

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

Geschäftsführende Direktorin: Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner

des Fachbereichs Medizin
der Philipps-Universität Marburg

-Poliklinik für Zahnerhaltung-

Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

**Randspaltvermeidungspotentiale
unterschiedlicher Kompositrezepte in Klasse-II-
Kavitäten**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Sina Maria Kiszka
aus Dortmund

Marburg, 2022

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität
Marburg am: 31.03.2022

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin

Dekan: Prof. Dr. Denise Hilfiker-Kleiner
Referent: Prof. Dr. Roland Frankenberger
Korreferent: Prof. Dr. Reiner Mengel

Für meine Familie, die mich immer unterstützt.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	VI
Abbildungsverzeichnis	VI
Abkürzungsverzeichnis	VIII
1 Zusammenfassung	1
<i>1.1 Zusammenfassung (in deutscher Sprache)</i>	<i>1</i>
1.1.1 Ziel der Studie.....	1
1.1.2 Material und Methoden	1
1.1.3 Ergebnisse	2
1.1.4 Schlussfolgerungen.....	3
<i>1.2 Abstract (in englischer Sprache)</i>	<i>4</i>
1.2.1 Aim of the study	4
1.2.2 Materials and methods	4
1.2.3 Results	5
1.2.4 Conclusion	5
2 Einleitung	7
3 Literaturübersicht	10
<i>3.1 Entwicklung von Kompositen in der Zahnmedizin</i>	<i>10</i>
<i>3.2 Anforderungen an Komposite</i>	<i>14</i>
<i>3.3 Struktureller Aufbau von Kompositen</i>	<i>16</i>
3.3.1 Organische Phase	16
3.3.2 Anorganische Phase	19
3.3.3 Verbundphase	21

3.4 <i>Klassifikation von Kompositen</i>	22
3.4.1 Einteilung nach Füllkörpergröße	22
3.4.2 Einteilung nach Viskosität	25
3.4.3 Einteilung nach Kunststoffmatrix	26
3.4.4 Bulk-Fill Komposite	30
3.5 <i>Haftung von Komposit an der Zahnhartsubstanz</i>	33
3.5.1 Haftung am Schmelz	33
3.5.2 Haftung am Dentin	35
3.6 <i>Chemische und physikalische Eigenschaften von Komposit</i> ...	38
3.6.1 Konversionsrate	38
3.6.2 Polymerisationsschrumpfung und C-Faktor	39
3.6.3 Elastizitätsmodul, Biegefestigkeit, Vickershärte	41
3.6.4 Wärmeausdehnungskoeffizient	42
3.6.5 Wasseraufnahme	43
3.7 <i>Indikationen direkter Kompositrestaurationen</i>	43
3.8 <i>Probleme der Komposite</i>	46
3.9 <i>Bulk-Fill vs. Mehrschichttechnik</i>	46
4 Problemstellung	48
5 Material und Methoden	50
5.1 <i>Probezähne</i>	50
5.2 <i>Kavitätenpräparation</i>	50
5.3 <i>Legen der Füllungen</i>	52
5.4 <i>Politur der Füllungen</i>	55
5.5 <i>Replikaherstellung</i>	56
5.6 <i>Qualitative Randuntersuchung</i>	58
5.6.1 Vorbereitung der Proben	58
5.6.2 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	59
5.7 <i>Statistische Analyse</i>	60

6 Ergebnisse	62
6.1 <i>Venus Diamond</i>	64
6.2 <i>Venus Pearl</i>	66
6.3 <i>Experimentelle Probe</i>	69
6.4 <i>Rebilda DC</i>	72
6.5 <i>Visalys Core</i>	75
6.6 <i>Vergleich der verschiedenen Kompositrezepte</i>	78
7 Diskussion	81
7.1 <i>Diskussion von Material und Methoden</i>	81
7.1.1 <i>Auswahl und Lagerung der Zähne</i>	82
7.1.2 <i>Probenherstellung</i>	84
7.1.3 <i>Replikaherstellung</i>	88
7.2 <i>Diskussion der Ergebnisse</i>	89
7.2.1 <i>Gruppe der 2mm-Inkremente</i>	90
7.2.2 <i>Gruppe der 4mm-Inkremente</i>	91
7.3 <i>Schlussfolgerung</i>	92
8 Literaturverzeichnis	97
9 Anhang	111

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Meilensteine der Kompositentwicklung.....	11
Tabelle 2: Einteilung der Komposite nach Matrixkomponenten.....	27
Tabelle 3: Einteilung der Versuchsgruppen.....	53

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anforderungen an Komposite.....	15
Abbildung 2: Bis-GMA.....	16
Abbildung 3: UDMA, DEGDMA und TEGDMA	17
Abbildung 4: Probezahn nach der Kavitätenpräparation.....	32
Abbildung 5: Probezahn nach der Politur.....	34
Abbildung 6: Abformung der Probenzähne mit Flexitime Easy Putty und Light Flow.....	35
Abbildung 7: Epoxidharzreplika auf Probesteller, besputtert.....	36
Abbildung 8: Probe ohne Vergrößerung im REM.....	37
Abbildung 9: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit Venus Diamond; 2mm.....	65
Abbildung 10: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit Venus Pearl; 2mm.....	67
Abbildung 11: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit Venus Pearl; 4mm.....	68
Abbildung 12: Experimentelle Probe „Niedrigschrumpfendes-Flowable Spezialkomposit“	69
Abbildung 13: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit dem NSK; 2mm.....	70
Abbildung 14: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit dem NSK; 4mm.....	71
Abbildung 15: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand Rebuilda DC; 2mm.....	73
Abbildung 16: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit Rebuilda DC; 4mm.....	74
Abbildung 17: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit Visalys Core; 2mm.....	76

Abbildung 18: Beispiel für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit Visalys Core; 4mm.....	77
Abbildung 19: Vergleich der Randspaltbreiten der untersuchten Komposite.....	78
Abbildung 20: Vergleich der 2mm-Inkrementgruppe.....	52
Abbildung 21: Vergleich der 4mm-Inkrementgruppe.....	80

Abkürzungsverzeichnis

BAPO	Phenylbis(2,4,6-Trimethylbenzoyl)phosphine Oxide
BHT	Butyliertes Hydroxytoluol
Bis-GMA	Bisphenol-A- glycidyl methacrylat
DEGDMA	Diethylenglycoldimethacrylat
DOC	Depth of Cure
E-Modul	Elastizitätsmodul
HQME	Hydrochinonmonomethylether)
LSF	Low-shrink-flowable-special
MMA	Methylmethacrylat
NSK	Niedrigschrumpfendes Spezialkomposit
PMMA	Polymethylmethacrylat
PPD	1-Phenyl-1,2-Propanedione
REM	Rasterelektronenmikroskop
TCD	Tricyclodecane
TCD-DI-HEA	2-Propensäure, (octahydro-4,7 methano-1H-indene-5-diyl) bis(methyleneiminocarbonyloxy-2,1- ethanediyl) ester
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
UV	Ultraviolett
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient

1 Zusammenfassung

1.1 Zusammenfassung (in deutscher Sprache)

1.1.1 Ziel der Studie

Ziel dieser in-vitro Studie ist es, herauszufinden, in welcher Form sich die Randspaltvermeidungspotentiale verschiedener Komposite (ein Nanohybridkomposit, ein Niedrigschrumpfendes-Flowable Spezialkomposit und zwei dualhärtende Komposite) bei der gängigen Inkrementtechnik mit 2mm-Inkrementen unterscheiden, und zu testen, inwieweit sich diese Potentiale durch eine Bulk-Fill-Technik verändern. Über die entstehenden Randspalten sollen Rückschlüsse auf die Randspaltvermeidungspotentiale der verschiedenen Komposite erhalten werden. Um einen Einfluss von verschiedenen Adhäsivsystemen auszuschließen, wurden die Kavitäten lediglich mit der Etch-and-Rinse-Technik konditioniert.

1.1.2 Material und Methoden

Für diese Studie wurden 36 menschliche dritte Molaren gesammelt, an denen je mesial und distal standardisierte proximale Klasse II-Kavitäten mit abgerundeten Kastenböden präpariert wurden. Es erfolgte eine randomisierte Einteilung der 72 Kavitäten in neun Gruppen (n=8). Die Vorbehandlung der Kavitäten beschränkte sich auf die Etch-and-Rinse-Technik mit 37%iger Phosphorsäure und den Verzicht auf Adhäsivsysteme. Je nach Versuchsgruppe wurden die verschiedenen Komposite (Venus Diamond als Kontrollgruppe, Venus Pearl, die experimentelle Probe „Niedrigschrumpfendes-

Flowable Spezialkomposit“, Rebuilda DC und Visavis Core) in zwei unterschiedlichen Schichtstärken (2mm-Inkremente oder Bulk-Fill mit 4mm-Inkrementen) appliziert und ausgehärtet. Anschließend wurden die gelegten Füllungen ausgearbeitet, poliert, gereinigt, abgeformt und mithilfe der Abformungen Epoxidharzreplika hergestellt. Diese Repliken wurden hinsichtlich der Randqualität zwischen Dentin/Zement und Füllungsmaterial unter einem Rasterelektronenmikroskop (REM mit 200x Vergrößerung) untersucht und vermessen. Die gewonnenen Daten wurden mit SPSS 17.0 statistisch ausgewertet.

1.1.3 Ergebnisse

Aufgrund des fehlenden Dentinadhäsivs wiesen erwartungsgemäß alle Restaurationen Randspalten auf. Die Inkrementstärke hatte bei den Flowable Kompositen (NSK, Rebuilda DC und Visalys Core) einen signifikanten Einfluss auf die Randspaltbreiten ($p < 0,05$). Die 2mm-Inkrementen schnitten bei allen Kompositen besser ab als die Bulk-Fill-Technik. Lediglich bei dem Nanohybridkomposit Venus Pearl waren die Unterschiede in der Randschlussqualität zwischen den beiden Inkrementstärken nicht signifikant ($p < 0,05$). Auch konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Kompositen festgestellt werden. Während Venus Pearl mit den signifikant geringsten Randspalten aufwarten konnte ($p > 0,05$), folgten dahinter das NSK, Visalys Core und Rebuilda DC ($p < 0,05$).

1.1.4 Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse der Studie konnten zeigen, dass die experimentelle Probe genau wie Venus Pearl und Diamond in den empfohlenen Inkrementen von 2mm ohne negativen Einfluss auf die Randqualität von Füllungen verwendet werden kann. Die entstandenen Randspalten sind Resultat aus der fehlenden Anwendung von Dentinadhäsiven und Schmelzbonding, welches bei klinischer Anwendung zum Einsatz kommt. Um auch die vermehrte Polymerisations-schrumpfung von Rebilda und Visalys Core vor allem in der Bulk-Fill-Technik kompensieren zu können, bräuchte man ein ausreichend starkes Adhäsivsystem. Allerdings wird dann der Polymerisationsstress auf die umliegende Zahnhartsubstanz übertragen, was zu Höckerfrakturen oder Schmelzrissen führen kann. Aus diesem Grund ergeben sich für die dualhärtenden Komposite Visalys Core und Rebilda DC die Indikationen des Stumpfaufbaus und der adhäsiven Befestigung von Glasfaserstiften im Wurzelkanal, da an dieser Stelle rein lichthärtende Komposite deutlich im Nachteil sind. Deshalb sollten die Indikationen der unterschiedlichen Komposite streng geprüft und eingehalten werden.

1.2 Abstract (in englischer Sprache)

1.2.1 Aim of the study

Aim of this in vitro study was to investigate marginal gap development of different resin composites (nanohybrid composite, low-shrinkage flowable special composite and two dual-curing resin composites) and to evaluate how these observations change when a bulk fill technique is applied. The resulting marginal gap widths should allow conclusions to be drawn about marginal gap avoidance potential of the different composites and moreover, the actual strength needed by the adhesive system. To exclude the influence of different adhesive systems and to allow for free shrinkage from bottom to top, cavities were only conditioned using the etch-and-rinse technique and not bonded.

1.2.2 Materials and methods

Thirty-six human third molars received mesial and distal standardized Class-II slot preparations with rounded boxes. The resulting 72 cavities were randomly assigned to nine groups (n=8). Cavities were etched with phosphoric acid but not bonded with any adhesive system. Depending on the experimental group, the different composites (Venus Diamond as control group, Venus Pearl, the experimental sample „low-shrink-flowable-special“, Rebuilda DC and Visalys Core) were applied and cured in two different layer thicknesses (2mm-increments or bulk-fill with 4mm-layers). Subsequently, the placed fillings were polished and cleaned. After impression taking of the specimens an epoxy resin replica was made.

These replicas were examined and evaluated under a scanning electron microscope (SEM) at 200x magnification to determine marginal gap width between dentin/cementum and restorative material. The data obtained were statistically evaluated using SPSS 17.0.

1.2.3 Results

As provoked, all interfaces exhibited marginal gaps due to the lack of dentin adhesion. The increment thickness of the flowable composites (LSF, Rebuilda DC and Visalys Core) had a significant influence on marginal gap widths ($p < 0,05$). The 2mm increments performed better than the bulk-fill technique for all composites under investigation. Only with the nanohybrid composite Venus Pearl, the differences in marginal gap width were not significant ($p < 0,05$) between the two layer thicknesses. A significant difference between the individual composites was also found. While Venus Pearl had the significantly smallest marginal gaps ($p > 0,05$), the experimental sample, Visalys Core and Rebuilda DC followed ($p < 0,05$).

1.2.4 Conclusion

The results of the study demonstrated, that the experimental material may be used in the same way as Venus Pearl and Diamond in the recommended increments of 2mm without negative influence on marginal quality. The marginal gaps are the result of non-established dentin adhesion, which is normally used in clinical applications. In order to compensate for the increased polymerization shrinkage of Rebuilda and Visalys Core, particularly in

the bulk fill technique, a sufficiently strong adhesive system is required. However, the polymerization is then more transferred to the surrounding tooth structure, which may cause crazing or fractures. For this reason, the dual-curing composites Visalys Core and Rebuilda DC are indicated for core build-ups and the adhesive cementation of glass fiber posts in the root canal, since purely light-curing composites are disadvantageous in this area. Therefore, the indications of the different composites should be strictly checked and observed.

2 Einleitung

Schon seit über 150 Jahren gibt es Amalgam als Material zum Füllen kariöser Zähne [41]. Da Amalgam unter anderem ca. 50 % Quecksilber enthält, welches als schädlich für den Menschen und die Umwelt gilt, wird auch schon lange über eine Gesundheitsgefährdung durch Amalgam debattiert [38, 41]. Trotz vieler Studien, die sich mit diesem Thema befassen, konnte zwar nachgewiesen werden, dass sich Quecksilber in menschlichen Geweben ansammelt, aber es konnte nicht belegt werden, dass eine durch Amalgam hervorgerufene Mehrbelastung mit Quecksilber gesundheits-schädliche Auswirkungen auf die Patienten hat [41]. Trotzdem geht heute der Trend zu zahnfarbenen Restaurationen, da das Gesundheitsbewusstsein und der Wunsch nach naturschönen Zähnen bei der Bevölkerung zunimmt [38, 41]. Eine sehr gute biokompatible Alternative zu Amalgam wären Goldrestaurationen, welche aber ebenfalls aus ästhetischen und zudem aus wirtschaftlichen Gründen flächendeckend nicht optimal sind [41].

Nicht nur über die gesundheitsschädliche Wirkung des Amalgams gibt es zweigeteilte Meinungen, auch über die Haltbarkeit im Gegensatz zu Kompositrestaurationen gibt es unterschiedliche Ansichten [108]. Komposit ist besser in großen Kavitäten und bei Patienten mit einem geringen Kariesrisiko, Amalgam besser bei 3-flächigen Kavitäten besonders bei Patienten mit hoher Kariesaktivität [90].

Im Februar 2009 veranlasste zudem das Umweltprogramm der Vereinten Nationen (UNEP) die Erarbeitung einer Konvention, mit der Quecksilberemissionen verringert werden sollen. Im Oktober 2013 wurde die Minamata-Konvention in Japan von über 90 Staaten, darunter Deutschland, sowie der Europäischen Union beschlossen [17]. Auf dieser Grundlage entstand auch das seit dem 01.07.2018 in Kraft getretene „Verbot der Verwendung von Amalgam bei gefährdeten Bevölkerungsgruppen“ [29]. Dieses Verbot besagt, dass kein Amalgam mehr bei Schwangeren oder stillenden Frauen, sowie bei Kindern unter 15 Jahren verwendet werden darf, sowie bei Patienten mit nachgewiesener Allergie gegen Amalgambestandteile oder Niereninsuffizienz.

Aus diesem Grund werden nun alternative Füllungsmaterialien benötigt, die, ähnlich wie Amalgam, zeitsparend und einfach zu verarbeiten sind, dennoch eine gute Randdichtigkeit aufweisen, um Sekundärkaries zu vermeiden, welche dann als Kassenleistung gewählt werden können. Optimaler Weise sind dies Komposite, welche man in größeren Schichtstärken einbringen kann, um die Verarbeitungszeit möglichst gering zu halten, da die Mehrschichttechnik sehr zeitintensiv ist. Problematisch ist jedoch, dass viele Komposite nur durch eine Schichttechnik eine geringere Polymerisationsschrumpfung bzw. geringeren Polymerisationsstress erreichen [92]. Durch diesen Polymerisationsstress können Randspalten oder Schmelzfrakturen entstehen, wodurch sich die

Gefahr von Sekundärkaries oder postoperativen Hypersensitivitäten erhöht [92, 108].

3 Literaturübersicht

3.1 Entwicklung von Kompositen in der Zahnmedizin

Komposite (lat. componere= zusammenfügen) im allgemeinen Gebrauch sind Werkstoffe, welche aus mindestens zwei Komponenten zusammengesetzt sind [40]. Als zahnärztlicher Werkstoff bieten sie als plastisches Füllungsmaterial, chemisch oder lighthärtend, eine zahnfarbene Alternative zu konventionellem Amalgam [40, 51]. Im weiteren Verlauf werden die zahnärztlichen Komposite der Einfachheit halber nur als Komposite bezeichnet.

Bereits 1936 wurde polymerisiertes MMA als Prothesenmaterial, und kurze Zeit später auch als zahnfarbener Verblendkunststoff genutzt [100].

Erst 1941 gab es die ersten Berichte über Versuche, mit selbsthärtenden Acrylatkunststoffen bei Zimmer-/Mundhöhlentemperatur Zähne zu füllen. Das Härten beruhte auf einer Redoxreaktion, bei der freie Radikale durch Reaktion von Initiator und einem Akzelerator gebildet wurden.

Da die PMMA-Kunststoffe eine Schrumpfung von 6-8% aufwiesen, wurde empfohlen, den Kunststoff schichtweise in der sogenannten „Inkrement“-Technik einzubringen. Außerdem wurde erstmals feines Silikatpulver als Füllstoff verwendet, um den thermischen Ausdehnungskoeffizienten dieser Kunststoffe zu verringern und die mechanischen Eigenschaften zu verbessern. [47]

1936	Erster methacrylatbasierter Prothesenkunststoff wird patentiert (Palodon von Kulzer)
1942	Erfindung der Kaltpolymerisate
1948	Erster Idee zum Bonding von Kunststoff und Zahnhartsubstanz (Hagger)
1951	Erstes Patent eines gefüllten Komposits auf Basis eines keramischen Kunststoffs (Knock und Glen)
1955	Durch Säurebehandlung des Schmelzes mikromechanische Haftung zum Kunststoff (Buonocore)
1962/ 1963	Entwicklung des Bis-GMA und Silanisierung der anorganischen Füllstoffe (Bowen)
1970	Photopolymerisation von Bis-GMA mit UV-Strahlung als Idee (Buonocore)
1978	Einführung lichthärtender Komposite
1978	Vorstellung der Total-Etch-Technik (Fusayama)
1985	Patent für selbsthärtende Komposite (Wakine)
1998	Ormocere wurden eingeführt (Frauenhofer ISC)
2007	Silorane wurden eingeführt (3M)
2009	Bulk-Fill-Komposite wurde eingeführt (Dentsply Sirona)

Tabelle 1: Meilensteine der Kompositentwicklung[18, 40, 100, 101, 117]

Trotzdem waren die klinischen Ergebnisse der Acrylatkunststoffe nicht zufriedenstellend. Es kam zu Randundichtigkeiten und bereits nach kurzer Zeit im Randbereich zu Verfärbungen. Außerdem war das PMMA nicht ausreichend abrasionsstabil und aufgrund des hohen Restmonomergehalts pulpatoxisch. [51]

1956 griff Dr. Rafael L. Bowen auf die Arbeiten von Castan von 1934 zu Epoxidharzen zurück. Durch Verbesserung des Epoxidharzes (Bisphenol A) mit Glycidylmethacrylat erfand er den sogenannten „Bowenkunststoff“, das Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) [14, 67]. Diese Matrix versetzte er mit Silikatglaspartikeln, welche mit Silanen beschichtet wurden, um einen Haftverbund zwischen Bis-GMA und dem Silikatglas zu erzielen.

Zunächst härteten die Kunststoffe als Autopolymerisate aus [14], bis 1972 die Härtung mit UV-Strahlen für Versiegelungskunststoffe entwickelt wurde. Diese Technik hatte Vorteile gegenüber der Autopolymerisation, nämlich dass die Gefahr des Luftblaseneinschlusses durch das Anmischen verringert wurde und dadurch die Abrasionsresistenz erhöht und die Belagsretention an Oberflächenporositäten herabgesetzt wurde [100]. Allerdings erlaubte die UV-Lichthärtung nur eine geringe Polymerisationstiefe. [51]

Auch wegen der netzhautschädigenden Wirkung des UV-Lichts, wurde die Härtung mit UV-Strahlen 1977 von der Entwicklung von tageslichthärtenden Kompositen abgelöst. Die dafür notwendigen Lampen waren einfacher in der Handhabung und ließen größere Polymerisationstiefen von bis zu 2,5mm zu. [51, 100]

Bereits 1948 machte sich Dr. Oskar Hagger Gedanken darüber, Kunststoffe an den Zahn zu kleben [43]. Er entwickelte dazu auf Basis von Glycerophosphorsäure-Dimethacrylat ein erstes Adhäsiv mit dem Namen Sevriton Cavity Seal, welches allerdings klinisch keine

Bedeutung erlangte, da es dem feuchten Mundhöhlenmilieu nicht standhielt [100, 106]. Einen wichtigen Schritt in Richtung unserer heutigen Adhäsivsysteme legte aber erst Buonocore 1955, indem er herausfand, dass eine kurzzeitige Behandlung des Schmelzes mit Säure dem Kunststoff bessere Retention bot [18]. Als Fortführung zeigte Fusayama 1979, dass eine Ätzung des ganzen Zahnes mit 40%iger Phosphorsäure auch die Haftung am Dentin verbessert, was die Geburtsstunde der Total-etch Technik war, welche allerdings erst 1990 zur Standardbehandlungsmaßnahme wurde [46, 100]. Mitte der 80er Jahre gab es dann den Durchbruch der Dentinadhäsive [47].

In den letzten 20 Jahren gab es viele neue Materialien, die auf den Markt eingeführt wurden, sowohl im Bereich der Stressreduktion beim Polymerisationsvorgang und Reduktion der Polymerisations-schrumpfung durch niedrigschrumpfende Komposite sowie Bulk-Fill-Komposite. Auch Komposite mit Einschluss antibakterieller Wirkstoffe [121], sowie Komposite, die das Remineralisationspotential des Zahnes erhöhen sollten [21, 86] werden verstärkt getestet. Auch selbstadhäsive Komposite sind Gegenstand der Forschung, da dies eine deutliche Minimierung der Arbeitsschritte vor allen bei Patienten mit schwieriger Compliance, z.B. Kindern oder behinderten Patienten, bedeuten würde. [31, 94]

3.2 Anforderungen an Komposite

Heutzutage muss jedes Füllungsmaterial nicht nur physikalische Eigenschaften haben, welche der zu ersetzenden Zahnschubstanz entsprechen, auch die ästhetischen Ansprüche sind gestiegen, weshalb die Füllungsmaterialien optisch dem Zahn gleichen sollten.

Die Füllungen sollten auf Röntgenbildern gut sichtbar und möglichst einfach in der Verarbeitung sein, geschmacksneutral und möglichst biokompatibel, günstig und einen suffizienten Verbund mit der Zahnhartsubstanz eingehen. [124]

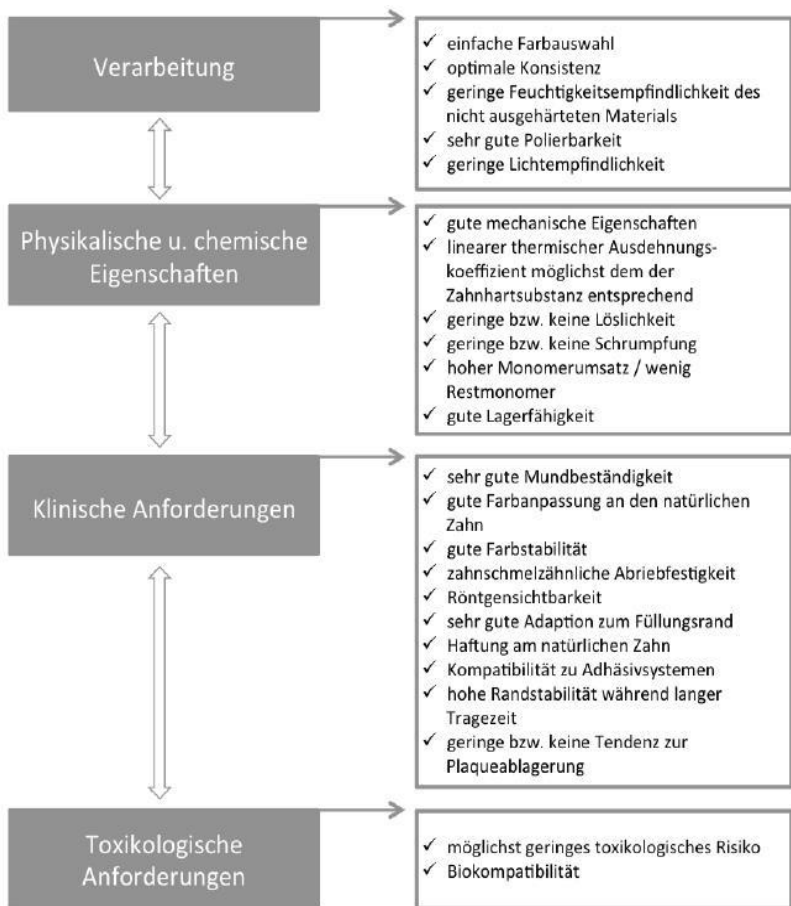


Abbildung 1: Anforderungen an Komposite [47]

3.3 Struktureller Aufbau von Kompositen

Komposite, welche heute in der praktischen Zahnmedizin Verwendung finden, bestehen aus drei Hauptkomponenten: der organischen Phase, der anorganischen Phase und der Verbundphase.

3.3.1 Organische Phase

Die organischen Phase, oder auch organische Matrix der Komposite besteht zum größten Teil aus Monomeren und verschiedenen Zusätzen [51].

Monomere

Die meisten Komposite, die heute verwendet werden, enthalten Methacrylate als Monomere, entweder in Form des Bis-GMA (Bisphenol-A-glycidyl methacrylat) oder dem UDMA (Urethandimethacrylat). [39, 99]

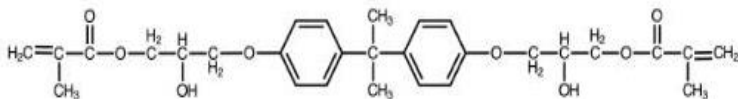


Abbildung 2: Bis-GMA [47]

Bis-GMA hat die Möglichkeit, vier Moleküle zu binden, zwei über die Aufbrechung der C=C Doppelbindung und zwei weitere durch Bindungen über Wasserstoffbrückenbindungen des -OH Restes, was ein hochgradig verknüpftes Polymernetzwerk formt. [75]

Die Vorteile von UDMA gegenüber dem Bis-GMA: UDMA hat eine niedrigere Viskosität, da es keine Wasserstoffbrückenbindungen

eingehen kann, sondern nur Van-der-Waals-Kräfte wirken, und eine hochflexible Urethan-Verbindung, welche die Festigkeit von UDMA-basierten Kompositen verbessert. UDMA wird in Kompositen allein oder in Kombination mit anderen Monomeren wie Bis-GMA und TEGDMA verwendet. [6, 40, 109]

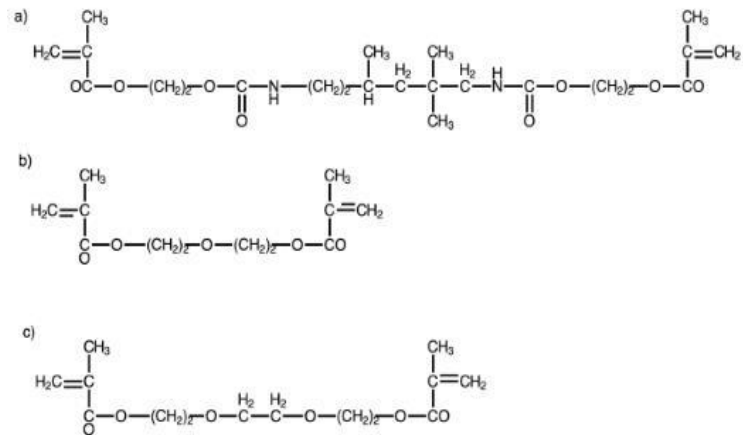


Abbildung 3: UDMA, DEGDMA und TEGDMA [47]

Oftmals werden zusätzlich zu den Monomeren noch Comonomere wie TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat) oder DEGDMA (Diethylenglycoldimethacrylat) zur Matrix hinzugegeben. Diese dünnflüssigen Acrylate führen zu einer Steigerung der Molekülbeweglichkeit und somit zu einer Erhöhung der Konversionsrate [48]. Bedingt dadurch kommt es zu einer erhöhten Festigkeit und besseren chemischen Resistenz der Komposite. Jedoch muss beachtet werden, dass mit Zunahme der Comonomere die

Polymerisationsschrumpfung steigt. Das bedeutet, dass ein optimales Verhältnis gefunden werden muss. [62]

Eine typische Zusammensetzung zahnärztlicher Komposite besteht aus 75 Masse-% Bis-GMA und 25 Masse-% TEGDMA [120].

Da allerdings das Bisphenol A seit einiger Zeit in der Kritik steht, z.B. hepatotoxisch [25] oder teratogen [2] zu wirken, werden immer öfter alternative Monomere verwendet. Dazu zählen unter anderem das TCD (Tricyclodecane)-Urethan und dimersäurebasierte Dimethacrylate. [60]

Initiatoren

Bei dem Initiator bei lighthärtenden Kompositen handelt es sich meistens um Kampferchinon, eventuell mit tertiären Aminen als Co-Initiatoren [75]. Kampferchinon und die Co-Initiatoren werden mit ca. 0,1-0,4% der Matrixmasse angegeben [39]. Die Wellenlängen für die Aushärtung liegen je nach Initiator zwischen 320-470 nm und damit entweder in langwelliger UV-Strahlung oder im sichtbaren blauen Spektrum [47].

Das Problem des Kampferchinons ist die gelbliche Färbung, die es dem Komposit gibt. Als Alternative besonders für den Frontzahnbereich wurde PPD (1-Phenyl-1,2-Propanedione) oder BAPO (Phenylbis(2,4,6-Trimethylbenzoyl)phosphine Oxide) vorgeschlagen, da die Gelbfärbung bei PPD oder BAPO deutlich geringer ist als beim Kampferchinon. [15, 89]

Bei selbsthärtenden Kompositen (auch Autopolymerisate genannt) werden vorwiegend Peroxide, z.B. Benzoylperoxid, als Initiatoren verwendet, um freie Radikale zu erzeugen [117]. Diese befinden sich in der Katalysatorpaste, wohingegen die tertiären Amine als Akzelerator Bestandteil der Basispaste sind. Die Akzeleratoren ermöglichen den Polymerisationsstart auch bei niedrigeren Temperaturen, wie sie im Mund vorherrschen. [51]

Stabilisatoren

Stabilisatoren werden auch oft als Inhibitoren bezeichnet, da es ihre Aufgabe ist, die freien Radikale unter Wasserabspaltung abzufangen, um die Polymerisation zu verzögern. Dadurch werden eine längere Verarbeitungszeit sowie eine bessere Haltbarkeit erzielt [96]. Hierzu werden z.B. BHT (Butyliertes Hydroxytoluol) oder HQME (Hydrochinonmonomethylether) zugesetzt [47].

weitere Zusätze

Als weitere Zusätze werden UV-Stabilisatoren zugesetzt, welche vermeiden, dass sich Kompositfüllungen unter UV-Licht gelblich verfärben [51].

3.3.2 Anorganische Phase

Unter der anorganischen Phase versteht man Füllstoffe, welche zu der organischen Phase hinzugefügt werden, um die physikalischen und chemischen Eigenschaften des Komposits zu verbessern [51], z.B. die Erhöhung der Festigkeit, Herabsetzung des Ausdehnungskoeffizienten, und Verringerung der Polymerisationsschrumpfung. [62]

Die am häufigsten verwendeten Füllstoffe sind Siliziumverbindungen (Siliziumdioxid, früher Quarz), zusätzlich werden auch Bor- und Lithiumaluminiumsilikate eingesetzt. [11]

Die verwendeten Füller unterscheiden sich nicht nur in ihrer chemischen Zusammensetzung, sondern auch stark in Morphologie und Größe. Die Größen der verwendeten Füllkörper variieren von über 100µm bei Makrofüllern bis 0,005 µm bei Nanofüllern [40]. Außerdem ist der Füllstoffgehalt von 44-85 Gew.% je nach Komposit unterschiedlich [39]. Der aktuelle Trend geht immer mehr in Richtung kleinerer Füllkörpergrößen, da mit kleineren Partikeln die Oberfläche gleichmäßiger und damit besser zu polieren ist und die Abrasion geringer ausfällt [19].

Viele Komposite enthalten neben Siliziumdioxid auch noch Schwermetallpartikel wie Barium, Strontium, Zink, Aluminium oder Zirkonium, welche strahlenundurchlässig sind und somit eine Röntgenopazität gewährleisten [13, 54]. Diese Röntgenopazität ist wichtig, um gezielt Sekundärkaries, Randspalten oder Füllungsüberhänge auf der Röntgenaufnahme besonders im Approximalebene sichtbar zu machen [40].

In neueren Kompositen werden Zusatzstoffe wie Ytterbiumfluorid zugegeben, welche die Röntgenopazität gewährleisten. Zusätzlich zur Röntgenopazität soll Ytterbiumfluorid zur gezielten Fluoridfreisetzung eingesetzt werden [47], da Ytterbiumfluorid mit

Calcium reagiert, wodurch reines Ytterbium und freies Fluorid entsteht [102]. Das freigesetzte Fluorid kann dann in der Theorie als fluoridiertes Hydroxylapatit in den Zahnschmelz eingelagert werden, wobei durch in-vivo Studien noch nicht belegt wurde wie lange und wie viel Fluorid freigesetzt wird, und inwiefern es Sekundärkaries verhindert oder verzögert [51].

3.3.3 Verbundphase

Schon 1962 hat Bowen herausgefunden, dass sich Siliziumdioxid als Füllstoff eignet, wenn es silanisiert wird, um einen chemischen Verbund zwischen organischer Matrix und anorganischen Füllern zu schaffen [14].

Die hydrophile Oberfläche der Füllkörper muss durch Bindung an ein amphiphiles Molekül hydrophobisiert werden, damit es mit der hydrophoben Matrix reagieren kann. Dieses amphiphile Molekül ist in der Regel 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxisilan. Durch diese Silanisierung verbessern sich die mechanischen Eigenschaften (Biegefestigkeit, Druckfestigkeit und Vickershärte). Trotzdem bleibt auch die Silanisierung ein Problem der Komposite, da durch saure Hydrolyse die chemische Verbindung gelöst werden kann und die Füllkörper sich aus dem Verband lösen können. Daraus resultiert ein erhöhter Verschleiß. [39, 51]

3.4 Klassifikation von Kompositen

Bei der Klassifikation der Komposite gibt es verschiedene Eigenschaften, nach denen man die Komposite einteilen kann: z.B. nach Füllkörpergröße, Matrixzusammensetzung, Viskosität, Transluzenz/Opazität, nach dem Aushärtungsmodus/Initiatoren oder nach der Durchhärtungs-tiefe (2 mm vs. 4-6 mm Schichtstärke). [30]

3.4.1 Einteilung nach Füllkörpergröße

Die am häufigsten verwendete Einteilung ist aber die nach Füllkörpergrößen, wobei die Zuordnung zu den verschiedenen Gruppen durch die Hersteller nicht immer eindeutig und einheitlich ist. [30]

Makrofüllerkomposite

Makrofüllerkomposite oder auch konventionelle Komposite waren die ersten verwendeten Komposite [8, 40] und werden hier nur der Vollständigkeit halber genannt, finden aber keine Verwendung mehr in der modernen Zahnmedizin [28]. Bei Makrofüllern beläuft sich die Partikelgröße auf 10-100 μm [40]. Diese Materialien sind wegen ihrer großen Härteunterschiede zwischen Matrix und Füllern nicht polierbar bzw. verlieren nach der Politur schnell ihren Glanz und abradieren schnell [33].

Das liegt daran, dass die organische Matrix zwar geglättet werden kann, allerdings wird diese auch schnell durch den Mastikationsvorgang oder durch Zahnpflegeprodukte abgetragen, bis die groben Füllkörper einen Schutz vor weiterer schneller

Abrasion liefern. Irgendwann brechen die großen Füllkörper wegen langsam fortschreitender Abrasion aus der Matrix aus und hinterlassen Vertiefungen. Dadurch ist die Oberfläche schnell sehr rau und nicht mehr glänzend. [82]

Mikrofüllerkomposite

Mikrofüllerkomposite zeichnen sich durch Füllkörper mit Größen zwischen 0,01-0,1 μm aus und ermöglichen eine Hochglanzpolitur mit hoch reflektiver Oberfläche, die an Porzellan erinnert [40, 47, 63].

Mikrofüllerkomposite:

Die kleinen Füllkörper haben zusammengenommen eine große Oberfläche, weshalb Mikrofüllerkomposite einen geringeren Füllstoffanteil (ca. 50 Vol%) aufweisen als z.B. Makro- und Hybridkomposite [9, 51]. Aus diesem Grund sind Polymerisationschumpfung und der thermische Ausdehnungskoeffizient erhöht [47].

Inhomogene Mikrofüllerkomposite:

Um den Füllstoffgehalt zu erhöhen und somit die mechanischen Eigenschaften von Mikrofüllerkompositen zu optimieren, wurden inhomogene Mikrofüllerkomposite entwickelt. Dafür werden feinste SiO_2 -Partikel (Aerosil) mit Monomeren polymerisiert und anschließend gemahlen. Diese Vorpolymerisate werden schließlich mit weiterem Aerosil und der organischen Matrix vermischt. Dadurch lässt sich ein Füllstoffgehalt von 70-80 Vol% erreichen. [47, 51]

Allerdings zeigen auch inhomogene Mikrofüllerkomposite schlechtere mechanische Eigenschaften (Vickershärte, Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul) als makrogefüllte Komposite und es kommt durch die Kaubelastung zu Rissen an den Grenzflächen der Vorpolymerisate, was zu einer verringerten Verschleißfestigkeit führt [51]. Deshalb werden Mikrofüllerkomposite oft für Klasse V-Kavitäten verwendet, da hier keine Kaubelastung auf die Füllung wirkt. [28].

Nanofüllerkomposite

Bei den Nanofüllerkompositen handelt es sich um eine neuere Entwicklung des Dentalmarktes [51]. Die Partikelgrößen sind definitionsgemäß zwischen 0,005-0,01 μm [19, 40]. Diese Komposite zeichnen sich durch ihre optimale Polierbarkeit, gute physikalische und Abrasionsfestigkeit aus und sind deshalb besonders für ästhetische Frontzahnrestaurationen geeignet [64, 84].

Hybridkomposite

Hybridkomposite beinhalten Partikel verschiedener Größen und verbinden somit die physikalischen und mechanischen Vorteile konventioneller Komposite mit der glatten Oberfläche bzw. Polierbarkeit von Mikrokompositen [19]. Im Verhältnis liegen ca. 85-90 Gew.% Makrofüller und 10-15 Gew.% Mikrofüller vor [51].

Man unterscheidet Hybridkomposite (mittlere Partikelgröße von $< 10\mu\text{m}$) und Microhybridkomposite (mittlere Partikelgröße von 3-5 μm). Durch Zugabe von Nanofüllstoffen wurden die

Mikrohybridkomposite zu Nano hybridkompositen (mittlere Partikelgrößen $< 1\mu\text{m}$) weiterentwickelt. Dieser Schritt steigerte den Füllstoffgehalt der Materialien und verbesserte deren physikalischen Eigenschaften, wie zum Beispiel eine geringere Polymerisations-schrumpfung. [19, 104]

3.4.2 Einteilung nach Viskosität

Bei der Einteilung nach Viskositäten können durch die Variation von Füllkörperanteilen oder Matrixzusammensetzung verschiedene Viskositäten erzeugt werden.

Niedrigvisköse Komposite

Niedrigvisköse oder auch fließfähige (flowable) Komposite, zeichnen sich durch einen geringeren Füllkörperanteil und einen höheren Anteil verdünnender Comonomere aus. Sie wurden ursprünglich für den Einsatz in Klasse-V-Kavitäten entwickelt, da ein geringeres Elastizitätsmodul dafür sorgt, dass Deformationen des Zahns bei okklusaler Kaubelastung durch die Zahnhalsfüllung kompensiert werden können und es nicht zu Randspaltbildungen oder Absplitterungen im Randbereich kommt, bzw. diese reduziert werden. [72]

Neben Klasse-V-Kavitäten sind fließfähige Komposite gut geeignet für kleine Klasse-I-Kavitäten und erweiterte Fissurenversiegelungen, da die Oberflächenbenetzung besser ist als bei stopfbaren Kompositen. Aufgrund der guten Dentinbenetzung werden die niedrigviskösen Komposite mit niedrigem E-Modul als „Kavitäten-Liner empfohlen“

[39] in Klasse-II-Kavitäten und großen Klasse-I-Kavitäten, um den Randschluss zu verbessern und postoperative Hypersensitivitäten zu verringern [7, 59, 72]. Dass fließfähige Komposite als Lining den Polymerisationsstress (als Stress-Breaker) vermindern, gilt als umstritten [39, 59].

Wegen des geringen Füllstoffgehalts und vergleichsweise großer Partikel abrädieren niedrigvisköse Komposite schneller und sind nicht für die okklusale Gestaltung bestimmt [55].

Hochvisköse Komposite

Hochvisköse (stopfbare) Komposite sind als Anlehnung an das stopfbare Amalgam konzipiert worden [74]. Dabei wurde der Füllstoffgehalt erhöht, was die Polymerisationsschrumpfung verringert. Erhoffte Vorteile waren eine bessere Abrasionsstabilität, bessere Gestaltung des Approximalkontaktes und die Möglichkeit, das Komposit in größeren Schichtdicken einzubringen.

Jedoch zeigte sich, dass die Gestaltung des Approximalkontaktes hauptsächlich von der Matrizentechnik abhängt und die höhere Verschleißresistenz ebenfalls nicht nachgewiesen werden konnte. Zusätzlich wird trotz der Möglichkeit, größere Schichtdicken zu verwenden, empfohlen, die Inkrementtechnik zu verwenden. [72, 74]

3.4.3 Einteilung nach Kunststoffmatrix

Die Suche nach neuen und besseren Kompositen hat immer mehr verschiedene Materialien auf den Markt gebracht. Auch die Modifikation der primären „Konventionellen Matrix“ aus

Methacrylatmonomeren wie sie oben beschrieben wurden, führte zu neuen Formen von Kompositen, die einer eigenen

Einteilung bedurften:

Matrix	Chemisches System	Gruppe	Materialbeispiel
Konventionelle Matrix	Reine Methacrylate	Hybridkomposite	Tetric EvoVeram©
		Nanokomposite	Filtek supreme XT©
Anorganische Matrix	Anorganische Polykondensate	Ormocere	Admira© Definite©
Säuremodifizierte Methacrylate	Polare Gruppen	Kompomere	Dyract eXtra©
Ringöffnende Epoxide	Kationische Polymerisate	Silorane	Filtek Silorane ©

Tabelle 2: Einteilung der Komposite nach Matrixkomponenten

Kompomere setzen sich aus den Worten Komposit und Ionomer zusammen, was eine Hybridstellung zwischen Kompositen und Glasionomern deutlich macht und die Vorteile beider Materialien vereinen soll: Ästhetik, einfache Verarbeitung und Flouridfreisetzung. Durch die später ablaufende Säure-Basen-Reaktion nehmen Kompomere mehr Wasser auf als Komposite und sind etwas anfälliger für Abrasionen, wodurch sich die primäre Indikation für Füllungen in der ersten Dentition erklärt. [42, 47]

Ormocere leiten sich aus dem Begriff „organically modified ceramics“ ab. Das Füllungsmaterial sollte eine niedrigere Polymerisations-schrumpfung und damit einen besseren Randschluss zeigen [124]. In Studien zeigten sich für Ormocere gute klinische Eigenschaften, jedoch ist der Randschluss schlechter als bei Nanohybridkompositen [68, 78].

Silorane, am Beispiel des zuerst auf dem Markt erschienenen Filtek Silorane, haben gute mechanische Eigenschaften und eine geringe Polymerisationsschrumpfung mit <1% [31, 119].

Niedrigschrumpfende Komposite

Da die Schrumpfung des Materials bei Kompositfüllungen ein Problem darstellt, welches durch Füllkörpererhöhung nur bedingt gelöst werden konnte, da die Matrix der ausschlaggebende Punkt für die Volumenreduktion ist, wurde an neuen Matrixrezepturen abseits des Bis-GMA geforscht, um die Polymerisationsschrumpfung so gering wie möglich zu halten. Dabei wurden neue Monomere entwickelt, wie Silorane (z.B. Filtek Silorane), TCD-Urethan (z.B. Venus Diamond und Venus Pearl) oder dimersäurebasierte Dimethacrylate (z.B. N'Durance). [83]

Silorane polymerisieren durch eine Ringöffnung der Oxirane, welche zu weniger Schrumpfung führt als bisherige Methacrylate [61, 124].

Außerdem sind Silorane stark hydrophob, was eine Wasseraufnahme nach Inkorporation erschweren soll. Da diese Komposite ebenfalls Kampferchinon enthalten, ist die Polymerisation mit Lampen für die

gängigen lichthärtenden Methacrylate möglich. Zu beachten ist lediglich, dass ein geeignetes Adhäsivsystem benötigt wird. [61]

Leider bedeutet geringere Polymerisationsschrumpfung nicht automatisch auch geringeren Polymerisationsstress, wie die Studie von Boaro et al. [10] zeigt, wohingegen Kwon et al. [73] Siloranen auch einen geringeren Polymerisationsstress gegenüber methacrylatbasierten Kompositen nachweist. Van Ende et al. [113] belegten in der Studie, dass bei adäquater Vorbehandlung und Polymerisation methacrylatbasierte Komposite und Silorane gleich gut am Dentin haften um Randspalten zu vermeiden.

TCD-DI-HEA (z.B. Venus Diamond) enthält einen starren zentralen Anteil (Tricyclodecan), welches einen geringeren Abstand der Monomere untereinander zulässt. Diese sogenannte höhere Packungsdichte der vernetzenden Monomere führt zu geringeren Abstandsänderungen während der Polymerisation und damit zu einer geringeren Polymerisationsschrumpfung.

Die Urethangruppen erhöhen die Reaktivität und führen zu einem hohen Monomer-zu-Polymer-Umsatz, welcher für gute mechanische Eigenschaften sorgt. Den Seitenarmen wird nachgesagt, dass sie aufgrund der erhöhten Flexibilität für einen geringen Polymerisationsstress verantwortlich sind. [83]

Dimersäuredimethacrylat (z.B. N'Durance) ist ein Dimersäurederivat-Monomer, welches ebenfalls einen aromatischen Anteil, Urethangruppen und zwei Seitenarme enthält. Es wird angegeben,

dass dieses hochmolekulare Monomer für eine hohe Umwandlung, geringe Schrumpfung und erhöhte Hydrophobie verantwortlich ist. [83]

Auch weiterhin wird an neuen niedrigrumpfenden Kompositen geforscht. Neue Matrixrezepturen, wie z.B. auf Basis von Vinylcyclopropanen, werden entwickelt und erweisen sich als vielversprechend [110].

3.4.4 Bulk-Fill Komposite

Um das Legen von Kompositfüllungen in der Praxis schneller und einfacher zu gestalten, wurden ab 2009 erste Bulk-Fill-Komposite entwickelt, welche versprachen bei Schichtstärken von 4mm oder mehr eine sichere Durchhärtung bei gängiger Belichtung und Bestrahlungsstärke zu gewährleisten. [69, 81, 112]

Durch die verminderte Schichtanzahl und damit auch die geringere Anzahl der Polymerisationsdurchgänge wird vor allem bei großen Kavitäten im Seitenzahnbereich eine deutliche Reduktion der Behandlungszeit erzielt. Nebenbei ist die Wahrscheinlichkeit der Bakterienkontamination oder Lufteinschlüsse zwischen den einzelnen Schichten stark herabgesetzt. [81]

Um eine Polymerisationstiefe von 4mm zu erreichen, weisen die meisten lichthärtenden Bulk-Fill-Komposite eine erhöhte Transluzenz auf [23, 27, 30]. Dies ist wichtig, damit die oberflächlich bereits ausgehärtete Schicht von dem aufgetragenen Licht durchdrungen

wird und die tieferen Bereiche ebenfalls gehärtet werden können [44, 95]. Diese erhöhte Transluzenz führt zu einer verringerten Ästhetik, weshalb die Bulk-Fill Komposite ihren Einsatzbereich hauptsächlich im Seitenzahnbereich erhalten [40]. Neuere Studien mit Bulk-Fill Komposit, welches eine erhöhte Opazität aufweisen, erreichten die gewünschte Polymerisationstiefe von 4-5mm unter klinisch relevanten Ausgangsbedingungen nicht [57].

Die Polymerisationstiefe, in der Literatur auch als Depth of cure (DOC) genannt, bezeichnet die Tiefe, in welcher die getesteten lichthärtenden Komposite noch ausreichend polymerisiert werden. Um diese DOC zu ermitteln, wird ein ISO Schab-Test verwendet. Dabei wird eine Kompositprobe in einer Form lichtgehärtet, aus der Form herausgedrückt und im Anschluss wird mit einem Plastikspatel das nicht ausgehärtete Material vom Boden der Probe abgeschabt. Die ISO 4049 Norm, welche auch den Schabtest zum Testen der DOC vorsieht, bezeichnet die DOC als 50% der Länge dieser Probe als ausreichend polymerisiert. Allerdings wird immer mehr bei der Bestimmung der DOC nach der Vickershärte oder dem Polymerisationsgrad (degree of conversion) geschaut, da Flury, Hayoz et al. [37] zeigten, dass die ISO Norm die DOC überschätzt. Aus diesem Grund werden in der Literatur diverse Angaben zur DOC eines Materials gemacht, was an den unterschiedlichen Testmodalitäten liegt. [3, 111]

Um dem Problem der unvollständigen Aushärtung vorzubeugen, werden auch dualhärtende Komposite unter den Bulk-Fill Kompositen geführt. Durch die duale Härtung ist auch dann eine Polymerisation des Materials gewährleistet, wenn das Polymerisationslicht nicht bis auf den Boden der Kavität durchdringt, und dadurch erreichen dualhärtende Komposite in der Regel einen erhöhten Polymerisationsgrad in größeren Inkrementen. [118]

Durch die unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften sollte nicht eine Materialklasse, in diesem Fall die Bulk-Fill-Komposite, als Ganzes betrachtet werden, sondern die einzelnen Materialien mit den jeweiligen Vor- und Nachteilen getrennt voneinander [58]. Zum Beispiel sollen vor allem niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposite, wegen der schlechteren mechanischen Eigenschaften gegenüber konventionellen Kompositen, nicht im kaulastragenden Bereich angewendet werden [4, 49]. Alternativ können größere kaulastragende Kavitäten mit dünnfließenden Bulk-Fill-Kompositen und einer okklusalen Deckschicht aus gängigen hochviskösen Kompositen versehen werden, um die Vorteile beider Materialklassen zu nutzen, wohingegen einige hochvisköse Bulk-Fill-Komposite auch für die ganze Kavität genutzt werden können [4, 20, 112]. Leider fehlen aufgrund der noch nicht lange zurückliegenden Markteinführung der Bulk-Fill Komposite Studien über einen langen Beobachtungszeitraum, die den klinischen Verlauf dokumentieren [27, 58, 111]. Allerdings lassen die neueren klinischen Daten darauf hindeuten, dass Bulk-Fill Komposite gleich gut oder sogar besser

abschneiden als die konventionellen Komposite was z.B. Polymerisationsstress, Polymerisationsrate und den Randschluss angeht. Lediglich ließ sich eine niedrigere Microhärte bei Inkrementen von unter 2mm bei den Bulk-Fill Kompositen feststellen. [22]

3.5 Haftung von Komposit an der Zahnhartsubstanz

Wie bereits beschrieben, war Dr. Hagger 1948 der erste, der sich nachgewiesenermaßen Gedanken über eine Verklebung der Materialien mit dem Zahn machte [100]. Dieser grundlegenden Idee folgten verschiedene Ansätze, um die Haftung des Komposits an der Zahnhartsubstanz zu verbessern.

3.5.1 Haftung am Schmelz

Der Zahnschmelz besteht fast ausschließlich aus anorganischem Material (Kalzium, Phosphat, Karbonat etc.), vorwiegend in Form des Hydroxylapatits, und zu einem kleinen Teil aus Wasser und geringsten Mengen organischer Bestandteile. Die Apatitkristalle des Schmelzes sind hexagonal und stellen sich als Stäbchen von etwa 160 nm Länge dar. Umgeben sind sie von einer Hydrationshülle, welche sich aus Proteinen und Lipiden zusammensetzt. Ungefähr 100 dieser Stäbchen liegen im Verbund als Schmelzprismen vor, dazwischen liegt die zwischenprismatische Substanz, welche ebenfalls aus Schmelzprismen besteht. An der Oberfläche liegt eine Schicht von 20-30µm prismenfreien Schmelzes. [51]

Grundlegend für die Haftung am Schmelz war die Einführung der Schmelz-Ätz-Technik 1955 durch Buonocore [18] und darauf aufbauend die Total-Etch-Technik von Fusayama [100]. Noch heute ist die Etch-and-Rinse-Technik der Goldstandard für die Schmelzhaftung. Hierzu wird 32-40%ige Phosphorsäure verwendet, um die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen auszunutzen und dem Komposit eine mikromechanische Verankerung durch Oberflächenvergrößerung zu gewähren. [39, 76]

Bei Konzentrationen von unter 30% lagert sich ein schwer löslicher Brushit auf dem Zahnschmelz ab, welcher nur schwer von Wasserspray entfernt werden kann. Bei Konzentrationen über 40% löst sich weniger Kalzium und es entsteht ein flacheres Ätzmuster, was zu einem schwächeren Bondingergebnis führt. [40, 51]

Die Einwirkzeiten variieren von 15-30 Sekunden für präparierten Schmelz bis 60 Sekunden für unbearbeiteten Schmelz, wie z.B. bei prophylaktischen Fissurenversiegelungen [40, 51, 76].

Nach der Einwirkzeit muss die Phosphorsäure mit Wasserspray ausreichend lang abgesprüht werden. Durch diese Vorbehandlung wird 10µm oberflächlicher Schmelz unwiderruflich abgetragen und es entsteht eine poröse Schicht mit Spalten und Gruben von bis zu 50 µm Tiefe. Nach Trocknung zeigt sich dieser poröse Schmelz als opak-weißliche Zone. Wenn nun ungefülltes Komposit (Bonding) auf den konditionierten Schmelz aufgetragen wird, wird dieses durch den Kapillareffekt in die entstandenen Mikroretentionen gezogen, was

dann nach Polymerisation einen stabilen Verbund darstellt. [40, 76, 114]

In-vitro Studien haben gezeigt, dass eine optimale Haftung entsteht, wenn die Schmelzprismen quer angeschnitten werden, weshalb am Kavitätenrand eine Anströmung empfohlen wird. Klinisch konnte diese Aussage allerdings nicht belegt werden, weshalb die Schmelzanschrägung in der Literatur umstritten ist [39, 40].

3.5.2 Haftung am Dentin

Das Dentin besteht zu 60 Gew. % aus anorganischem Material und zu 20 Gew. % aus organischen Anteilen (v.a. Kollagen) und dem Rest Wasser. Der anorganische Anteil besteht hauptsächlich wie beim Schmelz aus Phosphat und Kalzium (Hydroxylapatit), jedoch finden sich auch Spurenelemente im Dentin. Die Apatitkristalle im Dentin sind deutlich kürzer als im Schmelz und liegen auch nicht in Prismen organisiert, sondern mehr oder weniger dicht gepackt. Das Dentin ist von Dentinkanälchen durchzogen, welche vom Pulpencavum Richtung Schmelz/Zahnoberfläche ziehen. Je näher man der Pulpa kommt, desto größer wird der Durchmesser dieser Kanälchen, bei jungen Menschen im Durchschnitt 4-5µm. In den Kanälchen liegen neben den Odontoblastenfortsätzen organische Strukturelemente und Flüssigkeit vor. [51]

Bei jeder mechanischen Bearbeitung des Dentins entsteht eine Schmierschicht (Smearlayer), welche den direkten Kontakt zum intakten Dentin verhindert. Außerdem ist das Dentin wegen der mit

Wasser gefüllten Dentintubuli als hydrophil anzusehen und deshalb nur sehr schwierig mit einem eher hydrophoben Komposit in engen Kontakt und damit zu guter Haftung zu bekommen. Aus diesem Grund ist die einfache Übertragung der Schmelzätztechnik auf das Dentin nicht erfolgsversprechend.

Zu Beginn der Entwicklung der Komposite wurde deshalb das Dentin noch mit einer Unterfüllung abgedeckt und das Komposit nur an den Schmelz geklebt. [39]

Aus diesem Grund wurden Adhäsivsysteme entwickelt. Diese Systeme wurden in Generationen eingeteilt. Bei Adhäsiven der 1. und 2. Generation wurde noch keine Säure angewendet, und deshalb banden diese Adhäsive nur an die Schmierschicht, was keine stabile Bindung bedeutete und klinisch schlechte Ergebnisse brachte. [39]

Ab der 3. Generation wurden neben der selektiven Schmelzätzung das Dentin mit einem sauren Primer vorbehandelt, welche den Smearlayer teilweise entfernte oder veränderte. Allerdings war auch diese Haftung suboptimal, da die Haftung noch immer an der Schmierschicht stattfand.

Als wichtige Neuerung kam bei der 4. Generation die Total-Etch-Technik (heute besser Etch-and-Rinse-Technik), wobei durch 40 %ige Phosphorsäure der Smearlayer komplett entfernt und das darunter liegende Dentin teilweise demineralisiert werden konnte. [39, 40]

Anschließend musste das Dentin feucht bleiben, da es sonst zum

Kollaps des freigelegten Kollagennetzwerks kam. Der hydrophile Primer konnte dann das Kollagennetzwerk und die exponierten Dentintubuli gut infiltrieren, anschließend kam das hydrophobe Adhäsiv [107]. Das sogenannte „Wet-Bonding“ war erfunden. Allerdings waren die klinischen Ergebnisse stark abhängig vom Behandler, da der Begriff „feucht“ sehr subjektiv umgesetzt wurde. [40, 70]

Die 5. Generation der Adhäsivsysteme sollte den Behandlungsablauf vereinfachen und schneller machen. Dafür wurden Ein-Flaschen-Adhäsive entwickelt, welche nach Phosphorsäureätzung auf den Zahn aufgebracht werden. Allerdings muss bei einigen Herstellern das Produkt in zwei Lagen mit separater Lichthärtung aufgebracht werden, was den Zeitvorteil wieder zunichtemacht [39, 70].

In der 6. Generation wurden selbstätzende Primer erfunden, welche die Phosphorsäureätzung überflüssig machen und die Gefahr des Kollagennetzwerkkollaps bannen sollten. Diese Adhäsivsysteme werden in zwei Schritten aufgetragen. [39]

In der 7. Generation sollte dann mit All-in-one-Adhäsiven die Anwendung noch weiter vereinfacht werden, in dem Ein-Flaschen-Adhäsive und selbstätzende Bondings kombiniert wurden. [39] Diese Systeme haben eine ausreichende Haftung am Dentin, jedoch ist die Schmelzhaftung deutlich geringer als bei der Etch-and-Rinse-Technik [70].

Trotz neuer Entwicklungen und Vereinfachung der Behandlungsabläufe bleiben Ethanol und Wasserbasierte 3-Schritt Adhäsive, wie z.B. Syntac, mit Etch-and-Rinse-Technik der Goldstandard [87].

3.6 Chemische und physikalische Eigenschaften von Komposit

3.6.1 Konversionsrate

Während der Polymerisation werden nicht alle Monomere verkettet, und der Anteil der gebundenen Monomeren zum Polymeranteil wird als Konversionsrate oder auch Polymerisationsgrad bezeichnet. Das Bis-GMA hat zwei Bindungsstellen. Bei Bindung an einer von zwei der ursprünglichen Doppelbindungen hat das Molekül eine Konversionsrate von 50%, bei beiden Doppelbindungen eine Konversionsrate von 100%. Optimalerweise ist die Konversionsrate eines Komposites so hoch wie möglich, um optimale physikalische Eigenschaften über die Zeit zu gewährleisten und das Risiko einer Restmonomerfreisetzung zu verringern. Zu einer Herauslösung von Restmonomeren kommt es jedoch lediglich bei einer Konversionsrate von 0% bei einem Monomer. [39]

Die besten mechanischen Eigenschaften erreicht ein Komposit bei maximaler Konversion. Bei verschiedenen Kompositmaterialien beträgt die Konversionsrate 35-77%, wobei diese durch die Zugabe von Comonomeren und Verringerung der InhibitorKonzentration gesteigert werden kann [34, 62]. Neben der Konzentration von

Comonomeren und Inhibitoren spielt zusätzlich die Lichthärtung eine entscheidende Rolle. Die Wellenlänge des Intensitätsmaximums der Lampe sollte mit den Photoinitiatoren abgestimmt sein und je länger die Lichtpolymerisation andauert, desto geringer ist die Anzahl der freien Monomere. [40, 51]

Wie jedes Material, welches für medizinische Zwecke in den Körper eingebracht wird, ist auch die Frage der Biokompatibilität bei Kompositen schnell gestellt worden. Neben allergischen Reaktionen gegen verschiedene Inhaltsstoffe, stehen auch die Resorption von herausgelösten, „verschluckten“ Komponenten, welche eventuell mutagene und/oder kanzerogene Wirkungen entfalten könnten, im Fokus. Dies bezieht sich vor allem auf herausgelöste (Co-) Monomere. [99]

3.6.2 Polymerisationsschrumpfung und C-Faktor

Während des Polymerisationsprozesses (Verkettung der einzelnen Monomere) kommt es zur Volumenreduktion/Schrumpfung der Matrix und somit auch der ganzen Füllungsmasse. Diese Schrumpfung entsteht durch die kovalente Bindung der Monomere zu Polymeren, wodurch der Abstand der einzelnen Moleküle im Polymerzustand abnimmt. [47]

Je größer der Matrixanteil des Komposites, desto größer ist auch die Polymerisationsschrumpfung [62].

Die Polymerisation verläuft in drei Phasen. In der Pre-Gel-Phase sind die einzelnen Monomere in der Matrix noch frei beweglich. Das

Komposit ist „fließfähig“. Diese Phase dauert ca. 2-5 Sekunden. Danach folgt der Gelpunkt, wobei die Beweglichkeit der Moleküle durch Diffusion in der Matrix gehemmt ist. In der Post-Gel-Phase ist das Material steifelastisch und schrumpft weiter. Komplette ungebundene würde die Schrumpfung zum Zentrum des Materials hin erfolgen. Bei Füllungen hat man aber immer zumindest eine gebundene Fläche, wobei dann die Schrumpfung in Richtung der Haftfläche erfolgt. Bei mehr gebundenen Flächen fließt das Komposit in der Pre-Gel-Phase noch von den freien Flächen zu den gebundenen, ab dem Gelpunkt ist dies jedoch nicht mehr möglich und durch die weitere Schrumpfung entsteht Stress, eine Kraft, welche das Komposit von den gebundenen Flächen wegzieht. Dadurch können bei Füllungen z.B. Höckerfrakturen oder, wenn der Stress größer als die Haftkraft zwischen Zahn und Komposit ist, Randspalten entstehen. [39]

Dieses Problem wird anhand des C-Faktors oder auch Konfigurationsfaktors bemessen. Er bezeichnet das Verhältnis von gebundener zu freier Oberfläche. Je höher der C-Faktor, desto größer ist der entstehende Stress.

In Bezug auf Kompositfüllungen bedeutet gebundene Oberfläche die Fläche, welche mit Bonding an den Zahn geklebt wird. Von dieser Fläche kann das Komposit nicht „wegfließen“, im Gegensatz zu den freien Flächen, wo die Möglichkeit der Kompensation der entstehenden Schrumpfung besteht. [40] Im konkreten Beispiel ist bei tiefen Klasse I-Kavitäten der C-Faktor sehr hoch, da hier eine

große zu klebende Oberfläche entsteht, wohingegen bei Klasse IV-Kavitäten die freie Fläche überwiegt und der C-Faktor somit deutlich kleiner ist. [39]

Trotz des offensichtlichen Zusammenhanges zwischen Polymerisationsstress und klinischen Ergebnissen fehlen dafür noch ausreichende klinische Beweise [32, 35].

3.6.3 Elastizitätsmodul, Biegefestigkeit, Vickershärte

Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul (E-Modul) ist der Widerstand eines Materials gegenüber der elastischen Verformung. Materialien mit kleinem E-Modul sind weniger steif als solche mit großem E-Modul und geben somit bei Belastung stärker nach. Der E-Modul verhält sich proportional zum Füllstoffanteil [98]. Dadurch lässt sich die Tatsache erklären, dass Komposite mit einem hohen Anteil an Füllkörpern trotz verminderter Schrumpfung einem höheren Schrumpfstress ausgesetzt sind. [10]

Je nach Indikationsbereich sind unterschiedliche E-Module besser geeignet. Zum Beispiel sind in Klasse-V-Kavitäten Komposite mit niedrigem E-Modul bevorzugt [65], wohingegen der optimale E-Modul für Kavitäten im Seitenzahnbereich möglichst nah dem des Dentins liegt [91].

Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit ist die Spannung, bei welcher ein Material sich nicht nur deformiert, sondern es zu einem Materialbruch kommt. Die Biegefestigkeit ist direkt abhängig vom Füllkörpergehalt und darf bei Komposit nicht unter 50 MPa liegen. Dies ist in der ISO 4049 festgelegt. Besonders wichtig ist die Biegefestigkeit im Bereich der okklusionstragenden Flächen, da hier sehr große Kräfte auf die Füllungsmaterialien wirken. [62]

Vickershärte

Die Vickershärte ist der mechanische Widerstand, welcher ein Material dem Eindringen eines anderen Körpers (bei der Härteprüfung nach Vickers eine Diamantpyramide) entgegensetzt. Je größer die entstandene Einkerbung ist, desto weicher ist das getestete Material [47]. Wichtig in der Zahnmedizin ist die Härte eines intraoral verwendeten Materials besonders in Bezug auf die Verschleißfestigkeit und das Abrasionsverhalten, welches dem des zu ersetzenden Zahnschmelzes ähnlich sein soll. Je größer die Härte eines Materials, desto geringer fällt der Verschleiß aus. [79]

3.6.4 Wärmeausdehnungskoeffizient

Wie andere Materialien auch, dehnen sich dentale Komposite mit steigender Temperatur aus und ziehen sich mit sinkender Temperatur zusammen. Diese Volumenschwankung wird mit dem Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) beschrieben. Wenn der WAK des verwendeten Komposites von dem WAK von Dentin und Schmelz

abweicht, wirken Kräfte auf den Verbund vom Komposit zum Zahn. Um diese Kräfte möglichst gering zu halten, sollte der WAK guter Komposite im Bereich der thermalen Schwankungen im Mund möglichst ähnlich dem der Zahnhartsubstanz sein. [103]

3.6.5 Wasseraufnahme

Komposite nehmen während der Lagerung in wässriger Lösung, so auch in der Mundhöhle, Wassermoleküle auf. Die Wassermoleküle diffundieren in die Polymermatrix ein und erhöhen das Volumen und das Gewicht der Kunststofffüllungen. [105]

3.7 Indikationen direkter Kompositrestaurationen

Nach der Stellungnahme der deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der Hochschullehrer für Zahnerhaltung aus dem Jahr 2003 können Kompositrestaurationen im Front- und eingeschränkt im Seitenzahnbereich eingesetzt werden [50]. Gerade im Seitenzahnbereich haben sich die Indikationen bereits 2005 mit der Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) gemeinsam mit der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) [56] erweitert und mit der neuen S1-Leitlinie zu Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich aus dem Jahr 2016 soweit ausgeweitet, dass sie weitgehend den Indikationsbereich von Inlays abdecken und besonders wegen der Möglichkeit des minimalinvasiven Arbeitens Vorteile gegenüber Keramikrestaurationen und auch Amalgam haben [30]. Aus der

Leitlinie zusammengefasst lassen sich heute folgende Indikationen aufstellen:

- Primärrestauration: Therapie kariöser Läsionen, Restauration von Zähnen mit Frakturen sowie von abrasiv oder erosiv geschädigten Zähnen,
- Versorgung von Klasse-I- und Klasse-II-Kavitäten einschließlich Ersatz von einem oder mehreren Höckern, inkl. Fissurenversiegelungen,
- Versorgung von Klasse-V-Kavitäten,
- Sekundärrestauration im Sinne eines Ersatzes defekter Restaurationen
(bzw. als Alternative von Onlays, Teilkronen etc.),
- Versorgung von wurzelkanalbehandelten Zähnen (ein- oder zweiflächige Defekte), bei ausgeprägterem Substanzverlust (mod-Kavitäten) ist eine Höckerüberkuppelung angezeigt,
- Reparaturrestaurationen defekter direkter und indirekter Restaurationen,
- Aufbaufüllungen.

Weitere Indikationen, für die bislang nur wenige Publikationen vorliegen:

- Anhebung tiefliegender Kavitätenränder für indirekte Restaurationen (*margin elevation technique*),
- Schließen von Lücken bis etwa Prämolarenbreite durch proximale Zahnverbreiterungen sowie Formänderungen.

Bei folgenden Situationen ist die Indikation mit Einschränkungen zu sehen und eine individuelle Risikoabschätzung notwendig:

- Zahnbezogene Variable: z. B. erschwerte Zugänglichkeit/eingeschränkte Darstellung des Arbeitsfeldes, unsichere marginale Abdichtung, fehlende Möglichkeit der Schaffung suffizienter Approximalkontakte
- Funktionsbezogene Variable seitens des Patienten: z.B. starke Parafunktionen (mit ausgeprägter Facettenbildung und fehlender okklusaler Abstützung am Zahnschmelz). Andererseits werden in den letzten Jahren bei Patienten mit stark abradierten Gebissen auch okklusale Aufbauten des kompletten Seitenzahnbereiches erfolgreich durchgeführt.
- Verhaltensbezogene Variable seitens des Patienten: z. B. eingeschränkte Mundhygiene approximal, hohes Kariesrisiko.

Kompositrestaurationen sind kontraindiziert:

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

3.8 Probleme der Komposite

Wie in den Kontraindikationen schon angesprochen, sind die größten Probleme der dentalen Komposite zum einen die nötige Trockenlegung, welche nicht bei allen Kavitäten möglich ist. Zusätzlich spielen auch die Mitarbeit der Patienten und die persönliche Erfahrung des Behandlers eine große Rolle für die Überlebensrate der Füllungen [16]. Selbst bei identischen benutzten Materialien unterscheiden sich die klinischen Ergebnisse von Behandler zu Behandler [12].

Damit zeigt sich eine sehr hohe Techniksensitivität bei der Verwendung von Kompositen. Diese sind abhängig vom verwendeten Adhäsivsystem und belaufen sich vor allem auf Überätzung des Dentins, Übertrocknung der geätzten Dentinoberfläche, unzureichende Trocknung der Adhäsivkomponenten bei Mehrflaschensystemen, zu starkes Verblasen der Bondingkomponente oder unzureichende Benetzung bei Einflaschensystemen. Deshalb werden in Zukunft voraussichtlich selbstkonditionierende Einflaschensysteme weiter verbessert, um die Techniksensitivität soweit es geht herabzusetzen. [40]

3.9 Bulk-Fill vs. Mehrschichttechnik

Lange Zeit wurde für das Legen von Kompositfüllungen die Mehrschichttechnik propagiert. Denn für konventionelle Komposite gilt, je kleiner die eingebrachten Schichten und damit auch je größer die Schichtanzahl, desto geringer fällt die Polymerisations-

schrumpfung und auch der Schrumpfstress aus. [88]

Für die Klinik werden auch in der aktuellen Literatur Schichtdicken von 2mm empfohlen, da sie einen Kompromiss zwischen einerseits der sicheren Durchhärtung und Praktikabilität und andererseits einem moderaten Schrumpfstress bilden [39], außerdem zeigen sich bei der Mehrschichttechnik signifikant geringere Randspaltbildung als bei der Bulk-Fill Technik [5].

Für konventionelle methacrylatbasierte Komposite und auch für Silorane als niedrigschrumpfende Komposite wird die Mehrschichttechnik empfohlen, um den Polymerisationsstress so gering wie möglich zu halten. [73, 113]

Spezielle Bulk-Fill-Komposite können in Inkrementen von 4 mm ohne Einbußen bei den mechanischen Eigenschaften oder der Konversionsrate eingebracht werden [23]. Ferracane et al. [36] zeigen außerdem, dass es nicht primär um die ausgewählte Technik des Legens der Füllung geht, sondern das sorgfältige Einbringen und eine gewissenhafte Lichthärtung die wichtigsten Faktoren für eine erfolgreiche Behandlung sind.

Deshalb sollte die Entscheidung, ob man in der Klinik Kavitäten mit 2mm- oder 4mm-Inkrementen füllt, immer streng vom Material und den jeweiligen Vorgaben der Hersteller abhängig gemacht werden.

4 Problemstellung

Das Ziel dieser Studie ist es, das Randspaltvermeidungspotenzial verschiedener Komposite (Venus Pearl, Venus Diamond, Experimentelle Probe/Niedrigschrumpfendes Komposit, Rebuilda DC, Visalys Core) zu testen, und den Einfluss verschiedener Schichtstärken (2mm und 4mm) auf die Randspalten zwischen Dentin und Komposit zu analysieren.

Für diese in vitro-Studie lassen sich folgende Hypothesen formulieren:

1. Alle getesteten Komposite weisen bei dentinbegrenzten Füllungen ohne Verwendung eines Dentinadhäsivs Randspalten in diesem Bereich auf.
2. Hochgefüllte, also stopfbare Komposite weisen wegen des kleineren Matrixanteils eine geringere Polymerisations-schrumpfung und damit geringere Randspalten auf als fließfähige Komposite.
3. Die gemessenen Randspaltbreiten zwischen Dentin und Komposit sind nicht abhängig davon, ob das Komposit in 2mm-Inkrementen eingebracht, oder als Bulk-Fill Technik mit 4mm-Inkrementen gefüllt wird.
4. Niedrigschrumpfende Komposite haben aufgrund ihrer speziellen Eigenschaften die Möglichkeit, Polymerisations-schrumpfung so gering wie möglich zu halten. Sie weisen

damit die geringsten Randspalten der getesteten Materialien auf.

5 Material und Methoden

5.1 Probezähne

Humane Zähne werden noch immer am häufigsten zur Untersuchung von Kompositen verwendet. Besonders 3. Molaren bieten sich an, da diese oftmals aus therapeutischen Gründen entfernt werden und deshalb in ausreichender Zahl und oft kariesfrei vorliegen. Als Alternative werden noch Rinderzähne verwendet, jedoch zeigen Rinderzähne aufgrund ihrer veränderten Struktur und chemischen Aufbaus unter Umständen Abweichungen der Haftwerte von Komposit und humanem Zahn [123].

Die für die Versuche verwendeten humanen 3. Molaren wurden bei Oralchirurgen und Zahnärzten gesammelt. Von diesen gesammelten intakten Zähnen wurden 36 karies- und füllungsfreie Zähne ausgewählt und mit einem Scaler von Geweberesten gereinigt. Ab Extraktion, bis hin zum Legen der Füllung und anschließendem Abformen, wurden diese Zähne in isotonischer NaCl Lösung +0,001% Natriumazid gelagert, um eine Austrocknung der Proben zu verhindern und die ausgehende Infektionsgefahr zu minimieren.

5.2 Kavitätenpräparation

In die gereinigten Zähne wurden nun mesial und distal Klasse-II-Kavitäten mit abgerundetem Boden präpariert. Diese Kavitäten sollten in bucco-lingualer Richtung 4mm betragen und eine zervikale Stufe von 2 mm besitzen. Außerdem sollte die zervikale Präparationsgrenze unter der Schmelzzementgrenze liegen.

Die Präparation erfolgte mit einem roten Winkelstück der Firma Kavo (Biberach an der Riß) mit einer maximalen Drehzahl von 120.000 U/min unter Wasserkühlung (50 ml/min) und mit einem zylindrischen Diamantschleifer mit abgerundeten Kanten feiner Körnung (ca. 50 µm) der Firma Busch (Engelskirchen, Deutschland). Es wurde ein Oberflächenwinkel von 90° angestrebt und eine Präparation mit parallelen bis leicht konischen Wänden.



Abbildung 4: Probezahn nach der Kavitätenpräparation

5.3 Legen der Füllungen

Alle Kavitäten wurden jeweils, bevor die Füllungen gelegt wurden, mit 36%iger Phosphorsäure (DeTray Conditioner 36, Dentsply, York, USA) und der Etch-and-Rinse-Technik vorbehandelt. Dafür wurde vom Schmelz ausgehend die Kavität mit Phosphorsäure benetzt und 15-20 Sekunden so belassen. Nach der vorgeschriebenen Einwirkzeit wurde die Phosphorsäure gründlich 15 Sekunden mit Sprühnebel abgespült und der Zahn anschließend getrocknet.

Nun wurde absichtlich auf Adhäsivsysteme verzichtet, um das Randspaltvermeidungspotential der unterschiedlichen Komposite ohne Einfluss verschiedener Adhäsivsysteme zu testen.

Nach der Konditionierung mit Phosphorsäure wurden die Komposite wie folgt in die Kavitäten eingebracht und im Anschluss mit einer einheitlichen Polymerisationszeit auspolymerisiert (Lampe: Smartlite von Dentsply).

	Komposit	Monomer	Inkrement- dicke	Proben -anzahl	Polymer isation
1	Venus Diamond/ Kulzer	TDC-Urethan	2mm	N=8	40 sek.
2	Venus Pearl/ Kulzer	TDC-Urethan	2mm	N=8	40 sek.
3			4mm/Bulk	N=8	40 sek.
4	Experimentelle		2mm	N=8	40 sek.
5	Probe		4mm/Bulk	N=8	40 sek.
6	Rebilda/Voco	Bis-GMA	2mm	N=8	40 sek.
7			4mm/Bulk	N=8	40 sek.
8	Visalys Core/ Kettenbach	Aliphatische Di- und	2mm	N=8	40 sek.
9		Trimeth- acrylate	4mm/Bulk	N=8	40 sek.

Tabelle 3: Einteilung der Versuchsgruppen

Die stopfbaren Komposite wurden mit einem Heidemannspatel (Fa. Hu-Friedy) in die Kavitäten eingebracht, die fließfähigen Komposite wurden direkt mit einem Spritzenaufsatz aus der dafür vorgesehen Verpackung in die Kavität eingebracht und die Inkrementdicke jeweils mit einer Millimetersonde kontrolliert.

Da für die Komposite verschiedene Schichtstärken von 2-5mm empfohlen werden und die Polymerisationszeit von 20-40 Sekunden für die empfohlene Schichtstärke variierte, wurde die Polymerisationszeit für alle Proben auf 40 Sekunden festgelegt.

5.4 Politur der Füllungen

Zur Konturierung und Politur wurden Sof-Lex Scheiben (Firma 3M Espe, Seefeld) von grob bis super fein mit einem grünen Winkelstück der Firma Kavo unter Wasserkühlung verwendet, wobei besonders Wert auf den Übergang von Komposit zu Dentin gelegt wurde. Dieser wurde mit einer Lupenbrille (2,5fache Vergrößerung) visuell inspiziert und auf Hochglanz überprüft.

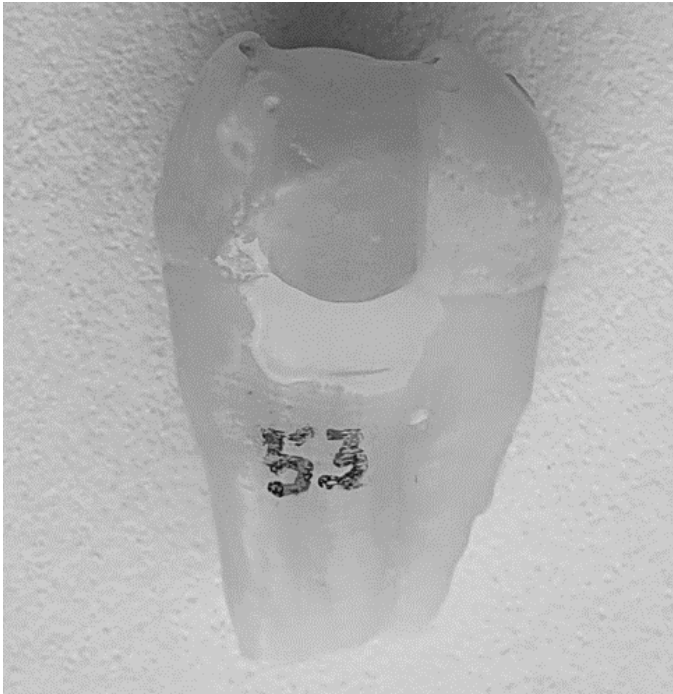


Abbildung 5: Probezahn nach der Politur

5.5 Replikaherstellung

Um das Rasterelektronenmikroskop nicht mit feuchten Proben zu beschädigen und Fehler durch eine Trocknung der Proben zu vermeiden, sollten für die Randspaltuntersuchung Epoxidharzreplika hergestellt werden.

Bevor die Zähne abgeformt werden konnten, wurden sie jeweils für 10 Minuten in einem Ultraschallbad von möglichen Schleifstäuben gereinigt.

Die Abformung für die Replikaherstellung erfolgte als Sandwichabformung mit einem Präzisionsabformmaterial (Flexitime Easy Putty und Flexitime light flow, Kulzer, Hanau) in kleinen Eiswürfelförmchen. Anschließend wurden die Abdrücke mit Epoxidharz (AlphaDie MF, Schütz Dental, Rosbach) ausgegossen und im Drucktopf blasenfrei gehärtet.

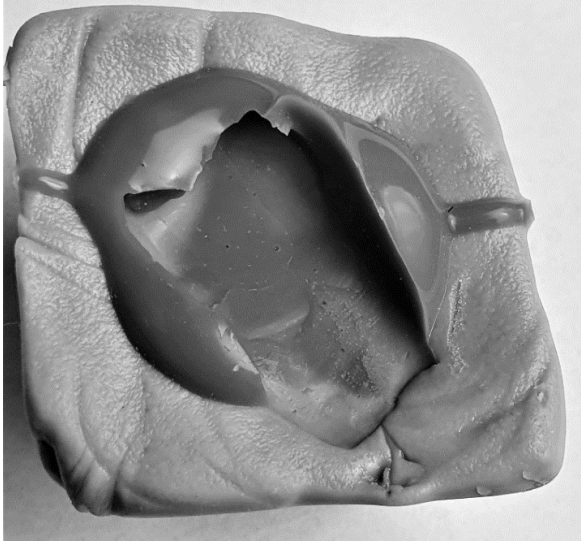


Abbildung 6: Abformung der Probenzähne mit Flexitime Easy Putty und Light Flow

5.6 Qualitative Randuntersuchung

5.6.1 Vorbereitung der Proben

Die Replika wurden nach der Aushärtung vorsichtig den Abdrücken entnommen und mit doppelseitig klebenden Leit-Tabs ($\varnothing 12\text{mm}$, Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) auf Aluminiumprobeteller (Agar Scientific, Essex, England) fixiert. Anschließend wurden die Proben für die Rasterelektronenmikroskopaufnahmen mittels des Sputter Coaters S150B (Edwards, Crawley, England) nach Herstellerangaben (Spannung: 1kV, Trägergas: Argon, Zeit: 60s) mit einer Silber-Palladium Schicht überzogen. Dieser dünne Überzug der zu untersuchenden Oberfläche lässt eine elektrische Leitfähigkeit zu, welche für die Bildgebung im Raster-elektronenmikroskop essenziell



Abbildung 7: Epoxidharzreplika auf Probenteller, besputtert

ist.

5.6.2 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Nach der Besputterung konnten die Proben direkt mit dem Rasterelektronenmikroskop (Phenom-World B.V., Eindhoven, Niederlande) hinsichtlich der Randspaltbreiten untersucht werden.

Zunächst wurde die zu untersuchende Probe auf einer 2000-fachen Vergrößerung scharf gestellt, um eine Tiefenschärfe zu erhalten. Im Anschluss wurden die Proben auf 200-facher Vergrößerung im Bereich der Dentin-Kompositgrenze abgerastert und fotografiert. Mit mehreren Bildern konnte somit der gesamte dentinbegrenzte Füllungsrand dargestellt werden.

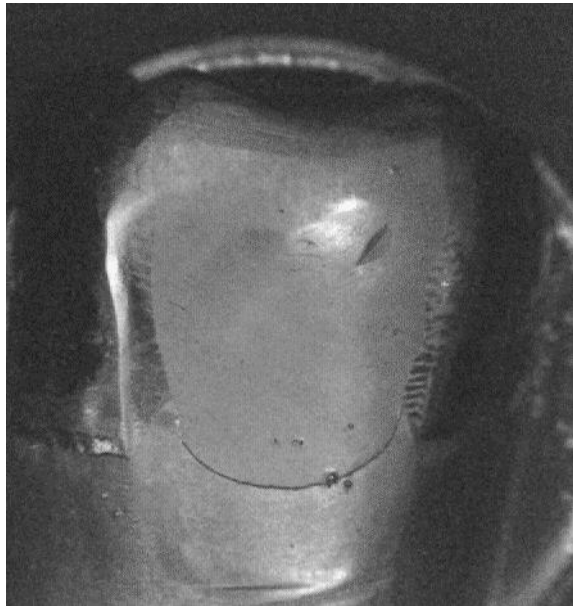


Abbildung 8: Probe ohne Vergrößerung im REM

5.7 Statistische Analyse

Die erhaltenen Messwerte wurden mit SPSS® 17.0 für Windows (SPSS Inc., Chicago, USA) ausgewertet.

Nach Berechnung der Mittelwerte und Standardabweichungen in Micrometern (μm) für jede Versuchsgruppe kamen die folgenden statistischen Testverfahren zur Anwendung.

Kolmogorov-Smirnov-Test

Dieser Test überprüft, ob die erhaltenen Messwerte in einer Versuchsgruppe der Normalverteilung entsprechen. War dies der Fall, wurde der ANOVA-Mittelwertvergleich durchgeführt. Andernfalls kamen nicht-parametrische Tests wie der Mann-Whitney-U-Test zur Anwendung.

Mann-Whitney-U-Test

Lag keine Normalverteilung innerhalb einer Versuchsgruppe vor, wurde mit diesem Test, auf der Basis der Reihenfolge der Messwerte, getestet, ob zwischen zwei Versuchsgruppen ein signifikanter Unterschied besteht.

Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm

Mit Hilfe des Korrekturverfahrens nach Bonferroni-Holm wurden statistische Subgruppen gebildet, repräsentiert durch die Buchstaben A-E. Das Signifikanzniveau wurde auf $p = 0,05$ festgelegt. Innerhalb einer Subgruppe gibt es keinen signifikanten Unterschied

($p > 0,05$), wohingegen unterschiedliche Buchstaben einen signifikanten Unterschied anzeigen ($p < 0,05$).

6 Ergebnisse

Untersucht wurde in dieser Studie die Randqualität von verschiedenen Kompositrestaurationen in standardisierten Klasse-II-Kavitäten. Die Untersuchung vergleicht nicht nur verschiedene Komposite miteinander, sondern vergleicht auch die Randspaltbreiten bei verschiedenen Schichtstärken innerhalb der Kompositgruppen. Bei der anschließenden qualitativen Auswertung der Randspalten im dentinbegrenzten Füllungsrandbereich konnten in allen Versuchsgruppen Spaltbildungen im Mikrometerbereich festgestellt werden. Dabei wurden signifikant bessere Ergebnisse bei den geringeren Inkrementstärken gemessen.

Eine Übersicht der statistischen Ergebnisse findet sich in Tabelle 4. Die Standardabweichung (SD) ist in der Tabelle in Klammern dargestellt, die hochgestellten Buchstaben (A-E) am Ende geben an, ob ein signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) bei unterschiedlichen Buchstaben vorliegt oder kein Unterschied ($p > 0,05$) bei gleichen Buchstaben besteht.

	Komposit	Inkrement- stärke	Randspaltbreiten in μm (SD)
1	Venus Diamond	2mm	0.8 (0.5) ^A
2	Venus Pearl	2mm	0.7 (0.4) ^A
3	Venus Pearl	4mm	1.3 (0.5) ^{AB}
4	Experimentelle Probe (NSK)	2mm	1.5 (0.4) ^B
5	Experimentelle Probe (NSK)	4mm	4.2 (0.8) ^C
6	Rebilda	2mm	10.6 (3.5) ^D
7	Rebilda	Bulk	16.3 (5.8) ^E
8	Visalys Core	2mm	7.4 (3.2) ^{CD}
9	Visalys Core	Bulk	12.0 (4.1) ^D

Tabelle 4: statistische Ergebnisse der Versuchsgruppen

6.1 Venus Diamond

Beim ersten untersuchten Material handelt es sich um Venus Diamond der Firma Kulzer. Es ist ein stopfbares Nano-Hybrid Komposit welches als 2 mm Inkrement einen mittleren Randspalt von 0.8 μm aufweist. Dabei handelte es sich um das zweitbeste Ergebnis der Versuchsreihe.

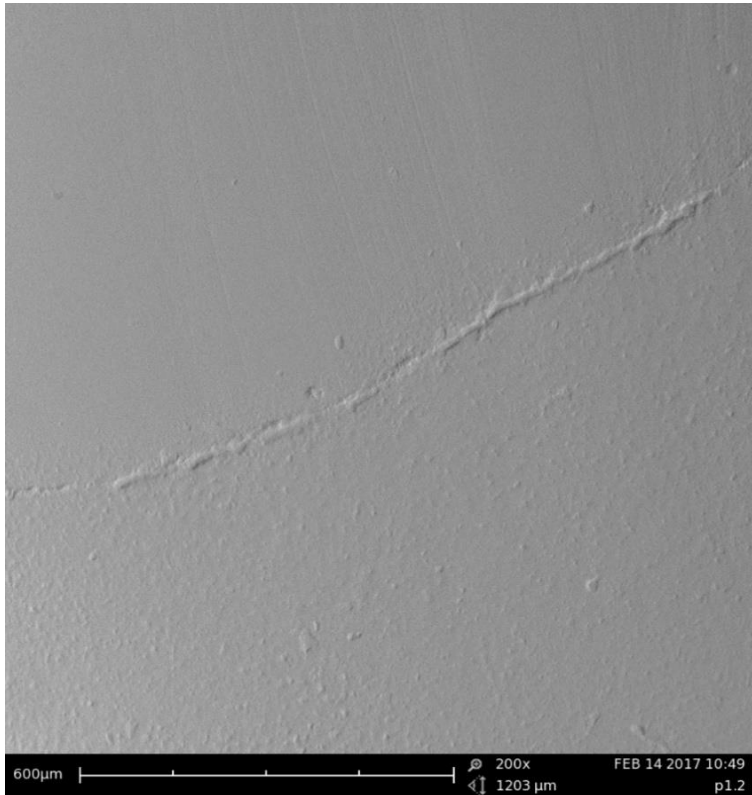


Abbildung 9: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit Venus Diamond; 2mm (oben Venus Komposit, unten Dentin)

6.2 Venus Pearl

Das zweite untersuchte Material ist ebenfalls ein Nano-Hybrid Komposit der Firma Kulzer, das Venus Pearl. Es unterscheidet sich von der Matrixzusammensetzung nicht vom Venus Diamond, lediglich das Füllersystem unterscheidet sich voneinander. „Venus Pearl hat eine Partikelgrößenverteilung von 5nm – 5µm und enthält im Gegensatz zu Venus Diamond präpolymerisierte Füller. Zusätzlich hat Venus Diamond eine breitere Partikelgrößenverteilung von 5nm - 20µm“ beschreibt die Firma Kulzer den Unterschied auf der Homepage, wodurch eine etwas andere Konsistenz der beiden Komposite erreicht wird. [71]

Bei den 2mm Inkrementen lag der mittlere Randspalt bei 0,7µm, bei 4mm Inkrementen bei 1,3µm.

Im Vergleich von 2mm zu 4mm Inkrementen war der Unterschied in der Randqualität nicht signifikant ($p < 0,05$).

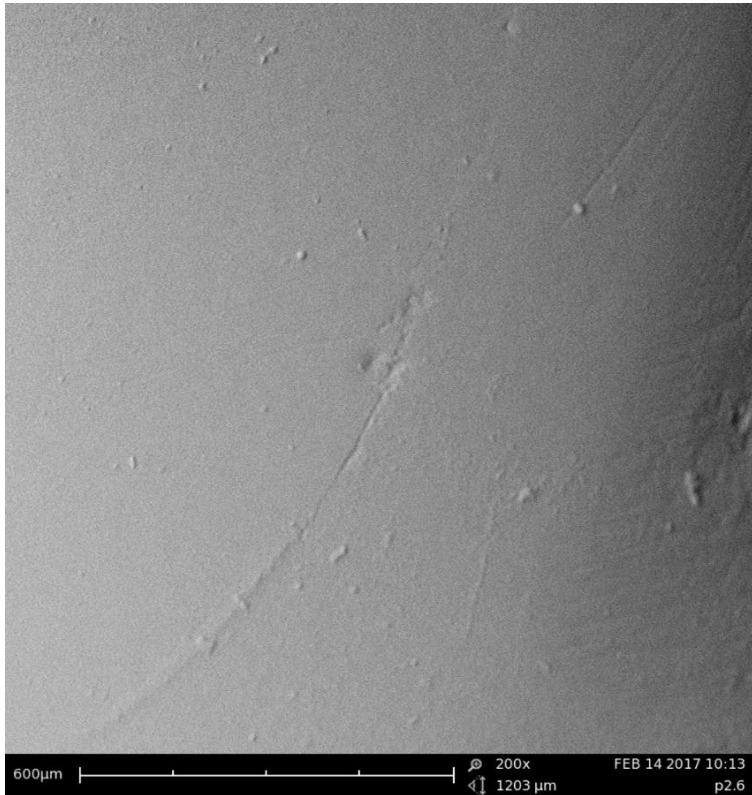


Abbildung 10: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit Venus Pearl; 2mm (links Komposit, rechts Dentin)



Abbildung 11: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit Venus Pearl; 4mm (oben Komposit, unten Dentin)

6.3 Experimentelle Probe

Bei dem dritten untersuchten Material handelt es sich um eine experimentelle Probe, Niedrigschrumpfendes-Flowable Spezialkomposit.

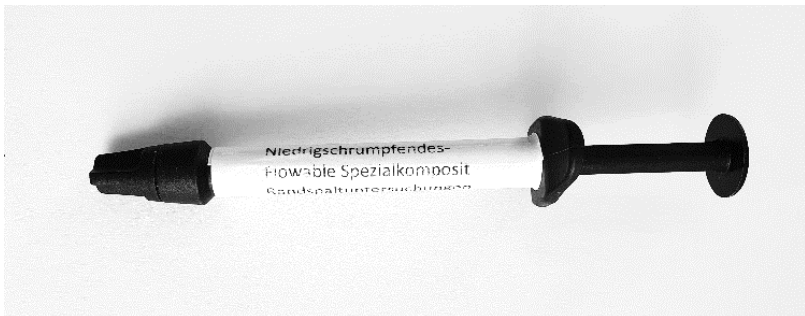


Abbildung 12: Experimentelle Probe „Niedrigschrumpfendes-Flowable Spezialkomposit“

Bei den 2mm-Inkrementen betrug der mittlere Randspalt 1,5 μm . Im Vergleich von den Gruppen 2mm- zu 4mm-Inkrementen zeigte sich ein signifikanter Unterschied der Randspaltqualität innerhalb dieser Materialgruppe. Der Randspalt lag hier im Mittel bei über 4 μm .

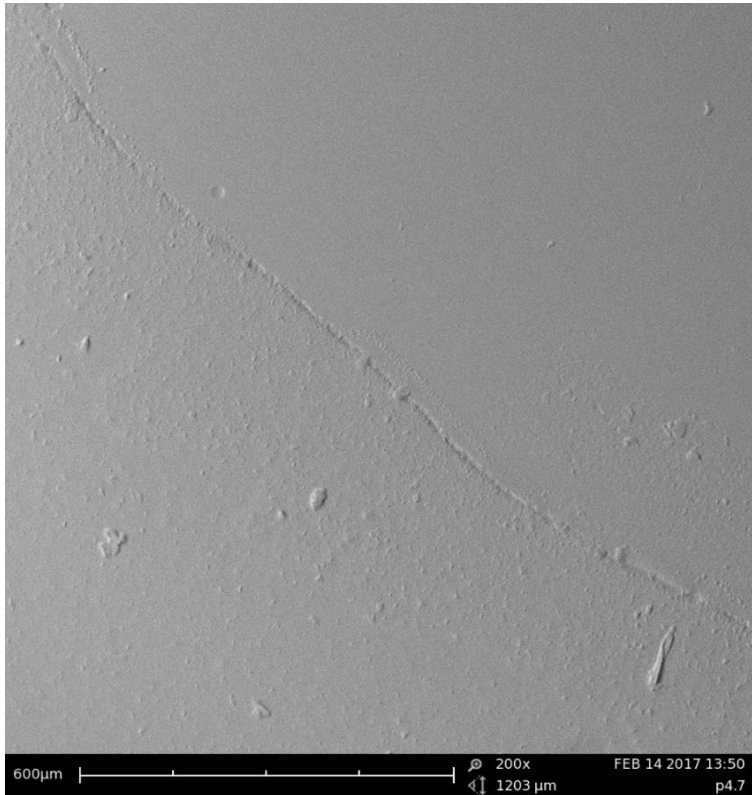


Abbildung 13: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit der experimentellen Probe; 2mm (oben Komposit, unten Dentin)

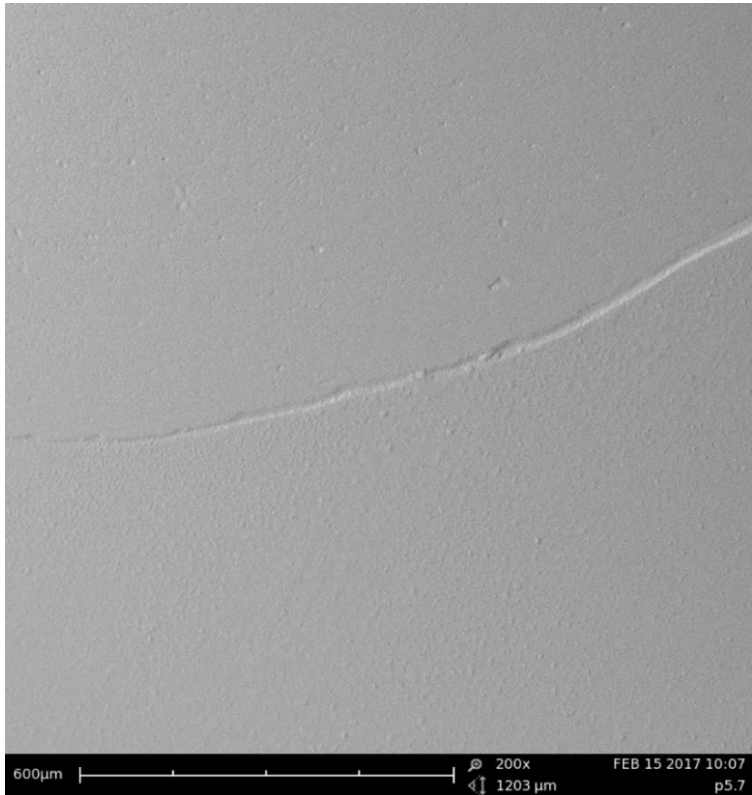


Abbildung 14: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit der experimentellen Probe; 4mm (oben Komposit, unten Dentin)

6.4 Rebuilda DC

Die Randspaltbreiten von Rebuilda DC (Fa. Voco GmbH, Cuxhaven) in der 2mm-Inkrement-Gruppe lagen im Bereich von über 10 μ m. Auch in der Bulk-Fill-Gruppe der 4mm-Inkmente zeigte Rebuilda DC mit einem Mittel von 16.3 μ m einen signifikant schlechteren Randschluss als in der 2mm-Inkrement-Gruppe. Zudem war die Streuung der ermittelten Werte bei dieser Probe am höchsten, mit einer Standardabweichung von 3,5 μ m bei 2mm-Inkrementen bzw. 5,8 μ m bei der Bulk-Fill-Technik.

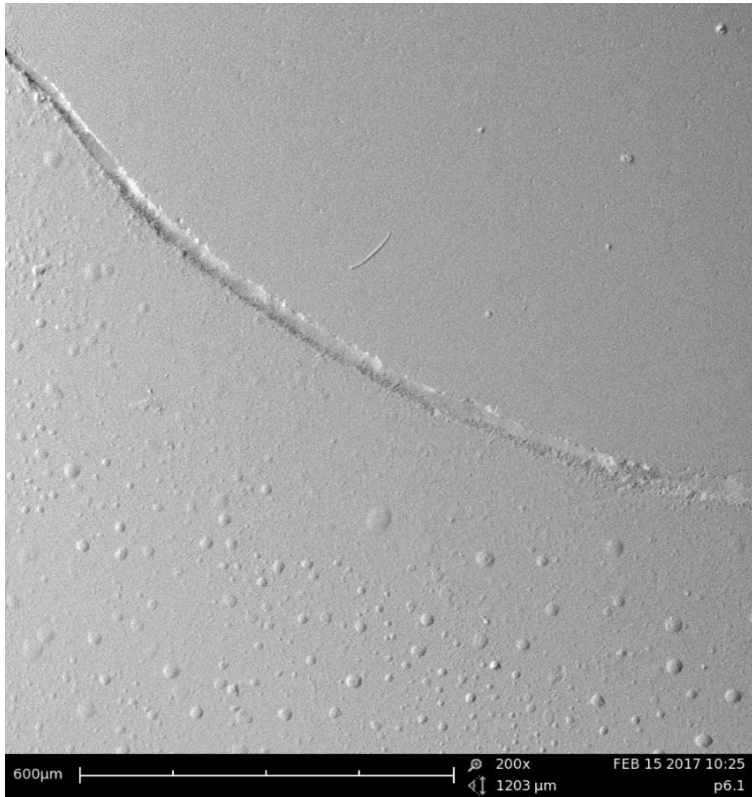


Abbildung 15: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand Rebilda DC; 2mm (oben Komposit, unten Dentin)

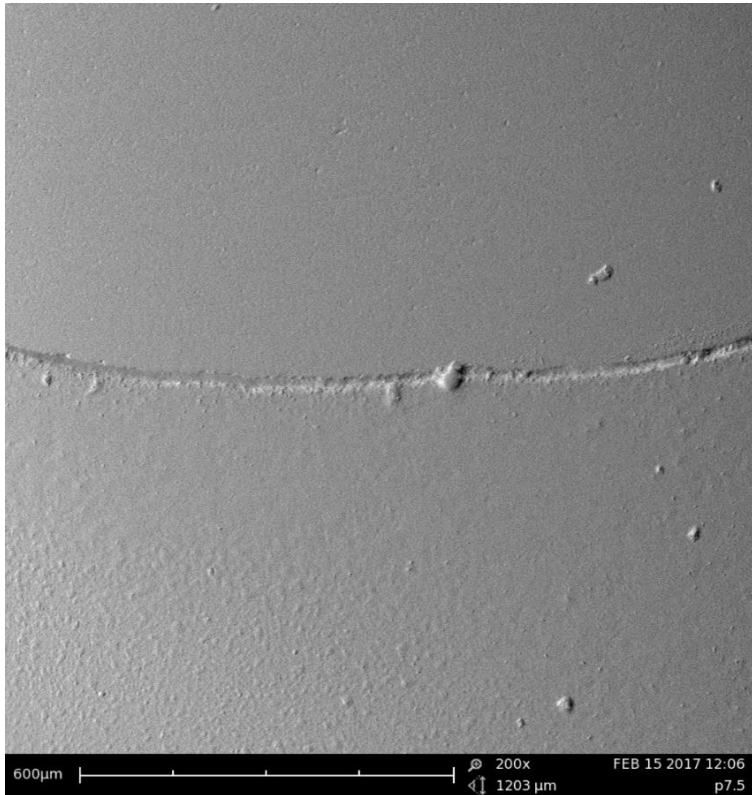


Abbildung 16: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit Rebuilda DC; 4mm (oben Komposit, unten Dentin)

6.5 Visalys Core

Das zuletzt untersuchte Material war das Visalys Core der Fa. Kettenbach. In 2 mm-Inkrementen eingebracht konnten Randspalten von $7,4\mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $3,2\ \mu\text{m}$ gemessen werden. Die Randspalten der 4mm-Inkremente lagen im Mittel bei $12,0\mu\text{m}$, womit sich ein signifikanter Unterschied zur 2 mm-Inkrement-Gruppe zeigte.

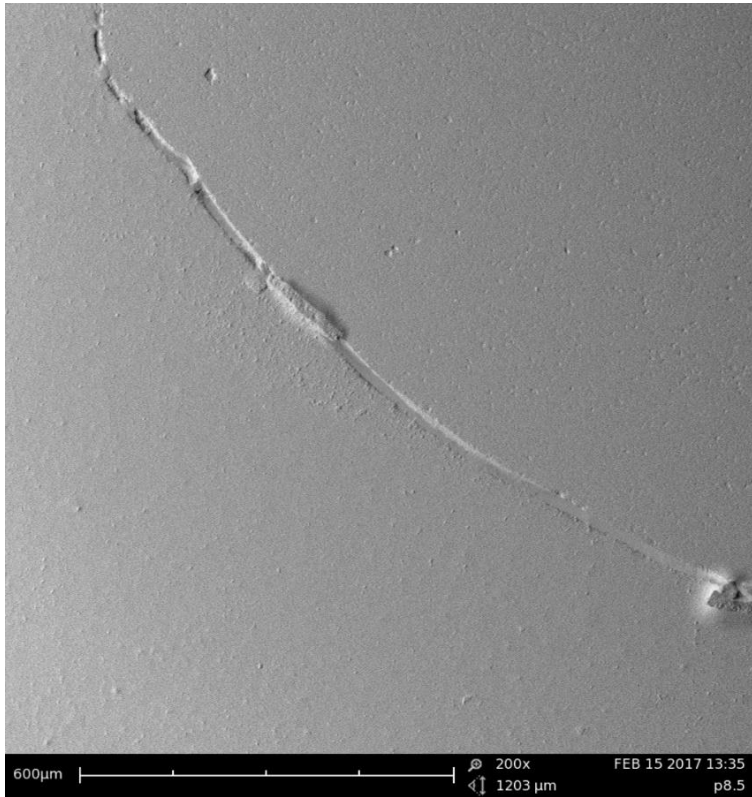


Abbildung 17: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit Visalys Core; 2mm (rechts Komposit, links Dentin)

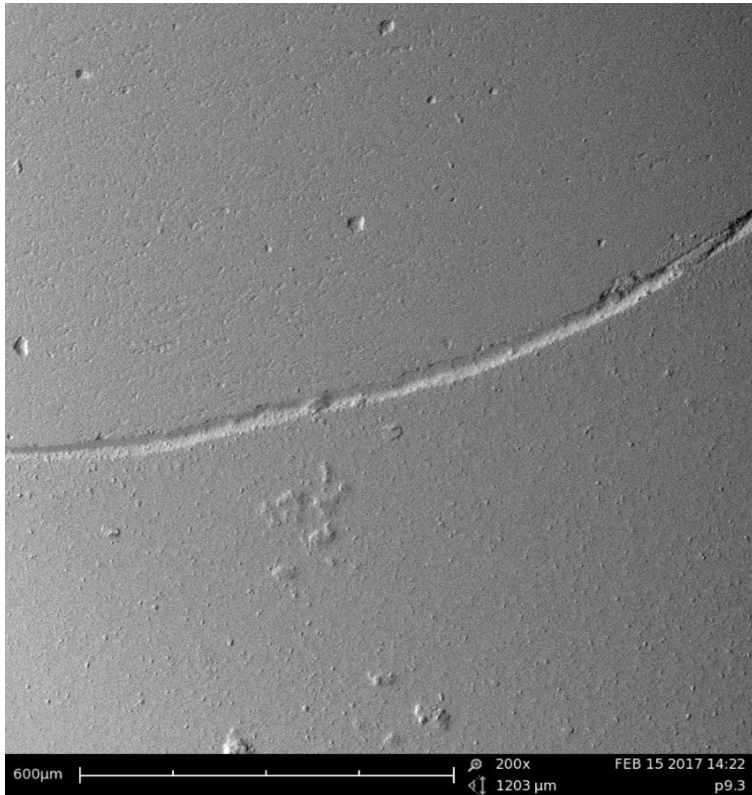


Abbildung 18: Beispielbild für einen dentinbegrenzten Füllungsrand mit Visalys Core; 4mm (oben Komposit, unten Dentin)

6.6 Vergleich der verschiedenen Kompositrezepte

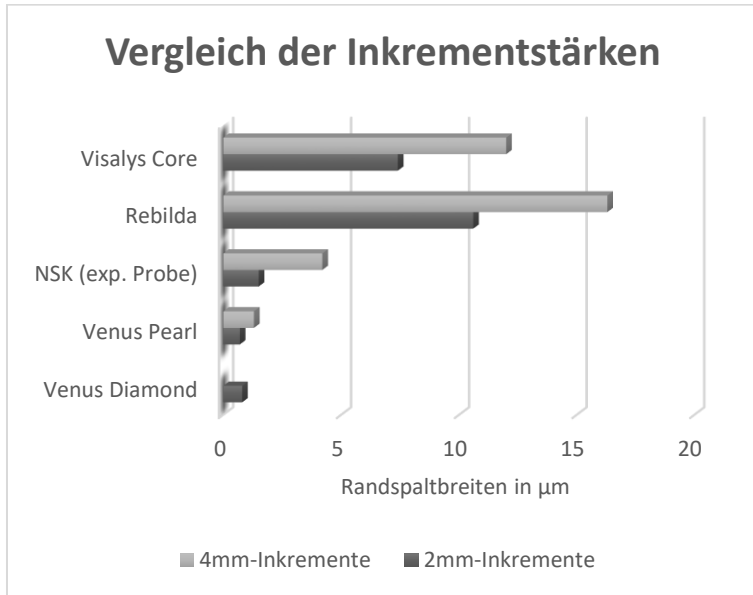


Abbildung 19: Vergleich der Randspaltbreiten der untersuchten Komposite

Beim Vergleich der verschiedenen Komposite zeigt sich deutlich, dass bei kleineren Inkrementstärken, unabhängig von Kompositmaterial, auch geringere Randspalten gemessen wurden.

Bei den 2mm-Inkrementen wurden bei Venus Pearl Randspalten von $0,7\mu\text{m}$ gemessen, welches das beste Ergebnis der gesamten Testreihe darstellt. Lediglich das Venus Diamond konnte mit $0,8\mu\text{m}$

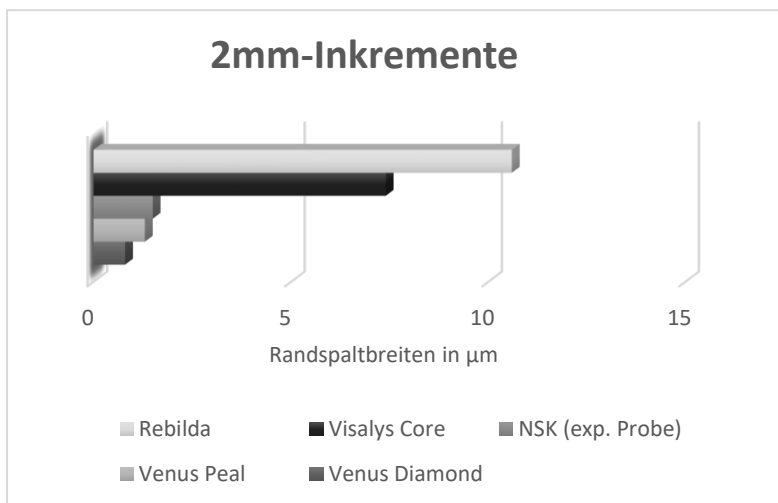


Abbildung 20: Vergleich der 2mm-Inkrementgruppe

ein ähnlich gutes Ergebnis aufweisen. Zwischen diesen beiden Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. ($p > 0,05$). Signifikant schlechter ($p \leq 0,05$) war der Randspalt der experimentellen Probe mit einem Mittel von $1,5\mu\text{m}$. Wiederum signifikant schlechtere Randspalten wurden bei Rebilida DC und Visalys Core nachgewiesen.

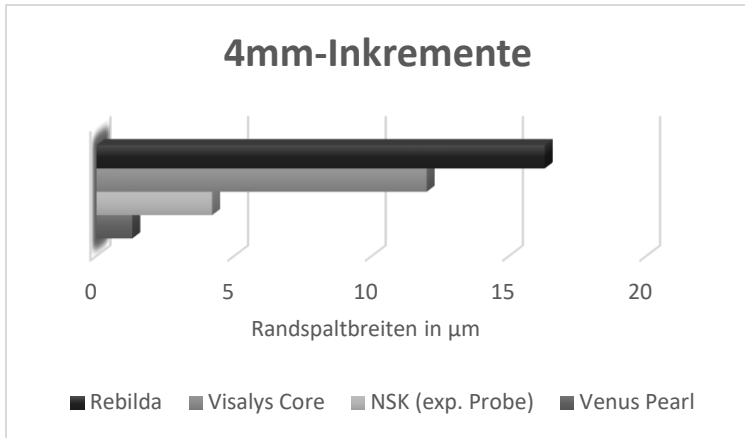


Abbildung 21: Vergleich der 4mm-Inkrementgruppe

In der Bulk-Fill Gruppe zeigt sich der gleiche Trend wie in der vorherigen Gruppe. Auch hier weist das Venus Pearl den geringsten Randspalt auf ($1,3\mu\text{m}$). Signifikant schlechter ist die experimentelle Probe mit $4,2\mu\text{m}$. Wiederum signifikant schlechter sind die Randspalten bei Visalys Core ($12,0\mu\text{m}$) und mit dem schlechtesten Ergebnis der gesamten Testreihe und signifikant schlechter als das Visalys Core bildet Rebuild DC in dieser Gruppe das Schlusslicht mit Randspaltbreiten um $16,3\mu\text{m}$.

7 Diskussion

7.1 Diskussion von Material und Methoden

Bei dieser Studie handelt es sich um eine reine in-vitro-Studie. Bei in-vitro-Studien können bestimmte Vorgänge in einer Laborumgebung besser als bei in-vivo-Studien untersucht und kontrollieren werden. Es können Einflussfaktoren einzeln oder in Gruppen modifiziert werden, um die Folgen von veränderten Faktoren zu testen. In-vitro-Studien sollen außerdem eine Vergleichbarkeit mit anderen Untersuchungen zulassen, wobei diese Vergleichbarkeit in der Literatur schwierig umsetzbar ist, da es viele verschiedene Variablen in den verschiedenen Studien gibt.

Bei Studien zu Randspalten bei Kompositen sind in-vitro-Studien ein Standardtestverfahren, welches einen Aufschluss über das mögliche Potential der einzelnen Materialien aufzeigt. Gleich gute Ergebnisse von in-vitro Studien können durch in-vivo-Studien meist nicht erreicht werden. Durch den erschwerten Zugang und die schlechtere Einsehbarkeit der Kavitäten, Schwierigkeiten bei der absoluten Trockenlegung und einer eingeschränkten Polierbarkeit der Füllungen im approximalen Bereich kommt es bei in-vivo-Studien zu schlechteren Ergebnissen als bei in-vitro-Studien [1].

Randspaltuntersuchungen bei in-vivo-Studien werden entweder an Zähnen vorgenommen, welche aus anderen Gründen später extrahiert werden sollen, um diese im Anschluss extraoral zu untersuchen. Oder es werden intraoral Zähne gefüllt, welche dann

mit Silikon abgeformt werden, um per Replikatechnik mit Epoxidharz die Randspalten unter einem REM zu untersuchen [26].

7.1.1 Auswahl und Lagerung der Zähne

Bei den verwendeten Zähnen handelt es sich, wie bereits erwähnt, um humane dritte Molaren. Extrahierte humane Zähne eignen sich am besten dazu, in-vitro-Studien mit Kompositen durchzuführen, da hier der Vergleich zu in-vivo-Studien einfacher ist.

Als Alternative zu humanen Zähnen werden in Studien häufig Rinderzähne verwendet, da diese einfach und in großer Zahl beschafft werden können. Jedoch unterscheiden sich die Struktur, die chemische Zusammensetzung und die physikalischen Eigenschaften der Rinderzähne von humanen Zähnen. Yassen beschreibt in seinem Review uneinheitliche Ergebnisse von bovinen und humanen Zähnen in verschiedenen Studien [123].

Da tertiäre Molaren oft aus prophylaktischen Gründen extrahiert werden, stehen auch sie in ausreichender Zahl zur Verfügung.

Ein wichtiges Auswahlkriterium war, dass die Zähne keine Extraktionsschäden aufwiesen und kariesfrei waren.

Kariesfreiheit war dabei besonders wichtig, da selbst bei Entfernung von kariösen Läsionen sklerotisches Dentin zurückbleiben könnte, welches ein schlechteres Adhäsionssubstrat darstellt als gesundes Dentin [40] und damit die Studie verfälschen könnte.

Auch bei älteren Zähnen kann es durch eine Sekundärdentinbildung

zu einer altersbedingten Sklerosierung des Dentins kommen [51].

Die verwendeten Zähne wurden nicht auf das tatsächliche Alter hin untersucht, jedoch kann durch die prophylaktische Entfernung von Weisheitszähnen und den kariesfreien Zustand davon ausgegangen werden, dass es sich um relativ junge Zähne handelt. Zusätzlich sind die Zähne randomisiert den verschiedenen Gruppen zugeordnet worden, weshalb von einer homogenen Verteilung aller Versuchsgruppen ausgegangen werden kann.

Die extrahierten Zähne wurden ab dem Zeitpunkt der Extraktion in 0,9 %iger isotonischer Kochsalzlösung, versetzt mit 0,0001% Natriumazid, bei Raumtemperatur gelagert. Gleiches gilt für die hergestellten Proben während des Versuchs bis hin zur Abformung für die Replikaherstellung. Isotonische Kochsalzlösung verhindert ein Austrocknen der Zähne, und das Natriumazid wirkt antibakteriell und verringert so eine mögliche Infektion des Untersuchers mit potenziellen Krankheitserregern.

Die Lagerzeit zwischen Extraktion und Replikaherstellung betrug maximal ein Jahr. Unter anderem zeigte Mobarak mit seiner Studie, dass eine Lagerung von Probenzähnen bis zwei Jahren keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkraft von Komposit zum Zahn hat [85].

7.1.2 Probenherstellung

Die Herstellung der Klasse II- Kavitäten erfolgte manuell, was zu einer leichten Varianz der Kavitätenbegrenzung führte. Um diese Varianz möglichst gering zu halten, wurden die Kavitätenränder (4mm in bucco-orale Richtung und 2mm in mesio-distale Richtung) bei der Präparation mit einer Millimetersonde vermessen. Abweichungen in der Präparation wurden, wenn möglich, korrigiert oder andernfalls wurde der nicht korrigierbare Zahn als Probe verworfen. Auch Perforationen des Pulpencavums während der Präparation schlossen Zähne von der Studie aus.

Um Überhänge, und damit eine mechanische Retention der Komposite in der Kavität zu vermeiden, wurde auf eine leicht konische Präparation geachtet.

Aufgrund der unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten und des variablen Alters der Zähne variierte die Restdentinstärke zwischen Kavität und Pulpencavum zwischen den einzelnen Proben. Dentinadhäsive zeigen wegen der größeren Durchmesser der Dentintubuli, der höheren Tubulidichte und damit auch des stärkeren Austretens von Pulpafluids im tiefen Dentin schlechtere Haftwerte als im superfiziellen Dentin [51, 93]. Da jedoch die Zähne randomisiert der einzelnen Versuchsgruppen zugeordnet wurden, kann von einer homogenen Verteilung ausgegangen werden. Außerdem wurde kein Adhäsiv verwendet und nur der cervicale

Füllungsrand betrachtet, weshalb dieses Kriterium für die Studie nur eine untergeordnete Rolle spielt.

Bei der Konditionierung der Zähne wurde die Etch-and-Rinse-Technik angewendet. Dies bedeutet optimalerweise eine Konditionierung von Schmelz und Dentin mit je 30 Sekunden Schmelzätzung und einer maximalen Dauer von 15-20 Sekunden für die Dentinätzung, da die zu Beginn schwierig selektive Schmelzätzung schwierig umzusetzen ist, wird auch eine Ätzung von Schmelz und Dentin zusammen für 15-20 Sekunden empfohlen [40]. In dieser Studie wurde für die Etch-and-Rinse-Technik 36%ige Orthophosphorsäure verwendet und auf eine gesamte Ätzdauer von Schmelz und Dentin von 15-20 Sekunden zurückgegriffen.

Während des Polymerisationsprozesses von Kompositen kommt es ab dem Gelpunkt zu einer Abnahme der Molekülbeweglichkeit. Bei der Verkettung der Monomere zu Polymeren können die restlichen Moleküle ab dem Gelpunkt nicht nachfließen, weshalb das Komposit anfängt zum Zentrum des Materials zu schrumpfen. Wenn diese Schrumpfung durch Bindung an Flächen (z.B. Kavitätenwände) behindert ist, kommt es zu Spannungen im Material - es entsteht Polymerisationsstress. Ist der Polymerisationsstress größer als die Haftkraft des Dentinadhäsivs, kommt es zum Adhäsionsverlust und Bildung von Randspalten. Übersteigt allerdings die Haftkraft des Adhäsivsystems den Polymerisationsstress, wird der Stress direkt auf den Zahn übertragen, an dem bei hohen Stresswerten z.B.

Schmelzfrakturen auftreten können [39]. Yamamoto et al. nutzten dieses Wissen sogar, um mit Hilfe von Rissbildung und Randspalten den Polymerisationsstress zu berechnen [122]. Da die Riss- oder Randspaltbildung aber von dem verwendeten Adhäsivsystem abhängig ist und für die verschiedenen Komposite unterschiedliche Adhäsivsysteme nötig sind, wären die Ergebnisse der verschiedenen Kompositgruppen schlecht zu vergleichen.

Durch den Verzicht auf die Adhäsivsysteme haben alle Komposite gleiche Voraussetzungen, und die Randspalten lassen direkte Rückschlüsse auf die Randspaltvermeidungspotenziale der einzelnen Komposite zu. Deshalb wurden die Kavitäten lediglich mit der Etch-and-Rinse-Technik konditioniert, um für alle Komposite gleiche Voraussetzungen zu schaffen.

Bei der Polymerisationszeit haben die einzelnen Hersteller unterschiedliche Polymerisationszeiten für die verschiedenen Komposite angegeben. Bei allen Kompositen wurden Schichtstärken von 2mm, und bei Venus Pearl und Diamond sowie bei Visalys Core eine Polymerisationszeit von 20 Sekunden empfohlen. Lediglich Rebuilda DC sollte 40 Sekunden lichtgehärtet werden. Bei der experimentellen Probe gab es keine Angaben zur Schichtstärke und Polymerisationszeit, weshalb eine einheitliche Polymerisationszeit von 40 Sekunden gewählt wurde. Zu einer Überpolymerisation der Materialien kann es nicht kommen [39], wobei eine erhöhte Polymerisationszeit mit einer geringen Zunahme der Polymerisationstiefe korreliert [69].

Die Politur wurde mit Sof-Lex Scheiben der Firma 3M Espe durchgeführt. Dabei wurde besonderer Wert auf den Übergang zwischen Dentin und Komposit am Boden der Restauration gelegt. Diese Art der Politur zeichnet sich durch eine sehr glatte und hochglänzende Füllungsoberfläche aus. Außerdem zeigten sich bei der Sof-Lex-Politur keine größeren Randspalten als bei einer nicht polierten Kontrollgruppe. [115]

Bei der Politur wurde darauf geachtet, dass keine Kompositüberhänge vorhanden waren und die Füllungsänder über die komplette Breite des Kavitätenbodens überlagerungsfrei dargestellt wurden. Besonders bei Kavitäten im Bereich der Furkation, wurde mehr von der Zahnhartsubstanz weggenommen, als es bei in-vivo Studien gemacht würde. Des Weiteren ist bei in-vivo Studien und im klinischen Gebrauch die Politur der approximal gelegenen Füllungen mit Sof-Lex Scheiben sehr schwierig, da die Füllungsfläche nicht zugänglich für diese Art der Politur ist oder hierdurch der Approximalkontakt verloren gehen würde. Da bei parodontal gesunden Patienten die Schmelz-Zement-Grenze die Lage der Gingiva determiniert, wären die Füllungsänder ggf. unter der Gingiva verborgen und somit für eine Politur ebenfalls nicht zugänglich. Aus diesen Gründen ist die Politur nur für den Zweck der Studie zu betrachten und nicht auf den klinischen Gebrauch übertragbar.

7.1.3 Replikaherstellung

Die Proben sollten dann mittels eines Rasterelektronenmikroskops (REM) auf Randspalten untersucht werden. Jedoch können nasse Proben das REM beschädigen. Um Verfälschungen der Ergebnisse durch Trocknung der Proben zu vermeiden, wurden Replika aus Epoxidharz hergestellt werden.

Vor der Replikaherstellung wurden die Zähne zunächst 10 Minuten im Ultraschallbad von Schleifstäuben gereinigt, welche sonst durch Verbleiben im Spaltbereich zwischen Zahn und Komposit die Ergebnisse verzerrt hätten. Anschließend wurden die Probeflächen mit einer Doppelmischabformung mit einem A-Silikon abgeformt und mit einem Epoxidharz ausgegossen. Wie vorgegeben, wurden die Replika dann im Drucktopf blasenfrei ausgehärtet. Sowohl bei der Abformung mit Flexitime (Easy Putty und Light Flow), als auch bei der Verwendung von AlphaDie wurden die Angaben der Hersteller zum Anmischen und Aushärten beachtet.

Die Kombination von A-Silikon und Epoxidharz wird auch für die intraorale Abformung von Randspaltproben bei in-vivo Studien empfohlen. [26]

7.2 Diskussion der Ergebnisse

Venus Diamond ist ein etabliertes Komposit, konnte bereits in vielen Studien mit guten Ergebnissen [80, 97] abschneiden und fungiert als Kontrollmaterial.

Die untersuchten Komposite Venus Pearl, Rebilda DC, Visalys Core und die experimentelle Probe wurden zum einen per Inkrement-technik mit 2mm-Inkrementen, und zum anderen mit Bulk-Fill-Technik mit 4mm-Inkrementen in die Kavitäten eingebracht. Alle 72 Proben wiesen nach Untersuchung mit dem REM Randspalten auf, jedoch in unterschiedlichen Ausmaßen.

Bei Venus Diamond und Venus Pearl handelt es sich um stopfbare lichthärtende Nanohybridkomposite, welche für folgende Indikationen ausgelegt sind:

- Direkte Restaurationen der Klassen I
- Direkte Kompositveneers
- Ästhetische Korrekturen (z. B. Diastema-Schluss, entwicklungsbedingte Defekte der Zahnhartsubstanz, etc.)
- Schienung traumatisch oder parodontal bedingt gelockerter Zähne
- Indirekte Restaurationen (Inlays, Veneers)
- Milchzahnrestaurationen
- Stumpfaufbau

- Reparatur von Keramik- und Kompositrestaurationen (in Verbindung mit einem geeigneten Reparatursystem) [52, 53]

Bei Rebuilda DC handelt es sich um ein dualhärtendes, fließfähiges Komposit ähnlich des ebenfalls dualhärtenden und fließfähigen Visalys Core, mit den Indikationen von adhäsiven Stumpfaufbauten, sowie der Befestigung von faserverstärkten Komposit-Wurzelstiften [66, 116].

Zwar sind die Indikationen der verschiedenen Komposite nicht identisch und Rebuilda DC und Visalys Core für die klinische Verwendung in Klasse II Kavitäten nicht vorgesehen, aber die Untersuchung der Randspalten im Dentinbereich sind auf die klinische Anwendung als Aufbaumaterialien übertragbar.

Aufgrund des unbekanntes Materials des NSKs kann hier keine Aussage zur Anwendungsindikation getätigt werden.

7.2.1 Gruppe der 2mm-Inkrementen

Wie zu erwarten, schnitt Venus Diamond in der Gruppe der 2mm-Inkrementen mit sehr geringen Randspalten gut ab. Lediglich Venus Pearl vom selben Hersteller und mit der gleichen Matrixzusammensetzung erzielte leicht bessere Werte. Damit weisen diese beiden Komposite signifikant bessere Randspaltvermeidungspotentiale auf als die anderen getesteten Komposite.

Bei den anderen drei getesteten Kompositen handelt es sich um fließfähige Komposite. Hier schnitt die experimentelle Probe als „Niedrigschrumpfendes-Flowable Spezialkomposit“ signifikant besser ab als Visalys Core und Rebuilda DC. Rebuilda DC zeigt in diesem Versuch das signifikant schlechteste Randspaltvermeidungspotential der untersuchten Komposite in dieser Gruppe.

7.2.2 Gruppe der 4mm-Inkrementen

In der Bulk-Fill-Gruppe wurde bei allen Proben eine Zunahme der Randspaltbreiten beobachtet. Auch hier schnitt Venus Pearl mit immer noch sehr geringen Randspaltbreiten und keinem signifikanten Unterschied zu dem Ergebnis der 2mm-Inkrementen am besten ab. Genau wie bereits bei den 2mm-Inkrementen folgten bei den fließfähigen Kompositen zunächst die experimentelle Probe, Visalys Core und als erneutes Schlusslicht auch hier Rebuilda DC.

7.3 Schlussfolgerung

Bezugnehmend auf die anfänglich gestellten Arbeitshypothesen können folgende Aussagen getätigt werden:

1. *Alle getesteten Komposite weisen bei dentinbegrenzten Füllungen ohne Verwendung eines Dentinadhäsivs Randspalten in diesem Bereich auf, da es nicht gelingt eine Bindung zwischen dem hydrophilen Kollagennetz des freiliegenden Dentins und dem hydrophoben Komposit zu schaffen.*

Allen Proben, unabhängig vom Komposit weisen unter dem REM Randspalten auf. Damit kann die erste Hypothese bestätigt werden.

Da es selbst unter Laborbedingungen mit den verwendeten Materialien nicht möglich ist, randspaltfreie Füllungen ohne ein Dentinadäsiv zu legen, betont dies nochmal die Notwendigkeit von Dentinadhäsiven im klinischen Alltag.

2. *Hochgefüllte, also stopfbare Komposite weisen wegen des kleineren Matrixanteils eine geringere Polymerisations-schrumpfung und damit geringere Randspalten auf als fließfähige Komposite.*

In dem Versuch zeigte sich deutlich, dass das stopfbare

Venus Pearl deutlich bessere Ergebnisse erzielte als die anderen getesteten Flowables. Dies gilt sowohl für die 2mm- als auch für die 4mm-Inkrementen. Auch die zweite Hypothese kann bestätigt werden.

3. *Die gemessenen Randspaltbreiten zwischen Dentin und Komposit sind nicht abhängig davon, ob das Komposit in 2mm-Inkrementen eingebracht, oder als Bulk-Fill Technik mit 4mm-Inkrementen gefüllt wird.*

Bei dem getesteten Venus Pearl sind die Randspaltbreiten bei der Bulk-Fill-Technik leicht schlechter als bei den 2mm-Inkrementen, dieses Ergebnis liegt allerdings nicht im Signifikanzbereich. Bei allen anderen Kompositen ist der Unterschied zwischen den beiden Testgruppen jedoch signifikant und deutet bei allen getesteten Materialien darauf hin, dass die Mehrschichttechnik mit 2mm-Inkrementen die qualitativ bessere Technik für das Füllen von Klasse II-Kavitäten ist.

4. *Niedrigschrumpfende Komposite haben aufgrund ihrer speziellen Eigenschaften die Möglichkeit, Polymerisations-schrumpfung so gering wie möglich zu halten. Sie weisen damit die geringsten Randspalten der getesteten Materialien auf.*

Die experimentelle Probe, bei der es sich um ein „Niedrigschrumpfendes-Flowable Spezialkomposit“ handelt, zeigt in diesem Versuch nicht die geringsten Randspaltbreiten der getesteten Komposite. Dem stopfbaren Venus Pearl lassen sich signifikant bessere Werte in beiden Testgruppen nachweisen. Allerdings weist das NSK in beiden Testgruppen signifikant bessere Werte auf als die ebenfalls getesteten Flowables Rebilda DC und Visalys Core.

Es konnte gezeigt werden, dass verschiedene Kompositrezepte unterschiedliche Randspaltvermeidungspotenziale mitbringen. Die vorhandenen Randspalten aufgrund der lediglich modifizierten Konditionierung ohne Dentinadhäsiv verdeutlichen aber, dass Komposite noch immer ein effektives Adhäsivsystem benötigen, damit Randspalten und somit möglicherweise Sekundärkaries oder Füllungsverluste im Nutzungszeitraum vermieden werden können.

Die Bulk-Fill-Technik wurde entwickelt, um eine schnellere und einfachere Verarbeitung beim Legen von Füllungen zu schaffen. Leider verdeutlicht diese Studie, dass durch die Anwendung der Mehrschichttechnik geringere Kräfte auf das Adhäsivsystem bzw. auf den Zahn wirken. Das entspricht auch dem, was bereits andere

Studien [45, 92] belegen konnten. Folglich muss man bei Anwendung der Bulk-Fill-Technik einen höheren Polymerisationsstress akzeptieren, besonders wenn man nicht extra dafür entwickelte Materialien verwendet. Aus diesem Grund sollten die Vorteile der Bulk-Fill-Technik vor dem Hintergrund der klinischen Performance kritisch betrachtet werden.

Diese Studie untersucht lediglich die superfiziellen Füllungsänder, wobei nicht untersucht wurde, ob die Materialien auch in der Tiefe vollständig auspolymerisiert waren. Dies ist zwar aufgrund der längeren Polymerisationszeit und der nicht nur von okklusal, sondern auch von approximal kommenden Einstrahlrichtung und der damit verbundenen geringeren Schichtdicke von ca. 2mm, unwahrscheinlich, aber nicht auszuschließen. Deshalb sollte in einer weiteren Studie getestet werden, ob die verwendeten Komposite auch bei Nutzung der Bulk-Fill-Technik mit Schichtstärke von 4mm in Klasse-II-Kavitäten eine ausreichende Polymerisationstiefe aufweisen, um klinisch in Schichtstärken von mehr als 2mm relevant zu sein. Weiterführend sollte im Anschluss getestet werden, ob die Polymerisationstiefen von 4mm auch mit Matrizechnik, wie sie intraoral bei Klasse-II-Kavitäten in den meisten Fällen unerlässlich ist, noch erreicht werden können, oder die Polymerisationstiefe durch die ausschließlich von okklusal kommende Lichteinstrahlung und eventuelle Schattenbildung durch die Matrize negativ beeinflusst wird. Das betrifft besonders die experimentelle Probe. Aufgrund der niedrigen Viskosität ist es denkbar, dass eine Polymerisationstiefe

von 4mm erreicht werden kann, allerdings liegen dazu, aufgrund der Blindtestung, keine Informationen vor. Bei dem hochgefüllten Venus Pearl liegt die Vermutung nahe, dass die erforderliche Polymerisationstiefe von 4mm bei der Bulk-Fill-Technik nicht erreicht wird, wohingegen die dualhärtenden Komposite Reblida DC und Visalys Core keine Probleme mit der vollständigen Polymerisation auch in nicht-lichtexponierten Bereichen haben sollten.

In weiteren in-vitro Studien kann getestet werden, ob ein Vorwärmen der Komposite, wie in der Literatur angegeben [24, 77], positiven Einfluss auf die Randspaltvermeidungspotentiale der untersuchten Komposite hat. Außerdem sollte getestet werden, ob Dentinadhäsive die nötige Adhäsion zwischen Zahn und Komposit (v.a. Venus Diamond und der experimentellen Probe) erreichen, um Randspalten auch bei größeren Inkrementen komplett zu vermeiden, ohne zu Höckerfrakturen oder Schmelzrisen durch den übertragenen Polymerisationsstress zu führen.

8 Literaturverzeichnis

1. Abdalla A. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro Class II composite restorations. *J Dent* 1993; 21(3): 158–162
2. Ahmed R. Maternal bisphenol A alters fetal endocrine system: Thyroid adipokine dysfunction. *Food Chem Toxicol* 2016; 95: 168–174
3. Ajaj R, Farsi N, Alzain L, Nuwaylati N, Ghurab R, Nassar H. Dental Bulk-Fill Resin Composites Polymerization Efficiency: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Compos Sci* 2021; 5(6): 149
4. Al-Nahedh H, Alawami Z. Fracture Resistance and Marginal Adaptation of Capped and Uncapped Bulk-fill Resin-based Materials. *Oper Dent* 2020; 45(2): E43-E56
5. Alqudaihi F, Cook N, Diefenderfer K, Bottino M, Platt J. Comparison of Internal Adaptation of Bulk-fill and Increment-fill Resin Composite Materials. *Oper Dent* 2019; 44(1): E32-E44
6. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998; 14(1): 51–56
7. Baroudi K, Rodrigues J. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res* 2015; 9(6): ZE18-24
8. Bernardo M, Luis H, Martin M, Leroux B, Rue T, Leitão J, DeRouen T. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc* 2007; 138(6): 775–783
9. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 2007; 23(1): 51–59

10. Boaro L, Gonçalves F, Guimarães T, Ferracane J, Versluis A, Braga R. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater* 2010; 26(12): 1144–1150
11. Bociong K, Szczesio A, Krasowski M, Sokolowski J. The influence of filler amount on selected properties of new experimental resin dental composite. *Open Chem* 2018; 16(1): 905–911
12. Bouillaguet S, Degrange M, Cattani M, Godin C, Meyer J. Bonding to dentin achieved by general practitioners. *Swiss Dent J* 2002; 112: 1006–1011
13. Bowen RL, Cleek G. X-ray-opaque reinforcing fillers for composite materials. *J Dent Res* 1968; 48(1), 79–82
14. 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
15. Brandt WC, Schneider LF, Frollini E, Sobrinho LC, Sinhoreti, MA. Effect of different photo-initiators and light curing units on degree of conversion of composites. *Braz Oral Res* 2010; 24(3): 263–270
16. Bücher K, Metz I, Pitchika V, Hickel R, Kühnisch J. Survival characteristics of composite restorations in primary teeth. *Clin Oral Investig* 2015; 19(7): 1653–1662
17. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und nukleare Sicherheit. Die Minamata-Konvention: Hintergrund zur Quecksilber-Konvention der Vereinten Nationen 2017.
<https://www.bmu.de/themen/gesundheit-chemikalien/chemikaliensicherheit/quecksilber-konvention/>. Accessed 18 Jul 2018

18. Buonocore MG, D DM, S M. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res* 1955; 34(6): 849-853
19. Cangul S, Adiguzel O. The Latest Developments Related to Composite Resins. *Int Dent Res* 2017; 7(2): 32-41
20. Cerda-Rizo ER, Paula de Rodrigues M, Vilela AB, Braga S, Oliveira LR, Garcia-Silva TC, Soares CJ. Bonding Interaction and Shrinkage Stress of Low-viscosity Bulk Fill Resin Composites With High-viscosity Bulk Fill or Conventional Resin Composites. *Oper Dent* 2019; 44(6): 625–636
21. Cheng L, Zhang K, Weir MD, Melo MA, Zhou X, Xu HH. Nanotechnology strategies for antibacterial and remineralizing composites and adhesives to tackle dental caries. *J Nanomedicine* 2015; 10(4): 627–641
22. Cidreira Boaro LC, Pereira Lopes D, Souza AS, Lie Nakano E, Ayala Perez MD, Pfeifer CS, Gonçalves F. Clinical performance and chemical-physical properties of bulk fill composites resin -a systematic review and meta-analysis. *Dent Mater* 2019; 35(10): E249-E264
23. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig* 2013;17(1): 227–235
24. Demirel G, Orhan AI, Irmak O, Aydın F, Büyüksungur A, Bilecenoğlu B, Orhan K. Effects of Preheating and Sonic Delivery Techniques on the Internal Adaptation of Bulk-fill Resin Composites. *Oper Dent* 2021 (zur Publikation angenommen)
25. Eid JI, Eissa SM, El-Ghor AA. Bisphenol A induces oxidative stress and DNA damage in hepatic tissue of female rat offspring. *J Basic Appl Zool* 2015; 71: 10–19
26. Ekfeld A, Flöystrand F, Öilo G. Replica techniques for in vivo studies of tooth surfaces and prosthetic materials. *Scand J Dent Res* 1985; 93(6): 560–565

27. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent* 2014; 39(4): 374–382
28. Ernst C-P. Update Komposite: Einführung – Teil 2 2010. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/zahnerhaltung/story/update-komposite-einfuehrung--teil-2__3922.html. Accessed 24 Aug 2018
29. Europäische Kommission. Erfolg der EU-Umweltdiplomatie: Internationales Abkommen über Quecksilber kann in Kraft treten - Deutschland - 2018. https://ec.europa.eu/germany/news/erfolg-der-eu-umweltdiplomatie-internationales-abkommen-%C3%BCber-quecksilber-kann-kraft-treten_de. Accessed 11 Jul 2018
30. Federlin M, Blunck U, Frankenberger R, Knüttel H, Reichl FX, Schweikl H, Staehle HJ, Hickel R. S1-Leitlinie Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich. 2016; AWMF-Registernummer: 083-028
31. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater* 2011; 27(1): 29–38
32. Ferracane JL. Buonocore Lecture. Placing dental composites--a stressful experience. *Oper Dent* 2008; 33(3): 247–257
33. Ferracane JL. Current Trends in Dental Composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995; 6(4): 302–318
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(1): 121–131
35. Ferracane JL, Hilton TJ. Polymerization stress--is it clinically meaningful? *Dent Mater* 2016; 32(1): 1–10
36. Ferracane JL, Lawson NC: Probing the hierarchy of evidence to identify the best strategy for placing class

- II dental composite restorations using current materials. *J Esthet Restor Dent* 2021; 33(1): 39–50
37. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A; Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater* 2012; 28(5): 521–528
38. Forss H, Widström E. From amalgam to composite: Selection of restorative materials and restoration longevity in Finland. *Acta Odontol Scand* 2009; 59(2): 57–62
39. Frankenberger R. (ed) *Adhäsive Zahnheilkunde: Wissenschaft und Praxis* 2013; Deutscher Zahnärzterverlag, Köln
40. Frankenberger R. *Adhäsiv-Fibel: Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg* 2013; 3. überarb. und erw. Auflage Spitta, Balingen
41. Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Murray PE, Feilzer A, Krämer, N. Risk aspects of dental restoratives: From amalgam to tooth-colored materials. *World J Stomatol* 2013; 2(1): 1
42. Frankenberger R, Krämer N. Kompomere im Milchgebiß: Indikation, Verarbeitung, Vergleich zu anderen Füllungsmaterialien. *BZB* 2004; (1-2): 26–28
43. Frankenberger R, Strobel WO, Taschner M, Krämer N, Petschelt A. Total Etch vs. Self-Etch - Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. *ZWR* 2004; 113(5): 188–196
44. Fronza BM, Ayres A, Pacheco RR, Rueggeberg FA, Dias C, Giannini M. Characterization of Inorganic Filler Content, Mechanical Properties, and Light Transmission of Bulk-fill Resin Composites. *Oper Dent* 2017; 42(4): 445–455
45. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg F. Effect of bulk/incremental fill on internal gap

- formation of bulk-fill composites. *J Dent* 2014 42(4): 439–449
46. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 1979; 58(4): 1364–1370
 47. Gente M, Willamowski M. Zahnärztliche Werkstoffkunde: Praxisorientiertes und praxiswirksames Expertenwissen für Studierende der Zahnmedizin, Zahntechniker und Zahnärzte 2018; Spitta, Balingen
 48. Gonçalves 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(4): 442–446
 49. Haugen HJ, Marovic D, Par M, Le Khai Thieu M, Reseland JE, Johnsen GF. Bulk Fill Composites Have Similar Performance to Conventional Dental Composites. *Int J Mol Sci* 2020; 21(14): 5136
 50. Heidemann D, Hellwig E, Hickel R, Klaiber B, Staehle HJ. Direkte Kompositrestaurationen - Erweiterte Anwendung im Front- und Seitenzahnggebiet: Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der Hochschullehrer für Zahnerhaltung. *DZZ* 2003; 58 (7): 387-388
 51. Hellwig E, Schäfer E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. 2018; 7. überarbeitet, revidierte Ausgabe, Deutscher Zahnärzterverlag, Köln
 52. Heraeus Kulzer Gebrauchsanweisung Venus Diamond
 53. Heraeus Kulzer Gebrauchsanweisung Venus Pearl
 54. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composit resins. A

- review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Bucal 2006; 11(2): E215-E220
55. Hickel R. Neuste Komposite- Viele Behauptungen: Was ist für die Praxis wichtig, welche Fehler passieren am häufigsten? BZB 2012; 11: 50–53
 56. Hickel R, Ernst HP, Haller B, Hugo B, Kunzelmann KH, Merte K, Ott K, Schmalz G, Staehle HJ. Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich - Indikation und Lebensdauer: Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) 2005; 66 (10)
 57. Ilie N. Sufficiency of curing in high-viscosity bulk-fill resin composites with enhanced opacity. Clin Oral Invest 2019; 23(2): 747–755
 58. Ilie N. Bulk-Fill-Komposite: Eigenschaften und Perspektiven. der junge zahnarzt 2016; 7(2): 14–21
 59. Ilie N. Komposite je nach Indikation wählen. ZWP 2014; 12: 88–92
 60. Ilie N, Hickel R. Resign composite restorative materials. Aust Dent J 2011; (56): 59–66
 61. Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage Composite for Dental Application. Dent Mater J 2007; 26(2): 149–155
 62. Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. DZZ 2005;(60): 321–334
 63. Jordan RE. Ästhetik mit Kompositen: Materialien und Techniken. 1989; Deutscher Ärzte-Verlag, Köln
 64. Jung M, Sehr K, Klimek J. Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. Oper Dent 2007; 32(1): 45–52

65. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 1990; 69(6): 1240–1243
66. Kettenbach Dental Gebrauchsinformation Visalys Core
67. Körber K, Ludwig K. Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie: 54 Tabellen. 1993; 2., überarb. Aufl. Thieme Verlag, Stuttgart
68. Kournetas N, Chakmakchi M, Kakampoura 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(3): 123–129
69. Krause I, Althaus A, Köllner C, Kubusova L, Gente M. Messungen zur Aushärtungstiefe von Bulk-Fill-Kompositen. *ZWR* 2020; 129(01/02): 9–13
70. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 2000; 131: 20S–25S
71. Kulzer Fragen zu Venus Diamond
https://www.kulzer.de/de/de/zahnarzt/produkte_1/venus_1/faq_venus_diamond.aspx. Accessed 15 Aug 2020
72. Kunzelmann KH, Hickel R. Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen. *Die Adhäsivtechnologie. Ein Leitfaden für Theorie und Praxis*. 2001; 3M-Espe: 46–67
73. Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater* 2012; 28(7): 801–809
74. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ. Packable Composites: Overview and Technical Considerations. *J Esthet Restor Dent* 1999; 11(5): 234–249
75. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite

- technology and curing efficiency. *Dent Mater* 2013; 29(2): 139–156
76. Lopes GC, Thys DG, Klaus P, Oliveira GM, Widmer N. Enamel Acid Etching: A Review. *Compend Contin Educ Dent* 2007; 28(1):18-24
77. Lopes LCP, Terada RSS, Tsuzuki FM, Giannini M, Hirata R. Heating and preheating of dental restorative materials-a systematic review. *Clin Oral Invest* 2020; 24(12): 4225–4235
78. Mahmoud SH, El-Embaby AE, AbdAllah AM, Hamama HH. Two-year Clinical Evaluation of Ormocer, Nanohybrid and Nanofill Composite Restorative Systems in Posterior Teeth. *J Adhes Dent* 2008;10(4): 315–322
79. Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent* 2001; 85(4): 386–395
80. 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(10): 947–953
81. Margeas RC. Bulk-fill materials: simplify restorations, reduce chairtime. *Compend Contin Educ Dent* 2015; 36(1): e1-4
82. Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 2005; 5. neu bearb. Auflage von H. Meiners, verändert. Nachdr, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln
83. Miletic V. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. 2018; Springer Verlag, Berlin
84. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003; 134(10): 1382–1390

85. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosth Dent* 2010; 104(2): 92–97
86. Mohamed Fahmy M, Mosaa T, Abdelarouf R. Evaluation of Ion Release, Apatite Formation and Tooth-Restoration Interface of Bioactive Resin Composite Versus Conventional Resin Composite; An In Vitro Study. *EDJR* 2021; 67(2): 1463–1473
87. Munck J de, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res* 2005; 84(2): 118–132
88. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 2004; 20(6): 579–585
89. Oliveira D, Rocha MG, Gatti A, Correr AB, Ferracane J, Sinhoreti MA. Effect of different photoinitiators and reducing agents on cure efficiency and color stability of resin-based composites using different LED wavelengths. *J Dent* 2015; 43(12): 1565–1572
90. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Loomans BAC, Huysmans MC. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res* 2010; 89(10): 1063–1067
91. Papadogiannis DY, Lakes RS, Papadogiannis Y, Palaghias G, Helvatjoglu-Antoniades M. The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites. *Dent Mater* 2008; 24(2): 257–266
92. Park J, Chang J, Ferracane J, Bog Lee I. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dent Mater* 2008; 24(11): 1501–1505
93. Pegado REF, Botelho do Amaral FL, Flório FM, Basting RT. Effect of Different Bonding Strategies on Adhesion

- to Deep and Superficial Permanent Dentin. *Eur J Dent* 2019; 04(02): 110–117
94. Peterson J, Rizk M, Hoch M, Wiegand A. Bonding performance of self-adhesive flowable composites to enamel, dentin and a nano-hybrid composite. *Odontology* 2018; 106(2): 171–180
95. Reis AF, Vestphal M, Amaral RC, Rodrigues JA, Roulet JF, Roscoe MG. Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review. *Braz Oral Res* 2017; 31(1): e59
96. Roeters J, Kloet Hd, Heintze S. Kosmetische Zahnheilkunde mit Hilfe von Komposit: Praktische Anwendung der direkten Technik. 1992; Quintessenz Bibliothek
97. Rullman I, Patyna M, Janssen B, Willershausen B, Ernst CP. Determination of polymerization shrinkage of different composites using a photoelastic method. *Am J Dent* 2017; 30(1): 16–22
98. Ruyter IE Composites--characterization of composite filling materials: Reactor response. *Adv Dent Res* 1988;2(1): 122-133
99. Schmalz G, Geurtsen W, Arenholt-Bindslev D. Die Biokompatibilität von Komposit-Kunststoffen. *ZM* 2006; 3
100. Schmidseher J, Munz T, Allen EP. Farbatlanten der Zahnmedizin - Ästhetische Zahnmedizin, Band 15. 2009; 2., vollst. überarb. und erw. Auflage, Thieme, Stuttgart
101. SDR Flow+ Brochure_DE_02
102. Sicius H. Seltenerdmetalle: Lanthanoide und dritte Nebengruppe: Eine Reise durch das Periodensystem. 2015; Springer, Berlin
103. Sideridou I, Achilias DS, Kyrikou E. Thermal expansion characteristics of light-cured dental resins and resin composites. *Biomaterials* 2004; 25(15): 3087–3097

104. Sideridou I, Karabela M, Vouvoudi E. Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites. *Dent Mater* 2011; 27(6): 598–607
105. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003; 24(4): 655–665
106. Söderholm KJ. Dental adhesives ... how it all started and later evolved. *J Adhes Dent* 2007; 9(2): 227–230
107. Söderholm KJ. Die Entwicklung der Dentinkleber. *Int J Cosmet Dent* 2004(1): 32–39
108. Soncini JA, Maserejian NN, Trachtenberg F, Tavares M, Hayes C. The longevity of amalgam versus compomer/composite restorations in posterior primary and permanent teeth. *J Am Dent Assoc* 2007; 138(6): 763–772
109. Stansbury JW. Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions. *Dent Mater* 2012; 28(1): 13–22
110. Tauscher S, Catel Y, Fässler P, Fischer U, Moszner N. Development of low-shrinkage composites based on novel crosslinking vinylcyclopropanes. *J Appl Polym Sci* 2017; 134(48): 45577
111. van Ende A. Bulk-Fill Composites. In: Miletic V (ed) *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. 2018; Springer, Berlin: 113–118
112. van Ende A, Munck J de, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *J Adhes Dent* 2017; 19(2): 95–109
113. van Ende A, Munck J de, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? *Dent Mater* 2010; 26(3): 215–222

114. van Meerbeek B, Munck J de, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore Memorial Lecture - Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Oper Dent* 2003; (28-3): 215–235
115. Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho G, Powers JM. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent* 2006; 31(1): 11–17
116. VOCO Gebrauchsanweisung Rebilda DC
117. Waknine S. Two component (paste-paste) self-curing dental restorative material. 1985; Patent No: 4,547,531
118. Wang R, Wang Y. Depth-dependence of Degree of Conversion and Microhardness for Dual-cure and Light-cure Composites. *Oper Dent* 2020; 45(4): 396–406
119. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005; 21(1): 68–74
120. Williams DF, Cahn RW. *Medical and dental materials (Materials science and technology: a comprehensive treatment, Band 14)*. 1992; John Wiley & Sons Inc, Hoboken, New Jersey
121. Xue J, Wang J, Feng D, Huang H, Wang M. Application of Antimicrobial Polymers in the Development of Dental Resin Composite. *Molecules* 2020; 25(20): 4738
122. Yamamoto T, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Swain MV. Calculation of contraction stresses in dental composites by analysis of crack propagation in the matrix surrounding a cavity. *Dent Mater* 2009; 25(4): 543–550
123. 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(3): 273–282
124. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. *Kompositmaterialien: Zusammensetzung,*

Eigenschaften und klinische Anwendung: Eine
Literaturübersicht. Swiss Dent J 2010; 120: 980-986

Anhang

Verzeichnis der akademischen Lehrer/-innen

Althaus	Kortus-Götze
Arweiler	Lill
Attrodt	Lotzmann
Auschill	Mengel
Braun	Mittag
Cetin	Moll
Czubayko	Neff
Eubel	Neumüller
Feuser	Nonnenmacher
Frankenberger	Pieper
Gente	Ramaswamy
Gloerfeld	Roggendorf
Günther	Schäfer
Hellak	Steininger
Hoch	Weber
Kirschbaum	Winter
Knaup	Ziebart
Korbmacher-Steiner	

Danksagung

Mein Dank gilt im Besonderen Prof. Dr. Roland Frankenberger für die Bereitstellung dieses Dissertationsthemas und die Betreuung während des Entstehungsprozesses.

Außerdem möchte ich Mark, meinen Eltern und meinem Bruder danken. Ihr habt mich während des gesamten Studiums in allen Lebenslagen und Umzügen unterstützt und das Fortschreiten der Dissertation mit aufmunternden und manchmal auch mahnenden Worten vorangetrieben.

Zum Schluss noch ein Dank an meine beiden Weggefährtinnen Ani und Steffi, welche mich vor allem in den letzten Jahren des Studiums täglich begleitet und zum Lachen gebracht haben.