A, Chieffi N, Polimeni A, Ferrari M. Post retentive ability of a new resin composite with low stress behaviour. *J Dent* 2012;40:322–328.
- [46] Goncalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *Eur J Oral Sci* 2009;117:442–446.
- [47] Goodis HE, Marshall GWJ, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater* 1993;9:79–84.
- [48] Gusmão GMDAS, De Queiroz TVV, Pompeu GF, Filho PFM, da Silva CHV. The influence of storage time and pH variation on water sorption by different composite resins. *Indian J Dent Res* 2013;24:60–65.
- [49] Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GWJ, Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch Oral Biol* 2001;46:173–183.
- [50] Hagger O, Castan P. Bulk polymerization of vinyl compounds using a sulfinic acid catalyst; 1951.

- [51] Hanemann T, Boehm J, Henzi P, Honnef K, Litfin K, Ritzhaupt-Kleissl E, et al. From micro to nano: properties and potential applications of micro- and nano-filled polymer ceramic composites in microsystem technology. *IEE Proc Nanobiotechnol* 2004;151:167–172.
- [52] Heidemann D, Hellwig E, Hickel R, Klaiber B, Staehle HJ. Die Bewertung direkter Kompositrestaurationen. *Zahnärztliche Mitteilungen* 2004.
- [53] Heidemann D, Hellwig E, Hickel R, Klaiber B, Staehle HJ. Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung und der Hochschullehrer für Zahnerhaltung: Direkte Kompositrestauration. *Erweiterte Anwendung im Front- und Seitenzahngebiet*. 2003.
- [54] Hellwig E. Einführung in die Zahnerhaltung, ed. 4. München: Elsevier, Urban und Fischer; 2007.
- [55] Heraeus Kulzer. Gebrauchsanweisung Venus Diamond.
- [56] Hickel R, Ernst HP, Haller B, Hugo B, Kunzelmann KH, Merte K, et al. Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich- Indikation und Lebensdauer. Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung und der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. 2005.
- [57] Hickel R, Kaaden C, Paschos E, Buerkle V, Garcia-Godoy F, Manhart J. Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth. *Am J Dent* 2005;18:198–211.
- [58] Hickel R. Neueste Komposite – viele Behauptungen Was ist für die Praxis wichtig, welche Fehler passieren am häufigsten? 2012.
- [59] Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater* 2003;19:206–211.
- [60] Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelmann KH. Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater* 2005;21:483–489.
- [61] Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater* 2011;27:348–355.
- [62] Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig* 2009;13:427–438.



- [63] Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater* 2009;25:810–819.
- [64] Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 2011;56:59–66.
- [65] Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. 2005.
- [66] Ito S, Tay FR, Hashimoto M, Yoshiyama M, Saito T, Brackett WW, et al. Effects of multiple coatings of two all-in-one adhesives on dentin bonding. *J Adhes Dent* 2005;7:133–141.
- [67] Iwaku M, Nakamichi I, Nakamura K, Horie K, Suizu S, Fusayama T. Tags penetrating dentin of a new adhesive resin. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1981;28:45–51.
- [68] Janda R, Roulet J, Latta M, Ruttermann S. Water sorption and solubility of contemporary resin-based filling materials. *J Biomed Mater Res* 2007;82:545–551.
- [69] Kanca J3, Suh BI. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent* 1999;12:107–112.
- [70] Karabela M, Sideridou ID. Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites 2008;24:1631–1639.
- [71] Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003;14:13–29.
- [72] Kohn WG, Harte JA, Malvitz DM, Collins AS, Cleveland JL, Eklund KJ. Guidelines for infection control in dental health care settings--2003. *J Am Dent Assoc* 2004;135:33–47.
- [73] Koottathape N, Takahashi H, Iwasaki N, Kanehira M, Finger WJ. Quantitative wear and wear damage analysis of composite resins in vitro. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014;29:508–516.
- [74] Kournetas N, Chakmakchi M, Kakaboura A, Rahiotis C, Geis-Gerstorfer J. Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. *Clin Oral Investig* 2004;8:123–129.

- [75] Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Restorative materials in the primary dentition of poli-caries patients. *Eur Arch Paediatr Dent* 2007;8:29–35.
- [76] Krejci I, Lutz F, Sener B, Jenss J. The x-ray opacity of tooth-coloring inlay materials and composite cements. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991;101:299–304.
- [77] Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 2000;131 Suppl:20S–25S.
- [78] Kunzelmann KH, Hickel R. Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen. In: *Die Adhäsivtechnologie. Ein Leitfaden für Theorie und Praxis.*
- [79] Kunzelmann KH. *Werkstoffkunde Komposite* 2003.
- [80] Kwon T, Bagheri R, Kim YK, Kim K, Burrow MF. Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *J Investig Clin Dent* 2012;3:3–16.
- [81] Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJJr. Packable composites: overview and technical considerations. *J Esthet Dent* 1999;11:234–249.
- [82] Lim B, Ferracane J, Sakaguchi R, Condon J. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dental Materials* 2002;18:436–444.
- [83] Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983;50:480–488.
- [84] Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Setcos JC. In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 1984;63:914–920.
- [85] Mahmoud SH, Al-Wakeel EES. Marginal adaptation of ormocer-, silorane-, and methacrylate-based composite restorative systems bonded to dentin cavities after water storage. *Quintessence Int* 2011;42:e131–139.
- [86] Malhotra N, Kundabala M, Shashirashmi A. Strategies to overcome polymerization shrinkage—materials and techniques. A review. *Dent Update* 2010;37:115–118, 120–122, 124–125.
- [87] Manhart J. Charakterisierung direkter zahnärztlicher Füllungsmaterialien für den Seitenzahnbereich. Alternativen zum Amalgam? *Quintessenz* 57(5), (2006):465–481.

- [88] Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004;29:481–508.
- [89] Manhart J. Neues Konzept zum Ersatz von Dentin in der kompositbasierten Seitenzahnversorgung. *ZWR* 2010;119:118–125.
- [90] Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, Di Lenarda R, Ferracane J, Cadenaro M. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dent Mater* 2010;26:947–953.
- [91] Moharamzadeh K, Brook IM, Scutt AM, Thornhill MH, van Noort R. Mucotoxicity of dental composite resins on a tissue-engineered human oral mucosal model. *J Dent* 2008;36:331–336.
- [92] Molin M, Bergman B, Marklund SL, Schutz A, Skerfving S. The influence of dental amalgam placement on mercury, selenium, and glutathione peroxidase in man. *Acta Odontol Scand* 1990;48:287–295.
- [93] Mondelli RFL, Wang L, Garcia FCP, Prakki A, Mondelli J, Franco EB, et al. Evaluation of weight loss and surface roughness of compomers after simulated toothbrushing abrasion test. *J Appl Oral Sci* 2005;13:131–135.
- [94] Munck J de, van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84:118–132.
- [95] Nakabayashi N. Adhesive bonding with 4-META. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:125–130.
- [96] Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 1991;3:133–138.
- [97] Olstad ML, Holland RI, Wandel N, Pettersen AH. Correlation between amalgam restorations and mercury concentrations in urine. *J Dent Res* 1987;66:1179–1182.
- [98] Opdam NJM, Bronkhorst EM, Loomans BAC, Huysmans MCDNJM. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res* 2010;89:1063–1067.
- [99] Opdam NJM, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BAC. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater* 2007;23:2–8.
- [100] Orbis Dental. Ätzel (Phosphorsäure) Gebrauchsanweisung.

- [101] Oysaed H, Ruyter I. Water Sorption and Filler Characteristics of Composites for Use in Posterior Teeth. *J Dent Res* 1986;65:1315–1318.
- [102] Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater* 2008;24:1501–1505.
- [103] Pashley DH. Dentin: a dynamic substrate--a review. *Scanning Microsc* 1989;3:161–174; discussion 174–176.
- [104] Pashley DH. Smear layer: overview of structure and function. *Proc Finn Dent Soc* 1992;88 Suppl 1:215–224.
- [105] Perdigao J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 2010;26:e24–37.
- [106] Perdigao J, Lopes M. Dentin bonding--state of the art 1999. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20:1151–1158, 1160–1162; quiz 1164.
- [107] Peumans M, Kanumilli P, Munck J de, van Landuyt K, Lambrechts P, van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005;21:864–881.
- [108] Pfeifer CS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Braga RR. Photoinitiator content in restorative composites: influence on degree of conversion, reaction kinetics, volumetric shrinkage and polymerization stress. *Am J Dent* 2009;22:206–210.
- [109] Polydorou O, Konig A, Hellwig E, Kummerer K. Long-term release of monomers from modern dental-composite materials. *Eur J Oral Sci* 2009;117:68–75.
- [110] Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dent Clin North Am* 2007;51:659–675, vii.
- [111] Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent* 1990;3:253–258.
- [112] Roggendorf MJ, Kramer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent* 2011;39:643–647.
- [113] Roulet J. Degradation of dental polymers. Basel, New York: Karger; 1987.
- [114] Roulet J. The problems associated with substituting composite resins for amalgam: a status report on posterior composites. *J Dent* 1988;16:101–113.
- [115] Roulet JF. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent* 1997;25:459–473.

- [116] Ruyter IE. Composites—characterization of composite filling materials: reactor response. *Adv Dent Res* 1988;2:122–129; discussion 129–133.
- [117] Rykke M. Dental materials for posterior restorations. *Endod Dent Traumatol* 1992;8:139–148.
- [118] Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater* 2011;27:1221–1228.
- [119] Satterthwaite JD, Maisuria A, Vogel K, Watts DC. Effect of resin-composite filler particle size and shape on shrinkage-stress. *Dent Mater* 2012;28:609–614.
- [120] Schmidseher J. *Ästhetische Zahnmedizin*, ed. 2. Farbatlanten der Zahnmedizin. Stuttgart, New York, NY: Thieme; 2009, c 2009.
- [121] Seemann R, Pfefferkorn F, Hickel R. Behaviour of general dental practitioners in Germany regarding posterior restorations with flowable composites. *Int Dent J* 2011;61:252–256.
- [122] Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent* 2007;19:265-273; discussion 274-275.
- [123] Sideridou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *J Biomed Mater Res* 2005;74:617–626.
- [124] Sideridou ID, Achilias DS, Karabela MM. Sorption kinetics of ethanol/water solution by dimethacrylate-based dental resins and resin composites. *J Biomed Mater Res* 2007;81:207–218.
- [125] Sjogren P, Halling A. Survival time of Class II molar restorations in relation to patient and dental health insurance costs for treatment. *Swed Dent J* 2002;26:59–66.
- [126] Soderholm KJ. Does resin based dentine bonding work? *Int Dent J* 1995;45:371–381.
- [127] Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res* 1984;63:1248–1254.
- [128] Staehle HJ. *Kinder- und Jugendzahnheilkunde: Kompendium für Studierende und Zahnärzte*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 1996.

- [129] Statement on posterior resin-based composites. ADA Council on Scientific Affairs; ADA Council on Dental Benefit Programs. *J Am Dent Assoc* 1998;129:1627–1628.
- [130] Stein PS, Sullivan J, Haubenreich JE, Osborne PB. Composite resin in medicine and dentistry. *J Long Term Eff Med Implants* 2005;15:641–654.
- [131] SureFil Brochure [Internet].  
[http://www.surefil.com/sites/default/files/SureFil\\_Brochure.pdf](http://www.surefil.com/sites/default/files/SureFil_Brochure.pdf).
- [132] Suyama Y, Luhrs A, Munck J de, Mine A, Poitevin A, Yamada T, et al. Potential smear layer interference with bonding of self-etching adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2013;15:317–324.
- [133] Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM, et al. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent* 2004;32:611–621.
- [134] Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent* 2004;32:173–196.
- [135] Van Landuyt KL, Nawrot T, Geebelen B, Munck J de, Snauwaert J, Yoshihara K, et al. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater* 2011;27:723–747.
- [136] van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent* 1994;22:141–146.
- [137] van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992;71:1530–1540.
- [138] Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater* 1996;12:290–294.
- [139] Vidnes-Kopperud S, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I. Factors influencing dentists' choice of amalgam and tooth-colored restorative materials for Class II preparations in younger patients. *Acta Odontol Scand* 2009;67:74–79.
- [140] Wallenhammar LM, Ortengren U, Andreasson H, Barregard L, Bjorkner B, Karlsson S, et al. Contact allergy and hand eczema in Swedish dentists. *Contact Dermatitis* 2000;43:192–199.

- [141] Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005;21:68–74.
- [142] Wikipedia. Epoxide [Internet]. <http://de.wikipedia.org/w/index.php?oldid=121389380>.
- [143] Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992;8:310–319.
- [144] Willems G, Noack M, Inokoshi S, Lambrechts P, van Meerbeek B, Braem M, et al. Radiopacity of composites compared with human enamel and dentine. *J Dent* 1991;19:362–365.
- [145] Xu HC, Liu WY, Wang T. Measurement of thermal expansion coefficient of human teeth. *Aust Dent J* 1989;34:530–535.
- [146] Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci* 2011;53:273–282.
- [147] Yavuz I, Tumen EC, Kaya CA, Dogan MS, Gunay A, Unal M, et al. The reliability of microleakage studies using dog and bovine primary teeth instead of human primary teeth. *Eur J Paediatr Dent* 2013;14:42–46.
- [148] Zaruba M, Wegehaupt FJ, Attin T. Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite. *J Adhes Dent* 2013;15:115–121.
- [149] Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2010;120:972–986.

## 9 Anhang

### Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer im Fachbereich Medizin an der Philipps-Universität Marburg waren die Damen und Herren Professoren, Oberärzte und Dozenten:

Althaus	Mengel
Arweiler	Mittag
Auschill	Moll
Cetin	Neff
Czubayko	Neumüller
Feuser	Nonnenmacher
Frankenberger	Pieper
Gente	Ramaswamy
Gloerfeld	Roggendorf
Hellak	Schaudig
Höffken	Steininger
Korbmacher-Steiner	Teymoortash
Lamp	Weber
Lill	Westermann
Lotzmann	
Mandrek	



## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Roland Frankenberger für die Bereitstellung dieses interessanten Dissertationsthemas und die intensive Betreuung und Unterstützung während der Erstellung dieser Arbeit.

Herrn Dr. Matthias Roggendorf und Frau Dr. Vera Hartmann danke ich für die freundliche Unterstützung bei den technischen Arbeiten im Labor.

Großen Dank möchte ich meinen Eltern für die uneingeschränkte Unterstützung und den Rückhalt während meines Studiums und der Anfertigung dieser Arbeit aussprechen. Ebenso bedanke ich mich bei meiner Oma. Schade, dass sie die Fertigstellung dieser Arbeit nicht mehr mit erleben konnte.