

MARIA HOFMANN

Marginale Integrität und Verschleiß von Bulk-Fill-Kompositen im Milchgebiss



INAUGURALDISSERTATION

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



Laferweiler Verlag
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.

Die rechtliche Verantwortung für den gesamten Inhalt dieses Buches liegt ausschließlich bei der Autorin dieses Werkes.

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

1. Auflage 2023

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

1st Edition 2023

© 2023 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen
Printed in Germany



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

STAUFENBERGRING 15, 35396 GIESSEN, GERMANY
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890
email: redaktion@doktorverlag.de

www.doktorverlag.de

Marginale Integrität und Verschleiß von Bulk-Fill-Kompositen im Milchgebiss

INAUGURALDISSERTATION

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

vorgelegt von

Hofmann, Maria

aus Gießen

Gießen 2023

Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Kinderzahnheilkunde

Gutachter: Prof. Dr. Norbert Krämer

Gutachter: Prof. Dr. Stefan Rüttermann, MME

Tag der Disputation: 03.07.2023

„Auf einmal merkt man, dass man Schritt für Schritt die ganze Straße gemacht hat.

Man hat gar nicht gemerkt wie und man ist nicht außer Puste.“

Michael Ende

Für die Lieben meines Lebens:

Mama & Papa

Anna & Lena

Lotta & Zoé

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht.....	3
2.1	Milchzahnkaries	3
2.2	Frühkindliche Karies (= Early Childhood Caries = ECC).....	3
2.3	Füllungstherapie im Milchgebiss.....	4
2.4	Glasionomerzemente (GIZs)	6
2.5	Kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente (kGIZs).....	7
2.6	Kunststoffbasierte Füllungsmaterialien	8
2.6.1	Kavitätenkonditionierung	8
2.6.2	Applikationstechniken.....	9
2.6.3	Polymerisation.....	10
2.6.4	Konventionelle Komposite	11
2.6.5	Kompomere	13
2.6.6	Bulk-Fill-Komposite	14
2.6.7	Polymerisationsschrumpf/-schrumpfungsstress.....	18
2.6.8	C-Faktor	20
2.7	Microleakage.....	20
2.8	Sekundärkaries	21
2.9	Verschleiß dentaler Restaurationsmaterialien	22
2.10	Präklinische Testverfahren	23
2.10.1	Lagerung in Wasser	23
2.10.2	Thermozyklische und mechanische Belastung	24
3	Zielsetzung und Nullhypothesen.....	25
4	Material und Methoden.....	26
4.1	Versuchsvoraussetzungen	26
4.2	Auswahl der Zahnproben und Fallzahlschätzung	26
4.3	Desinfizierende und konservierende Aufbewahrung der Zahnproben.....	27
4.4	Testdurchläufe und Kalibrierung.....	27

4.5	Vorbereitung der Zahnproben	27
4.6	Lagerung, thermozyklische und mechanische Belastung (Thermomechanische Belastung/TMB)	31
4.7	Abformung und Replikaerstellung.....	32
4.8	Auswertung	32
4.8.1	Rasterelektronenmikroskopische (REM) Auswertung (Randanalyse).....	32
4.8.2	Quantifizierung des Verschleißbetrags (Verschleißanalyse).....	38
4.8.3	Qualitative Untersuchung Oberflächenbeschaffenheit Antagonistenkontaktareal (exemplarisch).....	39
4.8.4	Statistische Auswertung	41
5	Ergebnisse	43
5.1	Ergebnisse Randanalyse.....	43
5.1.1	Deskriptive Statistik Randanalyse	43
5.1.2	Prüfung Normalverteilung Randanalyse	48
5.1.3	Veränderungen innerhalb der Gruppen Randanalyse.....	48
5.1.4	Gruppenunterschiede Randanalyse	50
5.1.5	Ergebnisse Vergleiche approximale vs. zervikale Füllungsrandareale.....	55
5.2	Ergebnisse Verschleißanalyse	56
5.2.1	Deskriptive Statistik Verschleißanalyse	56
5.2.2	Prüfung Normalverteilung Verschleißanalyse	56
5.2.3	Gruppenunterschiede Verschleißanalyse	57
5.2.4	Qualitative Untersuchung Oberflächenbeschaffenheit Antagonistenkontaktareal (exemplarisch).....	57
6	Diskussion.....	63
6.1	Zusammenfassung und Interpretation der Ergebnisse	63
6.2	Methodenkritik.....	64
6.2.1	Verwendung humaner Milchzähne	64
6.2.2	Fallzahl.....	65
6.2.3	Kavitätenkonditionierung	65
6.2.4	Verzicht auf die Deckschicht bei Verwendung von fließfähigen Bulk-Fill-Kompositen im Milchgebiss	67

6.2.5	Lagerung in Wasser	68
6.2.6	Thermozyklische und mechanische Belastung	68
6.2.7	Quantitative Randanalyse	69
6.2.8	Verschleißanalyse: Abweichung Matching/Superimpositionsfehler.....	71
6.3	Diskussion der Ergebnisse der quantitativen Randanalyse	72
6.3.1	Einfluss Polymerisationsschrumpf/-schrumpfungsstress	72
6.3.2	Bulk- versus Inkrementtechnik	73
6.3.3	Volumenveränderungen durch Wasseraufnahme.....	75
6.3.4	Marginale Integrität von Bulk-Fill-Kompositen <i>in vitro</i>	76
6.4	Diskussion der Ergebnisse der Verschleißanalyse	81
6.5	Klinische Daten Bulk-Fill-Komposite im Milchgebiss.....	83
6.6	Übertragbarkeit auf die klinische Situation.....	85
6.6.1	<i>In-vitro</i> -Randanalyse	85
6.6.2	Zusammenhang zwischen Microleakage und Sekundärkaries	87
6.6.3	<i>In-vitro</i> -Verschleißanalyse	88
6.6.4	Perspektiven und Limitationen für die klinische Verwendung im Milchgebiss .	90
6.7	Diskussion der Nullhypothesen	91
6.7.1	1. Nullhypothese	91
6.7.2	2. Nullhypothese	92
6.7.3	3. Nullhypothese	92
7	Schlussfolgerungen.....	93
8	Zusammenfassung.....	94
9	Summary.....	96
10	Abkürzungsverzeichnis.....	97
10.1	Abkürzungen Versuchsgruppen	97
10.2	Allgemeine Abkürzungen.....	98
11	Abbildungsverzeichnis.....	101
12	Tabellenverzeichnis.....	107
13	Literaturverzeichnis/Quellenangaben	109
14	Anhang.....	127

14.1	Tabellarische Darstellung Eigenschaften verwendete Materialien	127
14.2	Exemplarische rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen Randanalyse	134
14.3	Tabellarische Darstellung Gesamtergebnis Randanalyse.....	139
14.4	Votum der Ethikkommission	142
14.5	Verwendete Materialien.....	143
15	Publikationsverzeichnis	160
16	Ehrenwörtliche Erklärung	161
17	Danksagung	162

1 Einleitung

Nach Artikel 10 Absatz 2 des Amtsblatts der Europäischen Union zur Verordnung über Quecksilber aus dem Jahr 2017 darf Dentalamalgam seit dem 01.07.2018 im Milchgebiss nur noch in medizinischen Ausnahmesituationen verwendet werden [11]. Hintergrund hierfür ist, unter anderem, das Minamata-Abkommen über Quecksilber, welches weltweit von über 90 Ländern unterzeichnet wurde [28]. Als Reaktion auf die Quecksilber-Verordnung der Europäischen Union passte der Bewertungsausschuss für die zahnärztlichen Leistungen die Gebührennummer 13 des einheitlichen Bewertungsmaßstabs zahnärztlicher Leistungen so an, dass seit dem 01.07.2018 Kompositfüllungen im Seitenzahngebiet des Milchgebisses über die gesetzliche Krankenkasse abgegolten werden können [77]. Dentalamalgam wird in der Literatur jedoch mit hoher Evidenz zur Restauration von Milchmolaren empfohlen [10]. Bislang existiert keine ausreichende Evidenz für ein spezielles zahnfarbenedes Restaurationsmaterial als Goldstandard für die Füllungstherapie von Milchmolaren [69, 160, 181]. Unter den zahnfarbenen Füllungsmaterialien imponieren jedoch die kunststoffbasierten Materialien mit guten klinischen Ergebnissen [148]. Demnach sind Kompomere [10, 181], Komposite und kunststoffmodifizierte Glasionomere zementen vornehmlich für Klasse-II-Kavitäten im Milchgebiss zu empfehlen [181]. Ziel der Entwicklung der Bulk-Fill-Komposite war es, die Applikationszeit des Restaurationsmaterials zu verkürzen [96]. Dies könnte sich insbesondere im Bereich der Kinderzahnheilkunde, gerade bei Kindern mit einem eingeschränkten Maß an Compliance, wo jede Zeitersparnis die Qualität der Behandlung fördern kann, als nützlich erweisen. In der bleibenden Dentition konnten für Bulk-Fill-Komposite *in vitro* und *in vivo* bereits zu herkömmlichen Kompositen vergleichbare oder sogar bessere Ergebnisse bei Nachbeobachtungszeiträumen von bis zu zehn Jahren erzielt werden [35, 86, 203]. Hinsichtlich der Performance von Bulk-Fill-Kompositen im Milchgebiss liegen bislang nur wenige *In-vitro*- und weitaus weniger *In-vivo*-Studien mit Nachbeobachtungszeiträumen von bis zu zwei Jahren [2, 53, 150, 172] vor.

Sowohl die Viskosität eines Füllungsmaterials als auch das Ausmaß des, bei der Aushärtung des Materials entstehenden, Polymerisationsschrumpfes beeinflussen das Auftreten von sogenannten „Microleakages“ [158]. Bei Microleakages handelt es sich um mikroskopisch kleine Undichtigkeiten, die sich im Bereich des Füllungsrandes zwischen der Kavitätenwand, der präparierten Zahnhartsubstanz, und dem Füllungsmaterial ausbilden [158]. Erlauben diese Microleakages die Passage von Bakterien in den Bereich des Dentins, kann eine Sekundärkaries die Folge sein [1]. Sekundärkaries, eine

kariöse Läsion im Füllungsrandbereich, stellt einen der Hauptgründe für das Versagen von Restaurationen, sowohl in der bleibenden Dentition wie auch im Milchgebiss, dar [33, 135]. Bleiben sekundärkariöse Läsionen unversorgt, können (irreversible) Infektionen des Pulpagewebes resultieren [1], welche im Milchgebiss nicht selten zum vollständigen Verlust des entsprechenden Zahnes führen. Klasse-II-Restaurationen, insbesondere deren gingivale Restaurationsränder, genauso wie Patient:innen mit einem erhöhten Kariesrisiko sind besonders anfällig für die Entstehung von Sekundärkaries [143]. Weiterhin stellt bei Klasse-II-Restaurationen, welche sich im hauptkaulasttragenden Zahnbogenabschnitt befinden, die Verschleißbeständigkeit der entsprechenden Versorgung eine entscheidende Materialeigenschaft dar [192].

Bis dato fehlt es an Studien, die die Performance von Bulk-Fill-Kompositen in puncto marginaler Integrität und Verschleißbeständigkeit bei der Verwendung im Milchgebiss untersuchen.

2 Literaturübersicht

2.1 Milchzahnkaries

Milchzähne erfüllen in der kindlichen Mundhöhle multiple wichtige Funktionen. Dazu zählen unter anderem das Kauen respektive das Zerkleinern von Nahrung, die Platzhalterfunktion für die nachwachsenden bleibenden Zähne, die Sprachentwicklung sowie die ästhetische Funktion, welche mit dem Selbstwertgefühl eines Individuums verknüpft ist [12]. Kariöse Erkrankungen der Milchzähne gehen mit einer Beeinträchtigung dieser Funktionen einher, die mehr oder weniger stark ausgeprägt ist. Milchzähne sind anfälliger für Karies als Zähne der bleibenden Dentition [126]. Eine Milchzahnkaries ist gekennzeichnet durch die voranschreitende Demineralisation und Zerstörung des Zahnschmelzes sowie des Dentins und kann in einer Infektion der Zahnpulpa münden [12]. Außerdem kann eine Milchzahnkaries zu Schmerzen, dentogenen Infektionen, Schwellungen und zum vorzeitigen Verlust eines Milchzahnes sowie weiterführend zu Schmelzstrukturstörungen der bleibenden Nachfolger-Zähne führen [4, 87]. Weiterhin können Komplikationen beim Kauen, Appetitlosigkeit, Gewichtsverlust, Schlafprobleme, Verhaltensänderungen, Aktivitätseinschränkungen und damit deutliche Beeinträchtigungen der Lebensqualität die Folge für die betroffenen Kinder sein [87]. Durch eine frühzeitige Füllungstherapie kariöser Milchzähne werden umliegende Gewebestrukturen wie die Zahnpulpa und das Parodont geschützt. Außerdem kann mit der Wiederherstellung der Zahnform zusätzlich einer Lückeneinengung entgegengewirkt werden [114]. Die Behandlung der Milchzahnkaries hat weiterhin einen positiven Einfluss auf die Lebensqualität der betroffenen Kinder und ihrer Eltern [37].

2.2 Frühkindliche Karies (= Early Childhood Caries = ECC)

Als „frühkindliche Karies“ wird jede Form der Karies bezeichnet, die ab dem Durchbruch des ersten Milchzahnes bis zum Alter von sechs Jahren auftritt [4, 200]. Die frühkindliche Karies, auch „Kleinkinderkaries“ oder „Early Childhood Caries“ (ECC) genannt [130], stellt ein globales Problem dar [4, 99, 191] und betrifft Millionen von Kindern [37]. Weiterhin handelt es sich bei der frühkindlichen Karies um eine multifaktoriell bedingte Erkrankung. Sowohl biologische respektive bakterielle als auch psychologische und Verhaltensaspekte, wie zum Beispiel das Ernährungs- und Mundhygieneverhalten, sowie der sozioökonomische Status und die Ethnizität zählen zu den Einflussfaktoren

der ECC [4, 12, 99, 200]. Nach Wyne (1999) ist die Early Childhood Caries in drei Subtypen unterteilbar. Typ I entspricht dabei der milden Form, Typ II der moderaten bis schweren Form und Typ III der schweren Form der ECC. Alle drei Typen können mit einer Karies an den Milchmolaren, den Milchbackenzähnen, assoziiert sein [200]. Am anfälligsten für Karies im Milchgebiss sind die ersten Oberkieferschneidezähne und die ersten Milchmolaren beider Kiefer [4]. Ein Kind, das einmal von der ECC betroffen war, hat ein signifikant höheres Risiko, erneut an der frühkindlichen Karies zu erkranken [99]. Eine Form der Behandlung der frühkindlichen Karies stellt die adhäsive Versorgung respektive Füllung der betroffenen Zähne dar [4].

2.3 Füllungstherapie im Milchgebiss

Die restaurative Therapie ist bei der Milchzahnkaries indiziert, sobald sich die kariöse Läsion bis in das Dentin erstreckt [121] und wird spätestens bei kavitierten Läsionen empfohlen [37]. Eine Indikation für direkte Füllungen im Seitenzahnggebiet des Milchgebisses ist bei kleinen sowie mittleren respektive Klasse-I- und Klasse-II-Defekten gegeben [114].

Der Milchzahnschmelz unterscheidet sich vom Zahnschmelz bleibender Zähne [44] und das Milchzahndentin vom Dentin bleibender Zähne [186]. Unterschiede der Zahnhartsubstanzstrukturen von Milch- und bleibenden Zähnen bestehen nicht nur hinsichtlich der Makro-, sondern auch der Mikrostruktur und ihrer Zusammensetzung. Sie müssen dementsprechend im Rahmen der Füllungstherapie verschieden behandelt werden [44, 186].

Der Zahnschmelz permanenter Molaren (2,58 mm) ist durchschnittlich mehr als doppelt so dick wie der Milchmolarenzahnschmelz (1,14 mm). Außerdem weist der permanente Zahnschmelz mehr Kalzium und Phosphat auf als der Milchzahnschmelz [44]. Weiterhin ist die äußerste, sogenannte „prismenlose“ Schmelzschicht bei Milchzähnen stärker ausgeprägt [164]. Die Schmelzkristallite in der „prismenlosen“ Schmelzschicht sind nicht zu typischen Schmelzprismen respektive Stäbchenstrukturen angeordnet, sondern fast senkrecht zur Schmelzperipherie orientiert [82]. Dass die „prismenlose“ Schmelzschicht an manchen Zahnflächen nach einer gewissen Mundverweildauer nicht mehr nachweisbar ist, ist auf Verschleißprozesse zurückzuführen [164]. Der geringere Mineralgehalt des Milchzahnschmelzes gegenüber dem Zahnschmelz bleibender Zähne wird als ursächlich für die geringere Verschleißbeständigkeit des Milchzahnschmelzes angenommen [111].

Milchzahndentin weist größere Dentintubuli und damit eine geringere Fläche solider Dentinstruktur zwischen den Dentintubuli für einen Haftverbund des Adhäsivs, des Haftvermittlers (s. Punkt 2.6.1, S. 8) zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz, auf [186].

Zu den herkömmlichen Restaurationsmaterialien im Milchgebiss zählen Amalgam, als nicht-zahnfarbendes Material, sowie Glasionomerzemente, Komposite und Kompomere [160], wobei bereits 1996 beziehungsweise 2000/2001 vorrangig zahnfarbene Restaurationsmaterialien im Milchgebiss verwendet wurden [136].

Faktoren, die die Langlebigkeit einer Restauration im Milchgebiss beeinflussen, sind unter anderem die Behandelnden selbst, die Kavitätenpräparation, die Verwendung eines Kofferdams beim Legen der Füllung, das Alter der Patient:innen, das Adhäsivsystem, das Füllungsmaterial und das Ausmaß der Kariesexkavation [33].

Da der Erfolg der restaurativen Therapie im Milchgebiss durch die Compliance der Patient:innen beeinflusst wird, sind im Milchgebiss eine kurze Behandlungsdauer und ein kontrolliertes Arbeitsfeld von entscheidender Bedeutung [33]. Vor allem für die Anwendung adhäsiver Füllungsmaterialien, wie zum Beispiel Komposite und Kompomere, ist ein Minimum an Kooperation Seitens des Kindes notwendig, da die Anwendung von Adhäsivsystem und Füllungsmaterial ein kontaminationsfreies respektive trockenes Arbeitsfeld erfordert [111]. Deshalb werden für Kinder mit vielen kavitierten Läsionen, geringem Kooperationsverhalten, niedrigem Alter oder für Kinder mit besonderen medizinischen Bedürfnissen Interimslösungen empfohlen, wenn permanente Restaurationen nicht möglich sind [37]. Aufgrund der Tatsache, dass Milchzähne in der Regel durch die natürliche Exfoliation nicht dauerhaft in der Mundhöhle verweilen, beträgt die geforderte Langlebigkeit einer Restauration im Milchgebiss maximal zehn Jahre [34]. So müssen Milchzahnrestorationen in der Regel fünf bis sechs Jahre überdauern; der Medianwert liegt bei weniger als zweieinhalb Jahren [163]. Der Restaurationstyp respektive die Kavitätenklasse üben weiterhin einen Einfluss auf die Langlebigkeit einer Versorgung im Milchgebiss aus [163]. So weisen Klasse-II-Kavitäten (s. Abbildung 3, S. 28) im Vergleich zu anderen Kavitätenklassen, sowohl im Milch- als auch im bleibenden Gebiss, die schlechteste Prognose auf [41, 163]. Unabhängig vom verwendeten Füllungsmaterial werden im Milchgebiss bessere klinische Ergebnisse hinsichtlich der Langlebigkeit einer Restauration erzielt, wenn bei der Applikation des Materials ein Kofferdam verwendet wird [33]. Die Entwicklung einer Sekundärkaries stellt den Hauptgrund für das Versagen von Milchzahnrestorationen dar, gefolgt vom vollständigen Füllungsverlust und der Verschlechterung der

Randadaptation des Restaurationsmaterials [33]. Weitere Gründe für das Scheitern direkter Restaurationen im Milchgebiss sind der Verschleiß des Füllungsmaterials, Frakturen von Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial, Retentionsverluste des Füllungsmaterials und endodontische Komplikationen [51, 162, 163].

2.4 Glasionomerzemente (GIZs)

Glasionomerzemente werden als Füllungsmaterialien in Form eines Pulvers und einer Flüssigkeit, die getrennt voneinander gelagert und erst kurz vor der Applikation gemischt werden, angeboten [39]. Das Pulver besteht hauptsächlich aus einem fluoridhaltigen Kalzium-Aluminium-Silikatglas, die Flüssigkeit überwiegend aus Polycarbonsäuren, Weinsäure und Wasser [75]. Die Aushärtung des Materials basiert auf einer Säure-Base-Reaktion unter Bildung von metallischen Salzbrücken zwischen den positiv geladenen Metallionen und den Säuregruppen der Polymere [39].

GIZs gehen einen chemischen Verbund zur Zahnhartsubstanz ein, weisen eine hohe Biokompatibilität auf und sind weniger empfindlich gegenüber Feuchtigkeit als zum Beispiel Komposite [48]. Im Gegensatz zu Kompositen weisen Glasionomerzemente weiterhin keine Polymerisationsschrumpfung auf, sie sind volumenkonstanter als Komposite [75].

Glasionomerzemente sind in Zahnfarben erhältlich, gleichzeitig jedoch relativ opak [39]. So sind mit Kompositen und Kompomeren bessere ästhetische Ergebnisse erzielbar als mit Glasionomerzementen [75].

Weiterhin setzen Glasionomerzemente Fluoridionen frei. Die Fluoridfreisetzungsrates ist initial hoch und pendelt sich mit der Zeit auf dem Niveau der Fluoridfreisetzung der Kompomere (s. Punkt 2.6.5, S. 13) ein [177]. Ein potenziell kariostatischer Effekt durch die Fluoridfreisetzung ist, nach Mjör et al. (2002), aufgrund der geringen Überlebenszeiten der GIZ-Versorgungen im Milchgebiss, vernachlässigbar [136].

Glasionomerzemente sind technisch leicht anwendbar und ohne Vorbehandlung der Zahnhartsubstanzen sowie in einem Schritt, zeitsparend, applizierbar [33, 108, 111, 113]. Damit erfordern GIZs eine kürzere Behandlungszeit für die Patient:innen [108].

GIZ-Versorgungen weisen im Milchgebiss mittlere Verlustraten von 16-21 % nach 24 Monaten beziehungsweise 16-35 % nach 36 Monaten auf [9].

Das Indikationsspektrum für GIZs als dauerhafte Versorgung ist jedoch eingeschränkt [45]. Nachteile der GIZs sind schlechte mechanische Eigenschaften, wie eine geringe

Abrasionsbeständigkeit und Biegefestigkeit [160]. Weitere Schwächen der Glasionomerezemente sind ihre Abrasionsneigung, das Entstehen marginaler Defekte und Isthmusfrakturen, die sich in der geringen Biegefestigkeit des Materials in Kombination mit der Anwendung zu geringer Schichtstärken begründen lassen [111]. Das Scheitern von GIZ-Versorgungen ist neben dem hohen Frakturrisiko des Materials auch im vollständigen Verlust der Füllung begründet [113, 116, 161, 163].

Von den konventionellen GIZs sind, unter anderem, metallverstärkte GIZs, hochvisköse GIZs und kunststoffmodifizierte GIZs (kGIZs) abzugrenzen [9]. Unter diesen zeigen hochvisköse GIZs die höchsten und kGIZs die geringsten mittleren Verlustraten nach 24 beziehungsweise 36 Monaten [9].

2.5 Kunststoffmodifizierte Glasionomerezemente (kGIZs)

Im Vergleich zu den konventionellen GIZs sind die kGIZs so modifiziert, dass den enthaltenen Polycarbonsäuremolekülen polymerisierbare Kunststoffgruppen (zum Beispiel Methacrylatgruppen) angehängt und der flüssigen Phase polymerisierbare Monomere, wie zum Beispiel Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), beigefügt wurden [75]. Die Aushärtung findet sowohl über eine Säure-Base- [39, 48] als auch über eine Licht- und eine selbsthärtende Polymerisationsreaktion statt [39]. Lichthärtende kGIZs enthalten zusätzlich Photoinitiatoren, wie Campherchinon [75]. Durch die Kunststoffkomponenten ist eine schnellere Aushärtung durch die Lichtpolymerisation möglich und die mechanischen Eigenschaften werden, im Vergleich zu den konventionellen GIZs, verbessert. [48]. So weisen kunststoffmodifizierte GIZs beispielsweise eine bessere Abrasions- und Frakturbeständigkeit als konventionelle GIZs auf [160].

2.6 Kunststoffbasierte Füllungsmaterialien

Konventionelle Komposite, Kompomere und Bulk-Fill-Komposite zählen zu den kunststoffbasierten, in der Regel lichthärtenden, plastischen Füllungsmaterialien und werden, inklusive der Besonderheiten in der Handhabung, im Folgenden detailliert beschrieben.

2.6.1 Kavitätenkonditionierung

Damit ein Verbund zwischen kunststoffbasierten Füllungsmaterialien, wie Kompositen oder Kompomeren, und der Zahnhartsubstanz erzielt werden kann, müssen zu versorgende Kavitäten vorab mit einem sauren Haftvermittler respektive Adhäsivsystem konditioniert werden [39]. Dies wird mittels Ätzung, meist in Form von 34-37 %iger Phosphorsäure, und mittels des Auftragens eines Adhäsivs, welches die angeätzten Oberflächen von Schmelz und Dentin penetriert und somit für eine mikromechanische Retention sorgt, erreicht [39]. Die Säurekonditionierung von Schmelz und Dentin vor der Applikation eines Adhäsivs wird unter anderem empfohlen, um die bei der Präparation der Kavität entstandene Schmierschicht zu entfernen [39].

Bei der Kavitätenkonditionierung sollten die Unterschiede der Zahnhartsubstanzen der ersten und zweiten Dentition (siehe Punkt 2.3, S. 4 ff.) berücksichtigt werden, da sich durch diese auch unterschiedliche Behandlungsprotokolle ergeben.

Als Besonderheit hinsichtlich der Phosphorsäurekonditionierung des Milchzahndentins ist zu erwähnen, dass bei einer Halbierung der Ätzzeit, die für das Dentin bleibender Zähne empfohlen wird, *in vitro* verbesserte Stärken des Haftverbundes zur Restauration nachgewiesen werden konnten [173]. Da diese, auf sieben Sekunden beschränkte, Ätzzeit *in vivo* am pädiatrischen Patient:innen kaum umsetzbar ist, wird in der Praxis oft auf eine Phosphorsäurekonditionierung des Milchzahndentins verzichtet und stattdessen auf ein Self-Etch-System zurückgegriffen.

Self-Etch-Adhäsivsysteme enthalten saure Monomere zur Konditionierung der Zahnhartsubstanz, sodass auf eine separate Ätzung verzichtet werden kann. Im Vergleich zur Phosphorsäure wird die Zahnhartsubstanz durch den milderen pH-Wert der Self-Etch-Systeme weniger aggressiv angeätzt [193].

Sogenannte „Universaladhäsive“ bieten die Möglichkeit der Verwendung des Adhäsivs in multiplen Techniken, beispielsweise als Total-Etch-System, also in Kombination mit einer vorangehenden Phosphorsäurekonditionierung der Kavität, oder auch als Self-Etch-System, ohne eine Phosphorsäurekonditionierung [63].

Um einen stabilen Haftverbund zu garantieren, muss ein Adhäsiv im Self-Etch-Modus jedoch in der Lage sein, durch die Schmierschicht bis in das darunter liegende Dentin zu penetrieren. Saure Monomere des Adhäsivsystems sollen hierfür die Schmierschicht entfernen und die Dentinoberfläche anätzen können, sodass das Kollagenetzwerk des Dentins zum Zweck der Penetration freigelegt wird [190]. *In-vitro*-Untersuchungen zufolge spielt es im Bereich des Dentins, hinsichtlich der Stärke des Haftverbundes, keine Rolle, ob das Dentin vor der Applikation des Adhäsivs mit Phosphorsäure konditioniert oder ob ein geeignetes Adhäsiv im Self-Etch-Modus verwendet wird [63].

Uekusa et al. (2006) konnten *in vitro* demonstrieren, dass Self-Etch-Adhäsive in der Lage sind, die Schmierschicht und -plugs zu entfernen und Dentintubuli freizulegen. Am Milchzahndentin verblieben dabei mehr Reste als am bleibenden Dentin, was auf eine stärkere Demineralisation respektive eine stärkere Säureempfindlichkeit des Milchzahndentins schließen lässt [190]. Im Bereich des Zahnschmelzes ist der Einfluss des Konditionierungsprotokolls nicht ausreichend untersucht [63]. Bei Uekusa et al. (2006) zeigte sich, trotz schlechterer Haftstärken von Self-Etch-Adhäsiven am Milchzahndentin als am Dentin permanenter Zähne, eine sehr gute Adaptation des Haftvermittlers an das Dentingerüst [190].

Die Anwendung von Adhäsiven im Self-Etch-Modus ist weiterhin darin zu begründen, dass weniger Applikationsschritte notwendig sind und die Behandlungszeit verkürzt wird, was besonders bei der Füllungstherapie bei Kindern von Vorteil ist [45, 53].

2.6.2 Applikationstechniken

Bei der Applikation eines kunststoffbasierten Füllungsmaterials in die Kavität können verschiedene Techniken unterschieden werden. Mit der Bulk-Technik wird das Auffüllen einer Zahnkavität im Ganzen, ergo in einer einzigen Schicht, beschrieben (s. Abbildung 1, S. 10). Bei der Inkrementtechnik wird das Füllmaterial in mehreren Schichten in die Kavität eingebracht (s. Abbildung 2, S. 10). Dabei wird der Volumenschumpf (s. Punkt 2.6.7, S. 18) der vorangegangenen Kompositschicht durch die folgende ausgeglichen und somit eine enge Adaptation an die Kavitätenwände erreicht [170]. Die Inkrementtechnik wird als Standardtechnik für Restaurationen im Seitenzahngebiet beschrieben [171].

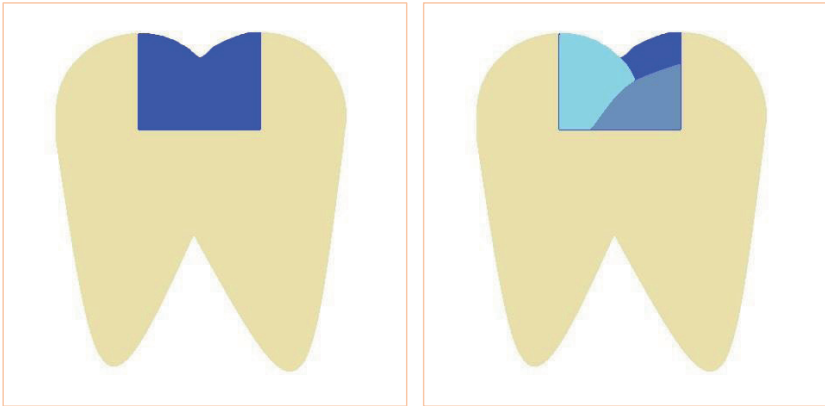


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Bulk-Technik: Die Kavität wird im Ganzen in einer Schicht aufgefüllt. Die Schichtstärke beträgt bis zu 4-5 mm. Abbildung 2: Schematische Darstellung der Inkrementtechnik: Das Auffüllen der Kavität erfolgt in mehreren Schichten. Die Schichtstärke beträgt maximal 2 mm.

Konventionelle Komposite [60, 189] und Kompomere [14] verlangen eine Applikation des Materials in maximal 2 mm starken Schichten, welche einzeln ausgehärtet werden müssen. Stärkere Schichten bergen die Gefahr einer unzureichenden Polymerisation, welche wiederum die Restauration gegenüber okklusalen Kräften schwächen könnte [14]. Je größer die zu versorgende Kavität ist, desto mehr Zeit nimmt demnach die Füllungstherapie in Inkrementtechnik in Anspruch [60].

2.6.3 Polymerisation

Eine effiziente Polymerisation ist nicht nur für die physikalischen und mechanischen Eigenschaften einer kunststoffbasierten Restauration, sondern auch für deren Biokompatibilität von Bedeutung [50].

Für die Polymerisation eines lichthärtenden Komposits ist die Bestrahlung des Materials in Form eines intensiven blauen Lichts mit Belichtungszeiten von bis zu 40 Sekunden notwendig [39]. Dieses sichtbare blaue Licht sollte unter Verwendung eines Campherchinon-Initiators idealerweise einen Wellenlängenbereich von 450-490 nm aufweisen [185]. Während Halogen-Polymerisationslampen ein Wellenlängenspektrum von 400-550 nm aufweisen, ist der Wellenlängenbereich des emittierten Lichts von LED-Lampen (450-470 nm) noch stärker auf den oben genannten optimalen Wellenlängenbereich konzentriert [169].

In der Literatur wird für lichthärtende Materialien, die in Schichtstärken von bis zu 4 mm bei Lichtintensitäten $> 1.000 \text{ mW/cm}^2$ polymerisiert werden, eine Belichtungsdauer von 20-30 Sekunden empfohlen [98, 189].

In vielen klinischen [20, 53, 150] sowie Laborstudien [66, 78, 104, 151, 155, 201] werden Polymerisationslampen mit einer Lichtintensität von circa 1.200 mW/cm^2 verwendet, um (Bulk-Fill-)Komposite und Kompomere im Milch- sowie im bleibenden Gebiss zu polymerisieren.

Es ist außerdem anzumerken, dass die Belichtungszeit von der Farbwahl des Komposits respektive Füllungsmaterials beeinflusst wird. Für dunklere Farben werden längere Belichtungszeiten empfohlen [6]. Die Farbe „A2“ wird im klinischen Gebrauch oft für Milchzahnrestaurationen verwendet.

2.6.4 Konventionelle Komposite

Komposite stellen das Restaurationsmaterial erster Wahl in der bleibenden Dentition dar, da sie akzeptable ästhetische und mechanische Eigenschaften aufweisen [184].

Komposite für die Verwendung im dentalen Behandlungsfeld setzen sich aus drei Phasen zusammen. Eine Phase stellt die organische Kunststoffmatrix dar, eine weitere Phase die darin verteilten anorganischen Füllstoffpartikel. Die letzte Phase wird durch ein Silanisierungsmittel, welches sich auf der Füllkörperoberfläche befindet und eine Verbindung zwischen der Matrix und den Füllkörpern herstellt, repräsentiert [39].

Die Aufgabe der anorganischen Füllstoffe ist es, die Eigenschaften der Komposite hinsichtlich des Einsatzes im dentalen Bereich zu verbessern [75]. Die meisten Komposite enthalten feine Füllstoffpartikel mit einem durchschnittlichen Durchmesser von $0,2\text{-}3,0 \mu\text{m}$ oder mikrofeine Partikel mit einem durchschnittlichen Durchmesser von $0,04 \mu\text{m}$ (mikrogefüllte Komposite) als Füllkörper [39]. Feine Füller können aus Quarz-, Barium-, Zink-, Strontium- oder Ytterbium-Gläsern bestehen; Mikrofüller aus Kieselsäure- oder Silika-Partikeln. Ytterbium-Trifluorid sorgt zum Beispiel für eine Radioopazität des Restaurationsmaterials [39].

Die Kompositmatrix besteht aus Oligomeren, in der Regel Dimethacrylat-(Bis-GMA-) oder Urethan-Dimethacrylat-(UDMA-)Oligomeren, welche ein viskös-flüssiges Medium darstellen. Zur Modulation der Viskosität sind weiterhin Monomere (Dimethacrylate) mit einem geringen Molekulargewicht beigemischt. Sowohl die Oligo- als auch die

Monomere enthalten Kohlenstoffdoppelbindungen, über welche Polymerisationsreaktionen stattfinden können [39].

Um eine, an die Zahnhartsubstanz angepasste, Farbe zu erhalten, sind Kompositen weiterhin anorganische Farbpigmente beigemischt [39]. Komposite enthalten außerdem Inhibitoren, welche freie Radikale abfangen und somit eine vorzeitige Polymerisation verhindern können [75].

Hinsichtlich ihrer Viskosität sind fließfähige und stopfbare Komposite unterscheidbar [39]. Fließfähige (niedrigvisköse) Komposite bestehen unter anderem aus einer Dimethacrylat-Kunststoff-Matrix und anorganischen Füllkörpern mit einem durchschnittlichen Durchmesser von 0,4-3,0 µm. Der Volumenanteil an Füllkörpern beträgt 42-53 % [39], der Gewichtsanteil 61,8-78,2 % [166]. Stopf- beziehungsweise modellierbare Komposite werden für Klasse-I- und Klasse-II-Kavitäten empfohlen. Bestandteile der stopfbaren Komposite sind unter anderem Dimethacrylat-Kunststoffe, in die Füllstoffe in Form von Fasern oder Partikeln eingelagert sind. Der Volumenanteil an Füllkörpern bei stopfbaren Kompositen beträgt 66-70 % [39], der Gewichtsanteil 72-87 % [75].

Zu beachten gilt, dass es sich bei der Herstellung einer Kompositfüllung um ein techniksensitives Verfahren, bestehend aus mehreren einzelnen fehleranfälligen Schritten, handelt [45]. Viele dieser Schritte beanspruchen eine absolute Kontaminationsfreiheit gegenüber Flüssigkeiten, wie zum Beispiel Speichel oder Blut [60].

Die Anwendung von konventionellen Kompositen im Milchgebiss ist, im Vergleich zu anderen Materialien, am aufwendigsten und zeitintensivsten [111, 113]. Der Erfolg von Kompositrestaurationen ist stark von der hochsensiblen Technik abhängig. Diese wird negativ durch das Vorhandensein von Feuchtigkeit respektive Flüssigkeiten, wie zum Beispiel Wasser oder Speichel, beeinflusst, weshalb für das Legen einer Kompositrestauration ein hohes Maß an Compliance der Patient:innen erforderlich ist [33]. Daher sind die Voraussetzungen für eine erfolgreiche Füllungstherapie mit konventionellen Kompositen im Milchgebiss die Verwendung eines Kofferdams, eine ausreichende Compliance der Patient:innen und ein sorgfältig appliziertes Adhäsiv [113]. Bei Patient:innen mit ausreichender Compliance und unter Verwendung eines Kofferdams bei der Applikation des Füllungsmaterials können Komposite in Klasse-II-Kavitäten im Milchgebiss nach drei Jahren Überlebensraten von 95 % aufweisen [116]. Cehreli et al. (2006) konnten aufzeigen, dass Komposite als Klasse-II-Restaurationen nach Pulpotomie in Milchmolaren nach 24 Monaten hinsichtlich Randverfärbungen und

marginaler Integrität besser abschneiden als entsprechende Kompomerrestaurationen [31]. Im Gegensatz zur Verwendung im bleibenden Gebiss, wo jährliche Verlustraten für Kompositversorgungen von 1-3 % erzielt werden können [47, 138], liegt die jährliche Verlustrate bei der Verwendung von Kompositen im Milchgebiss zwischen 1,7 % und 12,9 % [26, 33]. Im Milchgebiss stellt die Entwicklung von Sekundärkaries am Restaurationsrand die Hauptursache für das Scheitern von Kompositversorgungen dar [26]. Patient:innen, die ein höheres individuelles Kariesrisiko aufweisen, weisen auch höhere jährliche Verlustraten für Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich auf [146].

2.6.5 Kompomere

Kompomere sind als lighthärtende Einkomponenten-Materialien seit 1994 auf dem Dentalmarkt vertreten [75]. Sie sind auch bekannt als polyalkensäuremodifizierte Komposite und weisen Merkmale der Glasionomerzemente sowie der Komposite auf [132]. In der Zusammensetzung ähneln Kompomere den Kompositen. Sie bestehen, unter anderem, aus Glaspartikeln (in der Regel Kalzium-Aluminium-Fluorosilikatglas; bekannt auch von den Glasionomerzementen), welche in eine Matrix aus Monomereinheiten eingebettet sind. Kompomere enthalten außerdem bifunktionale Monomere, welche sich mit den Methacrylatgruppen anderer Monomereinheiten, aber auch mit den, aus den beinhaltenen Glaspartikeln freigesetzten, Kationen verbinden können [132]. Theoretisch könnte die Aushärtungsreaktion der Kompomere sowohl als radikalische Polymerisation, wie bei den Kompositen, als auch als Säure-Base-Reaktion, wie bei den GIZs, ablaufen [75]. Die bifunktionellen Monomere reagieren über den Mechanismus einer radikalischen Polymerisation und, beim Vorhandensein von Wasser, auch über eine Säure-Base-Reaktion mit den, von den Glaspartikeln freigesetzten, Ionen. Somit entstehen kovalente und theoretisch auch ionische Bindungen [132]. Da Kompomere jedoch kein Wasser enthalten, bleibt die Neutralisationsreaktion durch den Säure-Base-Mechanismus ohne eine Kontamination mit Wasser respektive Speichel aus der Umgebung aus [39, 132]. Von den Glasionomerzementen unterscheiden sich Kompomere hauptsächlich durch die partielle Silanisierung der Glaspartikel, welche dazu dient, eine direkte Verbindung zur Monomer-Matrix zu verhindern. Außerdem formt sich die Matrix der Kompomere, im Gegensatz zu den Glasionomerzementen, durch eine lichtaktivierte radikalische Polymerisation der Monomereinheiten aus. Bei den Monomereinheiten handelt es sich um modifizierte Methacrylate, wie zum Beispiel Urethandimethacrylat (UDMA) und Bis-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA), sowie bifunktionelle Monomere mit zwei Carboxyl-Gruppen und Kohlenstoff-Doppelbindungen

[132]. Der Füllkörpergehalt von Kompomeren beträgt 42-67 Volumenprozent. Die enthaltenen Füllkörper besitzen dabei eine durchschnittliche Partikelgröße von 0,8-5,0 µm [39].

Kompomere können außerdem, wie Glasionomerzemente, Fluorid-Ionen freisetzen. Auch dieser Mechanismus ist an das Vorhandensein von Wasser gekoppelt [39, 132]. Im Gegensatz zu Glasionomerzementen weisen Kompomere eine initial geringere, aber konstante Fluoridfreigaberate auf [177]. Meyer et al. berichten, dass das Kompomer Dyract (s. Tabelle 2, S. 29) geringere Mengen an Fluorid-Ionen freisetzt als getestete kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente [132].

In Anbetracht der unzureichenden Aushärtung ohne Lichtzufuhr, der reduzierteren Wasseraufnahme, der besseren mechanischen Eigenschaften und der reduzierteren Fluoridfreisetzungsrates schlussfolgern Meyer et al. (1998), dass Kompomere sich trotz einiger gemeinsamer Merkmale mit den Glasionomerzementen eher wie Komposite verhalten [132].

Kompomere weisen mittlere Verlustraten von 19 % nach 24 Monaten und 13 % nach 36 Monaten auf und zeigen damit keine statistisch signifikanten Unterschiede zu den mittleren Verlustraten von Kompositrestaurationen im Milchgebiss [9].

Weiterhin zeigten Kompomere in Kombination mit Self-Etch-Adhäsiven als Versorgung von Klasse-II-Kavitäten im Milchgebiss zufriedenstellende Ergebnisse nach über fünf Jahren *in vivo* [162]. So werden Kompomere mehrfach als adäquate Amalgamalternative im Milchgebiss beschrieben [10, 52, 79, 113] und können für Front- sowie Seitenzahnrestaurationen verwendet werden [113]. Allerdings müssen die Patient:innen auch für eine Kompomerrestauration ein Mindestmaß an Compliance über wenige Minuten vorweisen, um die schichtweise Applikation des Füllungsmaterials und eine kontaminationsfreie Applikation von Adhäsiv und Füllungsmaterial zu gewährleisten [113].

2.6.6 Bulk-Fill-Komposite

Bulk-Fill-Komposite werden als Materialien beworben, die insbesondere für Patient:innen mit eingeschränkter Compliance gut geeignet sind [66, 96]. Sie ermöglichen eine einfachere und schnellere Anfertigung einer plastischen Restauration [16, 23, 96, 97, 123, 141, 150, 171, 172, 189, 204]. Die Verkürzung der Applikationszeit bei Bulk-Fill-Kompositen wird durch den Verzicht auf die sonst aufwendige Inkrementtechnik bei herkömmlichen Kompositen mit Schichtstärken von jeweils zwei

Millimetern [189] zugunsten der Möglichkeit des Auffüllens einer Kavität durch eine einzige Schicht (vgl. „Bulk-Technik“, Punkt 2.6.2, S. 9) erreicht [96], da bei Bulk-Fill-Kompositen Durchhärtungstiefen von vier bis fünf Millimetern erzielt werden können [76, 95]. Es sind folglich weniger Behandlungsschritte für eine Bulk-Fill-Komposit-Restauration als für eine Füllung mit einem konventionellen Komposit erforderlich [66].

Bei Bulk-Fill-Kompositen handelt es sich nicht um neue Materialien, sie sind ähnlich zusammengesetzt wie herkömmliche Komposite [7, 96]. Wie konventionelle Komposite bestehen auch Bulk-Fill-Komposite aus einer organischen Matrix mit Monomer-Einheiten, wie zum Beispiel Bis-GMA, UDMA und Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), in welche anorganische Füllkörper oder Präpolymerisate eingelagert sind [96].

Viele Bulk-Fill-Komposite enthalten UDMA als Monomer, welches weniger viskös und flexibler ist als beispielsweise Bis-GMA. Dadurch wird der Polymerisationsschrumpungsstress reduziert und die Konversionsrate erhöht [192]. Die maximale Polymerisationsrate von UDMA und Bis-GMA ist höher als die von Monomereinheiten wie TEGDMA oder Bisphenol-A-polyethylen glycoldimethacrylat (Bis-EMA). UDMA und TEGDMA weisen gegenüber Bis-GMA und Bis-EMA eine geringere Größe und damit eine höhere Konzentration an Doppelbindungen bei gleicher Volumeneinheit auf. Dies führt dazu, dass bei gleichem Umwandlungsgrad der Monomere eine höhere Netzwerkdichte und eine engere Netzwerkbildung im Polymer vorliegen [180].

Weiterhin werden die höheren Polymerisationstiefen bei Bulk-Fill-Kompositen zum Teil über einen „Initiator Booster“, wie zum Beispiel „Ivocerin“, begünstigt. Dieser Initiator-Booster sorgt dafür, dass die Polymerisation auch in der Tiefe des Materials stattfindet [95]. Der Initiator-Booster Ivocerin weist eine höhere Lichthärtungs-Aktivität als das übliche Photoinitatorsystem mit Campherchinon (Absorptionsmaximum: 468 nm) [142] auf, basierend auf einem höheren Absorptionsspektrum im Bereich zwischen 400 und 450 nm und einem Absorptionsmaximum im Bereich von 418 nm [98, 142]. Außerdem führt das Ivocerin-Initiatorsystem zur Bildung von zwei freien Radikalen, die die radikalische Polymerisationsreaktion starten könnten. Das Campherchinon-Initiatorsystem setzt im Gegensatz dazu nur ein freies Radikal frei [142].

Bulk-Fill-Komposite weisen, im Vergleich zu konventionellen Kompositen, einen verringerten Füllkörpergehalt auf [86]. Außerdem sind die Füllkörper in den meisten Bulk-Fill-Kompositen deutlich größer als in herkömmlichen Kompositen [49, 96], wodurch die

Grenzfläche zwischen Füllkörpern und Matrix verkleinert wird, was wiederum höhere Durchhärtungstiefen begünstigt [49, 95].

Die höhere Durchhärtungstiefe beziehungsweise Polymerisationsrate bei Bulk-Fill-Kompositen kommt unter anderem auch durch eine stärkere Transluzenz des Füllmaterials zustande [23, 95, 96, 189, 192]. Eine erhöhte Transluzenz bewirkt, dass das Licht zum Aushärten des Materials auch in tiefere Schichten vordringen kann [96]. Eine Ausnahme hinsichtlich der Transluzenz stellt das Bulk-Fill-Komposit SonicFill dar, welches eine, mit konventionellen Kompositen vergleichbare, Transluzenz aufweist [27]. Die erhöhte Transluzenz der Bulk-Fill-Komposite wird, unter anderem, durch eine Reduktion des Füllkörpergehalts sowie eine Vergrößerung der Füllkörper selbst erreicht [95]. Füllkörper, die kleinere Durchmesser als die Wellenlänge des sichtbaren Lichts aufweisen, erhöhen ebenfalls die Transluzenz eines Materials, da dadurch das einfallende Licht nicht absorbiert und auch nicht gestreut wird [96]. Aber auch die Reduktion der im Füllmaterial enthaltenen Farbpigmente führt zu einer erhöhten Transluzenz und einer gleichzeitigen Verschlechterung der Ästhetik des Materials. Deshalb sind viele Bulk-Fill-Komposite nur in einer Universalfarbe erhältlich [96].

Weiterhin tragen teilweise neue, optimierte Photoinitatorsysteme im Bulk-Fill-Material zu einer Erhöhung der Durchhärtungstiefe des Materials bei [189, 192]. Die meisten Bulk-Fill-Komposite enthalten, wie auch herkömmliche Komposite, Campherchinon als Photoinitiator und ein tertiäres Amin als Co-Initiator. Es existieren Bulk-Fill-Komposite, die ein Dibenzoyl-Germanium-Derivat als zusätzlichen Photoinitiator enthalten, welcher wiederum einen höheren Licht-Absorptionskoeffizient aufweist und somit die Durchhärtungstiefe des entsprechenden Materials weiterhin steigert [98, 192].

Bei der Aushärtung von Bulk-Fill-Kompositen als Klasse-II-Restaurationen in Milchmolaren *in vitro* wird die intrapulpale Temperatur nicht erhöht, sodass keine Schädigung der Zahnpulpa bei der Polymerisation durch eine zu starke Temperaturzunahme für Bulk-Fill-Komposite zu erwarten ist [8].

Bulk-Fill-Komposite werden in zwei Gruppen eingeteilt: fließfähige respektive niedrigvisköse und modellierbare beziehungsweise hochvisköse Bulk-Fill-Komposite [49, 76, 96, 189].

Eine Sonderstellung nehmen hierbei das SonicFill- und das VisCalor-System ein. Das SonicFill-System ermöglicht dem Bulk-Fill-Komposit-Material („SonicFill 3“, Tabelle 2, S. 29) durch Schallaktivierung zeitweise eine fließfähige und anschließend eine modellierbare Konsistenz anzunehmen [189, 192]. Auch das VisCalor-System versetzt das zugehörige Bulk-Fill-Komposit („VisCalor bulk“, Tabelle 2, S. 29) durch

Wärmeenergie initial in eine fließfähige und anschließend in eine modellierbare Konsistenz.

Im bleibenden Gebiss sind Bulk-Fill-Komposite für die Restauration aller Seitenzahnkavitäten indiziert und eignen sich außerdem besonders für minimalinvasive und schwer zugängliche Kavitäten, die eine Inkrementtechnik erschweren würden [189, 192]. Fließfähige Bulk-Fill-Komposite eignen sich vorrangig für tiefe, schmale Kavitäten, wo die Adaptation des Materials an die Kavitätenwände durch die niedrigere Viskosität verbessert wird [97]. Für großflächigere Kavitäten sollten modellierbare Bulk-Fill-Komposite verwendet werden [97, 192], da hier die Fraktur- und Abrasionsbeständigkeit des Materials besonders wichtig ist [192].

Fließfähige Bulk-Fill-Komposite weisen einen geringeren Füllkörpergehalt auf als modellierbare Bulk-Fill-Komposite [49, 96]. Die dadurch bedingte, bessere Fließfähigkeit der niedrigviskosen Bulk-Fill-Komposite sorgt für eine bessere Adaptation an die Wände einer Kavität bei der Applikation des Materials [49]. Gleichzeitig weisen fließfähige Bulk-Fill-Komposite durch den niedrigeren Füllkörpergehalt schlechtere mechanische Eigenschaften und einen größeren Polymerisationsschrumpf auf [27, 49, 109, 123].

Aufgrund der schlechteren mechanischen Eigenschaften und einer geringeren Verschleißresistenz durch den verringerten Füllkörpergehalt, wird bei fließfähigen Bulk-Fill-Kompositen für die Verwendung im bleibenden Gebiss eine Deckschicht aus einem herkömmlichen Komposit über dem Bulk-Fill-Material benötigt [86, 95, 96, 171, 187, 189, 192]. Hochvisköse Bulk-Fill-Komposite ermöglichen hingegen das vollständige Auffüllen einer Kavität in einer Schicht, sie weisen einen höheren Füllkörpergehalt auf, sind verschleißbeständig und modellierbar, wodurch sich bessere Kontaktpunkte herstellen lassen [192].

Hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften bestehen jedoch zusätzlich große interindividuelle Unterschiede zwischen den verschiedenen Bulk-Fill-Kompositen [95]. *In vitro* weisen Bulk-Fill-Komposite einen geringeren Polymerisationsschrumpf [23] und -schrumpfungstress sowie eine geringere Mikrohärtigkeit als herkömmliche Komposite auf [35]. Die Biege- und Bruchfestigkeit der Bulk-Fill-Komposite und ihre marginale Qualität ähneln in Laborstudien derer herkömmlicher Komposite [35].

Vorteile der Bulk-Fill-Komposite gegenüber herkömmlichen Kompositen und Kompomeren sind die weniger zeitintensive Füllungs-Prozedur sowie die Vermeidung von technischen Fehlern, wie das Einarbeiten von Luftblasen zwischen einzelnen Schichten sowie die Kontamination einzelner Schichten bei der für herkömmliche Komposite und Kompomere notwendigen Inkrementtechnik bei der Applikation des

Füllungsmaterials, die gerade bei minimalinvasiven Kavitäten eine Herausforderung darstellt [16, 49, 192].

Nachteilig bei den Bulk-Fill-Kompositen ist, dass ein verminderter Füllkörpergehalt des Materials zu einer reduzierten Abrasionsbeständigkeit, einer verstärkten Oberflächenrauigkeit und einer schlechteren Polierbarkeit führen könnte [96]. Außerdem ergeben sich durch die erhöhte Materialtransluzenz und den reduzierten Farbpigmentanteil Abzüge in puncto Ästhetik [96, 192], weshalb im bleibenden Gebiss, zumindest als Deckschicht, ein konventionelles Komposit bevorzugt werden sollte. Im Milchgebiss spielt diese ästhetische Komponente im Seitenzahnggebiet durch die eingeschränkte Sichtbarkeit und insgesamt aufgrund der limitierten Verweildauer eines Milchzahnes in der Mundhöhle eine untergeordnete Rolle.

In klinischen Studien mit Nachbeobachtungszeiten von bis zu zehn Jahren zeigten Bulk-Fill-Komposite für das bleibende Gebiss ähnliche und teilweise sogar bessere Erfolgsraten wie herkömmliche Komposite; unter anderem auch als Klasse-II-Versorgungen und hinsichtlich Kriterien wie der marginalen Adaptation, Füllungsrandverfärbungen, postoperativen Hypersensitivitäten, der anatomischen Form und dem Entstehen einer Sekundärkaries [16, 20, 35, 203].

Bislang liegen nur wenige Ergebnisse von klinischen Untersuchungen zum Einsatz von Bulk-Fill-Kompositen im Milchgebiss [2, 53, 150, 172] und noch keine Langzeitdaten vor.

2.6.7 Polymerisationsschrumpf/-schrumpfungsstress

Durch die Vernetzung der Moleküle der (Komposit-)Matrix bei der Polymerisationsreaktion ergibt sich ein Volumenschrumpf, welcher als Polymerisationsschrumpf bezeichnet wird [42]. Dieser kann auch 24 Stunden nach der Lichthärtung mit einer Polymerisationslampe noch zunehmen [13]. In der Regel bewegt sich der Polymerisationsschrumpf von Kompositen in einer Größenordnung von 1,5-5 Volumenprozent [58]. Meyer et al. (1998) berichten für das Kompomer Dyract (vgl. Tabelle 2, S. 29) von einem Polymerisationsschrumpf von 1,5 Volumenprozent [132].

Die Randadaptation einer Versorgung wird durch den Polymerisationsschrumpf eines des Restaurationsmaterials beeinflusst [194]. Komposite, die höhere Polymerisationsschrumpfraten aufweisen, zeigen auch einen größeren Anteil an Ablösungen des Zahn-Komposit-Verbundes [109]. Ein Adhäsiv kann, zum Beispiel, dazu beitragen, Randspalten zu verhindern, da es das Kompositmaterial an die Kavitätenwände bindet [42]. Wird dem Volumenschrumpf entgegengewirkt, entstehen

jedoch Spannungen innerhalb des Materials, welche als Polymerisationsschrumpungsstress bezeichnet werden. Dieser Polymerisationsschrumpungsstress ist der eigentliche Mechanismus, der zu multiplen Problematiken bei adhäsiven Restaurationen führt [42].

Der Polymerisationsschrumpungsstress bewegt sich dabei in einer Größenordnung von 1-15 MPa [58] respektive 1,7-5,1 MPa (Bulk-Fill-Komposite miteingeschlossen) [110]. Faktoren, die den Polymerisationsschrumpungsstress beeinflussen, sind, unter anderem, der Füllkörpergehalt, die chemische Zusammensetzung der Matrix, die Struktur der Monomere, die Interaktionen von Füllkörpern und Matrix, verschiedene Materialzusätze, die Polymerisationsrate, Katalysator- und Inhibitorkonzentrationen sowie die Kavitätengeometrie [58].

Wenn durch den Schrumpungsstress bei der Polymerisation Zugkräfte innerhalb des Füllungsmaterials auf die Randbereiche der Versorgung übertragen werden und die Haftfestigkeit des Materialverbundes nicht ausreicht, um diese auszugleichen, kann dies den Erfolg des Haftverbundes beeinflussen, zu Randspalten beziehungsweise Microleakages (s. Punkt 2.7, S. 20) sowie zu Mikrorissen im Restaurationsmaterial und/oder im Schmelz [29, 42, 58], zu Füllungsrandverfärbungen [170] beziehungsweise zum Verlust der Retention der Füllung [192] führen. Hält der adhäsive Verbund einer Kompositversorgung diesem Stress stand, resultieren hingegen Deformationen der Zahnstruktur oder des Restaurationsmaterials [29, 58].

In vitro konnte eine Korrelation zwischen dem Polymerisationsschrumpf beziehungsweise dem Polymerisationsschrumpungsstress und einem vermehrten Ablösen des Haftverbundes der Restauration zur Zahnhartsubstanz nachgewiesen werden. Materialien mit größerem Polymerisationsschrumpf respektive Polymerisationsschrumpungsstress weisen eine schlechtere marginale Adaptation auf [85, 109].

In vivo sind viele der Hauptkomplikationen im Zusammenhang mit Kompositrestaurationen, wie eine geringe marginale Adaptation, postoperative Sensitivitäten und Sekundärkaries, durch das Ausmaß des Polymerisationsschrumpfes beziehungsweise durch den begleitenden Polymerisationsschrumpungsstress bedingt [73].

2.6.8 C-Faktor

Der Polymerisationsschrumpf eines Komposits wird, unter anderem, durch den sogenannten C-Faktor beeinflusst, welcher sich auf die Kavitätengeometrie bezieht. Der C-Faktor, oder auch Konfigurationsfaktor, gibt das Verhältnis von gebundenen zu ungebundenen Flächen eines Komposits an [57]. Dies ist darin begründet, dass das Kompositmaterial bei der Polymerisation zur gebundenen Fläche hin schrumpft. Somit bewegt sich die Masse von den ungebundenen zu den gebundenen Flächen hin. Begrenzt wird dieser Prozess nur durch den Teil der Masse des Materials, der zu einer anderen gebundenen Fläche hin schrumpft, wodurch Grenzflächenspannungen im Material entstehen [58]. Je höher der C-Faktor, das heißt je mehr gebundene Flächen zu ungebundenen Flächen vorliegen, desto mehr Polymerisationsschrumpfungsstress entsteht im Kompositmaterial [57]. Dementsprechend zeichnen sich beispielsweise Klasse-IV-Kavitäten mit nur einer gebundenen Fläche durch den geringsten Polymerisationsschrumpfungsstress aus [58]. Klasse-II-Kavitäten weisen, je nach Schichttechnik, einen C-Faktor von 1 bis 2 auf [57]. Nach Peutzfeldt et al. (2018) ergibt sich durch die Verwendung standardisierter Kavitätenmaße ein konstanter C-Faktor [159].

Kalmowicz et al. (2015) stellten im Rahmen einer *In-vitro*-Untersuchung bleibender Zähne fest, dass, unabhängig davon, ob ein Bulk-Fill- oder ein konventionelles Komposit verwendet wird und unabhängig von der Applikationstechnik des Materials, Klasse-II-Restaurationen mehr marginale Microleakages aufweisen als Klasse-I-Restaurationen. Die Kavitätenklasse sei dementsprechend ein noch bedeutenderer Einflussfaktor für das Entstehen von Microleakages (s. Punkt 2.7) als der C-Faktor [103].

2.7 Microleakage

Als Microleakages werden Undichtigkeiten zwischen Kavitätenwand und Füllungsmaterial beschrieben, die die Passage von Ionen, Molekülen, Flüssigkeiten oder Bakterien ermöglichen [106]. Ist eine Microleakage für Bakterien permeabel, kann eine Sekundärkaries resultieren. Wird die Sekundärkaries nicht therapiert, kann dies zu einer Entzündung und einer irreversiblen Schädigung der Zahnpulpa führen [1]. Randundichtigkeiten von Kompositfüllungen bergen ein hohes Risiko für das Ausbilden einer Sekundärkaries, wenn Mikroorganismen im Randspalt verbleiben [194]. Außerdem fördern Randundichtigkeiten von Kompositfüllungen die Bakterienkolonisation unterhalb der Füllung und die Ausbreitung der Mikroorganismen in den Bereich des Dentins [194].

Die Problematik des Vorhandenseins einer Microleakage am Füllungsrand wird durch die Tatsache verstärkt, dass es sich bei Dentin um eine tubuläre Struktur handelt. Damit ist es als Zahnhartsubstanz permeabel. Bei Klasse-II-Kavitäten, die Microleakages durch den Polymerisationsschrumpf des Restaurationsmaterials aufweisen, besteht somit eine direkte Kommunikation zwischen den Flüssigkeiten der Mundhöhle und der Zahnpulpa [154].

Proportional beeinflussende Faktoren für die Entstehung einer Microleakage an einer Kompositversorgung sind der Polymerisationsschrumpf und die Viskosität des Kompositmaterials [158]. Bei Kompositen mit gleichem Ausmaß an Polymerisationsschrumpf weisen stopfbare Komposite bei der Kavitätenversorgung stärkere Randspaltbildungen auf als fließfähige Komposite [158].

2.8 Sekundärkaries

Bei einer Sekundärkaries handelt es sich um eine kariöse, meist aktive [143], Läsion, die in direkter Relation zu einer Restauration steht [161], beziehungsweise eine Karies, die an Rändern vorhandener Restaurationen detektiert wird [135]. Sekundärkaries ist, im bleibenden wie auch im Milchgebiss, einer der Hauptgründe dafür, dass Restaurationen ausgetauscht werden müssen [135, 136, 143], und stellt eine der größten klinischen Herausforderungen im Zusammenhang mit Kompositrestaurationen dar [143].

Faktoren, die die Entstehung einer Sekundärkaries beeinflussen, sind beispielsweise die Kavitätenklasse [131, 143, 148], die Erfahrungheit des Behandlers [148] sowie das Alter [131] und das Kariesrisiko der Patient:innen [143]. Auch ist das Risiko für das Ausbilden einer Sekundärkaries bei Kompositfüllungen, im Vergleich zu Amalgamrestaurationen, erhöht [143]. Als mögliche Erklärungen für die höheren Sekundärkariesraten bei Kompositrestaurationen werden das Scheitern des Haftverbundes, zum Beispiel durch den Polymerisationsschrumpf (s. Punkt 2.6.7, S. 18) oder Alterungsprozesse (s. Punkt 2.10.2, S. 24), sowie ein begünstigtes Bakterienwachstum auf der Kompositoberfläche und fehlende antibakterielle Eigenschaften der Komposite genannt [143].

Im Milchgebiss werden sekundärkariöse Läsionen vor allem an Milchmolaren, bei Klasse-I- und Klasse-II-Kavitäten, detektiert [131]. Klasse-II-Füllungen und insbesondere deren gingivale Restaurationsränder sind besonders anfällig für das Entstehen sekundärkariöser Läsionen [6, 135, 143].

2.9 Verschleiß dentaler Restaurationsmaterialien

Als okklusal-approximale Versorgung im Seitenzahnggebiet zählen Klasse-II-Restaurationen zu den von der Kaulast besonders betroffenen Regionen der Mundhöhle [120]. Dementsprechend sind Festigkeit, Zähigkeit und Verschleißbeständigkeit Qualitäten, die bei Restaurationen im Seitenzahnbereich besonders erwünscht sind [192].

Bei Verschleiß handelt es sich um einen natürlichen Mechanismus, der immer dann auftritt, wenn zwei Oberflächen miteinander in Kontakt treten [128]. Dieser Verschleiß schreitet im Milchgebiss, aufgrund der besonderen Struktur der Milchzähne, typischerweise schneller voran als im bleibenden Gebiss. Dies wirkt sich stimulierend auf die Entwicklung der Kiefer aus und trägt weiterhin zur Einstellung einer normalen Okklusionsbeziehung der Zähne im bleibenden Gebiss bei [133]. Die Hauptverschleißmechanismen in der menschlichen Mundhöhle sind die Attrition und die Abrasion [36]. Die Attrition wird als die Abnutzung der Zähne in den Bereichen, in denen sie direkt miteinander in Kontakt treten, beschrieben [127]. Die Abrasion wird hingegen als das Abtragen einer Oberfläche durch eine andere abrasive Oberfläche oder durch abrasive Partikel definiert und in zwei Unterarten unterteilt. Eine Unterart ist der Zweikörperabrieb, bei dem die schneidenden Einheiten an einer oder beiden Oberflächen fest verankert sind. Die andere Unterart ist der Dreikörperabrieb, bei dem sich zwischen beiden in Kontakt tretenden Oberflächen eine Suspension mit beinhalteten Schleifpartikeln befindet [127]. Beim Zweikörperabrieb wird die Form der schärferen respektive härteren Oberfläche in die weichere Oberfläche eingepreßt [127]. Beim Dreikörperabrieb können die Schleifpartikel der Suspension weichere Bereiche einer heterogenen Oberfläche aushöhlen [127].

Im Bereich der Okklusalfäche der Zähne stellt die Abrasion den Hauptverschleißmechanismus dar [24]. Das Verschleißverhalten einer dentalen Restauration wird dabei durch die Eigenschaften des Restaurationsmaterials selbst sowie durch äußere Faktoren und Faktoren des oralen Milieus beeinflusst [22].

So haben beispielsweise die Größe und der Anteil der Füllerpartikel eines Komposits einen Einfluss auf dessen Verschleißverhalten [19, 128, 152, 195]. Eine Zunahme der Füllstoffpartikelgröße des Restaurationsmaterials wirkt sich negativ, aber nicht linear negativ, auf das Verschleißverhalten aus, da durch eine Vergrößerung der Füllerpartikel die Grenzfläche von Füllerpartikel und Matrix pro Volumeneinheit verkleinert wird, wodurch die Füllerpartikel schlechter in der Matrix zurückgehalten werden können [195]. Da Partikel aus der Nahrung in der Mundhöhle zunächst für einen Verschleiß der Matrix

zwischen den Füllkörpern sorgen können, ragen die Füllkörper im Laufe der Zeit aus Restaurationsoberfläche hinaus [152]. Größere Partikel ragen dabei durchschnittlich weiter aus der Oberfläche heraus, was durch den resultierenden höheren Drehimpuls zu einem früheren Herausbrechen der Füllkörper aus der Oberfläche führt [195].

2.10 Präklinische Testverfahren

2.10.1 Lagerung in Wasser

In der Mundhöhle sind die Zähne und Zahnrestorationen der Feuchtigkeit des Speichels sowie chemischen Komponenten von Speisen und Getränken ausgesetzt [129]. Eine Hypothese hinsichtlich des Verlusts der marginalen Integrität einer adhäsiven Versorgung begründet sich auf der Hydrolyse des Haftvermittlers beziehungsweise des Haftverbundes zur Zahnhartsubstanz [67]. So konnte für *In-vitro*-Versuche nachgewiesen werden, dass nach längerer Wasserlagerung eine mechanische Ermüdung des Dentin-Komposit-Haftverbundes mittels hydrolytischer Degradierung stattfindet [70].

Außerdem können Füllungsmaterialien bei feuchter Lagerung Wasser aus der Umgebung aufnehmen. Die Wasseraufnahme fällt bei Kompomeren dabei geringer aus als bei Glasionomerzementen, aber höher als bei Kompositen [132]. Bulk-Fill-Komposite zeigen *in vitro* eine geringere Wasseraufnahme als konventionelle Komposite [134]. Durch die Wasseraufnahme verändert sich das Volumen der Füllungsmaterialien. Nach sechs Monaten Wassereinlagerung *in vitro* beträgt die Netto-Wasseraufnahme für Kompomere drei Volumenprozent, für ein herkömmliches Komposit 1,3 %, für einen kunststoffmodifizierten Glasionomerzement 9,3 % und für einen konventionellen Glasionomerzement 5,3 % [182].

Bei den Glasionomerzementen wird die Säure-Base-Reaktion beim Aushärten für den höheren Anteil an gebundenem Wasser verantwortlich gemacht. Daher wird, aufgrund des ebenfalls erhöhten Anteils an gebundenem Wasser bei Kompomeren, geschlussfolgert, dass auch bei Kompomeren anteilig eine Säure-Base-Reaktion stattfindet [182].

Weiterhin zeigten Glasionomerzemente innerhalb von 30 Tagen Lagerung in Wasser bei 37 °C *in vitro* eine Steigerung des Elastizitätsmoduls und damit eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften des Füllungsmaterials [125].

Die Lagerung von Zahnproben mit Restaurationen bei 37 °C in destilliertem Wasser wurde durch viele *In-vitro*-Studienprotokolle etabliert [61, 70, 118, 119, 190, 201].

2.10.2 Thermozyklische und mechanische Belastung

In der Mundhöhle sind die Zahnhartsubstanzen wie auch die Restaurationsmaterialien unterschiedlichen thermischen Belastungen, vor allem durch die Nahrungsaufnahme, wie zum Beispiel durch heiße und kalte Getränke, ausgesetzt [67, 196]. Thermische Belastungen, die durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der Zahnhartsubstanzen und des Restaurationsmaterials hervorgerufen werden, können zu Microleakages und Verschleißproblemen führen [196]. Außerdem können thermische Schwankungen, sowohl in der Mundhöhle als auch *in vitro*, aufgrund unterschiedlicher Wärmediffusionsfähigkeiten zu Rissen im Zahnschmelz führen [25]. Um diese Effekte nachzuahmen, werden artifizielle Alterungsverfahren, wie zum Beispiel das Thermocycling, eingesetzt [67]. In vielen *In-vitro*-Studien wird ein Thermocycling als thermischer Belastungsprozess der Proben verwendet [3, 6, 15, 61, 70, 78, 80, 84, 97, 141, 151, 159, 165, 174, 201].

Kausimulatoren werden in *In-vitro*-Studien zur Verschleißsimulation mittels mechanischer Belastung von Restaurationsmaterialien angewandt [61, 70, 151, 165].

Das Ausmaß des Verschleißes wird dabei, unter anderem, durch den Typ des Abrasionsmediums beeinflusst [43, 179]. Bei Steatit handelt es sich um ein halbporöses, kristallines Mehrkomponenten-Keramikmaterial [70], welches eine ähnliche Vickers-Härte wie die des natürlichen Zahnschmelzes aufweist [198] und deshalb als Antagonistenmaterial bei der Simulation von Kauvorgängen verwendet wird.

Gleichzeitig wirkt sich die mechanische Belastung auch auf die marginale Integrität einer Versorgung aus; die Anzahl der Randundichtigkeiten einer Versorgung steigt *in vitro* proportional mit der thermischen [67, 68, 174] respektive thermomechanischen [156] Belastung an. Auf diese Weise kann die marginale Qualität von Kompositrestaurationen *in vitro* durch thermomechanische Belastung stärker herabgesetzt werden als durch reine Lagerung in Wasser über einen Zeitraum von sechs Jahren [70].

3 Zielsetzung und Nullhypothesen

Ziel dieser randomisierten kontrollierten *In-vitro*-Studie war es zu evaluieren, ob die Randdichtigkeit und der Verschleiß von acht Bulk-Fill-Kompositen bei adhäsiver Versorgung von Klasse-II-Kavitäten im Milchgebiss vergleichbar mit einem zahnfarbenen Standardrestaurationsmaterial der ersten Dentition ist.

Die folgenden Nullhypothesen wurden zur Überprüfung formuliert:

1.) „Die Verwendung von Bulk-Fill-Kompositen zur adhäsiven Versorgung von Klasse-II-Kavitäten im Milchgebiss hat, im Vergleich zur Kompomerrestauration, keinen Einfluss auf die marginale Integrität nach thermomechanischer Belastung *in vitro*.“

2.) „Nach thermomechanischer Belastung *in vitro* unterscheidet sich die marginale Integrität im zervikalen Füllungsrandbereich der Klasse-II-Versorgungen mit Bulk-Fill-Materialien respektive einem Kompomer nicht von der marginalen Integrität im approximalen Füllungsrandbereich.“

3.) „Bei adhäsiver Versorgung von Klasse-II-Kavitäten im Milchgebiss lassen sich keine Unterschiede zwischen Bulk-Fill-Kompositen und einem Kompomer hinsichtlich ihres Verschleißes nach thermomechanischer Belastung *in vitro* feststellen.“

4 Material und Methoden

4.1 Versuchsvoraussetzungen

Voraussetzung für die Durchführung der Experimente war das Vorhandensein von natürlichen Zähnen als Probenkörper. Die Kollektion der extrahierten humanen Milch- und Weisheitszähne erfolgte deutschlandweit durch Kooperation mit verschiedenen (Fach-)Zahnarztpraxen und beinhaltete die mündliche Einverständniserklärung der Patient:innen sowie deren Sorgeberechtigten. Eine für die Versuche notwendige Zustimmung der Ethikkommission des Fachbereichs 11 – Medizin – der Justus-Liebig-Universität Gießen lag unter dem Aktenzeichen 143/09 (s. Anhang, Punkt 14.4, S. 142) vor.

4.2 Auswahl der Zahnproben und Fallzahlschätzung

Für die Testdurchläufe vor der Durchführung der eigentlichen Versuche wurden 16 Weisheitszähne und acht Milchmolaren benötigt. Für den Versuchsdurchlauf der Gruppen 1-9 (s. Tabelle 2, S. 29) wurden jeweils acht Milchmolaren pro Gruppe ($n_{\text{ges}} = 72$) verwendet. Diese Fallzahl findet sich in mehreren Studien mit ähnlichen Untersuchungen [59, 70, 74, 85, 175]. Die Ein- und Ausschlusskriterien für die Auswahl der natürlichen Zahnproben sind in Tabelle 1 gelistet.

Tabelle 1: Ein- und Ausschlusskriterien Zahnproben

Einschlusskriterium:	Ausschlusskriterium:
<ul style="list-style-type: none"> • 1 kariesfreie Approximalseite oder • Nach Kariesexkavation: <ul style="list-style-type: none"> ○ kariesfreie Dentinoberfläche (Restdentinstärke ≥ 1 mm) ○ kariesfreie Schmelzränder 	Nach Kariesexkavation: <ul style="list-style-type: none"> • Pulpaexposition oder • Restdentinstärke < 1 mm (beide Approximalseiten)
Mindestens 1 Zahnwurzel (Länge ≥ 3 mm)	Füllungen (beide Approximalseiten)
	Schmelz- oder Dentinbildungsstörungen
	Defekt $>$ standardisierte Kavitätenmaße (s. Punkt 4.5, S. 27)

4.3 Desinfizierende und konservierende Aufbewahrung der Zahnproben

Im Anschluss an die Extraktion wurden die Milchmolaren für maximal 28 Tage in 0,5 %-iger Chloramin-T-Lösung (Chloramin T Trihydrat, Carl Roth GmbH & Co. KG, Karlsruhe) gelagert. Folgend wurden vorhandene Gewebereste an den Milchzähnen mittels eines Scalers (Scaler SH6/79E2, Hu-Friedy Mfg. Co., LLC, Frankfurt am Main) entfernt und die Milchzähne anschließend zur Konservierung in *Aqua dest.* bei -18 °C eingefroren.

4.4 Testdurchläufe und Kalibrierung

Vor Beginn des eigentlichen Versuches erfolgten zwei Testdurchläufe (Verfahren analog zur Versuchsbeschreibung, s. Punkte 4.5-4.7, S. 27-32), welche eine Übung für ein routiniertes Arbeiten während des Versuchsablaufes darstellten. Für beide Testdurchläufe wurde ein Kompomerpräparat als Füllungsmaterial und das zugehörige Adhäsiv (vgl. Gruppe 9, Tabelle 2, S. 29) verwendet. Der erste Testdurchlauf wurde mit 16 extrahierten, karies- und defektfreien humanen dritten Molaren durchgeführt. Für den zweiten Testdurchlauf wurden acht extrahierte Milchmolaren verwendet. Beim zweiten Testdurchlauf wurden im Anschluss analog zu Punkt 4.8.1 (S. 32) rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen der Füllungsänderungen angefertigt.

Vor Beginn der Auswertung der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen fand eine Kalibrierung der auswertenden Person hinsichtlich der quantitativen Randanalyse statt. Hierbei wurde die untersuchende Person zunächst von einer, bereits auf das Auswertungsprogramm kalibrierten, Person hinsichtlich der Bewertungskategorien (s. Tabelle 3, S. 34 ff.) anhand der exemplarischen Beurteilung von 20 Einzelaufnahmen von Füllungsrandpartien in die quantitative Randanalyse eingewiesen. Im Rahmen der Kalibrierung wurden 30 zusammengesetzte Füllungsrandaufnahmen (entspricht der Auswertung von insgesamt fünf Zahnproben) des Testdurchlaufs mit Milchzähnen durch den sich kalibrierenden Untersuchenden zu zwei verschiedenen Zeitpunkten in einem Abstand von zwei Wochen sowie durch eine bereits kalibrierte Person bewertet.

4.5 Vorbereitung der Zahnproben

Zu Beginn eines jeden Versuchsdurchlaufs erfolgten das Auftauen und die Zahnreinigung mittels Pulver-Wasser-Strahlgerät (PROPHYflex 3, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß; Pulver: Clinpro™ Glycine Prophy Powder, 3M™ Deutschland GmbH,

Seefeld). Karies oder Defekte an Zahnflächen, die nicht in den Versuch mit einbezogen wurden, erhielten eine entsprechende Vorbehandlung. Je nach Defektgröße wurde die Karies unter Verwendung von Rosenbohrern unterschiedlicher Größen (H1SE.204.010; H1SE.204.014; H1SE.204.018; H1SE.204.023; H1SE.204.027; alle Komet Dental/Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo) exkaviert. Anschließend erfolgte eine Defektabdeckung mittels einer adhäsiven Versorgung mit einem Komposit (Filtek™ Z250 Universal Composite, Farbe A4, 3M™ Deutschland GmbH) in Kombination mit dem entsprechenden Universaladhäsiv (3M™ Scotchbond™ Universal, 3M™ Deutschland GmbH). Auf der Approximalseite der Milchzahnprobe, die nicht der Testung der experimentellen Füllungsmaterialien galt, wurde als Markierung zur Identifikation mithilfe eines kugelförmigen Diamanten (801.314.007, ISO 806 314 001524 007, Komet Dental/Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) jeweils eine der Zahlen von eins bis acht eingraviert. Mit einem diamantierten Zylinder (8835KR.314.010, ISO 806 314 156514 010, Länge: 4,0 mm, Komet Dental/Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) wurden Klasse-II-Kavitäten (s. Abbildung 3) präpariert, die allseits schmelzbegrenzt waren und eine standardisierte Größe (Maße: koronal-zervikal = 2,0-3,0 mm, mesial-distal = 1,5-2,0 mm, bukkal-oral = 3,0-3,5 mm) aufwiesen. Bei Indikation erfolgte eine Kariesexkavation mit dem Polybur (PolyBur®, Komet Dental/Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG). Bei der Kavitätenpräparation eventuell auftretende scharfe Schmelzkanten innerhalb der Kavität wurden mit diamantierten Finierern (368EF.314.016, ISO 806 314 257504 016, Länge: 3,0 mm und 863EF.314.012, ISO 806 314 250504 012, Länge: 10,0 mm, beide Komet Dental/Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) abgerundet.

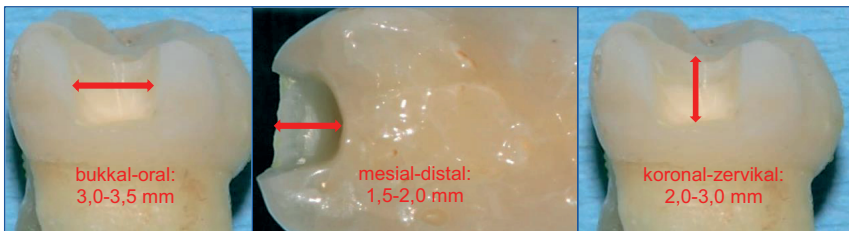


Abbildung 3: Klasse-II-Kavität nach standardisierten Maßen

Danach erfolgte die adhäsive Versorgung der Klasse-II-Kavitäten entsprechend der Gruppeneinteilung (s. Tabelle 2, S. 29). Die Milchzähne wurden den Gruppen hierfür zufällig zugeteilt, indem die gefrorenen Proben aus einem Sammeldepot gezogen wurden. Das Füllungsmaterial wurde nach Applikation des Adhäsivs (s. Tabelle 2, S. 29; Handling nach Herstellerangaben), welches für 30 s lichtgehärtet wurde (Bluephase G2, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), in die Kavität appliziert. Die Bulk-Fill-Materialien (Gruppen 1-8; s. Tabelle 2, S. 29) wurden in ausschließlich einer Schicht

(s. Abbildung 1, S. 10) eingebracht, sodass die Kavität vollständig aufgefüllt war. Das Kompomer (Gruppe 9, s. Tabelle 2) wurde mittels Inkrementtechnik in insgesamt drei Schichten (s. Abbildung 2, S. 10) mit Stärken von maximal 2 mm pro Schicht appliziert.

Tabelle 2: Gruppeneinteilung Füllungsmaterialien und Adhäsive (Gruppen 1-7: Bulk-Fill-Komposite, Gruppe 8: Selbstadhäsives Komposithybrid, Gruppe 9: Kompomer). Grün: fließfähiges Füllungsmaterial, orange: modellierbares Füllungsmaterial, gelb: initial fließfähiges und anschließend modellierbares Füllungsmaterial.

Gruppe (Abkürzung)	Adhäsiv	Füllungsmaterial
1 (SDR)	Prime & Bond® Active (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)	SDR® flow+ (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)
2 (TPF)	Adhese® Universal (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen [Jagst])	Tetric® PowerFill (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen [Jagst])
3 (VBF)	iBOND® Universal (Kulzer GmbH, Hanau)	Venus® Bulk Fill (Kulzer GmbH, Hanau)
4 (FOB)	3M™ Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld)	3M™ Filtek™ One Bulk Fill (3M Deutschland GmbH, Seefeld)
5 (SF3)	OptiBond™ eXTRa Universal (KaVo Kerr, KaVo Dental GmbH, Biberach)	SonicFill™ 3 (KaVo Kerr, KaVo Dental GmbH, Biberach)
6 (VCB)	Futurabond® U (Voco GmbH, Cuxhaven)	VisCalor® bulk (Voco GmbH, Cuxhaven)
7 (EXF)	G-Premio Bond (GC Europe A.G., GC Germany GmbH, Bad Homburg vor der Höhe)	everX Flow™ (GC Europe A.G., GC Germany GmbH, Bad Homburg vor der Höhe)
8 (SFO)	Kein Adhäsiv	Surefil One™ (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)
9 (DEX)	Prime & Bond® NT (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)	Dyract® eXtra (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)

Der Füllvorgang wurde bei allen (initial) fließfähigen Füllungsmaterialien (Gruppen 1, 3, 5, 6 und 7; s. Tabelle 2, S. 29) sowie beim selbstadhäsiven Kompositybrid (Gruppe 8, s. Tabelle 2, S. 29) durch Verwendung einer Matrize (Tofflemire Matrizen 0,05 mm, Form 15, Art.-Nr. 47673, Pluradent AG & Co. KG, Offenbach) unterstützt. Sofern vom jeweiligen Hersteller angeboten, wurden alle Füllungsmaterialien in der Farbvariante A2 verwendet; alternativ wurde auf die Universalfarbe zurückgegriffen (s. Tabelle 8, S. 131). Die Eigenschaften der Füllungsmaterialien sind Tabelle 7 (S. 127 ff.) und Tabelle 8 (S. 131 ff.) zu entnehmen.

Nach der Applikation des Füllungsmaterials in die Klasse-II-Kavität wurde jede Schicht unter Verwendung einer Polymerisationslampe (Bluephase G2, Ivoclar Vivadent AG) mit einer Lichtintensität von mindestens 1.200 mW/cm² (nach Herstellerangaben; nach Messung mit dem CURE RITE VISIBLE CURING LIGHT METER, Dentsply Caulk, Milford, USA: 1289-1408 mW/cm²) und einem Emissionsspektrum im Bereich von 385-515 nm für jeweils 30 s ausgehärtet. Füllungsüberschüsse und Bondingreste wurden mit einem Universalscaler (Universalscaler, sehr fein S204SD Griff, Hu-Friedy Mfg. Co., LLC, Frankfurt am Main) entfernt. Die Ausarbeitung und Politur der Füllungen wurde unter Verwendung von Sof-Lex-Scheiben (3M™ Sof-Lex™ Polierscheiben, Artikelnummern 1981M, 1981F und 1981SF, 3M™ Deutschland GmbH) und gelben Polierern (Identoflex™ Komposit-Polierer, ID 5021, ID 5061, ID 5081, Kerr GmbH, Biberach) erreicht. Nach dem Füllen sowie während der Ausarbeitung und der Politur wurden die Füllungsänder parallel zunächst mittels einer Tisch-Lupenleuchte (Magnifer GlassLamp, Modelnummer 8093, MBFZ toolcraft GmbH, Georgensmünd) und folgend mit einem Auflichtmikroskop (Nikon AZ100M in Kombination mit Nikon DS-Ri1, beides Nikon Europe BV, Amsterdam, Niederlande) auf Füllungsüberschüsse untersucht, welche durch weitere Formkorrektur und Politur beseitigt wurden.

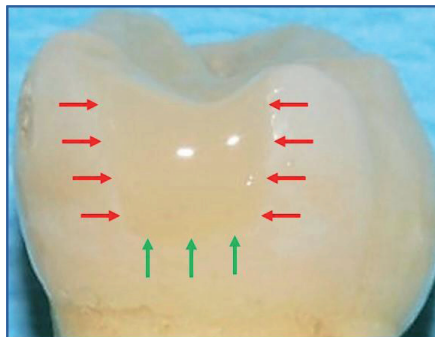


Abbildung 4: Ausgearbeitete und polierte Füllung. Die Pfeilspitzen verweisen auf den Füllungsrand. Rote Pfeile markieren den approximalen, grüne Pfeile den zervikalen Füllungsrandbereich.

4.6 Lagerung, thermozyklische und mechanische Belastung (Thermomechanische Belastung/TMB)

Nach der adhäsiven Versorgung wurden die Milchzahnproben für 28 Tage bei + 37 °C im Brutschrank (Typ B20 Heraeus Holding GmbH, Hanau; s. Abbildung 5) gelagert. Der nächste Schritt bestand aus dem Thermocycling (TCS 30, Syndicad, München; 2.500 Zyklen; +5,0 °C/+55,0 °C; 30 Sekunden Verweildauer; 15 Sekunden Abtropfphase; s. Abbildung 5) der restaurativ versorgten Milchzähne. Wenn zu stark divergierende oder zu lange Milchzahnwurzeln eine korrekte Positionierung der Zahnprobe auf der Kausimulatorplatte verhinderten, wurden die Wurzeln mit einem rotierenden, konischen Diamanten (6852.314.023, ISO 806 314 164534 023, Länge: 6,0 mm, Komet Dental/Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) eingekürzt. Im Anschluss erfolgte das adhäsive Befestigen der Milchmolaren auf den Kausimulatorplatten (Holder Composit / Steatit ball, Order code: 0.02.011, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham). Hierfür wurden die Zahnwurzeln mit einem Adhäsiv (3M™ Scotchbond™ Universal, 3M Deutschland GmbH) konditioniert und die Zahnprobe anschließend mittels eines stopfbaren Komposites (Filtek™ Z250 Universal Composite, Farbe A3, 3M Deutschland GmbH) auf der Kausimulatorplatte fixiert. Anschließend fand die mechanische Belastung der Zahnproben im Kausimulator (CS-4.8, SD Mechatronik GmbH; 100.000 Zyklen; 50 N Kraftbelastung; Frequenz 1,67 Hz; s. Abbildung 5) statt. Den Antagonisten bildete hierbei eine Steatitkugel (6 mm Durchmesser), welche vorab so ausgerichtet wurde, dass sie die Milchzahnfüllung initial möglichst mittig im Bereich der Randleiste traf.



Abbildung 5: Schematische Darstellung der Lagerung, der thermozyklischen und der mechanischen Belastung

4.7 Abformung und Replikaherstellung

Im Verlauf des Experiments waren vier Doppelmischabformungen (Panasil Putty und Panasil Initial Contact Light, Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; zusammen verwendet mit Miratray-Mini Abformlöffeln, Hager & Werken GmbH & Co. KG, Duisburg) pro Zahnprobe vorgesehen.

Die erste Abformung erfolgte nach der Lagerung der Proben im Brutschrank (= Baseline-Zeitpunkt = T0; Abformung der Approximalseite der Zahnprobe, welche die zu untersuchende Füllung aufwies [= Abformung A]).

Nach dem Thermocycling, aber vor der mechanischen Belastung, wurden zwei weitere Abformungen (= Zeitpunkt 1 = T1; Abformung der Okklusalfäche der Zahnprobe [= Abformung BII]) genommen, die letzten beiden nach der mechanischen Belastung im Kausimulator (= Zeitpunkt 2 = T2; je eine Abformung der Approximalseite der Zahnprobe, welche die zu untersuchende Füllung aufwies [= Abformung C] und eine Abformung der Okklusalfäche der Zahnprobe [= Abformung CII]).

Die Abformungen der Approximalseite, welche die zu untersuchende Füllung aufwies, dienten der quantitativen Randanalyse (s. Punkt 4.8.1, S. 32 ff.) und die Abformungen der Okklusalfäche der Abrasionsanalyse (s. Punkt 4.8.2, S. 38 ff.). Anschließend wurden alle Abformungen mit AlphaDieMF (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe) nach Herstellerangaben ausgegossen. Die Polymerisation fand dabei in einem Polymerisationsdrucktopf (S-U-ACRYLMAT 4 Liter, SCHULER-DENTAL GmbH & Co. KG, Ulm) für 15 Minuten bei 2 bar Luftdruck statt.

Eine schematische Darstellung der Abläufe und der Reihenfolge der Abformungen ist Abbildung 7 (S. 40) zu entnehmen.


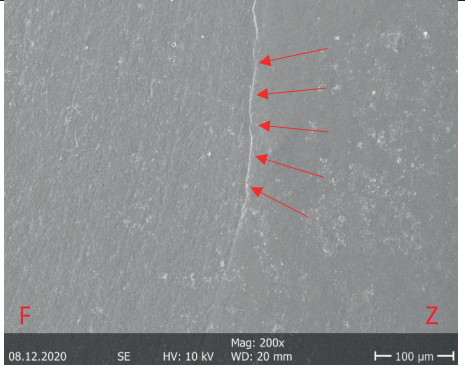
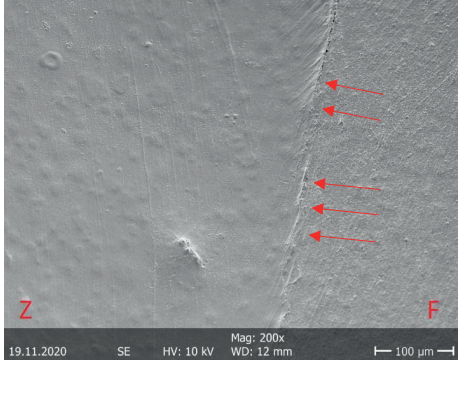
4.8 Auswertung

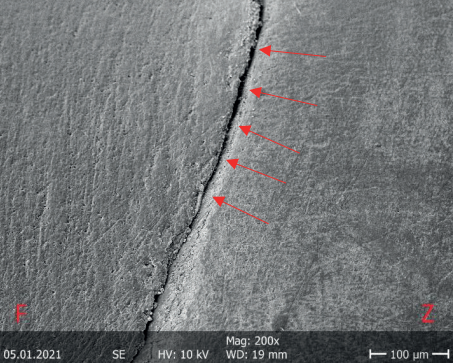
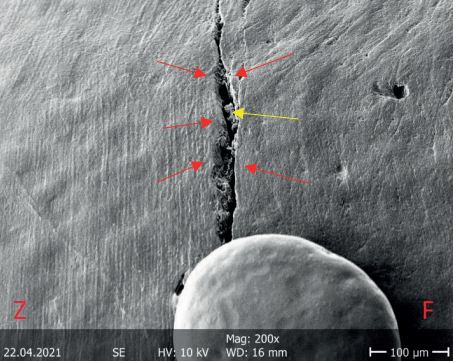
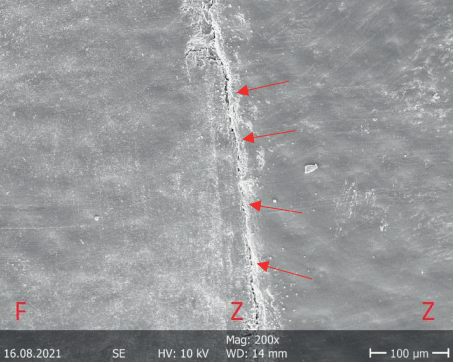
4.8.1 Rasterelektronenmikroskopische (REM) Auswertung (Randanalyse)

Die gewonnenen Replikas beider Abformungszeitpunkte dienten der Auswertung mit dem Rasterelektronenmikroskop (Amray Modell Nr. 1810, Amray Inc., Bedford, Massachusetts, USA; Beschleunigungsspannung 10 kV, 200 x Vergrößerung). Im Rahmen der Probenvorbereitung wurde jeweils eine Replika mittels eines Spezialklebers (Leit-C nach Göcke, Plano GmbH, Wetzlar) auf einem REM-Probenteller (0,5 Zoll Aluminium Specimen Stubs, Art.-Nr. G301, Agar Scientific Ltd, Essex, United Kingdom) befestigt. Nach 24 h wurden die Replikas mithilfe eines Sputtergerätes (POLARON

SC502 SPUTTER COATER, Fisons plc, Ipswich, United Kingdom) mit Gold besputtert, sodass die Modelle von einer circa 20 nm dicken Goldschicht überzogen waren. Anschließend erfolgte jeweils eine Übersichtsaufnahme unter dem Rasterelektronenmikroskop. Die entsprechende Vergrößerung wurde so gewählt, dass der Kavitätenrand, von approximal betrachtet, vollständig sichtbar war. Danach wurde der gesamte Kavitätenrand bei 200 x Vergrößerung durch Aufnahme mehrerer Einzelbilder mit dem Softwareprogramm „DISS 5“ (DISS 5 Digital Image Scanning System, point electronic GmbH, Halle, Deutschland) nach und nach abgelichtet, wobei auf zwei aufeinanderfolgenden Einzelaufnahmen jeweils ein überlappender Bereich zu finden sein sollte. Mithilfe des Softwareprogramms „Fiji is Just Image J“ (<https://imagej.net/Fiji/Downloads>, Freeware, Wayne Rasband, National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA) wurden die Einzelaufnahmen der Füllungsänderungen zusammengesetzt. Das Zusammensetzen der Bilder und die spätere Auswertung dieser gliederte sich in insgesamt drei Teilabschnitte. Der erste Abschnitt (= „approximal 1“) begann am Übergang des rechten approximalen Füllungsrandbereichs in die Okklusalfäche und endete am Scheitelpunkt der Krümmung des Übergangs des rechten approximalen Füllungsrandbereichs in den zervikalen Füllungsrandbereich. An dieser Stelle begann der zweite Teilabschnitt (= „zervikal“), welcher am Scheitelpunkt der Krümmung des Übergangs des zervikalen in den linken approximalen Füllungsrandbereich endete. Der nachfolgende dritte Füllungsrandabschnitt (= „approximal 2“) schloss am Übergang des linken approximalen Füllungsrandes in die Okklusalfäche ab. Die Auswertung der zusammengesetzten Einzelaufnahmen, die quantitative Randanalyse, erfolgte mithilfe des Softwareprogrammes „KHK's Quantigap“ (http://www.kunzelmann.de/6_software-imagej-quantitative_margin_analysis.html, Free-ware, Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann, Ludwig-Maximilians-Universität München, München). Hierbei wurden die verschiedenen Anteile des Füllungsrandes der zusammengesetzten Aufnahmen (approximal 1, zervikal, approximal 2) jeweils den Kategorien „Perfekter Rand“, „Positive Stufe“, „Negative Stufe“, „Spalt“, „Fraktur“, „Spalt im Schmelz“, „Überschuss“ oder „Nicht beurteilbar“ zugeordnet (s. Tabelle 3/Tabelle 4/Tabelle 5, Seiten 34 ff./37/37 ff.). Betrug die Summe der Kriterien „Überschuss“ und „Nicht beurteilbar“ mehr als 20 % der Gesamtlänge des Füllungsrandes, so wurde die Probe verworfen und eine neue Milchzahnprobe für die jeweilige Versuchsgruppe hergestellt und analysiert.

Tabelle 3: Bewertungskriterien Quantitative Randanalyse

Bewertungskriterium:	Beschreibung:	Abbildung:
<p>Perfekter Rand</p> <p>(Farbcodierung Auswertungsprogramm: rot)</p>	<p>Zahnschmelz (Z) und Füllungsmaterial (F) schließen bündig und in einer Ebene liegend miteinander ab (rote Pfeilspitzen).</p>	
<p>Positive Stufe</p> <p>(Farbcodierung Auswertungsprogramm: rosa)</p>	<p>Das Füllungsmaterial (F) überragt den Zahnschmelz. Die Reflexion des Elektrodenstrahls wird im Bereich des Zahnschmelzes (Z) sichtbar (rote Pfeilspitzen).</p>	
<p>Negative Stufe</p> <p>(Farbcodierung Auswertungsprogramm: orange)</p>	<p>Der Zahnschmelz (Z) überragt das Füllungsmaterial (F). Die Reflexion des Elektrodenstrahls wird im Bereich des überstehenden Schmelzes auf Seiten des Füllungsmaterials sichtbar (rote Pfeilspitzen).</p>	

<p>Spalt</p> <p>(Farbcodierung Auswertungsprogramm: blau)</p>	<p>Distanz zwischen Füllungsmaterial (F) und Zahnschmelz (Z) ohne ersichtlichen Substanzverlust des Füllungsmaterials, welche als linienförmiger Schatten in Erscheinung tritt (rote Pfeilspitzen).</p>	
<p>Fraktur</p> <p>(Farbcodierung Auswertungsprogramm: grün)</p>	<p>Distanz zwischen Füllungsmaterial (F) und Zahnschmelz (Z) mit ersichtlichem Substanzverlust des Füllungsmaterials (Frakturspalt; rote Pfeilspitzen). Teilweise sind Fragmente des Füllungsmaterials im Frakturspalt erkennbar (gelbe Pfeilspitze).</p>	
<p>Spalt im Schmelz</p> <p>(Farbcodierung Auswertungsprogramm: gelb)</p>	<p>Linienförmiger Schatten (rote Pfeilspitzen), der neben der Füllung (F) im Bereich des Zahnschmelzes (Z) lokalisiert ist.</p>	

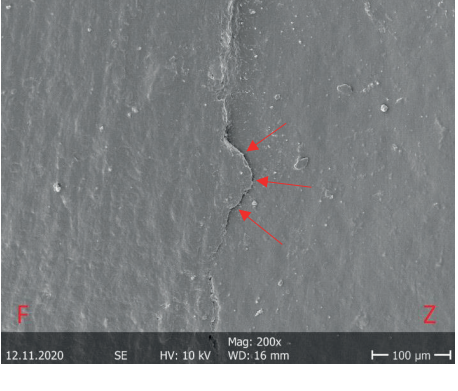
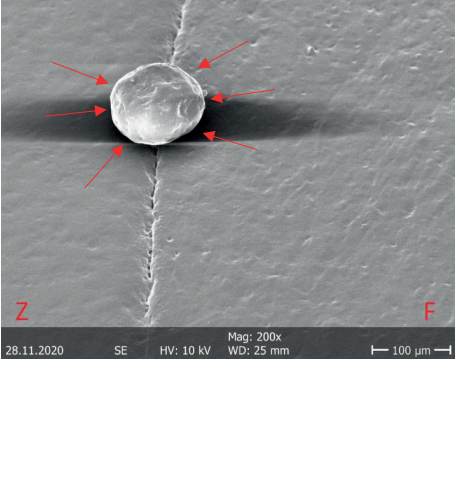
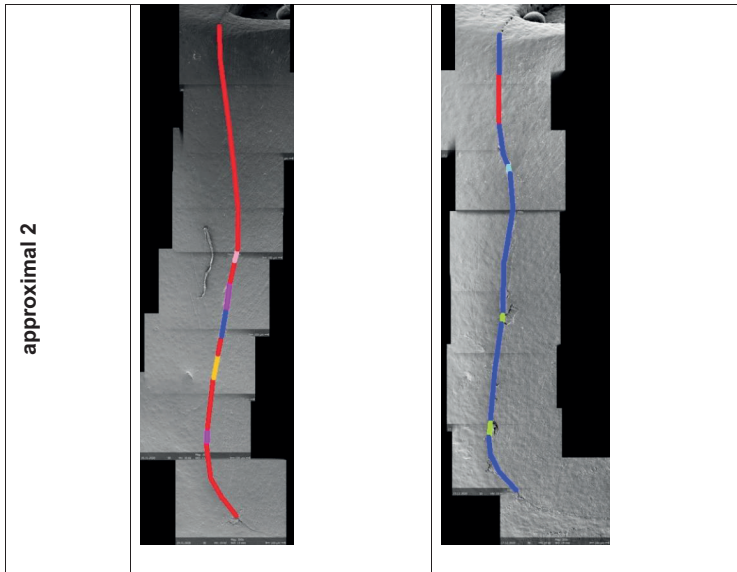
<p>Überschuss</p> <p>(Farbcodierung Auswertungsprogramm: pink)</p>	<p>Das Füllungsmaterial (F) überlappt (rote Pfeilspitzen) den Zahnschmelz (Z).</p>	 <p>12.11.2020 SE HV: 10 kV Mag: 200x WD: 16 mm 100 µm</p>
<p>Nicht beurteilbar</p> <p>(Farbcodierung Auswertungsprogramm: türkis)</p>	<p>Der dargestellte Füllungsrandbereich ist keinem der sieben anderen Kriterien zuzuordnen oder wird von Strukturen überlagert, die weder dem Zahnschmelz (Z) noch dem Füllungsmaterial (F) zugeordnet werden können (rote Pfeilspitzen).</p>	 <p>28.11.2020 SE HV: 10 kV Mag: 200x WD: 25 mm 100 µm</p>

Tabelle 4: Schematische Darstellung Auswertung Randanalyse zervikaler Füllungsrandanteil. Zusammengesetzte REM-Aufnahmen bei 200 x Vergrößerung. Rot: Perfekter Rand, rosa: positive Stufe, blau: Spalt, türkis: nicht beurteilbar. TMB = thermomechanische Belastung

Zervikal	
vor TMB (Abformung A)	
nach TMB (Abformung C)	

Tabelle 5: Schematische Darstellung Auswertung Randanalyse approximaler Füllungsrandanteil (approximal 1 und 2). Zusammengesetzte REM-Aufnahmen bei 200 x Vergrößerung. Rot: Perfekter Rand, pink: Überschuss, rosa: positive Stufe, orange: negative Stufe, blau: Spalt, türkis: nicht beurteilbar, grün: Fraktur.

	vor TMB (Abformung A)	nach TMB (Abformung C)
approximal 1		



4.8.2 Quantifizierung des Verschleißbetrags (Verschleißanalyse)

Der okklusale Abtragsverschleiß der Füllungsmaterialien im Bereich der Randleiste ließ sich anhand des vertikalen Höhenverlustes mithilfe eines 3D-Scan-Verfahrens mit einem Streifenlichtscanner (ATOS Core 45, Messvolumen: 45 x 30 x 25 mm, Arbeitsabstand: 170 mm, Punktabstand: 0,02 mm; zusammen verwendet mit dem Softwareprogramm ATOS Prof. 2018, beides GOM GmbH, Braunschweig) bestimmen. Vor Beginn des Scanvorgangs wurden die Replikas mit einer Schicht eines CAD/CAM-Sprays (CEREC Optispray, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) überzogen und der Streifenlichtscanner unter Verwendung einer zugehörigen Kalibrierplatte kalibriert. Für die Verschleißanalyse wurden jeweils Replikas der Abformungen der Okklusalfächen der Versuchsproben vor und nach der mechanischen Belastung gescannt. Durch den Scanvorgang wurden Punktwolken in Form der Replikas erzeugt, die mithilfe der Software „ATOS Prof. 2018“ (ATOS Prof. 2018, GOM GmbH) in Polygonnetze umgewandelt wurden. Unter Verwendung des Softwareprogramms „GOM Inspect 2020“ (GOM Inspect 2020, GOM GmbH) fanden das Matching zweier zusammengehöriger Polygonnetze (jeweils vor [= CAD-Körper] und nach [= Netz-Körper] mechanischer Belastung), das Entfernen irrelevanter Scanbereiche und die Messung des Höhenverlustes in mm statt. Für ein optimales Matching wurden artifizielle Bereiche, wie beispielsweise Bläschen, die beim Herstellungsvorgang der Replikas entstehen können,

ausgespart. Zur Messung des Höhenverlustes wurde eine Region-of-Interest (s. Abbildung 6) im Bereich der Randleiste, die mechanisch belastet wurde, festgelegt. Innerhalb dieser Region-of-Interest wurden anschließend maximaler, minimaler und durchschnittlicher Höhenverlust gemessen. Der CAD-Körper stellt dabei die Ausgangssituation dar. Die Ergebniswerte werden mit negativem Vorzeichen angegeben.

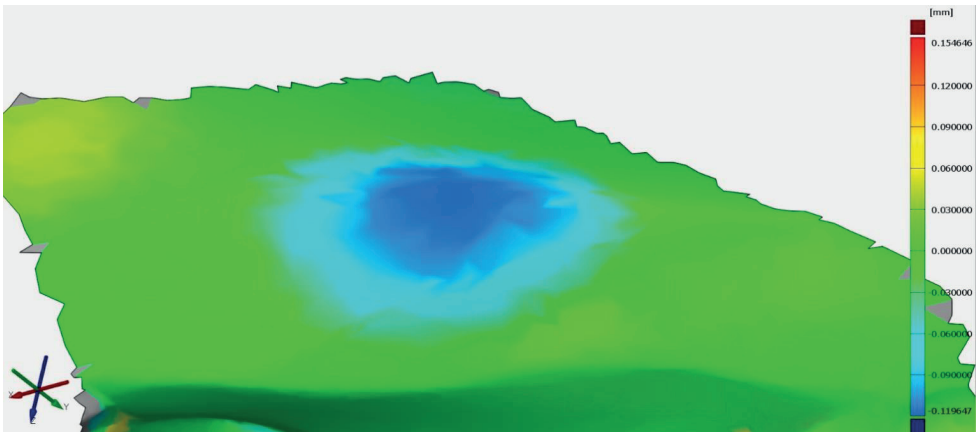


Abbildung 6: Verschleißanalyse: Darstellung der Abtragsverschleiß-/Kontaktfläche des Steatit-Antagonisten (dunkelblaues Zentrum mit hellblauem Rand = Region-of-Interest)

4.8.3 Qualitative Untersuchung Oberflächenbeschaffenheit Antagonistenkontaktareal (exemplarisch)

Für die Betrachtung der Oberflächenbeschaffenheit des jeweiligen Füllungsmaterials (Gruppen 1-9, s. Tabelle 2, S. 29) im Bereich des Antagonistenkontaktes wurde exemplarisch jeweils ein Replika der jeweiligen Gruppe aus der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung nach thermomechanischer Belastung (Abformung C, vgl. Punkt 4.7, S. 32) im Bereich der Impression des Antagonisten im Füllungsmaterial unter dem Rasterelektronenmikroskop (Amray Modell Nr. 1810, Amray Inc., Bedford, Massachusetts, USA; Beschleunigungsspannung 10 kV) betrachtet. Es erfolgte zunächst eine Übersichtsaufnahme des Antagonistenkontaktbereiches (der Vergrößerungsfaktor wurde so gewählt, dass die Impression im Füllungsmaterial vollständig dargestellt wurde) und anschließend eine Aufnahme der Oberflächenbeschaffenheit des Füllungsmaterials im Kontaktareal bei 1.000 x Vergrößerung.

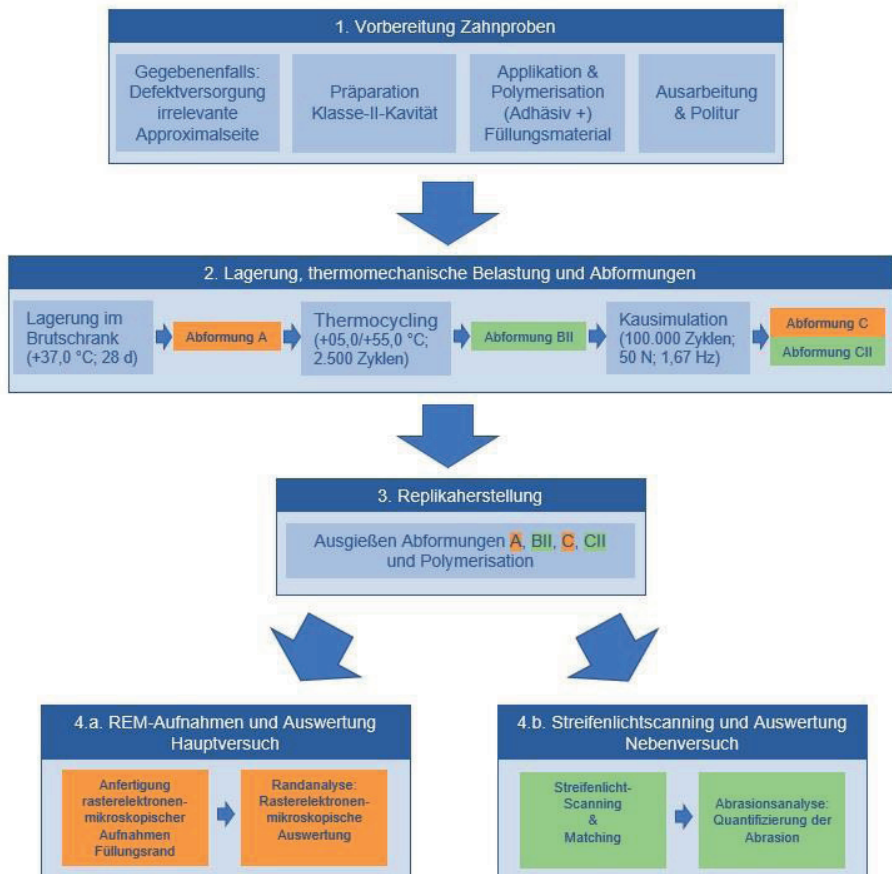


Abbildung 7: Schematische Darstellung Übersicht Material und Methode (Schritte vor der statistischen Auswertung)

4.8.4 Statistische Auswertung

Die gesamte statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mit dem Softwareprogramm „IBM® SPSS® Statistics 26.0“ (IBM, Armonk, New York, USA). Zunächst wurden für die erhobenen Ergebniswerte für die Rand- und die Verschleißanalyse deskriptive Statistiken erstellt und die jeweiligen Verteilungen anschließend unter Verwendung des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung überprüft (Voraussetzungsprüfung). Wurde die Normalverteilungsannahme verletzt, erfolgte die weitere statistische Analyse unter Verwendung nichtparametrischer statistischer Tests.

Für die statistische Auswertung der Kalibrierungs- sowie der Gesamtversuchsergebnisse der Randanalyse wurden die Auswertungsergebnisse der beiden approximalen Füllungsrandbereiche („approximal 1“ und „approximal 2“) vorab summiert und unter der Bezeichnung „approximal“ gelistet.

Für die Auswertung der Ergebnisse der Randanalysen-Kalibrierung wurden die Inter- und Intrarater-Reliabilität (jeweils $\alpha = 5\%$) bestimmt. Von einer erfolgreichen Kalibrierung wurde ausgegangen, wenn die Übereinstimmung der Ergebniswerte $\geq 95\%$ betrug.

Zur Darstellung der deskriptiven Statistiken wurden der Medianwert und der Interquartilsabstand (= IQR = Spanne vom 25 %-Quartil bis zum 75 %-Quartil) als repräsentative Werte verwendet.

Hinsichtlich der Auswertung des Hauptversuchs, der Randanalyse, ist zu erwähnen, dass Bewertungskriterien, die in der deskriptiven Statistik weder vor noch nach TMB mit einem Medianwert $\geq 15\%$ erscheinen, im Rahmen der induktiven Statistik nicht berücksichtigt werden.

Bei der induktiven Statistik der Randanalyse wurden zunächst statistisch signifikante Unterschiede vor und nach thermomechanischer Belastung innerhalb der Materialgruppen (T2 zu T0) pro Bewertungskriterium mithilfe des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests (nichtparametrischer statistischer Test; $\alpha = 5\%$) ermittelt. Mittels Kruskal-Wallis-Test (nichtparametrischer statistischer Test; $\alpha = 5\%$) wurden für jedes Bewertungskriterium der Randanalyse paarweise Vergleiche der einzelnen Materialgruppen untereinander vorgenommen. Zur Vermeidung einer möglichen Kumulierung des Alpha-Fehlers durch multiples Testen erfolgte anschließend eine Korrektur der Ergebniswerte mithilfe der Bonferroni-Holm-Methode für multiples Testen. Außerdem wurde geprüft, ob statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Ergebnissen der Randanalyse im approximalen und im zervikalen Füllungsrandbereich

innerhalb einer Materialgruppe bestehen. Hierfür wurde erneut der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ($\alpha = 5\%$) verwendet.

Die statistische Auswertung der Verschleißanalyse, der Vergleich der Materialgruppen hinsichtlich des minimalen, maximalen und durchschnittlichen vertikalen Höhenverlustes untereinander, erfolgte mittels Kruskal-Wallis-Test. Die Ergebnisse wurden im Anschluss mithilfe der Bonferroni-Holm-Methode korrigiert.

Das Signifikanzniveau (α) wurde für die gesamte statistische Auswertung auf 5 % festgelegt. Für die Ergebnisse der induktiven Statistik wurde jeweils der p -Wert, bei Gruppenvergleichen nach Bonferroni-Holm-Korrektur, angegeben.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse Randanalyse

5.1.1 Deskriptive Statistik Randanalyse

Approximaler Füllungsrandbereich

Das Bewertungskriterium „Perfekter Rand“ war im approximalen Füllungsrandbereich vor TMB in allen Gruppen im Median von 43 % (IQR: 28-62 %; Kompomer, Gruppe 9, s. Tabelle 2, S. 29) bis 84 % (IQR: 81-89 %; thermovisköses Bulk-Fill-Komposit, Gruppe 6) vor TMB deutlich vertreten.

Randspalten waren vor TMB im Median zwischen 0 % (Gruppen 1, 5 und 6; fließfähiges schallaktivierbares und thermovisköses Bulk-Fill-Komposit) und 17 % (selbstadhäsives Komposit hybrid) zu detektieren.

Nach TMB reduzierte sich der prozentuale Anteil an „Perfektem Rand“ zwischen 5 % (IQR: 3-10 %; selbstadhäsives Komposit hybrid, Gruppe 8) und 70 % (IQR: 64-76 %; thermovisköses Bulk-Fill-Komposit, Gruppe 6) im Median. Speziell zu erwähnen sind außerdem das Kompomer (Gruppe 9) und das fließfähigen Bulk-Fill-Komposit Venus Bulk Fill (Gruppe 3), bei denen der Anteil an perfektem Rand im Median mit 14 % und 19 % vergleichsweise gering ausfiel.

Zugunsten der Reduktion des Anteils an perfektem Rand nahm nach TMB vor allem der Anteil an Randspalten in allen Gruppen zu. Im Median bewegten sich die Werte zwischen 14 % (IQR: 8-32 %; thermovisköses Bulk-Fill-Komposit, Gruppe 6) beziehungsweise 28 % (IQR: 13-36 %; Kompomer, Gruppe 9) und 69 % (IQR: 67-75 %; fließfähiges Bulk-Fill-Komposit, Gruppe 3) beziehungsweise 80 % (IQR: 72-87 %; selbstadhäsives Komposit hybrid, Gruppe 8).

Paramarginale Spalten im Schmelz neben der Füllung traten ausschließlich beim Kompomer (Gruppe 9) auf (s. Abbildung 8, S. 44). Der Anteil war im Median mit 37% (IQR: 22-53 %) vor sowie 55 % (IQR: 27-66 %) nach TMB dominant vertreten.

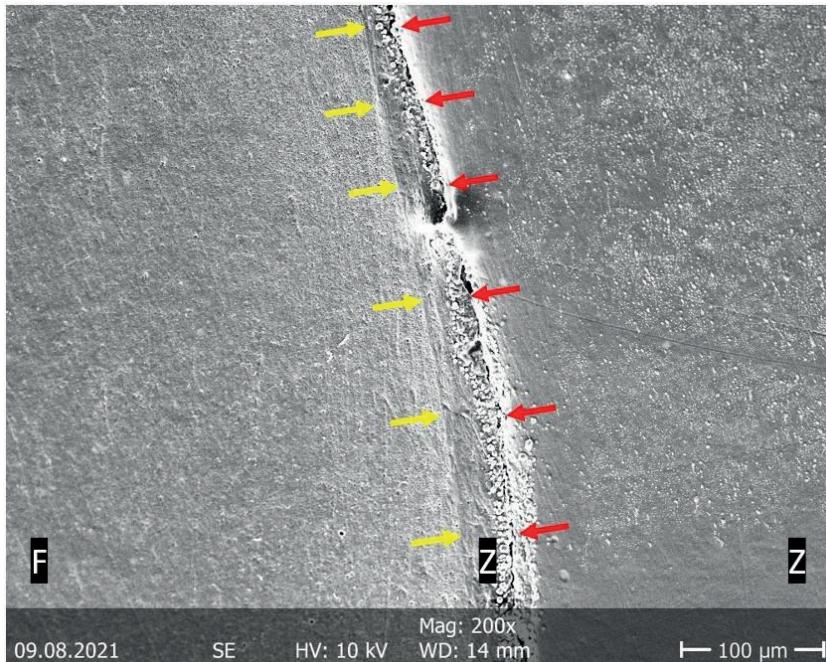


Abbildung 8: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme Füllungsrand Kompomer (Gruppe 9) bei 200 x Vergrößerung: exemplarische Darstellung paramarginaler Spalt im Schmelz; F: Füllungsmaterial, Z: Zahnschmelz, gelbe Pfeile: Füllungsrand, rote Pfeile: paramarginaler Spalt

Randfrakturen waren im approximalen Füllungsrandbereich im Median mit einem Anteil von 4 % einzig beim selbstadhäsiven Komposithybrid Surefil One (Gruppe 8) und ausschließlich nach TMB detektierbar.

Der Anteil an negativen Stufen (Median alle Gruppen: 0-9 %), positiven Stufen (Median alle Gruppen: 0-14 %), Überschüssen (Median alle Gruppen: 0-9 %) sowie nicht beurteilbaren Bereichen (Median alle Gruppen: 0-5 %) im approximalen Randbereich fiel vor und nach TMB insgesamt gering aus.

Eine grafische Darstellung der prozentualen Verteilung der Bewertungskriterien für den approximalen Füllungsrandbereich vor und nach TMB findet sich in Abbildung 9 (S. 45) und Abbildung 10 (S. 45).

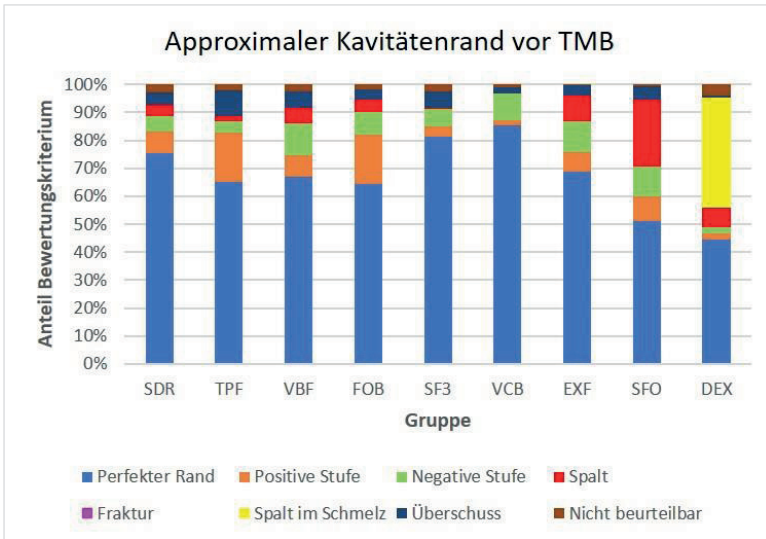


Abbildung 9: Gestapeltes Säulendiagramm: Prozentuale Verteilung Bewertungskriterien Gruppen 1-9 (SDR-DEX; s. Tabelle 2, S. 29); approximaler Füllungsrandbereich vor thermomechanischer Belastung

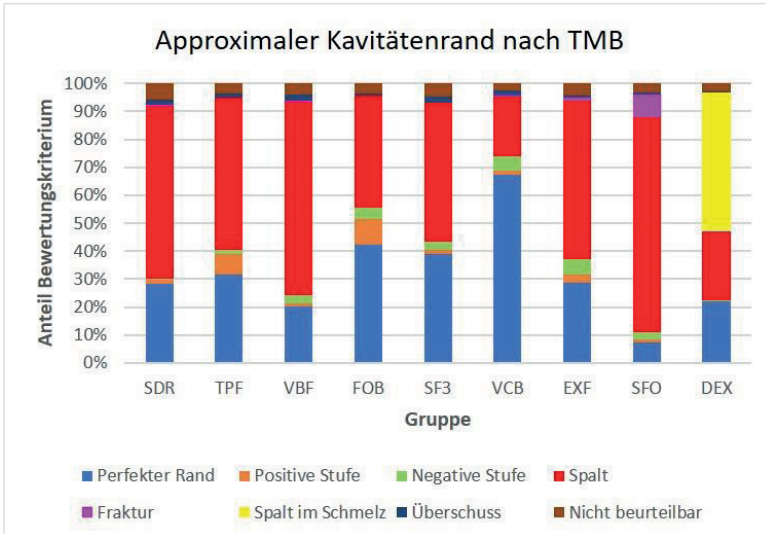


Abbildung 10: Gestapeltes Säulendiagramm: Prozentuale Verteilung Bewertungskriterien Gruppen 1-9 (SDR-DEX; s. Tabelle 2, S. 29); approximaler Füllungsrandbereich nach thermomechanischer Belastung

Zervikaler Füllungsrandbereich

Perfekte Randareale waren im zervikalen, wie auch im approximalen Füllungsrandbereich, vor TMB im Median von 27 % (IQR: 11-47 %; Kompomer, Gruppe 9) bis 99 % (IQR: 94-100 %; thermovisköses Bulk-Fill-Komposit, Gruppe 6) dominant vertreten.

Der Anteil an Randspalten fiel vor TMB zervikal im Median zwischen 0 % (alle Bulk-Fill-Komposite ohne Glasfaserinsertion [Gruppen 1-6] sowie das Kompomer [Gruppe 9]) und 12 % (selbstadhäsives Komposit hybrid, Gruppe 8) aus.

Auch im zervikalen Füllungsrandbereich reduzierte sich der Anteil an perfekten Randarealen nach TMB. Im Median lagen die Werte zwischen 5 % (IQR: 0-14 %; selbstadhäsives Komposit hybrid, Gruppe 8) respektive 8 % (IQR: 2-32 %; Kompomer, Gruppe 9) respektive 18 % (IQR: 10-32 %; Venus Bulk Fill, fließfähiges Bulk-Fill-Komposit, Gruppe 3) und 85 % (IQR: 69-91 %; thermovisköses Bulk-Fill-Komposit, Gruppe 6).

Zugunsten der Reduktion an perfektem Rand stieg auch im zervikalen Füllungsrandbereich nach TMB vor allem der Anteil an Randspalten an. Im Median bewegten sich die Werte zwischen 1 % (IQR: 0-9 %; Kompomer, Gruppe 9) beziehungsweise 15 % (IQR: 7-24 %; thermovisköses Bulk-Fill-Komposit, Gruppe 6) und 75 % (IQR: 62-87 %, Venus Bulk Fill, fließfähiges Bulk-Fill-Komposit, Gruppe 3) beziehungsweise 92 % (IQR: 86-98 %; selbstadhäsives Komposit hybrid, Gruppe 8).

Ebenso wie im approximalen Randareal traten paramarginale Spalten im Schmelz neben der Füllung im zervikalen Füllungsrandbereich ausschließlich beim Kompomer (Gruppe 9) auf. Auch hier war der Anteil im Median mit 55 % (IQR: 22-79 %) vor sowie 68 % (IQR: 41-87 %) nach TMB dominant vertreten.

Im zervikalen Füllungsrandbereich waren Randfrakturen im Median mit einem Anteil von 1 %, wie auch im approximalen Randbereich, einzig beim selbstadhäsiven Komposit hybrid Surefil One (Gruppe 8) und ausschließlich nach TMB detektierbar.

Wie im approximalen Füllungsrandbereich war der Anteil an negativen Stufen (Median alle Gruppen: 0-3 %), positiven Stufen (Median alle Gruppen: 0-6 %), Überschüssen (Median alle Gruppen: 0-3 %) sowie nicht beurteilbaren Bereichen (Median alle Gruppen: 0-4 %) zervikal vor und nach TMB generell gering. Grafisch wird die prozentuale Verteilung der Bewertungskriterien für den zervikalen Füllungsrandbereich vor und nach TMB durch Abbildung 11 (S. 47) und Abbildung 12 (S. 47) dargestellt.

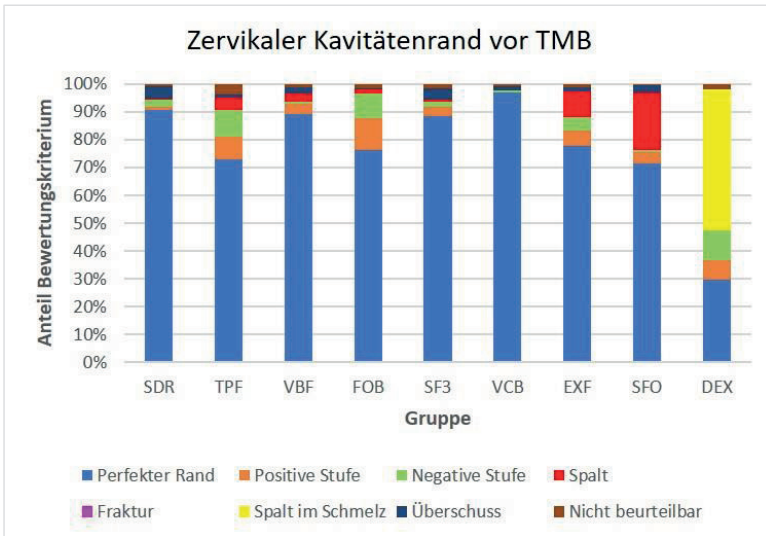


Abbildung 11: Gestapeltes Säulendiagramm: Prozentuale Verteilung Bewertungskriterien Gruppen 1-9 (SDR-DEX; s. Tabelle 2, S. 29); zervikaler Füllungsrandbereich vor thermomechanischer Belastung

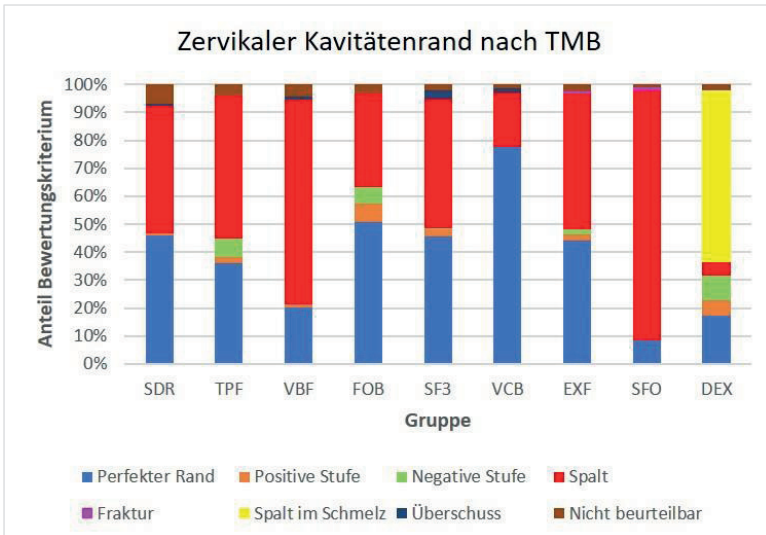


Abbildung 12: Gestapeltes Säulendiagramm: Prozentuale Verteilung Bewertungskriterien Gruppen 1-9 (SDR-DEX; s. Tabelle 2, S. 29); zervikaler Füllungsrandbereich nach thermomechanischer Belastung

5.1.2 Prüfung Normalverteilung Randanalyse

Bei der Betrachtung der Verteilungen der einzelnen Gruppen zeigte sich, dass für die Ausführung des Kolmogorov-Smirnov-Tests eine zu geringe Fallzahl ($n = 8$) vorlag (Voraussetzungsverletzung). Es resultierte die Verwendung nichtparametrischer Tests.

5.1.3 Veränderungen innerhalb der Gruppen Randanalyse

Hinsichtlich der Veränderungen der einzelnen Randqualitäten (Bewertungskriterien Füllungsrand) innerhalb der Gruppen lieferte der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ($\alpha = 0,05$) die folgenden Ergebnisse.

Bewertungskriterium „Perfekter Rand“

Der Anteil an perfektem Füllungsrand nahm sowohl im approximalen als auch im zervikalen Füllungsrandbereich in allen Gruppen nach der thermomechanischen Belastung signifikant ab ($p < 0,02$). Die Abnahme des Anteils an perfektem Rand ist exemplarisch in Abbildung 13 anhand REM-Aufnahmen des selbstadhäsiven Komposithybrids „Surefil One“ (Gruppe 8; s. Tabelle 2, S. 29) dargestellt.

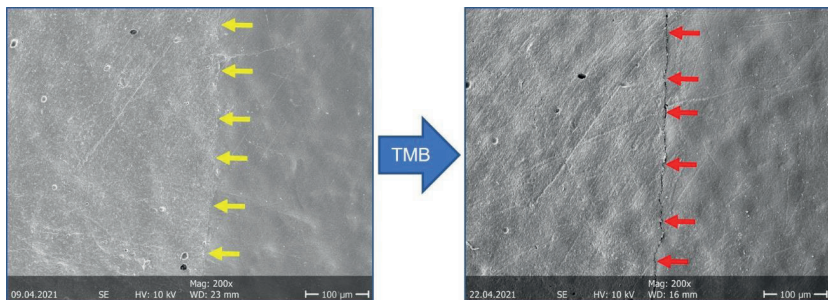


Abbildung 13: Exemplarische rasterelektronenmikroskopische Darstellung approximaler Füllungsrand Gruppe 8 (Surefil One) bei 200 x Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) thermomechanischer Belastung (TMB). Die Pfeile sind auf Seiten des Zahnschmelzes angeordnet und markieren den Füllungsrand. Gelbe Pfeile = perfekter Rand, rote Pfeile = Spalt.

Bewertungskriterium „Spalt“

In fast allen Gruppen zeigte sich im approximalen sowie zervikalen Füllungsrand eine signifikante Zunahme des Anteils an Randspalten nach thermomechanischer Belastung ($p < 0,02$ für Gruppen 1-8; vgl. exemplarische Darstellung Zunahme Randspalten nach TMB in Abbildung 14). Einzig im zervikalen Füllungsrandbereich der Kompomer-Gruppe (Gruppe 9) war für das Kriterium „Spalt“ keine signifikante Veränderung zu detektieren ($p > 0,05$).

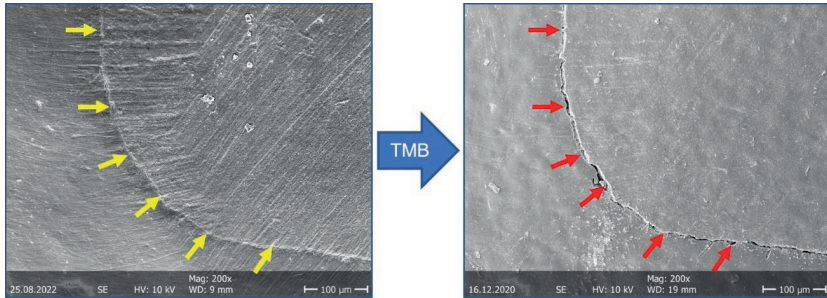


Abbildung 14: Exemplarische rasterelektronenmikroskopische Darstellung Füllungsrand Gruppe 3 (Venus Bulk Fill) bei 200 x Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) thermomechanischer Belastung (TMB). Die Pfeile sind auf Seiten des Zahnschmelzes angeordnet und markieren den Füllungsrand. Gelbe Pfeile = perfekter Rand, rote Pfeile = Spalt.

Bewertungskriterium „Spalt im Schmelz“

Das Kompomer „Dyract eXtra“ (Gruppe 9) zeigte eine Zunahme an Spalten im Schmelz neben dem Füllungsrand, die nur im zervikalen Füllungsrandbereich statistisch signifikant war ($p < 0,02$).

5.1.4 Gruppenunterschiede Randanalyse

Hinsichtlich der Unterschiede der Materialgruppen im Vergleich lieferte der Kruskal-Wallis-Test ($\alpha = 0,05$) die folgend genannten Ergebnisse.

Bewertungskriterium „Perfekter Rand“

Vor TMB fanden sich im approximalen Füllungsrandbereich signifikant mehr Anteile an perfektem Rand bei dem thermoviskösen Bulk-Fill-Komposit „VisCalor bulk“ (Gruppe 6) im Vergleich zu dem Kompomer „Dyract eXtra“ (Gruppe 9; $p < 0,002$) und zum selbstadhäsiven Komposit hybrid „Surefil One“ (Gruppe 8; $p < 0,001$). Auch wies das schallaktivierbare Bulk-Fill-Komposit „SonicFill 3“ (Gruppe 5) signifikant mehr Anteile an perfektem Rand im approximalen Füllungsrandbereich auf als das Kompomer (Gruppe 9; $p < 0,03$) und das selbstadhäsive Komposit hybrid (Gruppe 8; $p < 0,02$).

Nach TMB zeigten sich im approximalen Füllungsrandbereich signifikant mehr Anteile an perfektem Rand beim thermoviskösen „VisCalor bulk“ (Gruppe 6; vgl. Abbildung 15) im Vergleich zu dem fließfähigen Bulk-Fill-Komposit „Venus Bulk Fill“ (Gruppe 3; $p < 0,02$; vgl. Abbildung 16, S. 51), dem Kompomer (Gruppe 9; $p < 0,02$) und dem selbstadhäsiven Komposit hybrid (Gruppe 8; $p < 0,001$; vgl. Abbildung 13, S. 48). Das selbstadhäsive Komposit hybrid „Surefil One“ (Gruppe 8) wies nach TMB im approximalen Füllungsrandbereich zusätzlich signifikant geringere Anteile an perfektem Rand gegenüber dem modellierbaren Bulk-Fill-Komposit „3M Filtek One Bulk Fill“ (Gruppe 4; $p < 0,03$) und dem schallaktivierbaren „SonicFill 3“ (Gruppe 5; $p < 0,05$) auf.

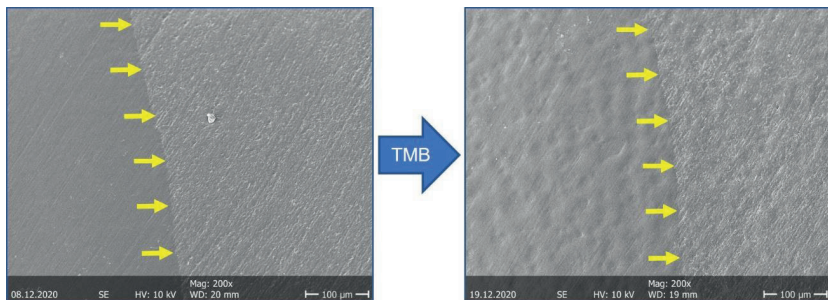


Abbildung 15: Exemplarische rasterelektronenmikroskopische Darstellung approximaler Füllungsrand Gruppe 6 (VisCalor bulk) bei 200 x Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) thermomechanischer Belastung (TMB). Die Pfeile sind auf Seiten des Zahnschmelzes angeordnet und markieren den Füllungsrand. Gelbe Pfeile = perfekter Rand

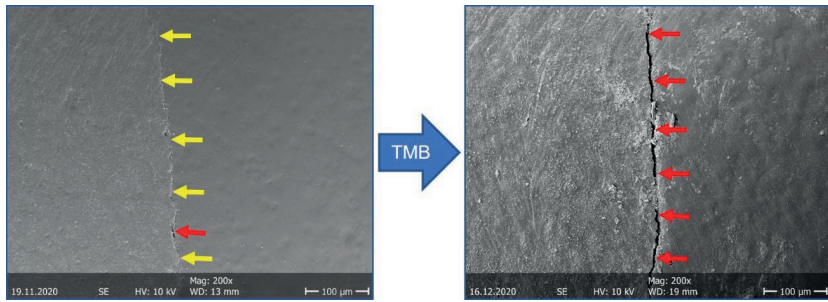


Abbildung 16: Exemplarische rasterelektronenmikroskopische Darstellung approximaler Füllungsrand Gruppe 3 (Venus Bulk Fill) bei 200 x Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) thermomechanischer Belastung (TMB). Die Pfeile sind auf Seiten des Zahnschmelzes angeordnet und markieren den Füllungsrand. Gelbe Pfeile = perfekter Rand, rote Pfeile = Spalt.

Die Ergebnisse der Randanalyse für das Kriterium „Perfekter Rand“ im approximalen Füllungsrandbereich vor und nach TMB sind grafisch in Abbildung 17 dargestellt.

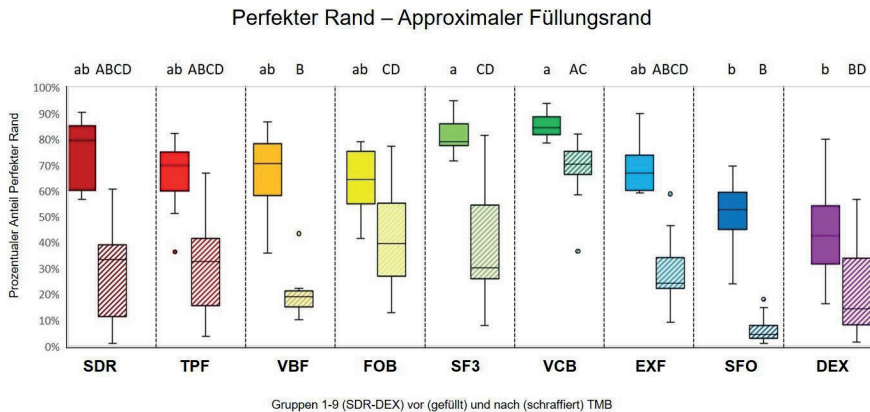


Abbildung 17: Boxplot Diagramm: prozentualer Anteil Bewertungskriterium „perfekter Rand“ im approximalen Füllungsrandbereich vor und nach thermomechanischer Belastung (TMB). Unterschiedliche Klein-/Großbuchstaben = statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen vor/nach TMB.

Im zervikalen Füllungsrandbereich zeigte sich vor TMB signifikant weniger perfekter Rand innerhalb der Kompomer-Gruppe (Gruppe 9) als innerhalb der fließfähigen oder

durch Schallaktivierung beziehungsweise Wärme kurzzeitig fließfähigen Bulk-Fill-Kompositgruppen 1 ($p < 0,006$), 3 ($p < 0,005$), 5 ($p < 0,005$) und 6 ($p < 0,001$).

Nach TMB wies das thermovisköse Bulk-Fill-Komposit „VisCalor bulk“ (Gruppe 6) am zervikalen Füllungsrand signifikant mehr perfekten Rand auf als das fließfähige Bulk-Fill-Komposit „Venus Bulk Fill“ (Gruppe 3; $p < 0,04$), das Kompomer „Dyract eXtra“ (Gruppe 9; $p < 0,009$) und das selbstadhäsive Komposit hybrid „Surefil One“ (Gruppe 8; $p < 0,001$).

Eine grafische Darstellung der Ergebnisse der Randanalyse für das Kriterium „Perfekter Rand“ vor und nach TMB im zervikalen Füllungsrandbereich findet sich in Abbildung 18.

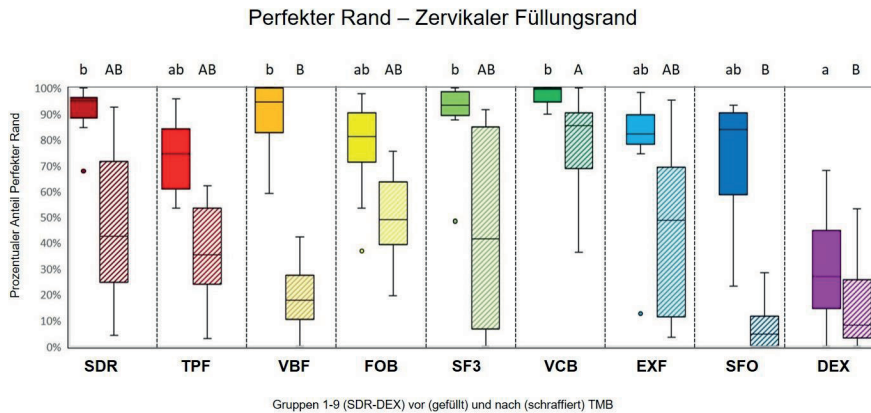


Abbildung 18: Boxplot Diagramm: prozentualer Anteil Bewertungskriterium „perfekter Rand“ im zervikalen Füllungsrandbereich vor und nach thermomechanischer Belastung (TMB). Unterschiedliche Klein-/Großbuchstaben = statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen vor/nach TMB.

Bewertungskriterium „Spalt“

Im approximalen Füllungsrandbereich wies das selbstadhäsive Komposit hybrid „Surefil One“ (Gruppe 8) vor TMB signifikant mehr Anteil an Spalt als das fließfähige Bulk-Fill-Komposit „SDR flow+“ (Gruppe 1; $p < 0,02$), das schallaktivierbare Bulk-Fill-Komposit „SonicFill 3“ (Gruppe 5; $p < 0,002$) und das thermovisköse Bulk-Fill-Komposit „VisCalor bulk“ (Gruppe 6; $p < 0,001$) auf.

Nach TMB zeigten sich signifikant weniger Anteile an Spalt im approximalen Füllungsrandbereich beim thermoviskösen Bulk-Fill-Komposit „VisCalor bulk“ (Gruppe 6;

vgl. Abbildung 15, S. 50) im Vergleich zu dem fließfähigen Bulk-Fill-Komposit „Venus Bulk Fill“ (Gruppe 3; $p < 0,005$; vgl. Abbildung 16, S. 51) und dem selbstadhäsiven Komposit hybrid „Surefil One“ (Gruppe 8; $p < 0,001$). Auch das Kompomer (Gruppe 9) wies signifikant weniger Anteile an Spalt auf als die Gruppen 3 ($p < 0,02$) und 8 ($p < 0,002$).

Die Ergebnisse der Randanalyse für das Kriterium „Spalt“ im approximalen Füllungsrandbereich vor und nach TMB sind grafisch in Abbildung 19 abgebildet.

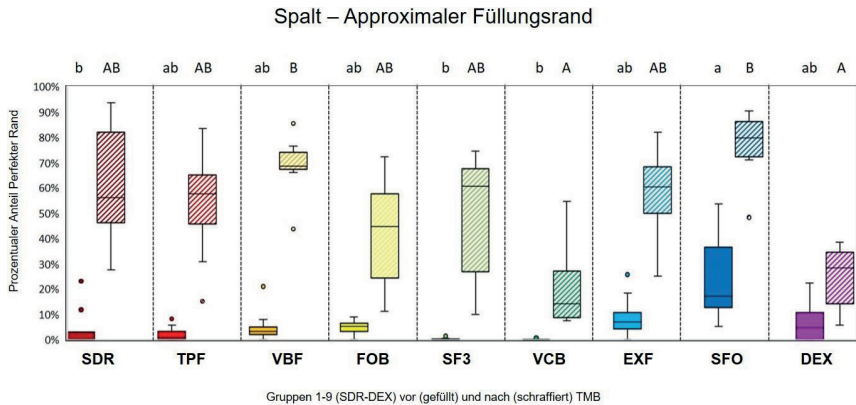


Abbildung 19: Boxplot Diagramm: prozentualer Anteil Bewertungskriterium „Spalt“ im approximalen Füllungsrandbereich vor und nach thermomechanischer Belastung (TMB). Unterschiedliche Klein-/Großbuchstaben = statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen vor/nach TMB.

Im zervikalen Füllungsrandbereich wies das selbstadhäsive Komposit hybrid (Gruppe 8) vor TMB signifikant mehr Anteile des Bewertungskriteriums „Spalt“ als die fließfähigen beziehungsweise kurzzeitig fließfähigen Bulk-Fill-Komposite der Gruppen 1 ($p < 0,02$), 5 ($p < 0,005$) und 6 ($p < 0,003$) und als das Kompomer (Gruppe 9; $p < 0,001$) auf.

Nach TMB zeigten sich im zervikalen Füllungsrandbereich signifikant größere Anteile an Spalt innerhalb der Gruppe 8 (selbstadhäsives Komposit hybrid) als innerhalb der Gruppen 4 (modellierbares Bulk-Fill-Komposit; $p < 0,04$), 6 (thermovisköses Bulk-Fill-Komposit; $p < 0,002$) und 9 (Kompomer; $p < 0,001$). Außerdem wies das Kompomer (Gruppe 9) hier signifikant weniger Spalt-Anteile auf als das fließfähige Bulk-Fill-Komposit „Venus Bulk Fill“ (Gruppe 3; $p < 0,001$).

Eine grafische Darstellung der Ergebnisse der Randanalyse für das Bewertungskriterium „Spalt“ vor und nach TMB im zervikalen Füllungsrandbereich findet sich in Abbildung 20.

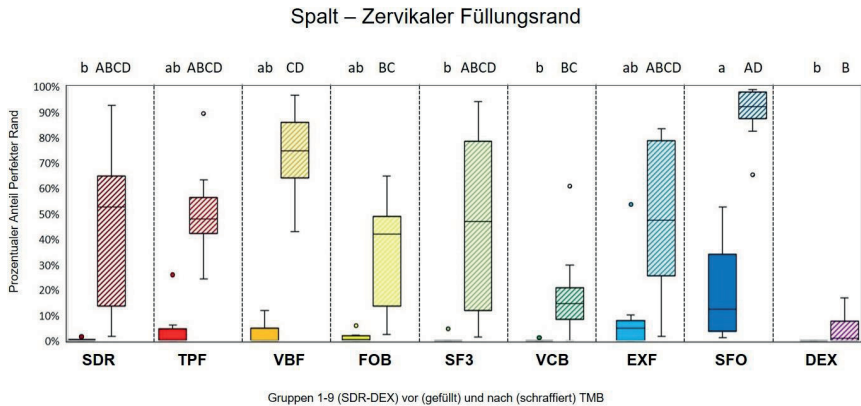


Abbildung 20: Boxplot Diagramm: prozentualer Anteil Bewertungskriterium „Spalt“ im zervikalen Füllungsrandbereich vor und nach thermomechanischer Belastung (TMB). Unterschiedliche Klein-/Großbuchstaben = statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen vor/nach TMB.

Bewertungskriterium „Spalt im Schmelz“

Hinsichtlich des Auftretens von paramarginalen Spalten im Schmelz neben der Füllung unterschied sich die Kompomer-Gruppe (Gruppe 9) statistisch signifikant von allen anderen Gruppen ($p < 0,001$) in allen Füllungsrandbereichen und zu allen Zeitpunkten.

Eine tabellarische Übersicht über die gesamte deskriptive Statistik der Randanalyse, inklusive der Darstellung statistisch signifikanter Gruppenunterschiede, findet sich im Anhang (s. Tabelle 10, S. 139 ff.).

5.1.5 Ergebnisse Vergleiche approximale vs. zervikale Füllungsrandareale

Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ($\alpha = 5\%$) lieferte für den Vergleich der approximalen Füllungsrandareale mit den zervikalen Füllungsrandarealen innerhalb der Gruppen vor und nach thermomechanischer Belastung die folgenden Ergebnisse.

Bewertungskriterium „Perfekter Rand“

Vor thermomechanischer Belastung waren innerhalb der fließfähigen beziehungsweise temporär fließfähigen Bulk-Fill-Komposit-Gruppen 1, 3 und 6 mehr Anteile an perfektem Rand zervikal als approximal ($p < 0,03$) und innerhalb der Kompomer-Gruppe (Gruppe 9) signifikant mehr Anteile an perfektem Rand approximal als zervikal ($p < 0,04$) zu detektieren.

Nach thermomechanischer Belastung fanden sich innerhalb des zervikalen Randanteils des thermoviskösen Bulk-Fill-Komposits „VisCalor bulk“ (Gruppe 6) signifikant mehr Anteile an perfektem Rand als im approximalen Füllungsrandbereich ($p < 0,03$).

Bewertungskriterium „Spalt“

Vor thermomechanischer Belastung konnten keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des Auftretens von Randspalten zwischen den zervikalen und approximalen Restaurationsrandarealen innerhalb der Materialgruppen festgestellt werden ($p > 0,05$).

Nach thermomechanischer Belastung wurden beim fließfähigen Bulk-Fill-Komposit „SDR flow+“ (Gruppe 1) und beim Kompomer „Dyract eXtra“ (Gruppe 9) signifikant mehr Spalten im approximalen als im zervikalen ($p < 0,05$) und beim selbstadhäsiven Komposit hybrid „Surefil One“ (Gruppe 8) signifikant mehr Spalten im zervikalen als im approximalen Füllungsrandbereich festgestellt ($p < 0,02$).

Bewertungskriterium „Spalt im Schmelz“

Hinsichtlich des Auftretens von Spalten im Schmelz neben dem Füllungsrand konnten weder vor noch nach thermomechanischer Belastung statistisch signifikante Unterschiede zwischen approximalen und zervikalen Füllungsrandbereichen festgestellt werden ($p > 0,05$).

5.2 Ergebnisse Verschleißanalyse

5.2.1 Deskriptive Statistik Verschleißanalyse

Die Ergebniswerte für die minimale Distanz zwischen den beiden Scankörpern schwanken im Median zwischen -80,27 μm (SDR flow+, Gruppe 1) und -35,98 μm (Tetric PowerFill, Gruppe 2). Hinsichtlich der maximalen Distanz zwischen CAD-Körper und Netz-Körper bewegen sich die Ergebniswerte im Median zwischen -134,72 μm (SDR flow+, Gruppe 1) und -60,58 μm (Venus Bulk Fill, Gruppe 3). Die Ergebniswerte des Mittelwerts der Distanz schwanken im Median zwischen -115,08 μm (SDR flow+, Gruppe 1) und -51,55 μm (Tetric PowerFill, Gruppe 2). Eine Übersicht über die deskriptive Statistik des Nebenversuchs, der Verschleißanalyse, liefert Tabelle 6 (S. 56).

Tabelle 6: Ergebnisse Verschleißanalyse

Gruppe	Median (IQR) in μm		
	Minimale Distanz	Maximale Distanz	Mittelwert Distanz
SDR	-80,27 (-113,49 – -69,51)	-134,72 (-173,36 – -108,46)	-115,08 (-142,97 – -97,01)
TPF	-35,98 (-64,19 – -31,17)	-62,24 (-122,40 – -50,52)	-51,55 (-105,36 – -40,61)
VBF	-40,63 (-54,32 – -31,65)	-60,58 (-105,09 – -39,38)	-52,66 (-84,97 – -36,26)
FOB	-42,77 (-53,05 – -32,78)	-73,90 (-85,92 – -62,87)	-62,74 (-67,56 – -51,71)
SF3	-64,63 (-78,21 – -38,54)	-97,90 (-162,50 – -64,65)	-81,79 (-128,93 – -56,93)
VCB	-41,76 (-59,63 – -21,72)	-79,20 (-170,52 – -59,24)	-66,86 (-120,67 – -48,08)
EXF	-39,09 (-48,32 – -32,25)	-83,79 (-111,44 – -56,36)	-63,25 (-86,73 – -48,92)
SFO	-41,29 (-50,05 – -38,34)	-127,99 (-268,18 – -115,06)	-83,08 (-117,44 – -77,22)
DEX	-39,08 (-42,74 – -30,65)	-132,97 (-174,25 – -101,65)	-93,84 (-123,77 – -73,47)

5.2.2 Prüfung Normalverteilung Verschleißanalyse

Auch bei Betrachtung der Verteilung der Ergebniswerte der einzelnen Gruppen der Verschleißanalyse zeigte sich, dass für die Ausführung des Kolmogorov-Smirnov-Tests eine zu geringe Fallzahl ($n = 8$) vorlag (Voraussetzungsverletzung). Es resultierte auch hier die Verwendung nichtparametrischer Tests.

5.2.3 Gruppenunterschiede Verschleißanalyse

Nach Anwendung des Kruskal-Wallis-Tests ($\alpha = 0,05$) und der anschließenden Korrektur mittels der Bonferroni-Holm-Methode ergaben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) zwischen den einzelnen Gruppen hinsichtlich des maximalen, minimalen sowie durchschnittlichen Höhenverlustes.

5.2.4 Qualitative Untersuchung Oberflächenbeschaffenheit

Antagonistenkontaktareal (exemplarisch)

Gruppe 1 (SDR flow+):

SDR flow+ weist ein Antagonistenkontaktareal mit relativ scharf begrenztem Rand auf. Die Form des Antagonisten ist in der Impression eindeutig nachvollziehbar. Im Randbereich des Kontaktareals sind einzelne Materialfrakturen erkennbar (vgl. Abbildung 1, links). Das Material zeigt im Antagonistenkontaktareal eine Oberfläche mit Arealen, aus denen die 20 nm bis 10 μm messenden Füllkörper herausgelöst wurden (vgl. Abbildung 1, rechts).

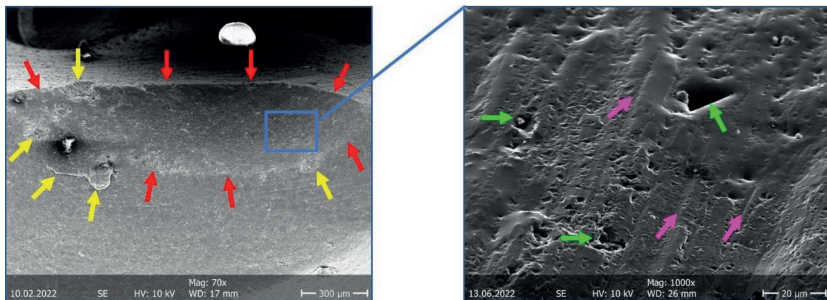


Abbildung 21: Links: Übersichtsaufnahme Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (SDR® flow+, Gruppe 1) bei 70 x Vergrößerung. Materialfrakturen im Randbereich des Kontaktareals sind exemplarisch durch gelbe Pfeile markiert. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren Areale, aus denen sich Füllkörper gelöst haben, pinke Pfeile markieren Schleifspuren des Antagonisten im Füllungsmaterial.

Gruppe 2 (Tetric PowerFill):

Bei Tetric PowerFill ist die Impression des Antagonisten erkennbar. Die Ränder der Impression sind, unter anderem durch Materialfrakturen im Randbereich sowie Risse/Unebenheiten im Material, weniger deutlich abgrenzbar als bei SDR flow+ (vgl. Abbildung 22, rechts und links). Auch hier zeigen sich Bereiche in der

Materialoberfläche, aus denen sich die 40 nm bis 3 µm großen Füllkörper herausgelöst haben (vgl. Abbildung 22, rechts).

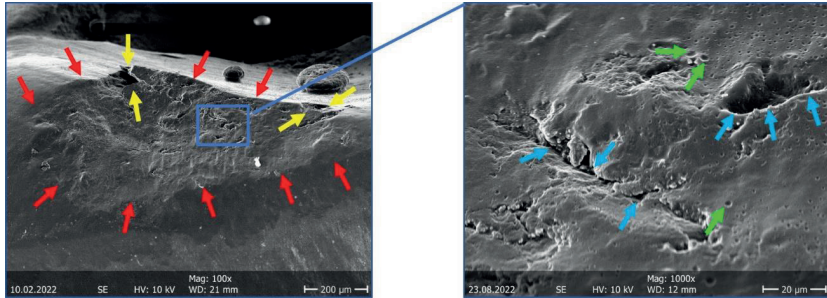


Abbildung 22: Links: Kontaktares durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (Tetric® PowerFill, Gruppe 2) bei 100 x Vergrößerung. Materialfrakturen im Randbereich des Kontaktares sind exemplarisch durch gelbe Pfeile markiert. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktares (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren ein Areal, aus dem sich ein Füllkörper gelöst hat, blaue Pfeile markieren Risse/Frakturen im Material.

Gruppe 3 (Venus Bulk Fill):

Die Impression des Antagonisten ist bei Venus Bulk Fill eindeutig identifizierbar und durch einen scharf abgrenzbaren Rand ohne Materialfrakturen gekennzeichnet (vgl. Abbildung 23, links). In der Materialoberfläche sind Schleifspuren des Antagonisten und erneut Bereiche, aus denen sich die 20 nm bis 5 µm messenden Füllkörper gelöst haben, erkennbar (vgl. Abbildung 23, rechts). Im Vergleich ist das Auftreten dieser Bereiche quantitativ reduzierter als bei den ersten beiden Gruppen.

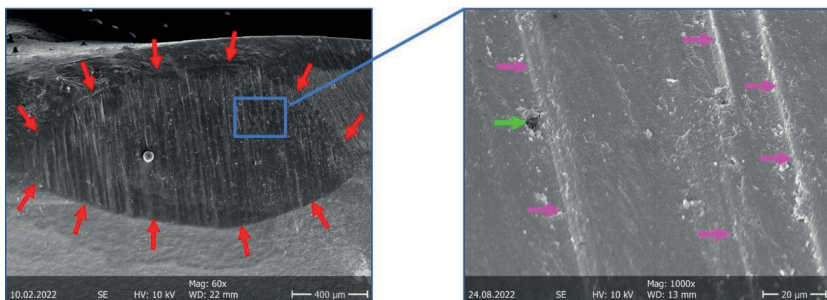


Abbildung 23: Links: Kontaktares durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (Venus® Bulk Fill, Gruppe 3) bei 60 x Vergrößerung. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktares (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Der grüne Pfeil markiert ein Areal, aus dem sich ein Füllkörper gelöst hat, pinke Pfeile markieren Schleifspuren des Antagonisten im Füllungsmaterial.

Gruppe 4 (3M Filtek One Bulk Fill):

3M Filtek One Bulk Fill zeigt eine deutlich abgrenzbare Impression des Antagonisten, welche eindeutig auf die Form des Antagonisten rückschließen lässt (s. Abbildung 24, links). Im Randbereich der Impression sind, vergleichbar zu SDR flow+ (s. Abbildung 22, links, S. 58), einzelne Materialfrakturen erkennbar. Die Oberfläche von 3M Filtek One Bulk Fill stellt sich gleichmäßig mit relativ gleichmäßig verteilten und relativ flachen Unebenheiten dar. Aufgrund der geringen Füllkörpergröße von 4-100 nm sind die Areale, aus denen sich Füllkörper gelöst haben, mit einem Vergrößerungsfaktor von 1.000 kaum darstellbar (s. grüne Pfeile, Abbildung 24, rechts).

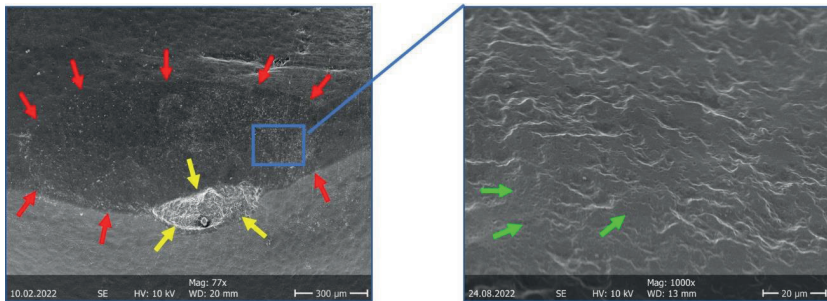


Abbildung 24: Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (3M™ Filtek™ One Bulk Fill, Gruppe 4) bei 77 x Vergrößerung. Eine Materialfraktur im Randbereich des Kontaktareals ist exemplarisch durch gelbe Pfeile markiert. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren Areale, aus denen sich Füllkörper gelöst haben.

Gruppe 5 (SonicFill 3):

Im Material SonicFill 3 ist die Impression des Antagonisten eindeutig erkennbar. Die Form des Antagonisten ist nachvollziehbar, die Ränder der Impression sind jedoch durch multiple Materialfrakturen im Randbereich weniger scharf abgrenzbar (s. Abbildung 25, links, S. 60). Auch bei 1.000 x Vergrößerung sind Risse und Frakturen im Material sowie herausgelöste Füllkörper (Größe durchschnittlich: 40 nm bis 10 µm) erkennbar (s. Abbildung 25, rechts, S. 60).

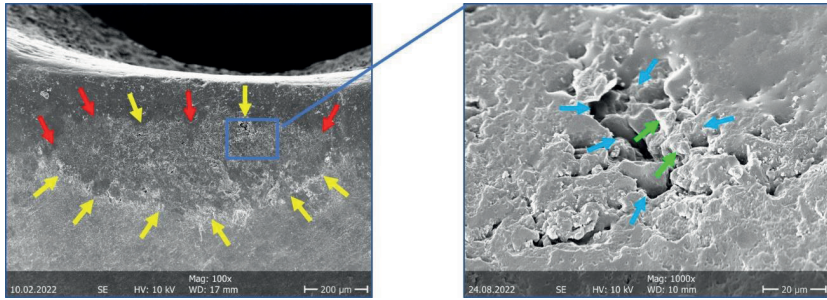


Abbildung 25: Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote und gelbe Pfeile) im Füllungsmaterial (SonicFill™ 3, Gruppe 5) bei 100 x Vergrößerung. Der Randbereich des Kontaktareals stellt sich durch multiple kleine Materialfrakturen (gelbe Pfeile), im Vergleich zu den anderen Gruppen, undeutlicher dar. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren Füllkörper, die aus dem Material herausragen, blaue Pfeile markieren eine Fraktur im Material.

Gruppe 6 (VisCalor bulk):

Auch bei dem Material Vis Calor bulk ist eine eindeutige Impression des Antagonisten mit einem scharf abgrenzbaren Rand und ohne Randfrakturen erkennbar (s. Abbildung 26, links). Das Material zeigt eine gleichmäßige, im Vergleich zu den anderen Materialien fast ebene, Oberfläche. Auch hier sind in der Materialoberfläche Bereiche erkennbar, aus denen sich die 20 nm bis 1,2 µm großen Füllkörper des Materials gelöst haben (s. Abbildung 26, rechts).

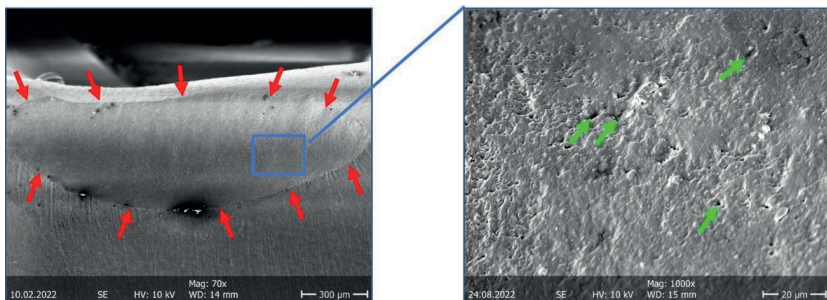


Abbildung 26: Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (VisCalor® bulk, Gruppe 6) bei 70 x Vergrößerung. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren Areale, aus denen sich Füllkörper gelöst haben.

Gruppe 7 (everX Flow):

Die Impression des Antagonisten ist auch bei everX Flow eindeutig und mit scharfen Rändern begrenzt dargestellt. Ein Rückschluss auf die Form des Antagonisten ist möglich (s. Abbildung 27, links). Als Besonderheit treten auf der Materialoberfläche nicht nur Bereiche, aus denen sich die 700 nm messenden Füllkörper gelöst haben (vgl. grüne Pfeile in Abbildung 27, rechts), sondern auch im Material enthaltene Glasfasern mit einer Länge von bis zu 140 μm und einem Durchmesser von 6 μm auf, die an der Oberfläche freigelegt wurden (vgl. violette Pfeile in Abbildung 27, rechts).

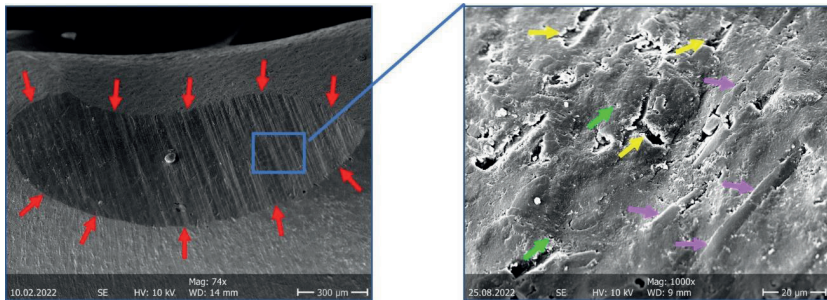


Abbildung 27: Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (everX Flow™, Gruppe 7) bei 74 x Vergrößerung. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Violette Pfeile markieren freigelegte Glasfasern. Grüne Pfeile markieren Areale, aus denen sich Füllkörper, gelbe Pfeile Areale, aus denen sich Glasfasern gelöst haben.

Gruppe 8 (Surefil One):

Die Impression des Antagonisten ist bei Surefil One eindeutig erkennbar und wird von einem deutlich abgrenzbaren Rand umgeben (s. Abbildung 28, links, S. 62). Die Materialoberfläche ist grundsätzlich gleichmäßig strukturiert, weist jedoch größere rundliche Porositäten im Material auf, die anhand der Maße nicht durch das Herauslösen der circa 2 μm großen Füllkörper erklärbar sind (vgl. Abbildung 28, rechts, S. 62). Weiterhin sind, im Vergleich zu den anderen Materialgruppen, regelmäßig und in hoher Anzahl auftretende Partikelauflagerungen zu nennen (vgl. Abbildung 28, links, S. 62).

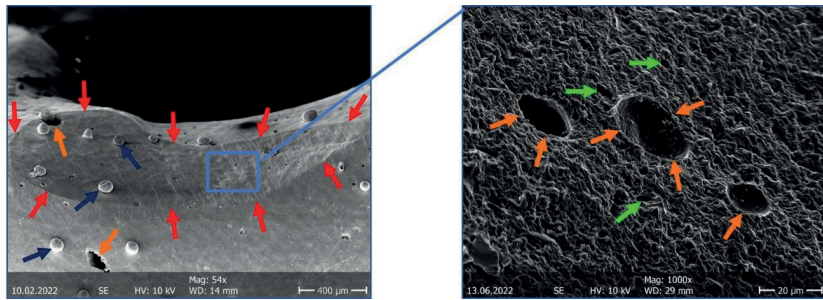


Abbildung 28: Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllmaterial (Surefil One™, Gruppe 8) bei 54 x Vergrößerung. Porositäten im Material sind exemplarisch mit orangefarbenen, Partikel-Auflagerungen mit dunkelblauen Pfeilen markiert. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren Areale, aus denen sich Füllkörper gelöst haben, orangefarbene Pfeile markieren Porositäten im Material.

Gruppe 9 (Dyract eXtra):

Im Material Dyract eXtra ist die Impression des Antagonisten deutlich erkennbar und von scharfen Rändern begrenzt. Ein Rückschluss auf die Form des Antagonisten ist möglich (s. Abbildung 29, links). Die Materialoberfläche weist eine relativ gleichmäßige Struktur mit einer feinen Porung auf. Die Porung ist auf das Herauslösen der circa 900 nm messenden Füllkörper zurückzuführen (s. grüne Pfeile in Abbildung 29, rechts).

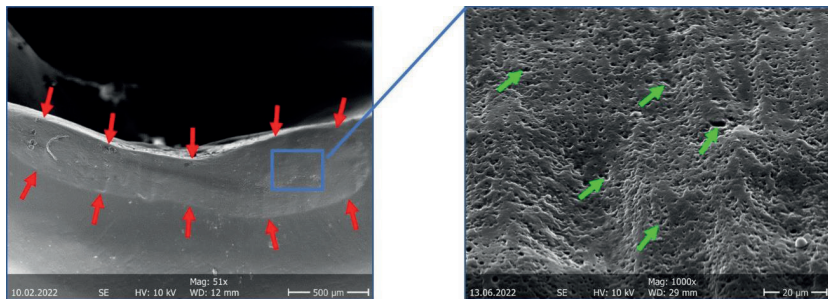


Abbildung 29: Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllmaterial (Dyract® eXtra, Gruppe 9) bei 51 x Vergrößerung. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren Areale, aus denen sich Füllkörper gelöst haben.

Detaillierte Informationen über Füllkörpergehalt und -größen der verschiedenen Füllmaterialien sowie eine rasterelektronenmikroskopische Darstellung der Füllkörper liefert Tabelle 7 (s. Anhang, S. 127 ff.).

6 Diskussion

6.1 Zusammenfassung und Interpretation der Ergebnisse

Das Auftreten der unterschiedlichen Füllungsrand-Kriterien (vgl. Punkt 4.8.1, S. 32) ist verschiedenen Ursachen zuzuordnen. Bewertungskriterien, die sich durch die Ausarbeitung und Politur der Versorgung beeinflussen lassen, sind „Perfekter Rand“, „Überschuss“, „Positive Stufe“ und „Negative Stufe“. Ein perfekter Rand wird als „Optimalzustand“ nach der Vorbereitung der Zahnproben angestrebt. Überschüsse können verbleiben, wenn in der Höhe und in der Breite über den Füllungsrand hinaus zu wenig Füllungsmaterial-Substanz abgetragen wird. Eine „Positive Stufe“ kann dadurch entstehen, dass zu wenig Füllungsmaterial-Substanz in der Höhe abgetragen wird oder auch dadurch, dass das Material senkrecht zur Zahnoberfläche über den perfekten Rand hinausquillt. Negative Stufen können durch zu viel Substanzabtrag oder durch ein Schrumpfen des Füllungsmaterials entstehen. Nicht beurteilbare Bereiche zeichnen sich in der Regel durch partikuläre Überlagerungen aus. Diese, nicht regulär zu den Zahnproben zugehörigen, Partikel sind dabei entweder bereits der Zahnprobe selbst oder den Replikas aufgelagert.

Da die Füllungsrandqualitäten „Positive Stufe“, „Negative Stufe“, „Überschuss“ und „Nicht beurteilbar“ in vernachlässigbarer Häufigkeit auftraten und eher auf Prozesse in der Herstellung der Zahnproben zurückzuführen sind, werden diese im Folgenden nicht weiter diskutiert.

Die möglichen Ätiologien der Kriterien „Spalt“, „Fraktur“ und „Spalt im Schmelz“ (= paramarginaler Spalt) werden im Verlauf der Diskussion (Punkt 6.3, S. 72 ff.) detaillierter erläutert.

Die marginale Integrität einer Versorgung ist umso besser einzustufen, je mehr perfekte Restaurationsrandareale (vor allem auch nach thermomechanischer Belastung) und je weniger Randspalten und Randfrakturen zu detektieren sind. Demnach wiesen das selbstadhäsive Komposithybrid Surefil One (Gruppe 8) insgesamt, und das fließfähige Bulk-Fill-Komposit Venus Bulk Fill (Gruppe 3) unter den Bulk-Fill-Kompositen, die schlechteste marginale Integrität auf. Das thermovisköse VisCalor bulk (Gruppe 6) schnitt, vor und nach thermomechanischer Belastung, hinsichtlich der marginalen Integrität am besten ab, gefolgt von dem schallaktivierten SonicFill 3 (Gruppe 5), dem hochviskösen Filtek One Bulk Fill (Gruppe 4) und dem fließfähigen SDR flow+ (Gruppe 1). Die beiden Bulk-Fill-Komposite SonicFill 3 und VisCalor bulk (Gruppen 5

und 6), die hinsichtlich ihrer Viskosität modulierbar sind, überzeugten mit einer guten Randadaptation vor und teilweise auch nach thermomechanischer Belastung. Das Kriterium „Spalt im Schmelz“ nahm eine Sonderstellung ein, da es ausschließlich bei dem Kompomerpräparat Dyract eXtra (Gruppe 9) detektiert werden konnte.

Ein Trend dahingehend, dass die marginale Integrität im zervikalen Füllungsrandbereich in allen Materialgruppen grundsätzlich schlechter ausfällt, zeigte sich nicht. In manchen Gruppen waren vor sowie nach TMB sogar signifikant mehr perfekte Randareale beziehungsweise weniger Randspalten zervikal als approximal zu detektieren (s. Punkt 5.1.5, S. 55).

Gemäß den Ergebnissen des Nebenversuchs der vorliegenden Studie sind sowohl die Bulk-Fill-Komposite als auch das selbstadhäsive Komposithybrid Surefil One hinsichtlich der quantitativen Verschleißbeständigkeit im Bereich des Antagonistenkontaktareals auf dem gleichen Level wie das Kompomer Dyract eXtra einzustufen.

6.2 Methodenkritik

6.2.1 Verwendung humaner Milchzähne

In der vorliegenden Studie wurden humane Milchzähne verwendet, um verschiedene Füllungsmaterialien für die Verwendung im Milchgebiss auf ihre marginale Integrität und ihre Verschleißbeständigkeit hin *in vitro* zu untersuchen. Eine Alternative im Laborsetting wäre das Testen reiner Materialproben, zum Beispiel in standardisierten Metallprobenblöcken, gewesen. In der Literatur wird die Verwendung natürlicher Milchzähne für die Untersuchung von (Bulk-Fill-)Restaurationsmaterialien mit dem möglichen Einfluss der Zahnanatomie auf die Ergebnisse begründet [140]. Natürliche Zähne weisen keine plane Oberfläche, sondern ein komplexes Oberflächenrelief auf, was zum Beispiel zu unterschiedlichen Belastungen an verschiedenen Stellen der Restaurationsoberfläche führt [128].

Auch ist durch die Verwendung natürlicher Milchzähne mit einem individuellen okklusalen Relief der Abstand der Polymerisationslampe zur Restauration beim Aushärten unterschiedlich groß. Ein variierender Abstand der Polymerisationslampe könnte zu unterschiedlichen Konversionsraten und damit zu unterschiedlich stark ausgeprägtem Polymerisationsschrumpungsstress führen, da die Irradianz, die Bestrahlungsintensität, mit dem Abstand der Polymerisationslampe vom Restaurationsmaterial abnimmt [183]. Variationen im Polymerisationsschrumpungs-

stress könnten sich wiederum auf die marginale Integrität der Versorgung auswirken. Um zu garantieren, dass die Polymerisationslampe beim Aushärten immer den gleichen Abstand zum Restaurationsmaterial hat, werden die Höcker respektive das okklusale Relief der Zahnproben in *In-vitro*-Studien manchmal horizontal eingekürzt [64]. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde auf eine derartige Veränderung der Zahnproben verzichtet, um eine möglichst „natürliche“ Füllungstherapie zu simulieren.

Alternativ werden in der Materialkunde zur Untersuchung von Restaurationsmaterialien zum Beispiel bovine Zähne verwendet. Diese sind in kariesfreier Form in wesentlich größeren Mengen verfügbar als humane Zähne. Es gilt jedoch zu beachten, dass sich bovine Zähne hinsichtlich morphologischer Aspekte sowie chemischer und physikalischer Eigenschaften von humanen Zähnen unterscheiden und in Bezug auf die Vergleichbarkeit der beiden Substrate bei Abrasions- und Microleakage-Tests in der Literatur widersprüchliche Angaben zu finden sind [202].

6.2.2 Fallzahl

In der vorliegenden Studie wurde eine relativ geringe Fallzahl von acht Milchmolaren pro Gruppe ($n = 8$) festgelegt. Zweifelsfrei würde durch eine höhere Fallzahl die Sicherheit erhöht werden, ein statistisch signifikantes Ergebnis zu erhalten. Zugunsten der hohen Materialgruppenzahl und aufgrund der eingeschränkten Verfügbarkeit von Milchmolaren, die den Einschlusskriterien entsprechen, sowie um eine aktuelle Relevanz der getesteten Materialien zu gewährleisten, wurde eine niedrige Fallzahl toleriert.

6.2.3 Kavitätenkonditionierung

In der vorliegenden Studie wurden, mit Ausnahme des selbstadhäsiven Komposithybrids (Gruppe 8, Tabelle 2, S. 29), Universaladhäsive im Self-Etch-Modus zur Kavitätenkonditionierung vor der Füllung verwendet. Es handelte sich dabei in jeder Materialgruppe um ein anderes Produkt, ein Universaladhäsiv des gleichen Herstellers wie des in Kombination applizierten Füllungsmaterials. Damit stellte das Adhäsivsystem einen inkonstanten Faktor im Rahmen des Studiendesigns dar und könnte die Ergebnisse, speziell im Hinblick auf die Untersuchungen des Füllungsrandes, beeinflusst haben.

So mussten zum Beispiel alle verwendeten Adhäsive vor der Applikation des Füllungsmaterials polymerisiert werden. Auch bei der Aushärtung eines Adhäsivs können sich durch den Polymerisationsschrumpf im Material Randspalten bilden [39].

Haak et al. (2019) untersuchten die marginale Integrität von Klasse-II-Restaurationen mit Bulk-Fill-Kompositen in bleibenden Molaren unter Verwendung von Total-Etch- gegenüber Self-Etch-Adhäsivsystemen und schlussfolgerten, dass ein gutes Adhäsiv der hauptausschlaggebende Faktor für einen guten Haftverbund einer Restauration, unabhängig vom verwendeten Komposit, darstellt [84].

Wie von Furness et al. (2014) beschrieben, vertreiben die Hersteller die Produkte jedoch als integrierte Systeme [64] und aus diesem Grund wurde sich auch in der vorliegenden Studie dazu entschieden, die unterschiedlichen Restaurationsmaterialien nicht in Kombination mit einem einzigen Adhäsiv, sondern mit einem Adhäsiv des jeweiligen Herstellers zu kombinieren. Und auch in klinischen Studien wird auf das, vom Hersteller empfohlene, Adhäsiv zurückgegriffen [20, 150] sowie im Rahmen von klinischen Studien im Milchgebiss im Self-Etch-Modus verwendet [150]. Gleiches gilt für *In-vitro*-Studien mit Untersuchungen von adhäsiven Füllungen im Milchgebiss [151].

Hinsichtlich der Frage, ob ein Adhäsivsystem im Milchgebiss im Self-Etch- oder Total-Etch-Modus-, also mit Phosphorsäurekonditionierung (s. Punkt 2.6.1, S. 8), verwendet werden sollte, sind in der Literatur unterschiedliche Studienergebnisse zu finden.

So konnten zum Beispiel Donmez et al. (2016) im Rahmen einer klinischen Studie für Kompositrestaurationen im Milchgebiss zeigen, dass bei Klasse-II-Restaurationen, die unter Verwendung eines Kofferdams und unter Anwendung eines Self-Etch-Adhäsivs sowie der Inkrementtechnik appliziert wurden, nach drei Jahren keine Unterschiede hinsichtlich der Retention des Restaurationsmaterials mit einem Komposit in Kombination mit einem Total-Etch-System feststellbar waren. Außerdem traten bei keinem der Versuchsteilnehmenden postoperative Hypersensibilitäten auf. Allerdings wiesen Versorgungen, bei denen die Kavitätenkonditionierung mittels Self-Etch-Adhäsiv erfolgt war, signifikant mehr Oberflächen- sowie marginale Verfärbungen und eine schlechtere marginale Adaptation auf, weshalb die Autoren eine selektive Schmelzätzung empfehlen, um die klinische Performance zu optimieren [51]. Metz et al. (2015) fanden hingegen mehr Misserfolge durch Sekundärkaries in der restaurativen Therapie von Milchzähnen nach Anwendung von Total-Etch- als nach Anwendung von Self-Etch-Adhäsivsystemen [131]. Wird sich für die Anwendung des Total-Etch-Verfahrens entschieden, sollte die Einwirkzeit der Säure im Milchgebiss halbiert werden [144]. Die Verkürzung der Ätzzeit im Milchgebiss führt zu einer besseren Penetration

des, durch die Säurekonditionierung freigelegten, Dentingerüsts durch das Adhäsiv und damit zu einer, zur permanenten Dentition vergleichbar dicken, Hybridschicht [144] und somit auch zu einem stärkeren Haftverbund [144, 149]. Dies ist praktisch allerdings schwer umsetzbar, da die Phosphorsäure-Ätzzeit für das Milchzahndentin damit beispielsweise nur sieben Sekunden [144] beträgt. Diese Einwirkzeit exakt einzuhalten, ist gegebenenfalls im Laborsetting, nicht jedoch in der klinischen Situation an Patient:innen realisierbar, weshalb sich in der vorliegenden Studie gegen eine Phosphorsäureätzung und für die Verwendung der Adhäsive im Self-Etch-Modus entschieden wurde.

Hinsichtlich der Kavitätenkonditionierung ist außerdem zu erwähnen, dass die Schmierschicht, die bei der Kavitätenpräparation durch das Fräsen der Zahnhartsubstanz entsteht, die (Scher-)Festigkeit des Haftverbundes im Laborversuch bei dem selbstadhäsiven Komposithybrid Surefil One (Gruppe 8), jedoch nicht bei der Anwendung eines Universaladhäsivs im Self-Etch-Modus in Kombination mit einem konventionellen Komposit, beeinträchtigt [118]. Dies könnte die höheren Anteile an Randspalten für Surefil One im Rahmen der vorliegenden Studie erklären, welche bereits vor thermomechanischer Belastung zu einem signifikant höheren Anteil vorlagen als in anderen Materialgruppen (s. Punkt 5.1.4, S. 50).

6.2.4 Verzicht auf die Deckschicht bei Verwendung von fließfähigen Bulk-Fill-Kompositen im Milchgebiss

Im Rahmen der Literaturübersicht (s. Punkt 2.6.6, S. 14) wurde angemerkt, dass niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposite aufgrund ihrer schlechteren mechanischen Eigenschaften mit einer Schicht aus einem herkömmlichen Komposit abgedeckt werden sollten. Darauf wurde im Rahmen der vorliegenden Studie verzichtet.

Im Jahr 2001 wurde die gleiche Empfehlung, das Füllungsmaterial für die Verwendung im Milchgebiss mit einer Deckschicht zu versehen, für Kompomere ausgesprochen [34]. Dieser Empfehlung folgt keine der, im Rahmen dieser Arbeit zitierten Labor- und *In-vivo*-Studien, in denen Kompomere, nicht selten mit guten und akzeptablen Ergebnissen hinsichtlich der Verwendung im Milchgebiss, getestet werden.

Dies ist unter anderem darin zu begründen, dass die Anforderungen an die Verschleißbeständigkeit von Milchzahnrestorationen aufgrund der geringeren Verschleißbeständigkeit der Milchzähne geringer ausfallen als bei bleibenden Zähnen [79, 111, 133].

In mehreren Gebrauchsanweisungen von Bulk-Fill-Kompositen wird bereits darauf hingewiesen, dass bei der Restauration von Milchzähnen auf eine Deckschicht verzichtet werden kann und klinische Studien berichten über akzeptable und gute Ergebnisse für die Verwendung von Bulk-Fill-Kompositen im Milchgebiss [2, 53, 150, 172], bei denen stets auf eine derartige Deckschicht verzichtet wurde.

Außerdem führt die Applikation einer Deckschicht, bestehend aus einem konventionellen, hochviskösen Komposit, zu einer Erhöhung der Behandlungszeit, welche die Zeit der Restauration mit einem konventionellen Komposit in Inkrementtechnik bei Kavitätentiefen von 4 mm übersteigt [97]. Dadurch wären die Attraktivität der kürzeren Behandlungsdauer bei Bulk-Fill-Kompositen und die Indikation für weniger kooperative Kinder reduziert, wenn nicht sogar aufgehoben.

6.2.5 Lagerung in Wasser

Auch das Aufbewahrungsmedium der Zahnproben kann Einfluss auf die Studienergebnisse nehmen [67]. Eine Alternative zum, in der vorliegenden Studie verwendeten, destillierten Wasser stellt die Aufbewahrung in physiologischer Kochsalzlösung dar [141, 176, 178]. Gale und Darvell (1999) empfehlen anstelle von destilliertem Wasser die Verwendung von künstlichem Speichel als Lagerungsmedium. Destilliertes Wasser sei zwar unschädlich, entspräche jedoch nicht annähernd den Mundhöhlenbedingungen [67]. Eine Lagerung der Proben der vorliegenden Studie in künstlichem Speichel oder Kochsalzlösung hätte die folgenden Testgeräte, wie den Thermocycler und den Kausimulator, jedoch für weitere Versuche kontaminieren und durch Salzkristallbildung, etc. in ihrer Funktion einschränken können, weshalb sich für die Lagerung der Proben in destilliertem Wasser entschieden wurde.

6.2.6 Thermozyklische und mechanische Belastung

Durch artifizielle Alterungsverfahren, wie zum Beispiel das Thermocycling, nimmt der Anteil an Spalten am Versorgungsrand zu [159], was durch die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigt werden konnte: nach der thermomechanischen Belastung nahm der Anteil an perfektem Rand in allen Gruppen zugunsten von Randspaltbildungen (mit Ausnahme von Versuchsgruppe 9) signifikant ab (s. Punkt 5.1, S. 43 ff.).

Nach Gale und Darvell (1999) entsprechen 10.000 Zyklen Thermocycling circa einem Jahr Belastung *in vivo* [67]. Auf die 2.500 Zyklen der vorliegenden Studie umgerechnet,

entspräche dies einer Mundhöhlenzeit von circa drei Monaten. Es existiert jedoch keine Evidenz dafür, dass Misserfolge in der Füllungstherapie auf thermische Belastungen in der Mundhöhle zurückzuführen sind [67]. Hinsichtlich der Datenanalyse ist weiterhin zu erwähnen, dass Füllungsrandareale, in denen bereits initial keine Randdichtigkeit vorhanden ist, auch nach dem Thermocycling keine Veränderungen in der Randdichtigkeit erfasst werden können [67].

Nach Cha et al. (2004) beeinflussen auch die Verschleiß-simulierenden Apparaturen selbst als äußerer Faktor das Ausmaß des Verschleißes [32]. So finden sich in der Literatur zum Beispiel unterschiedliche Angaben dazu, wie viele Zyklen im Kausimulator beziehungsweise Verschleißsimulator wie vielen Jahren natürlichem Verschleiß in der menschlichen Mundhöhle entsprechen, auch variieren die Angaben von Gerät zu Gerät. Nach Heintze werden für 100.000 Zyklen Kausimulation, je nach Kausimulator, 3,6 bis 5 Monate als Äquivalent *in vivo* angegeben [88]. Für den „Alabama-Verschleißsimulator“ wird angegeben, dass 100.000 Zyklen 3,6 Monaten *in vivo* entsprechen [89]. Condon und Ferracane berichten von einer Korrelation des Ausmaßes des Verschleißes durch 50.000 Zyklen in dem von ihnen verwendeten Verschleißsimulator mit einem Verschleiß-Ausmaß, das klinisch in einem Zeitraum von sechs bis zwölf Monaten entsteht [36]. Leinfelder und Suzuki geben für 400.000 Zyklen ihres Verschleiß-Simulations-Gerätes eine enge Korrelation mit einer dreijährigen Mundverweildauer an [122]. Barkmeier et al. (2015) schließen auf eine Äquivalenz von 200.000 Zyklen Kausimulation und dem Verschleiß von Zahnschmelz bleibender Molaren innerhalb eines Jahres [17]. Nach Frankenberger et al. (2007) sind 100.000 Zyklen Simulation im „Quasimodo“-Kausimulator bei 50 N Kraftbelastung und zusätzlichen 2.500 Zyklen Thermocycling (5,0 °C/55,0 °C) im Labor hinsichtlich der Entwicklung der marginalen Integrität einer Versorgung vergleichbar mit zwei Jahren Mundhöhlenzeit [62]. Diese Parameter gleichen den Konditionen der vorliegenden Studie und haben sich bei der Testung von Restaurationsmaterialien für das Milchgebiss im Laborsetting etabliert [137].

6.2.7 Quantitative Randanalyse

Das Grundprinzip der, in dieser Studie angewandten, quantitativen Randanalyse mittels Replikatechnik und rasterelektronenmikroskopischer Auswertung, welches bereits 1989 durch Roulet et al. (1989) beschrieben wurde [168], ist ein aufwendiges und zeitintensives Verfahren [70] und gilt als Goldstandard für die Bewertung der marginalen Integrität einer Restauration [76]. Außerdem kann diese Technik für Laborstudien genauso wie für klinische Studien verwendet werden [61, 76, 112]. Auch der, in dieser

Studie verwendete, Vergrößerungsfaktor (200 x) findet sich in anderen Studien wieder [56, 61, 70, 112, 151].

Einer der Nachteile der, in der vorliegenden Studie angewandten, quantitativen Randanalyse beruht auf der Tatsache, dass die Begutachtung einer dreidimensionalen Oberfläche anhand von zweidimensionalen Bildern der Oberfläche erfolgt [93]. Selbst wenn Randspalten detektiert werden, ist nicht feststellbar, welches Ausmaß diese in der dritten Dimension besitzen. Es kann folglich nicht auf die interne Adaptation der Restauration geschlossen werden.

Eine alternative Technik, die marginale Desintegration einer Restauration zu untersuchen, ist zum Beispiel die Messung akustischer Emissionen während der Photopolymerisation, welche beim Ablösen des Haftverbundes emittiert werden. Dies bietet den Vorteil, dass Ablösungen des Haftverbundes exakt zu dem Zeitpunkt detektiert werden, zu dem sie während der Polymerisation entstehen. Andere äußere Einflussfaktoren können so ausgeschlossen werden [109]. In welchen Arealen der Grenzfläche von Zahn und Restauration das Lösen des Haftverbundes stattfindet oder welcher prozentuale Anteil des Füllungsrandes desintegriert wird, kann auf diese Weise jedoch nicht festgestellt werden.

Außerdem kann die marginale Integrität einer Versorgung auch mit Hilfe von Röntgenmikrotomographie-(MikroXCT-)Aufnahmen erfolgen [66]. Diese Methode bietet den Vorteil, dass die Zahnprobe mit der zu untersuchenden Restauration (initial) nicht zersägt werden muss und gleichzeitig alle, auch interne, Restaurationsränder im dreidimensionalen Raum untersucht werden können. Des Weiteren kann auch das Volumen von diagnostizierten Hohlräumen im Füllungsrandbereich bestimmt werden [66]. Die Röntgenmikrotomographie-Aufnahmen stellen sich allerdings, im Vergleich mit den rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen, als nicht sehr hochauflösend dar. Um in den MikroXCT-Aufnahmen diagnostizierte Hohlräume genauer zu differenzieren, müssen die Zahnproben wiederum separiert und zum Beispiel unter einem Mikroskop erneut begutachtet werden [66].

Eine weitere Methode, mit welcher die Randdichtigkeit von adhäsiven Restaurationen untersucht werden kann, ist die Farbpenetration des Füllungsrandbereiches und die anschließende (Fluoreszenz-)Mikroskopie [6, 15, 40, 55, 68, 72, 74, 78, 103, 140, 174, 178, 188]. In der Regel werden die Proben hierbei zersägt, sodass auch interne Restaurationsränder respektive die Penetrationstiefen des Farbstoffs bis in das Dentin hinein untersucht werden können [15, 21, 40, 74, 78, 84, 140, 147, 174, 178]. Unterschiedliche andere Füllungsrand-Bewertungskriterien, wie zum Beispiel

Überschüsse, negative Stufen, etc. (s. Tabelle 3, S. 34 ff.) werden hierbei jedoch nicht detektiert. Außerdem ist eine Baseline-Untersuchung als Referenz bei der Farbpenetrationsmethode mit Segmentation der Zahnproben schwierig, da die Zähne in der Regel erst nach artifiziellen Alterungsprozessen, wie zum Beispiel einem Thermocycling, geteilt und untersucht werden [68, 103]. Somit ist die marginale Integrität ein und derselben Zahnprobe vor und nach thermischer/thermomechanischer Belastung bei Verwendung dieser Methode nicht untersuchbar. Alternativ zur Farbpenetration sind eine Infiltration mit radioaktiven Markern und eine anschließende Quantifizierung der aufgenommenen Radioisotope möglich, um Randundichtigkeiten zu detektieren [30]. Mosharrafiyan et al. (2017) beschreiben die rasterelektronenmikroskopische Randanalyse als präziseres Verfahren zur Untersuchung von Randundichtigkeiten als die Farbpenetration [140].

Aufgrund der Möglichkeit, die gleiche Zahnprobe vor und nach TMB auf verschiedene Randqualitäten hin zu untersuchen, wurde sich im Rahmen der vorliegenden Studie für die Replikatechnik mit anschließender rasterelektronenmikroskopischer Analyse entschieden.

Außerdem ist anzumerken, dass es sich bei der verwendeten Randanalyse-Methodik niemals um ein rein objektives Verfahren handelt. Trotz entsprechender Kalibrierungen können subjektive Bewertungseinflüsse der bewertenden Person nie gänzlich ausgeschlossen werden. Weiterhin ist bei dieser Methodik als kritisch zu bewerten, dass keine Verblindung der untersuchenden Person hinsichtlich des zu untersuchenden Materials bei der Durchführung der quantitativen Randanalyse stattgefunden hat. Allerdings ist anhand der unterschiedlichen Oberflächenbeschaffenheit der verwendeten Füllungsmaterialien (s. Tabelle 7, S. 127), auch bei niedrigeren Vergrößerungen, unter dem Rasterelektronenmikroskop bereits auf eine Gruppenzugehörigkeit der Proben zu schließen.

6.2.8 Verschleißanalyse: Abweichung Matching/Superimpositionsfehler

Best-Fit-basierte Ausrichtungsalgorithmen führen dazu, dass das eigentliche Ausmaß des Defekts, im Fall der vorliegenden Studie des Verschleißes des Restaurationsmaterials, unterschätzt wird [145]. Die hier verwendete und als „Referenz-Best-Fit-Ausrichtung“ bezeichnete Methode, bei welcher die Datensätze nach den, von den Bediener:innen als unverändert eingestuft, Bereichen ausgerichtet werden, wirkt dem Fehler entgegen, das Ausmaß des Abtragsverschleißes zu unterschätzen. Gleichzeitig birgt diese Methodik jedoch Bedienerfehler [145]. Die Definition der Region-

of-Interest stellt demnach eine mögliche Limitation der Studie dar. Jedoch konnte im Rahmen von Vorversuchen gezeigt werden, dass die Abweichung der Ergebnisse der Verschleißanalyse beim wiederholten Scannen und Matchen derselben Ursprungsprobe maximal 9 μm beträgt. Dies ist als akzeptabel einzustufen, da die Standardabweichung beim Matching der Scankörper nach Heintze et al. (2008) für *In-vitro*-Studien weniger als 10 μm betragen sollte [90].

6.3 Diskussion der Ergebnisse der quantitativen Randanalyse

Um einen dichten Füllungsrand zu erreichen, müssen Zahn- und Restaurationskontaktfläche exakt übereinstimmen; dimensionale Schwankungen dürfen nicht auftreten [42]. Im Hinblick auf die Bildung von Randspalten ist zu erwähnen, dass die Aushärtung respektive Polymerisationsreaktion und die Wasseraufnahme von Füllungsmaterialien zu Volumenveränderungen der verschiedenen Materialien führen können [13, 42]. Deshalb werden im Folgenden zusätzlich verschiedene Mechanismen diskutiert, die Einfluss auf Veränderungen im Füllungsrandbereich und damit auf die Ergebnisse der quantitativen Randanalyse nehmen können.

6.3.1 Einfluss Polymerisationsschrumpf/-schrumpfungsstress

Der Polymerisationsschrumpfungsstress entsteht gemäß des „Hook’schen Gesetzes“ als Produkt aus dem Elastizitätsmodul (E-Modul) des Materials und dessen Dehnung respektive Stauchung bei der Polymerisation [58].

Ilie et al. (2016) stellten fest, dass hochvisköse Bulk-Fill-Komposite einen, zu herkömmlichen Kompositen vergleichbaren oder sogar höheren, E-Modul aufweisen. Im Gegensatz dazu seien niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposite hinsichtlich des E-Moduls schlechter bis gleichwertig einzustufen wie fließfähige herkömmliche Komposite [96].

Dem gegenüber steht eine Laborstudie von Haugen et al. (2020), nach welcher fließfähige und modellierbare Bulk-Fill-Komposite im Vergleich mit konventionellen Kompositen zumindest im Hinblick auf den Polymerisationsschrumpf keine signifikanten Unterschiede aufweisen [86].

Bei gleichem Polymerisationsschrumpf weist das rigideste Material den höchsten Schrumpfungsstress auf [42]. Ein geringerer E-Modul kann bei gleichbleibendem Polymerisationsschrumpf helfen, Polymerisationsschrumpfungsstress zu reduzieren [176]. Somit entsteht im Material mit dem höchsten E-Modul und dem höchsten

Volumenschrumpfung theoretisch der größte Polymerisationsschrumpfungstress. Allerdings ist die Entwicklung des Polymerisationsschrumpfungstress ein dynamischer Prozess, bei dem der E-Modul und der Polymerisationsschrumpfung mit der Zeit ansteigen. Außerdem sind Komposite nicht rein elastische Körper, wodurch plastische Verformungen Stress während seiner Entstehung reduzieren können [58].

Der Elastizitätsmodul eines Komposits wird durch den Füllkörperanteil moduliert; er steigt exponentiell mit dem Volumenanteil an Füllkörpern im Material [39].

Ein erhöhter Füllkörpergehalt verlangt jedoch gleichzeitig Monomereinheiten mit niedrigem Molekulargewicht, um eine ausreichend modellierbare Viskosität des Füllmaterials zu garantieren [42].

Dadurch ist es schwierig, auch den Polymerisationsschrumpfungstress über eine Veränderung des Füllkörpergehaltes zu verringern. Auch ein niedrigerer Füllkörpergehalt würde zwar für einen niedrigeren E-Modul sorgen, der gleichzeitig höhere Matrixanteil jedoch simultan in einem größeren Polymerisationsschrumpfung, einer größeren Materialstauchung, resultieren (vgl.: „Hook'sches Gesetz“, S. 72) [58].

Dadurch könnte sich zum Beispiel die vergleichsweise schlechte marginale Integrität des fließfähigen Bulk-Fill-Komposits Venus Bulk Fill (Gruppe 3) erklären lassen, welches in der vorliegenden Studie unter allen getesteten Materialien den geringsten Volumen- und Gewichtsanteil an Füllkörpern aufwies (vgl. Tabelle 7, S. 127 ff.).

Die beiden Bulk-Fill-Komposite SonicFill 3 und VisCalor bulk (s. Gruppen 5 und 6, Tabelle 2, S. 29), die in ihrer Viskosität initial modulierbar sind, wiesen in der vorliegenden Studie unter allen Füllungsmaterialien den höchsten Füllkörpergehalt auf. Mehreren Studienergebnissen zufolge sorgt ein höherer Füllkörpergehalt sogar für weniger Volumenschrumpfung bei der Polymerisation und umgekehrt [184, 192]. Dies könnte die gute und teils signifikant bessere marginale Integrität, welche SonicFill 3 und VisCalor bulk im Rahmen der vorliegenden Arbeit aufwiesen, erklären.

Weiterhin ist jedoch zu erwähnen, dass der Einfluss des Polymerisationsschrumpfungstress auf die Grenzfläche von Zahn und Füllung zusätzlich stark von dem verwendeten Adhäsiv abhängt (vgl. Punkt 6.2.3, S. 65) [192].

6.3.2 Bulk- versus Inkrementtechnik

Die Art der Applikation von Kompositen beeinflusst deren Polymerisationsschrumpfungverhalten [102]. So ist bei der Inkrementtechnik zum Beispiel auch auf die Art und Weise

des Schichtens der einzelnen Inkremente respektive deren C-Faktor bei der Schichtung von Relevanz. In Klasse-II-Kavitäten kann der C-Faktor bei schräg eingebrachten Inkrementen, im Vergleich zu horizontal geschichteten Inkrementen, von 2 auf 1,5 reduziert werden [46].

Gupta et al. (2017) untersuchten die Auswirkungen verschiedener Applikationsbeziehungsweise Schichttechniken bei der Verwendung eines Kompomers zur Versorgung von Klasse-I-Kavitäten (hoher C-Faktor) in Milchmolaren *in vitro*. Betrachtet wurde die Bulk-Technik im Vergleich zu einer horizontalen und einer schrägen Schichttechnik. Zwischen allen getesteten Techniken lagen statistisch signifikante Unterschiede hinsichtlich der marginalen Integrität der Kompomerfüllungen vor. Die marginale Integrität ging bei über 86 % der Proben der Bulk-Technik-Gruppe vollständig verloren. Durch die Anwendung der schrägen Inkrementtechnik traten am wenigsten Microleakages auf [80].

Um einen möglichst guten Randschluss zu erhalten, empfehlen die Autoren deshalb die schräge Inkrementtechnik für Kompomerrestorationen in Milchzähnen [80], was im Rahmen der vorliegenden Studie bei der Kompomer-Gruppe (Gruppe 9, s. Tabelle 2, S. 29) umgesetzt wurde (s. Abbildung 2, S. 10).

Möglicherweise hielt auch der Haftverbund bei dem Kompomerpräparat (Gruppe 9), welches im Rahmen der vorliegenden Studie in Inkrementtechnik appliziert wurde, dem Polymerisationsschrumpf besser stand als die Bulk-Fill-Materialien. Dafür würden die paramarginalen Spalten im Schmelz (s. Abbildung 8, S. 44), die nur bei Gruppe 9 detektiert werden konnten, sprechen. Gleichzeitig könnten diese paramarginalen Spalten darauf zurückzuführen sein, dass das Kompomermaterial im Vergleich zu den Bulk-Fill-Kompositen trotz adaptierter Applikationstechnik in Schichten einen so hohen Polymerisationsschrumpf aufweist, dass bei gutem Haftverbund bereits bei der Polymerisation Spalten beziehungsweise Risse neben dem Füllungsrand entstehen. Dafür würde sprechen, dass große Anteile paramarginaler Spalten bereits vor der thermomechanischen Belastung detektierbar waren (s. Punkt 5.1.1, S. 43 ff.).

Hinsichtlich der Auswirkung der Applikationstechnik auf den Polymerisationsschrumpf bei Bulk-Fill-Kompositen ist eine *In-vitro*-Untersuchung von Almeida Júnior et al. (2018) zu nennen, bei der nach einer Mikro-Computertomographie (Mikro-CT) Bulk-Fill-Komposite unter Verwendung der Bulk-Technik einen ähnlichen Polymerisationsschrumpf wie konventionelle Komposite bei Anwendung der Inkrement-Technik zeigten [5]. Die Festigkeit des Haftverbundes (Mikrozugfestigkeit) fiel in der

genannten Studie jedoch bei Kompositen, die mittels Inkrementtechnik appliziert wurden, besser aus [5].

Gleiches gilt für eine Studie von Kumagai et al. (2015), in welcher die Festigkeit des Haftverbundes (Mikrozugfestigkeit) am Kavitätenboden für die Inkrement- im Vergleich zur Bulk-Technik sowohl für Bulk-Fill- als auch für konventionelle Komposite bei unterschiedlichen Schichtstärken signifikant besser ausfiel [115].

Im Rahmen einer Laborstudie von Furness et al. (2014) konnten wiederum keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich der marginalen Integrität bei unterschiedlichen Applikationstechniken für die Verwendung von Bulk-Fill- sowie konventionellen Kompositen festgestellt werden [64].

Insgesamt ist jedoch zu erwähnen, dass keine der Applikationstechniken die Entstehung von Microleakages am Füllungsrand vollständig verhindert [80], was sich in den vorliegenden Studienergebnissen bestätigt. Daher lässt sich vermuten, dass Veränderungen der marginalen Integrität einer Restauration auf multiple kausale Faktoren zurückzuführen sind.

6.3.3 Volumenveränderungen durch Wasseraufnahme

Huang et al. (2002) stellten fest, dass sowohl bei Kompositen als auch bei Kompomeren nach Lagerung in Wasser eine Reduktion der Randspalten stattfindet, die auf die Wasseraufnahme des jeweiligen Materials zurückzuführen ist. Dieser Effekt war bei Kompomeren schneller zu beobachten und die Reduktion der Randspalten war stärker ausgeprägt [94].

Erstens schreitet der Effekt der Wasseraufnahme jedoch nicht beliebig lange voran – Kompomere, Komposite und GIZs zeigen *in vitro* nach sechs Monaten einen Plateauwert hinsichtlich der Gewichtsveränderungen durch die Wasseraufnahme [182]. Zweitens konnten Davidson und Feilzer zeigen, dass die Wasseraufnahme zwar zu einer Relaxation des Polymerisationsschrumpfungssresses führt, dieser Effekt jedoch zu spät eintritt, um die Konsequenzen des Polymerisationsschrumpfes auszugleichen. Außerdem sei es schwierig, das Ausmaß des Volumenschrumpfes und der Expansion durch Wasseraufnahme exakt aufeinander abzustimmen, da die Volumenzunahme durch die Wasseraufnahme nicht gleichmäßig über das Material verteilt, sondern zuerst an der, dem Wasser exponierten, Seite stattfindet [42].

Des Weiteren löst Wasser Bestandteile aus unpolymersierten Bereichen des Komposits, was wiederum zu Undichtigkeiten führt [42] und somit der marginalen Integrität der Restauration eher entgegenwirkt. Insgesamt reicht die Expansion der Füllungsmaterialien durch Wasseraufnahme also nicht aus, um die Volumenabnahme durch den Polymerisationsschrumpf auszugleichen [13].

6.3.4 Marginale Integrität von Bulk-Fill-Kompositen *in vitro*

Für das bleibende Gebiss zeigen Bulk-Fill-Komposite als direkte Restauration *in vitro* hinsichtlich der marginalen Integrität mit herkömmlichen Kompositen vergleichbare Ergebnisse [6, 29, 72, 76, 84, 156].

Auch für das Milchgebiss ist eine Tendenz in Richtung vergleichbarer Ergebnisse der Integrität des Füllungsrandes von direkten Bulk-Fill- und konventionellen Kompositrestaurationen erkennbar.

Dies zeigte sich zum Beispiel im Rahmen einer Laborstudie von Mosharraffian et al. (2017), in welcher Klasse-II-Restaurationen in Milchmolaren mit zwei Bulk-Fill-Kompositen und einem konventionellen Kompositpräparat untersucht wurden. Bulk-Fill-Restaurationen zeigten dabei mit konventionellen Kompositen vergleichbare Ergebnisse hinsichtlich der Microleakage-Rate. Allerdings wurden alle Kavitäten vorab mit Säure konditioniert [140].

Auch bei der Verwendung von Bulk-Fill-Kompositen im Milchgebiss scheinen Faktoren, wie die Viskosität des verwendeten Bulk-Fill-Komposits, eine Rolle zu spielen.

Beispielsweise wurden im Rahmen einer Laborstudie von Paganini et al. (2020), mit einem dieser Studie sehr ähnlichen Studiendesign, zwei modellierbare und zwei fließfähige Bulk-Fill-Komposite in Bulk-Technik sowie ein konventionelles Komposit in Bulk- und Inkrementtechnik als Klasse-II-Restaurationen in Milchmolaren hinsichtlich ihrer marginalen Integrität untersucht. Dabei zeigten die fließfähigen Bulk-Fill-Komposite (SDR flow+ und Venus Bulk Fill, vgl. Gruppen 1 und 3, Tabelle 2, S. 29) die geringste marginale Integrität, die modellierbaren Bulk-Fill-Komposite wiesen vergleichbare und teilweise sogar bessere Ergebnisse als das konventionelle Komposit bei Verwendung der Inkrementtechnik auf [151].

Die beiden fließfähigen Bulk-Fill-Komposite SDR flow+ und Venus Bulk Fill (vgl. Gruppen 1 und 3, Tabelle 2, S. 29) schnitten auch im Rahmen der vorliegenden Studie in puncto marginale Integrität nach thermomechanischer Belastung nicht

vorteilhaft gegenüber den anderen getesteten Füllungsmaterialien ab (vgl. Punkt 5.1.4, S. 50).

Zu erklären wäre dies dadurch, dass niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposite im Vergleich zu modellierbaren Bulk-Fill-Kompositen eine höhere Durchhärtungstiefe mit einem korrelierenden höheren Polymerisationsschrumpf aufweisen [23].

Im Rahmen der vorliegenden Studie zeigte das fließfähige Venus Bulk Fill (Gruppe 3), abgesehen vom selbstadhäsiven Kompositenhybrid Surefil One (Gruppe 8), den höchsten Randspalt-Anteil im Gruppenvergleich, sowohl vor als auch nach thermomechanischer Belastung.

Dieses Ergebnis wird von mehreren Laborstudien gestützt, im Rahmen derer Venus Bulk Fill als Versorgung von extrahierten humanen Zähnen signifikant weniger intakte Randbereiche aufwies als andere Bulk-Fill- oder auch herkömmliche Komposite [23, 29, 101].

Paganini et al. (2020) führten eine Studie, mit einem sehr ähnlichem Studiendesign zu dem der vorliegenden Studie, an Milchmolaren *in vitro* durch. Untersucht wurde die marginale Integrität von verschiedenen fließfähigen und modellierbaren Bulk-Fill-Kompositen im Vergleich zu der eines herkömmlichen modellierbaren Kompositpräparates. Auch bei Paganini et al. lieferte Venus Bulk Fill die schlechteste marginale Integrität, die sich im Vergleich sogar schlechter darstellte als die Integrität eines konventionellen Komposits, welches in Bulk-Technik mit einer Inkrementstärke von 4 mm appliziert wurde [151].

Eine Erklärung hierfür wäre, dass Venus Bulk Fill im Vergleich mit anderen Bulk-Fill-Kompositen sowie konventionellen Kompositen den höchsten Polymerisationsschrumpf aufweist [23, 71, 184].

Insgesamt konnte in der vorliegenden Studie jedoch keine eindeutige, allgemeine Überlegenheit der modellierbaren über die fließfähigen Bulk-Fill-Komposite hinsichtlich der marginalen Integrität festgestellt werden, wobei für Bulk-Fill-Komposite mit modulierbarer Viskosität, vor allem für das thermovisköse VisCalor bulk (Gruppe 6), aber auch für das schallaktivierte SonicFill 3 (Gruppe 5) vielversprechende Resultate erzielt werden konnten (s. Punkt 5.1.4, S. 50). Beide zeigen durch unterschiedliche Aktivierungswege eine initiale Fließfähigkeit, die dann in einen modellierbaren Zustand übergeht.

Das schallaktivierte Bulk-Fill-Komposit „SonicFill“ (= Vorläufer-Material von Gruppe 5) zeigte als Klasse-II-Versorgung von Milchmolaren in mehreren Laborstudien eine sehr gute Adaptation an die Kavitätenwände und -ränder [66, 140].

Mosharrafian et al. (2017) vermuten, dass die Möglichkeit, SonicFill kurzzeitig durch Schallaktivierung in einen fließfähigen Zustand zu versetzen, zu einer besseren Adaptation des Materials an die Kavitätenwände und damit zu einer verbesserten marginalen Integrität führt, wodurch Microleakages reduziert werden [140].

Weiterhin wies SonicFill in einer Laborstudie im Vergleich zu anderen Kompositmaterialien den niedrigsten Polymerisationsschrumpf auf [71], was eine gute marginale Adaptation zusätzlich begünstigt.

Orłowski et al. (2015) konnten im Rahmen einer *In-vitro*-Studie für das bleibende Gebiss zeigen, dass das fließfähige SDR flow+ (s. Gruppe 1, Tabelle 2, S. 29) und das schallaktivierte SonicFill (= Vorgänger-Material von Gruppe 5, vgl. Tabelle 2, S. 29) im Vergleich zu modellierbaren Bulk-Fill-Kompositen dichtere marginale Verschlüsse liefern [147], was sich zum Beispiel dadurch erklären ließe, dass niedrigvisköse Füllungsmaterialien in alle Kavitätenbereiche ausfließen, während hochvisköse Materialien aktiv an die Kavitätenwände adaptiert werden müssen, um diese vollständig zu erreichen.

Allerdings wandten Orłowski et al. keine Verfahren der künstlichen Alterung der Restaurationen, wie zum Beispiel Thermocycling, an. Somit lässt sich nur auf die Randadaptation zeitnah nach der Lichtpolymerisation rückschließen [147].

Auch im Rahmen der vorliegenden Studie zeigten die beiden Bulk-Fill-Komposite SDR flow+ und SonicFill3 zum Zeitpunkt T0, also vor der thermomechanischen Belastung, signifikant mehr perfekte Randareale und weniger Randspalten als andere Materialgruppen (s. Punkt 5.1.4, S. 50).

In mehreren *In-vitro*-Untersuchungen der marginalen Integrität verschiedener Füllungsmaterialien zur Restauration von Klasse-II-Kavitäten in Milchmolaren konnte außerdem gezeigt werden, dass Bulk-Fill-Komposite sowie konventionelle Glasionomerzemente signifikant weniger Microleakages in Zahn-Restauration-Grenzbereichen aufweisen als kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente [66, 78].

Dieses Ergebnis wird durch die Ergebnisse der vorliegenden Studie unterstützt. Auch hier wies das selbstadhäsive Komposithybrid Surefil One (Gruppe 8, Tabelle 2, S. 29), welches anhand der Materialzusammensetzung (s. Tabelle 8, S. 131 [Anhang]) eher den

lichthärtenden Glasionomern (vgl. Punkt 2.5, S. 7) zuzuordnen ist, die signifikant höchsten Anteile an Randspalten auf (s. Punkt 5.1.4, S. 50).

Weiterhin ist ein effektiver marginaler Verschluss nach García Marí et al. (2019) besonders wichtig in den Tiefen der approximalen Slots von Klasse-II-Restaurationen, die das Licht der Polymerisationslampe schlechter erreicht [72]. Hier ist der gingivale Restaurationsrand lokalisiert.

In mehreren Laborstudien konnten mehr diskontinuierliche Füllungsrandbereiche an gingivalen als an bukkalen, oralen oder okklusalen Kavitätenrändern festgestellt werden [85, 140]. Es wird vermutet, dass dies durch eine geringere Schmelzdicke am gingivalen Restaurationsrand und eine schwächere Bindung des Adhäsivs zu Dentin als zu Schmelz zu begründen ist [140]. Dieser Effekt ließ sich im Rahmen der vorliegenden Studie nicht bestätigen. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen approximalen und zervikalen Füllungsrandbereichen hinsichtlich der Randspaltbildung, aber auch hinsichtlich anderer Füllungsrandkriterien, traten eher selten auf und teilweise waren approximal sogar mehr Randspalten zu detektieren als zervikal (s. Punkt 5.1.5, S. 55). Dies könnte einerseits auf eine bessere Adaptation von Bulk-Fill-Kompositen an gingivale Restaurationsränder schließen lassen, gleichzeitig aber auch durch eine bessere Zugänglichkeit des zervikalen Füllungsrandes für die Ausarbeitung und Politur im Laborsetting erklärbar sein.

In der vorliegenden Studie wurden bei der Randanalyse einzig für die Kontrollgruppe, das Kompomer Dyract eXtra (Gruppe 9, Tabelle 2, S. 29), reproduzierbar Spalten im Schmelz neben der Füllung detektiert (s. Abbildung 8, S. 44). Eigens hierfür wurde das Bewertungskriterium „Spalt im Schmelz“ (s. Tabelle 3, S. 34 ff.) eingeführt. Die Notwendigkeit des Einführens eines zusätzlichen Kriteriums ergab sich dadurch, dass die paramarginalen Spalten nicht als Äquivalent zu den marginalen Spalten angesehen werden können, da diese keine Aussage über die Integrität des eigentlichen Zahn-Füllungs-Grenzbereichs zulassen. Weiterhin konnten in Bereichen mit initial vorliegenden paramarginalen Spalten auch nach TMB keine zusätzlichen marginalen Spalten beobachtet werden. Folglich war durch die paramarginalen Spalten keine Aussage über Veränderungen der Grenzfläche zwischen Zahn und Füllungsmaterial durch künstliche Alterungs- beziehungsweise Belastungsverfahren möglich.

An dieser Stelle ist die Güte des Kompomers als Kontrollmaterial für die vorliegende Studie in Frage zu stellen, da ein gewisses Maß an Vergleichbarkeit der marginalen Integrität der verschiedenen Materialien durch das Auftreten der paramarginalen Spalten verloren geht. Wie eingangs erwähnt, werden Kompomere im klinischen Alltag jedoch

oft als Füllungsmaterial für das Milchgebiss verwendet und daher sollten die „neuen“ Bulk-Fill-Materialien auch mit diesem „Standard-Füllungsmaterial“ verglichen werden.

Die Beobachtung paramarginaler Spalten im Schmelz neben Kompomerrestaurationen deckt sich außerdem mit den Ergebnissen einer klinischen Studie von Cehreli et al. (2006), bei der an Klasse-II-Kompomer-Restaurationen als Versorgung nach Pulpotomie in Milchmolaren nach 24 Monaten Beobachtungszeit Risse im Schmelz entlang der Restaurationsränder detektiert wurden [31].

Im Rahmen einer *In-vitro*-Studie von Peutzfeldt et al. (2018) konnten ebenfalls paramarginale Spalten in der Zahnhartsubstanz für konventionelle sowie für Bulk-Fill-Komposite festgestellt werden [159]. Allerdings wurden die Materialien bei Peutzfeldt et al. (2018) als Restaurationen von bleibenden Zähnen getestet und die zu versorgenden Kavitäten vorab mittels Phosphorsäure konditioniert. Bei Peutzfeldt et al. (2018) nahm der Anteil an paramarginalen Spalten nach der artifiziellen Alterung (Thermocycling) noch einmal zu [159]. Auch in der vorliegenden Studie nahm der Anteil an paramarginalen Spalten in der Kompomergruppe (Gruppe 9) nach thermomechanischer Belastung zu (s. Punkt 5.1.1, S. 43 ff.).

Füllungsrandfrakturen waren in der vorliegenden Studie im Median ausschließlich für das selbstadhäsive Kompositohybrid Surefil One (Gruppe 8) detektiert. Dies könnte sich durch die, mit zahlreichen Porungen versehene, Struktur des Materials erklären lassen (s. Abbildung 30). Die Porung könnte sich negativ auf die mechanische Stabilität des Restaurationsmaterials auswirken und damit die Frakturen im Füllungsrandbereich nach der thermomechanischen Belastung erklären.

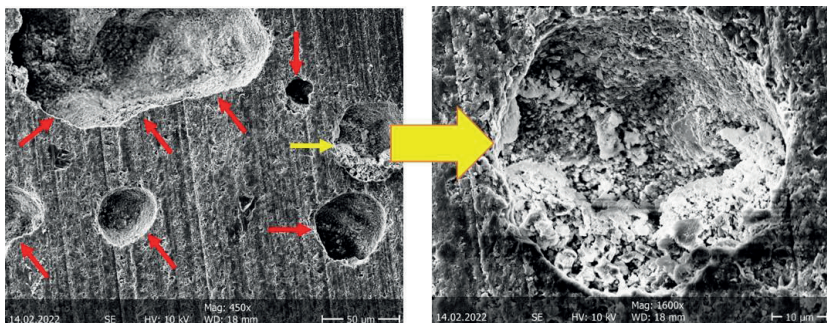


Abbildung 30: Darstellung Porung Oberfläche Surefil One nach Bearbeitung mit Siliziumkarbid-Schleifpapier; Körnung: 360 [P 600] und 600 [P 1200]. Links: Darstellung Materialoberfläche bei 450 x Vergrößerung. Die einzelnen Poren werden durch rote Pfeile markiert. Die rechts vergrößert dargestellte Pore ist mit einem gelben Pfeil markiert. Rechts: Darstellung einer einzelnen Pore bei 1600 x Vergrößerung. Bei den Strukturen innerhalb der Pore (exemplarisch mit rotem Pfeil markiert) handelt es sich vermutlich um Materialfüllkörper oder Schleifpapierabrieb.

6.4 Diskussion der Ergebnisse der Verschleißanalyse

Nach Lambrechts et al. (1989) ist die Verschleißbeständigkeit eines Restaurationsmaterials nur dann von entscheidender Bedeutung, wenn sie vom Attritionsverhalten des natürlichen Zahnschmelzes abweicht [117]. Im bleibenden Gebiss sind für Molaren 29 μm und für Prämolaren 15 μm an durchschnittlichem jährlichem Zahnschmelzverlust durch physiologische Attrition und Abrasion zu verzeichnen [117]. Da der Verschleiß der Zahnhartsubstanz im Milchgebiss typischerweise jedoch schneller voranschreitet als im bleibenden Gebiss [133] beziehungsweise Milchzähne weniger verschleißbeständig sind als bleibende Zähne [79], sind für das Milchgebiss größere Werte anzunehmen. *In vitro* fällt der maximale Verschleiß des Milchzahnschmelzes nach Kausimulation circa 1,4-fach so hoch aus wie der Verschleiß des Schmelzes bleibender Zähne [38].

Die Medianwerte für den maximalen Verschleiß nach thermomechanischer Belastung fielen im Rahmen der vorliegenden Studie für alle getesteten Materialien deutlich höher aus (s. Tabelle 6, S. 56). Folglich ist das Verschleißverhalten von Bulk-Fill-Kompositen bei der Verwendung im Milchgebiss von Relevanz und sollte an dieser Stelle diskutiert werden.

Engelhardt et al. (2016) konnten eine Korrelation zwischen der Vickers-Mikrohärte und dem relativen Verschleiß eines Materials feststellen [54].

Die Vickers-Mikrohärte eines Materials wird proportional durch das Volumen und das Gewicht der im Material enthaltenen Füllkörper beeinflusst [95, 184]. Durch vergrößerte Füllkörper, wie oft in Bulk-Fill-Kompositen eingesetzt, und die damit einhergehende Verkleinerung der Grenzfläche von Füllkörpern und Matrix wird das, in das Material einfallende, Licht stärker gestreut. Es resultieren höhere Durchhärtungstiefen und damit auch höhere Mikrohärte-Werte [98].

Bulk-Fill-Komposite [35, 86], wie auch Kompomere [197], zeigten *in vitro* teils geringere Mikrohärte-Werte als konventionelle Komposite. Dies könnte die vergleichbaren Verschleißwerte des Kompomers und der Bulk-Fill-Komposite (Gruppen 1-9, Tabelle 2, S. 29), die im Rahmen der vorliegenden Studie untersucht wurden, erklären.

Demgegenüber stehen andere *In-vitro*-Untersuchungen, im Rahmen derer zumindest modellierbare Bulk-Fill-Komposite im Vergleich mit herkömmlichen Kompositen höhere Vickershärten aufwiesen [49, 96]. Allerdings wurden hier jeweils andere hochvisköse Bulk-Fill-Kompositpräparate untersucht als in der vorliegenden Studie.

Monterubbianesi et al. (2016) ermittelten wiederum, dass hochvisköse Bulk-Fill-Komposite höhere Vickers-Mikrohärten aufweisen als fließfähige Bulk-Fill-Komposite [139]. Auch die beiden fließfähigen Bulk-Fill-Komposite Venus Bulk Fill (vgl. Gruppe 3, Tabelle 2, S. 29) [50, 123] und ein Vorläufer des SDR (vgl. Gruppe 1, Tabelle 2, S. 29) [123] zeigten in anderen Studien im Vergleich zu anderen Bulk-Fill-Kompositen sowie zu herkömmlichen Kompositen die geringsten Vickers-Mikrohärte-Werte [123]. Wird von der Mikrohärte auf die Verschleißbeständigkeit geschlossen, können die Ergebnisse der vorliegenden Studie kein homogenes Verhalten von jeweils fließfähigen und modellierbaren Füllungsmaterialien bestätigen. Gerade die beiden fließfähigen Bulk-Fill-Komposite SDR flow+ und Venus Bulk Fill (Gruppen 1 und 3, Tabelle 2, S. 29) zeigten die höchste sowie die geringste Verschleißtiefe unter allen getesteten Materialien (s. Punkt 5.2.1, S. 56).

Im Rahmen einer *In-vitro*-Studie von Frankenberger et al. (2020) zeigte das selbstadhäsive Kompositohybrid Surefil One (vgl. Gruppe 8, Tabelle 2, S. 29) in bleibenden Molaren nach thermomechanischer Belastung hinsichtlich der Verschleißbeständigkeit signifikant schlechtere Ergebnisse als Amalgam und ein konventionelles Komposit, jedoch bessere Ergebnisse als andere selbstadhäsive Materialien, wie Glasionomerzemente [61].

Nach Gross et al. (2001) sind Kompomere, wie das hier verwendete Dyract eXtra (Gruppe 9, Tabelle 2, S. 29), in puncto Verschleißbeständigkeit ebenso zwischen den Kompositen, die eine höhere Verschleißbeständigkeit aufweisen und den Glasionomerzementen, welche eine niedrigere Verschleißbeständigkeit zeigen, einzustufen [79].

Durch Verknüpfen der Erkenntnisse von Frankenberger et al. und Gross et al. mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie wären auch die getesteten Bulk-Fill-Komposite hinsichtlich ihrer Verschleißbeständigkeit zwischen konventionellen Kompositen und Glasionomerzementen einzuordnen.

Frankenberger et al. (2020) beobachteten weiterhin auch nach 500.000 Zyklen thermomechanischer Belastung bei der Verwendung von Surefil One als Klasse-II-Restoration in bleibenden Molaren keine Frakturen im Material [61]. Dies konnte in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden. Selbst nach 2.500 Zyklen Thermocycling und 100.000 Zyklen Kausimulation bei gleicher Kraftbelastung zeigten sich Frakturen, teilweise größeren Ausmaßes, im Material (s. Abbildung 31, S. 83). Dies verstärkt weiterhin den Eindruck, dass Surefil One hinsichtlich seiner Zusammensetzung und

auch seiner mechanischen Eigenschaften eher den Glasionomern zuzuordnen ist.

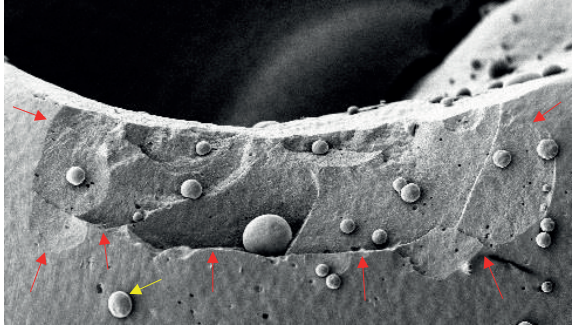


Abbildung 31: REM-Aufnahme einer Fraktur im Bereich der Randleiste einer Klasse-II-Versorgung mit dem Material Surefil One bei 20 x Vergrößerung. Rote Pfeile: Randbereich der Materialfraktur; gelber Pfeil: exemplarische Markierung nachträgliche Auflagerung kugelförmiger Partikel auf Probe

Lohbauer und Belli (2020) sehen Surefil One zum Beispiel als Kompromissmaterial an, welches, gerade bei dauerbelasteten Klasse-II-Restaurationen, wenn Komposite als Füllungsmaterial nicht indiziert sind, besser geeignet ist als die Versorgung mit Glasionomern [124].

6.5 Klinische Daten Bulk-Fill-Komposite im Milchgebiss

Klinische Daten für Bulk-Fill-Komposite zur Verwendung im Milchgebiss lieferten zum Beispiel Ehlers et al. (2019). Im Rahmen einer Studie im Split-Mouth-Design wurde das fließfähige Bulk-Fill-Komposit Venus Bulk Fill (vgl. Gruppe 3, Tabelle 2, S. 29) ohne Deckschicht im Vergleich mit dem Kompomer Dyract eXtra (vgl. Gruppe 9, Tabelle 2, S. 29) zur Versorgung von Klasse-II-Kavitäten in Milchmolaren untersucht. Der Nachbeobachtungszeitraum betrug ein Jahr. Untersucht wurden sowohl ästhetische als auch funktionelle und biologische Eigenschaften der Versorgungen. Nach einem Jahr konnten fast alle Restaurationen evaluiert werden, alle versorgten Zähne waren vital und ohne postoperative Symptome und es konnte keine Sekundärkaries detektiert werden. Das Bulk-Fill-Komposit wies, aufgrund einer erhöhten Transluzenz und der Verfügbarkeit in nur einer universellen Farbe, lediglich schlechtere Werte in puncto Ästhetik auf als das Kompomerpräparat. Allgemein zeigte das Bulk-Fill-Komposit auch nach einem Jahr eine exzellente klinische und vergleichbare Performance mit dem Kompomer [53].

Wird angenommen, dass mikroskopische paramarginale Spalten für das Kompomer Dyract eXtra (Gruppe 9, Tabelle 2, S. 29) und eine hohe Rate an Randspalten für das fließfähige Bulk-Fill-Komposit Venus Bulk Fill (Gruppe 3), wie sie in der vorliegenden Studie detektiert wurden, auch *in vivo* auftreten, so scheinen diese keinen Einfluss auf die klinische Performance der beiden Materialien nach einem Jahr Mundverweildauer auszuüben.

Auch Akman und Tosun (2020) verglichen zwei Bulk-Fill-Komposite mit einem Glasionomerzement und einem konventionellen Komposit als Klasse-II-Restaurationen in Milchmolaren. Der Nachbeobachtungszeitraum betrug ein Jahr und die Studie wurde im Split-Mouth-Design durchgeführt. Es wurden ein modellierbares und ein schallaktiviertes Bulk-Fill-Komposit getestet. Beide Bulk-Fill-Kompositpräparate und das konventionelle Komposit zeigten gute und vergleichbare klinische Ergebnisse nach einem Jahr Mundverweildauer. Der Glasionomerzement schnitt hinsichtlich der Retention und der marginalen Adaptation schlechter ab als alle anderen getesteten Materialien [2]. Folglich schneiden GIZs hinsichtlich der marginalen Integrität, ähnlich wie das selbstadhäsive Surefil One (Gruppe 8, Tabelle 2, S. 29) in der vorliegenden Studie, schlechter ab als Bulk-Fill-Komposite.

Im Rahmen einer klinischen Studie von Oter et al. (2018) wurden ein Bulk-Fill-Komposit und ein konventionelles Komposit zur Versorgung von Klasse-I-Kavitäten in Milchmolaren im Split-Mouth-Design untersucht. Nach einem Jahr lieferte das Bulk-Fill-Komposit mit dem konventionellen Komposit vergleichbare Ergebnisse. Angemerkt wurde jedoch, dass bei den Bulk-Fill-Kompositen häufiger postoperative Hypersensitivitäten zum Baseline-Untersuchungszeitpunkt auftraten. Diesbezüglich ist allerdings anzumerken, dass bei der Restauration der Kavitäten aufgrund einer ausgedehnten Defekttiefe mehrfach die Indikation zur indirekten Überkappung der Pulpa gestellt wurde. Außerdem trat bei Bulk-Fill-Kompositen im Laufe des Beobachtungszeitraums eine signifikante Reduktion der marginalen Integrität im Sinne von detektierbaren Spaltbildungen ein. Es bestanden jedoch keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der marginalen Integrität zwischen den getesteten Materialien zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten. [150].

Sarapultseva und Sarapultsev (2019) untersuchten ein fließfähiges Bulk-Fill-Komposit (SDR; vgl. Gruppe 1, s. Tabelle 2, S. 29) und ein nano-keramisches konventionelles Komposit als Klasse-I-Restaurationen in Milchmolaren im Rahmen einer klinischen Split-Mouth-Design-Studie. Die Nachbeobachtungszeit betrug zwei Jahre und insgesamt wurden 27 Versorgungen pro Material untersucht. Die Recall-Rate betrug 100 %. Nach

zwei Jahren lieferten beide Füllungsmaterialien klinisch akzeptable und nahezu identische Ergebnisse. Keine der Restaurationen wies eine Sekundärkaries auf oder führte zu postoperativen Hypersensitivitäten [172].

Alle vier aufgeführten klinischen Studien mit Nachbeobachtungszeiten von bis zu zwei Jahren berichten, auch hinsichtlich der marginalen Integrität, über vergleichbare Ergebnisse des Einsatzes von Bulk-Fill-Kompositen im Seitenzahngebiet des Milchgebisses zu bereits etablierten Füllungsmaterialien im Milchgebiss.

Trotz dieser guten klinischen Ergebnisse im Milchgebiss betonen die Autoren, dass Langzeitstudien wünschenswert beziehungsweise notwendig sind, um noch aufschlussreichere Ergebnisse über den klinischen Erfolg von Bulk-Fill-Restaurationen zu erhalten [2, 53, 150]. Gleichzeitig wird wiederum angemerkt, dass hinsichtlich der Füllungstherapie von Milchzähnen, im Vergleich zur Versorgung von bleibenden Zähnen, beachtet werden muss, dass auch die Verweildauer des Zahnes in der Mundhöhle begrenzt ist [53, 172].

6.6 Übertragbarkeit auf die klinische Situation

6.6.1 *In-vitro*-Randanalyse

Es stellt sich die Frage, inwieweit auf Grundlage der vorliegenden *In-vitro*-Untersuchung Schlussfolgerungen für die klinische Verwendung von Bulk-Fill-Kompositen im Milchgebiss gezogen werden können. Hierfür muss zunächst eruiert werden, weshalb überhaupt *In-vitro*-Untersuchungen und nicht ausschließlich klinische Untersuchungen zur Performance von Füllungsmaterialien durchgeführt werden.

Die Methodik der quantitativen Randanalyse wäre ebenso *in vivo* durchführbar gewesen. Auch *in vivo* nimmt der Anteil an perfektem Rand über die Liegedauer der Versorgung hinweg ab [62, 112]. Wirklich durchgehend „perfekte“ Restaurationsränder sind *in vivo* jedoch schwer zu erzielen, weshalb in klinischen Untersuchungen oft alle spaltfreien Randareale als Referenz zusammengefasst werden [70]. Mittels der Replika-Untersuchungsmethode zeigen sich bei der Auswertung von *In-vivo*-Daten im Vergleich zu *In-vitro*-Randanalysen außerdem mehr Randbereiche, die aufgrund von Überhängen oder Replika-Fehlern nicht auswertbar sind [62]. All diese Faktoren können die Beurteilung der Bildung von Randspalten behindern beziehungsweise verzerren, da Randspalten übersehen werden können.

Weiterhin stellt die Randanalyse mittels Replikatechnik *in vivo* allein hinsichtlich der Abformung und Untersuchung approximal beziehungsweise zervikal gelegener Restaurationsränder eine Herausforderung dar [70]. Daher werden bei *In-vivo*-Studien oft nur die okklusal oder oral-approximal sowie bukkal-approximal gelegenen Restaurationsränder begutachtet [56, 70, 112]. Somit wäre die Beurteilung der, in der vorliegenden Studie untersuchten, Füllungsrandareale *in vivo* nur schwer, wenn nicht sogar unmöglich, gewesen.

Außerdem ist zu erwähnen, dass in klinischen Studien die Kavitätenmaße respektive Kavitätentiefen in der Regel nicht miteinbezogen werden [192], da sich diese im klinischen Setting an der Defektausdehnung orientieren und nicht standardisiert sind. Die Maße einer Kavität können jedoch den Polymerisationsschrumpungsstress [153] und damit auch die marginale Integrität beeinflussen. Somit ist Vergleichbarkeit der marginalen Integrität verschiedener Füllungsmaterialien ohne Einhaltung standardisierter Kavitätenmaße eingeschränkt.

Außerdem ist mittels quantitativer Randanalyse zwar feststellbar, wie viel Prozent des Füllungsrandes Randspalten aufweisen, es ist jedoch kein Schwellenwert bekannt, ab dem das Restaurationsmaterial als qualitativ hochwertiges Material einzustufen ist [70, 167].

Pashley (1990) beschreibt die Übertragbarkeit der *In-vitro*-Studien, die sich mit Microleakages beschäftigen, auf die *In-vivo*-Situation als begrenzt. Das Ausmaß an Microleakages, welches in Laborstudien detektiert wird, sollte eher als theoretische Höchstmenge an Microleakages, die *in vivo* auftreten oder auch nicht auftreten kann, angesehen werden. Allgemein gebe es nach Pashley nur eine geringe Korrelation zwischen dem *in vitro* festgestellten Ausmaß an Microleakage und dem klinischen Erfolg eines Restaurationsmaterials [154].

Die Entwicklung von Restaurationsrändern *in vivo* ist, nach Frankenberger et al. (2007), *in vitro* durch Simulation der klinischen Umstände vorhersagbar, jedoch könne durch die Vorhersagbarkeit marginaler Veränderungen nicht auf die Langlebigkeit der entsprechenden Restauration geschlossen werden. So sei es möglich, dass Versorgungen mit schlechter marginaler Integrität trotzdem als klinisch akzeptabel eingestuft werden [62].

Wenn ein Material *in vitro* keine Microleakages zeigt, bestehe, mehreren Autoren nach, jedoch eine höhere Wahrscheinlichkeit für einen klinischen Erfolg des Materials [70, 154].

Außerdem seien Unterschiede in der marginalen Adaptation verschiedener Füllungsmaterialien *in vitro* schneller detektierbar als *in vivo* [83], was einen weiteren Vorteil der Laboranalyse darstellt.

6.6.2 Zusammenhang zwischen Microleakage und Sekundärkaries

In der Literatur gibt es keinen klaren Konsens, dass das Vorhandensein einer Microleakage am Füllungsrand zwingend in der Ausbildung einer Sekundärkaries resultiert [143]. Es wird sogar beschrieben, dass keine Belege dafür existieren, dass sich der Polymerisationsschrumpungsstress überhaupt auf den klinischen Erfolg einer Restauration auswirkt [58]. So wurden beispielsweise Milchzähne nach der physiologischen Exfoliation detektiert, die mikroskopische Defekte am Füllungsrand ohne eine Bakterienpenetration aufwiesen [194]. Teilweise wird eine Korrelation zwischen dem Vorhandensein einer Microleakage respektive der Verschlechterung der marginalen Integrität und dem Ausbilden einer Sekundärkaries sogar vollständig verneint [65, 92].

Auch stellt sich die Frage, ob jeder Randspalt negative Konsequenzen für die Prognose der Versorgung bedeutet oder, ob zum Beispiel die Breite des entstandenen Spaltes nicht auch eine Rolle spielt [167].

Im Rahmen einer klinischen Studie von Donmez et al. (2016) wurden teilweise sondierbare Spalten an Restaurationsrändern mit einer Breite von > 250 µm detektiert. Selbst diese Spalten verursachten drei Jahre nach dem Legen der Füllungen keine klinischen Probleme und erforderten keine invasive Therapie [51].

Qvist et al. (2004) konnten im Rahmen einer klinischen Studie im Milchgebiss zeigen, dass zum Beispiel Kompomerrestaurationen, bei denen eine Sekundärkaries für das Scheitern der Versorgung verantwortlich war, trotzdem eine durchschnittliche Überlebensrate von mehr als 3,5 Jahren aufwiesen, was aufgrund der mittleren Liegedauer einer Milchzahnrestauration von circa 2,5 Jahren als akzeptabel einzustufen ist [162].

In einer klinischen Studie von Kidd und Beighton (1996) ließen sich zumindest signifikant mehr Bakterien aus dem Dentin neben verfärbten Restaurationsrändern als neben Restaurationsrändern ohne Verfärbung detektieren [107], was darauf hindeuten könnte, dass der Verlust der marginalen Integrität die bakterielle Besiedelung erleichtert.

In vitro konnte eine starke Evidenz dafür gefunden werden, dass bei bereits bestehenden Randspalten ein Zusammenhang zwischen zyklischer mechanischer Belastung und der Bakterienexposition besteht, welcher die bakterielle Penetration zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial fördert und damit auch die Entstehung einer Sekundärkaries begünstigen könnte [105].

Allgemein ist zu berücksichtigen, dass es sich bei einer Sekundärkaries um einen wahrscheinlich multifaktoriell bedingten Prozess handelt, dessen Ätiologie komplex und nicht vollständig aufgeklärt ist [143]. Allein die Penetrierbarkeit von Randspalten ist von multiplen Faktoren, wie der Molekülgröße respektive Größe des Mikroorganismus, der molekularen Polarität, der Oberflächenwechselwirkung, der Kapillarität und der Zeit abhängig [167].

Ein weiterer Effekt, der sich protektiv gegenüber der Ausbildung einer Sekundärkaries auswirken könnte, ist die Fluoridfreisetzung eines Füllungsmaterials. Im Gegensatz zu Bulk-Fill-Kompositen setzen sowohl Kompomere als auch das selbstadhäsive Surefil One (Gruppe 8, Tabelle 2, S. 29) sowie Glasionomerelemente Fluoridionen frei. Inwiefern sich diese Effekte im Gruppenvergleich klinisch vorteilhaft auswirken, bedarf weiterer Untersuchungen.

Insgesamt beruht die derzeitige Datenlage zur Ätiopathogenese der Sekundärkaries auf *In-vitro*- und *In-situ*-Untersuchungen [100]. Gerade experimentelle Ansätze zu *In-vivo*-Untersuchungen würden sich, vor allem auch unter Betrachtung ethischer Aspekte, als schwierig erweisen. Somit stellen *In-vitro*-Studien, trotz ihrer Limitationen, eine realisierbare und reproduzierbare Methode dar, Zusammenhänge zwischen dem Verlust der marginalen Integrität und dem Entstehen einer Karies am Füllungsrand zu untersuchen.

6.6.3 *In-vitro*-Verschleißanalyse

Die meisten Daten, die in Laborstudien hinsichtlich der Verschleißbeständigkeit eines Restaurationsmaterials erhoben werden, korrelieren, laut Heintze et al. (2012), nicht mit den Ergebnissen klinischer Studien zu den gleichen Restaurationsmaterialien [91].

Es gilt dabei zu berücksichtigen, dass der Verschleiß von Restaurationsmaterialien *in vivo* durch multiple Faktoren beeinflusst wird, die sich auch vom Laborsetting der vorliegenden Studie unterscheiden.

Kaubewegungen sind *in vivo* zum Beispiel viel komplexer als sie *in vitro* nachgeahmt werden können. Außerdem können in der Mundhöhle plaquebildende Mikroorganismen, Nahrung sowie das Vorhandensein eines schützenden Pellikels auf der Zahnoberfläche das Verschleißverhalten modifizieren [24].

Im Rahmen der vorliegenden Studie wird per Kausimulation ein Zweikörperantrieb simuliert. Verschleiß innerhalb der Mundhöhle wird jedoch niemals ausschließlich durch Zweikörperantrieb verursacht [128]. Es finden sich auch in zahnkontaktfreien Arealen Verschleißspuren [19]. Verschleißvorgänge innerhalb der Mundhöhle sind folglich nicht ausschließlich auf die Interaktion von Zahnflächen respektive Restaurationsflächen zurückzuführen. In maximaler Interkuspidation berührt der Zahn-Antagonist nicht zwingend den tiefsten Punkt der Abrasionsfacette, was darin zu begründen ist, dass zum Beispiel auch abrasive Partikel aus der Nahrung oder chemische Prozesse einen Beitrag zum Verschleiß leisten [128].

Die restaurierten Zahnproben wurden in der vorliegenden Studie außerdem sehr lokal, in genau einem Areal, belastet. Im Seitenzahnggebiet weisen die Zähne *in vivo* jedoch in der Regel mehrere Kontaktareale zum Antagonistenzahn respektive zu den Antagonistenzähnen auf [199].

Barkmeier et al. (2004) berichten, dass zumindest eine gute Vorhersagbarkeit durch die lokale Verschleißsimulation *in vitro* hinsichtlich des klinischen Verschleißes in okklusalen Kontaktregionen besteht [18]. Somit stellt die lokale mechanische Belastung in der vorliegenden Studie zwar einerseits eine Limitation hinsichtlich der Übertragbarkeit auf den klinischen Gesamtkontext dar, weist aber für die lokale okklusale Belastung *in vivo* eine gute Vorhersagekraft auf.

Güth et al. (2020) stellten weiterhin fest, dass die monatliche Verschleißrate klinisch bei indirekten Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich des bleibenden Gebisses nach dem zweiten Jahr kleiner wird. Als Begründung hierfür vermuten die Autoren, dass die gleichen Kräfte im Laufe der Zeit aufgrund des Verschleißes auf eine größere Kontaktfläche wirken und die monatliche Verschleißrate damit geringer ausfällt [81].

Alle diese Faktoren, die *in vivo* stets begleitend auftreten, stellen Limitationen der vorliegenden Studie dar. Sie sind *in vitro* jedoch schwer simuliert- und kontrollierbar, sodass mit jedem zusätzlichen Einflussfaktor die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse infrage gestellt wird.

Andere Autoren, wie Leinfelder und Suzuki (1999), berichten hingegen von einer guten Vergleichbarkeit ihrer *In-vitro*-Verschleißuntersuchung mit der klinischen Situation [122].

Werden, wie in der vorliegenden Studie, ausschließlich Klasse-II-Restaurationen miteinander verglichen, verbessere sich nach Heintze et al. (2012) sogar die Übertragbarkeit der *In-vitro*- auf die *In-vivo*-Daten bei einigen Methoden [91].

6.6.4 Perspektiven und Limitationen für die klinische Verwendung im Milchgebiss

Die Wahrscheinlichkeit für technische Fehler bei der Applikation eines Füllungsmaterials wird durch weniger erforderliche Schritte des Restaurationssystems geringer [45]. Zusätzlich erweist sich jede Zeitersparnis bei der Behandlung von (unkooperativen) Kindern als vorteilhaft. Für die Füllungstherapie mit Bulk-Fill-Kompositen müssen Kinder mindestens eine ausreichende Compliance für die Zeit der Applikation und Polymerisation von Adhäsiv und Füllungsmaterial aufbringen können.

Ein großer Vorzug des fließfähigen Bulk-Fill-Komposits SDR flow+ (Gruppe 1, Tabelle 2, S. 29) ist dessen Fähigkeit zur „Selbstnivellierung“ innerhalb der Kavität [157]. So muss das Material, im Vergleich zu allen anderen getesteten Füllungsmaterialien, im Anschluss an die Applikation nicht an die Kavitätenränder adaptiert werden. Zusätzlich ist die Entfernung von Überschüssen nur selten notwendig, was einen zeitlichen Vorteil bietet.

Das thermovisköse Bulk-Fill-Komposit VisCalor bulk (Gruppe 6) muss vor der Applikation aufgewärmt und anschließend innerhalb von 20 Sekunden appliziert werden, wobei eine Temperatur von wenigstens 61 °C aufweist. Fraglich ist hierbei, ob bei unkontrollierten Bewegungen des Kindes Verbrennungsverletzungen möglich sind. Wird das Material nach der Aufwärmphase nicht innerhalb von 2,5 Minuten appliziert, ist die Kompositkarpule nicht mehr zu verwenden, eine neue Karpule und ein neuer Aufwärmprozess sind erforderlich. Dies erweist sich wirtschaftlich als nachteilig, verlängert die Behandlungszeit und könnte aufgrund der genannten Faktoren eine Limitation der Verwendung des Materials, trotz guter Ergebnisse hinsichtlich der marginalen Integrität *in vitro*, darstellen.

Das kürzeste und einfachste Applikationsverfahren unter den getesteten Materialien wird durch das selbstadhäsive Komposithybrid Surefil One (Gruppe 8) ermöglicht. Durch die selbstadhäsiven Eigenschaften des Materials wird die Applikations- sowie Polymerisationszeit eines Adhäsivs eingespart. Da das Material weiterhin selbsthärtend verwendet werden kann, besteht die Möglichkeit, auf die Lichtpolymerisation zu verzichten, wobei die Lichtpolymerisation den Aushärtungsprozess beschleunigt. Beim

Behandlungsabbruch aufgrund unzureichender Compliance erweist sich die selbsthärtende Eigenschaft des Materials jedoch als vorteilhaft gegenüber rein lichtpolymerisierenden Materialien.

6.7 Diskussion der Nullhypothesen

6.7.1 1. Nullhypothese

„Die Verwendung von Bulk-Fill-Kompositen zur adhäsiven Versorgung von Klasse-II-Kavitäten im Milchgebiss hat, im Vergleich zur Kompomerrestauration, keinen Einfluss auf die marginale Integrität nach thermomechanischer Belastung *in vitro*.“

Die erste Haupt-Nullhypothese ist abzulehnen, da sich sowohl die Bulk-Fill-Komposite von einem Kompomer als auch die Bulk-Fill-Komposite untereinander hinsichtlich ihrer marginalen Integrität vor sowie nach thermomechanischer Belastung unterschieden (s. Punkt 5.1.4, S. 50).

Dabei zeigten vor allem das selbstadhäsive Kompositenhybrid Surefil One (Gruppe 8, Tabelle 2, S. 29) als auch das fließfähige Bulk-Fill-Komposit Venus Bulk Fill (Gruppe 3) im Rahmen der quantitativen Randanalyse mittels rasterelektronenmikroskopischer Auswertung des approximalen und zervikalen Füllungsrandes von Replikas der Zahnproben signifikant höhere Anteile an Randspalten als andere Materialgruppen.

Das modellierbare Bulk-Fill-Komposit 3M Filtek One Bulk Fill (Gruppe 4) und vorrangig auch die initial fließfähigen und anschließend modellierbaren Bulk-Fill-Komposite SonicFill 3 (Gruppe 5) sowie VisCalor bulk (Gruppe 6) zeigten auch nach thermomechanischer Belastung signifikant höhere Anteile an perfekten Randarealen und signifikant niedrigere Anteile an Randspalten als andere Materialgruppen (s. Punkt 5.1.4, S. 50).

Es deutete sich außerdem an, dass das Referenzmaterial, das Kompomer Dyract eXtra (Gruppe 9, Tabelle 2, S. 29), einen so stabilen Verbund zur Zahnhartsubstanz eingeht, dass hauptsächlich paramarginale Spalten im Schmelz und, im Gegensatz zu den Bulk-Fill-Kompositen, dafür nur wenige Randspalten zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz entstehen (s. Punkt 5.1.1, S. 43 ff.). Allerdings wird dadurch die Vergleichbarkeit des Kompomers und der Bulk-Fill-Komposite hinsichtlich der marginalen Integrität infrage gestellt.

6.7.2 2. Nullhypothese

„Nach thermomechanischer Belastung *in vitro* unterscheidet sich die marginale Integrität im zervikalen Füllungsrandbereich der Klasse-II-Versorgungen mit Bulk-Fill-Materialien respektive einem Kompomer nicht von der marginalen Integrität im approximalen Füllungsrandbereich.“

Die zweite Haupt-Nullhypothese ist anzunehmen, da sich nach Bestimmung der minimalen, maximalen und durchschnittlichen Distanz im Antagonistenkontaktareal nach Matching der Scankörper der Replikas der Zahnproben zwar Unterschiede zwischen den einzelnen Materialien feststellen ließen (s. Punkt 5.2.1, S. 56). Diese Unterschiede fielen jedoch nach Bonferroni-Holm-Korrektur zur Vermeidung einer Kumulation des Alphafehlers nicht signifikant aus (s. Punkt 5.2.3, S. 57). Trotzdem zeigten die getesteten Materialien qualitativ hinsichtlich der Oberflächenbeschaffenheit im Antagonistenkontaktbereich Unterschiede auf, deren klinische Relevanz noch evaluiert werden sollte.

6.7.3 3. Nullhypothese

„Bei adhäsiver Versorgung von Klasse-II-Kavitäten im Milchgebiss lassen sich keine Unterschiede zwischen Bulk-Fill-Kompositen und einem Kompomer hinsichtlich ihres Verschleißes nach thermomechanischer Belastung *in vitro* feststellen.“

Die Neben-Nullhypothese ist teilweise abzulehnen, da teils statistisch signifikante Unterschiede zwischen approximalen und zervikalen Füllungsrandbereichen hinsichtlich der marginalen Integrität bestanden, nicht jedoch vorrangig approximal oder vorrangig zervikal eine bessere marginale Integrität zu verzeichnen war (s. Punkt 5.1.5, S. 55). Dies ist in der vorliegenden Untersuchung vermutlich auf die bessere Erreichbarkeit zervikaler Kavitätenränder für die Ausarbeitung und Politur *in vitro* im Vergleich zur klinischen Situation zurückzuführen.

7 Schlussfolgerungen

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Studie, im Rahmen derer die marginale Integrität und der Verschleiß von Bulk-Fill-Kompositen zur Versorgung von Klasse-II-Kavitäten nach thermomechanischer Belastung im Milchgebiss *in vitro* im Vergleich mit einem Kompomer untersucht worden sind, lassen sich die folgenden Schlussfolgerungen ziehen:

Die adhäsive Vorbehandlung beeinflusst die marginale Integrität von Bulk-Fill-Kompositen positiv. Selbstadhäsive Füllungsmaterialien, wie Surefil One (Gruppe 8, Tabelle 2, S. 29), zeigen, im Vergleich mit Bulk-Fill-Kompositen und Kompomeren in Kombination mit Universaladhäsiven die schlechteste marginale Integrität.

In Anbetracht der Tatsache, dass die Verschleißresistenz des selbstadhäsiven Komposithybrids Surefil One vergleichbar mit der von Bulk-Fill-Kompositen und der eines Kompomers ausfiel und unter Beachtung der Möglichkeit, das Material sowohl licht- als auch selbsthärtend verwenden zu können, könnte das selbstadhäsive Komposithybrid Surefil One (Gruppe 8, Tabelle 2, S. 29) als Material für Interimsrestaurationen verwendet werden.

In vitro stellen Bulk-Fill-Komposite, deren Viskosität im Rahmen des Restaurationsverfahrens moduliert werden kann, wie thermovisköse oder schallaktivierte Bulk-Fill-Komposite, eine vielversprechende Versorgungsoption hinsichtlich der marginalen Integrität sowie des Verschleißverhaltens dar. Diese Materialien sollten anhand von klinischen Studien mit längeren Nachbeobachtungsintervallen und größeren Stichproben sowie geeigneten Kontrollmaterialien überprüft werden, um eine sichere Aussage über den Erfolg der Versorgungen *in vivo* treffen zu können.

8 Zusammenfassung

Hintergrund und Ziele der Studie: Bulk-Fill-Komposite wurden entwickelt, um die Behandlungszeit durch ein einfacheres Applikationsverfahren zu verkürzen. Dies könnte im Bereich der Kinderzahnheilkunde von besonderem Nutzen sein. Ziel dieser *In-vitro*-Studie war es, die marginale Integrität und den Verschleiß von acht Bulk-Fill-Materialien im Vergleich mit einem Kompomer zur Versorgung von Klasse-II-Restaurationen in Milchmolaren nach thermomechanischer Belastung (TMB) zu untersuchen.

Material und Methoden: Klasse-II-Kavitäten in insgesamt 72 extrahierten Milchmolaren wurden mit acht verschiedenen Bulk-Fill-Materialien und einem Kompomer, jeweils in Kombination mit einem Universaladhäsiv des gleichen Herstellers, gefüllt. Das Kompomer diente als aktive Kontrollgruppe. Nach 28 Tagen Lagerung in destilliertem Wasser bei +37°C im Brutschrank folgte eine thermomechanische Belastung mittels Thermocycling (2.500 Zyklen, +5°C/+55°C) und Kausimulation (100.000 Zyklen, 50 N, 1,67 Hz). Nach der Lagerung, nach dem Thermocycling und nach der Kausimulation wurden jeweils Abformungen der Proben genommen, um Replikas herzustellen. Die Hälfte der Replikas wurde für eine rasterelektronenmikroskopische Auswertung im Sinne einer quantitativen Füllungsrandanalyse und die andere Hälfte zum Scannen für die folgende Verschleißanalyse verwendet. Für die statistische Analyse wurden der Kruskal-Wallis-Test und der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test verwendet ($p < 0,05$).

Ergebnisse: Die Ergebnisse der Randanalyse zeigten eine signifikante Abnahme von perfekten Randbereichen nach thermomechanischer Belastung bei allen Materialien ($p < 0,02$). Der Anteil an Randspalten nahm bei allen Bulk-Fill-Materialien ($p < 0,05$), nicht jedoch beim Kompomer ($p > 0,05$), signifikant zu. Der mediane Anteil an Randspalten nach TMB betrug zwischen 14 % (thermovisköses Bulk-Fill-Komposit „VisCalor bulk“) und 80 % (selbstadhäsives Komposithybrid „Surefil One“). Es konnten signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Füllungsmaterialien hinsichtlich ihrer marginalen Integrität detektiert werden (Kruskal-Wallis-Test, $p < 0,05$). Das thermovisköse Bulk-Fill-Komposit „VisCalor bulk“ wies vor und nach TMB signifikant weniger Randspalten und signifikant mehr perfekte Randanteile als andere Füllungsmaterialien auf.

In Bezug auf den okklusalen Verschleiß bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den getesteten Materialien ($p > 0,05$). Der durchschnittliche maximale vertikale Höhenverlust variierte zwischen -60,58 µm und -134,72 µm.

Schlussfolgerung: Aufgrund des hohen Anteils an perfektem Rand sollte das Bulk-Fill-Komposit „VisCalor bulk“ in Kombination mit dem Universaladhäsiv „Futurabond U“ im Rahmen weiterer Studien, auch unter klinischen Bedingungen, untersucht werden.

9 Summary

Background and Aim: Bulk-fill composite resins were developed to reduce operation time through an easier application procedure. This could be of particular benefit in the field of paediatric dentistry. The aim of this *in vitro* study was to investigate the marginal integrity and the wear of eight bulk-fill materials in comparison to a compomer for restoring Class II restorations in primary molars after thermomechanical loading (TML).

Design: Class II cavities in a total of 72 extracted primary molars were filled with eight different bulk-fill materials and one compomer, each in combination with a universal adhesive from the same manufacturer. The compomer served as an active control group. After 28 days of storage in distilled water at +37°C in an incubator, thermomechanical loading by thermocycling (2,500 cycles, +5°C/+55°C) and chewing simulation (100,000 cycles, 50N, 1.67Hz) followed. After storage, after thermocycling and after chewing simulation, impressions of the specimens were taken to produce replicas. Half of the replicas were used for a scanning electron microscopic evaluation in the form of a quantitative margin analysis, while the other half was scanned for the following wear analysis. For the statistical analysis, the Kruskal-Wallis test and the Wilcoxon signed-rank test were used ($p < 0.05$).

Results: The results of the margin analysis showed a significant decrease in perfect margins after thermomechanical loading for all materials ($p < 0.02$). The proportion of marginal gaps increased significantly in all bulk-fill materials ($p < 0.05$), but not in the compomer ($p > 0.05$). The median proportion of marginal gaps after TML was between 14% (thermoviscous bulk-fill composite resin “VisCalor bulk”) and 80% (self-adhesive bulk-fill material “Surefil One”). Significant differences were detected between the tested filling materials with regard to their marginal integrity (Kruskal-Wallis test, $p < 0.05$). The thermoviscous bulk-fill composite resin “VisCalor bulk” exhibited significantly fewer marginal gaps and significantly higher proportions of perfect margins before and after TML than other filling materials. There were no significant differences in occlusal wear between the tested materials ($p > 0.05$). The average maximum vertical height loss varied between -60.58 μm and -134.72 μm .

Conclusions: Due to the high proportion of perfect margins, the bulk-fill composite resin “VisCalor bulk” in combination with the universal adhesive “Futurabond U” should be examined within the scope of further studies, including testing under clinical conditions.

10 Abkürzungsverzeichnis

10.1 Abkürzungen Versuchsgruppen

Abkürzung	Bedeutung
SDR	Gruppe 1; Materialkombination des Bulk-Fill Komposits SDR® flow+ und des Adhäsivs Prime & Bond® Active
TPF	Gruppe 2; Materialkombination des Bulk-Fill Komposits Tetric® PowerFill und des Adhäsivs Adhese® Universal
VBF	Gruppe 3; Materialkombination des Bulk-Fill Komposits Venus® Bulk Fill und des Adhäsivs iBOND® Universal
FOB	Gruppe 4; Materialkombination des Bulk-Fill Komposits 3M™ Filtek™ One Bulk Fill und des Adhäsivs 3M™ Scotchbond™ Universal
SF3	Gruppe 5; Materialkombination des Bulk-Fill Komposits SonicFill™3 und des Adhäsivs OptiBond™ eXTRa Universal
VCB	Gruppe 6; Materialkombination des Bulk-Fill Komposits VisCalor® bulk und des Adhäsivs Futurabond® U
EXF	Gruppe 7; Materialkombination des Bulk-Fill Komposits everX Flow™ und des Adhäsivs G-Premio Bond
SFO	Gruppe 8; selbstadhäsives Komposithybrid Surefil One™
DEX	Gruppe 9; Materialkombination des Kompomers Dyract® eXtra und des Adhäsivs Prime & Bond® NT

10.2 Allgemeine Abkürzungen

Abkürzung	Bedeutung
°C	Grad Celsius
µm	Mikrometer
AFM	Additional-Fragmentation-Monomere
<i>Aqua dest.</i>	destilliertes Wasser
Art.-Nr.	Artikelnummer
AUDMA	Aromatisches Urethandimethacrylat
Ba-Al-Silikat	Barium-Aluminium-Silikat
BHT	Butylhydroxytoluol
Bis-EMA	Bisphenol-A-polyethylenglycoldimethacrylat
Bis-GMA	Bis-Glycidylidimethacrylat
C-Faktor	Konfigurationsfaktor [Englisch: „configuration factor“]
Cm	Zentimeter
CQ	Campherchinon
DDMA	1,12-Dodecanediol-Dimethacrylat
EBADMA	Ethoxyliertes Bisphenol A-dimethacrylat
ECC	Early Childhood Caries
E-Glasfasern	Elektro-Glasfasern
E-Modul	Elastizitätsmodul
ff.	folgende [Seiten]
Gew.-%	Gewichtsprozent
GIZ	Glasionomerzement
Gr.	Gruppe
H	Stunden

H ₂ O	Wasser
HDDMA	Hexandioldimethacrylat
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
Hz	Hertz
IQR	Interquartilsabstand
kGIZ	kunststoffmodifizierter Glasionomerzement
kV	Kilovolt
LED	lichtemittierende Diode
MDP	Methacryloyloxy-decyl- dihydrogen-phosphat
MikroXCT	Röntgenmikrotomographie
ml	Milliliter
mm	Millimeter
MPa	Megapascal
mW/cm ³	Megawatt pro Kubikzentimeter
N	Newton
N	Fallzahl
Nm	Nanometer
REM	Rasterelektronenmikroskop
REM-[...]	rasterelektronenmikroskopische [...]
s.	siehe
S.	Seite
SiO ₂	Siliziumdioxid
T0	Baseline-Zeitpunkt [= nach Brutschrank-Lagerung]
T1	Zeitpunkt 1 [= nach Thermocycling]
T2	Zeitpunkt 2 [= nach Kausimulation]

TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
TMB	Thermomechanische Belastung
UDMA	Urethandimethacrylat
vgl.	vergleiche
Vol.-%	Volumenprozent
x	-fache [Vergrößerung]
A	Signifikanzniveau

11 Abbildungsverzeichnis

Abbildung	Beschriftung	Seite
Abbildung 1	Schematische Darstellung der Bulk-Technik: Die Kavität wird im Ganzen in einer Schicht aufgefüllt. Die Schichtstärke beträgt bis zu 4-5 mm.	10
Abbildung 2	Schematische Darstellung der Inkrementtechnik: Das Auffüllen der Kavität erfolgt in mehreren Schichten. Die Schichtstärke beträgt maximal 2 mm.	10
Abbildung 3	Klasse-II-Kavität nach standardisierten Maßen	28
Abbildung 4	Ausgearbeitete und polierte Füllung. Die Pfeilspitzen verweisen auf den Füllungsrand. Rote Pfeile markieren den approximalen, grüne Pfeile den zervikalen Füllungsrandbereich.	30
Abbildung 5	Schematische Darstellung der Lagerung, der thermozyklischen und der mechanischen Belastung	31
Abbildung 6	Verschleißanalyse: Darstellung der Abtragsverschleiß-/Kontaktfläche des Steatit-Antagonisten (dunkelblaues Zentrum mit hellblauem Rand = Region-of-Interest)	39
Abbildung 7	Schematische Darstellung Übersicht Material und Methode (Schritte vor der statistischen Auswertung)	40
Abbildung 8	Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme Füllungsrand Kompomer (Gruppe 9) bei 200 x Vergrößerung: exemplarische Darstellung paramarginaler Spalt im Schmelz; F: Füllungsmaterial, Z: Zahnschmelz, gelbe Pfeile: Füllungsrand, rote Pfeile: paramarginaler Spalt	44
Abbildung 9	Gestapeltes Säulendiagramm: Prozentuale Verteilung Bewertungskriterien Gruppen 1-9 (SDR-DEX; s. Tabelle 2, S. 29); approximaler Füllungsrandbereich vor thermomechanischer Belastung	45

Abbildung 10	Gestapeltes Säulendiagramm: Prozentuale Verteilung Bewertungskriterien Gruppen 1-9 (SDR-DEX; s. Tabelle 2, S. 29); approximaler Füllungsrandbereich nach thermomechanischer Belastung	45
Abbildung 11	Gestapeltes Säulendiagramm: Prozentuale Verteilung Bewertungskriterien Gruppen 1-9 (SDR-DEX; s. Tabelle 2, S. 29); zervikaler Füllungsrandbereich vor thermomechanischer Belastung	47
Abbildung 12	Gestapeltes Säulendiagramm: Prozentuale Verteilung Bewertungskriterien Gruppen 1-9 (SDR-DEX; s. Tabelle 2, S. 29); zervikaler Füllungsrandbereich nach thermomechanischer Belastung	47
Abbildung 13	Exemplarische rasterelektronenmikroskopische Darstellung approximaler Füllungsrand Gruppe 8 (Surefil One) bei 200 x Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) thermomechanischer Belastung (TMB). Die Pfeile sind auf Seiten des Zahnschmelzes angeordnet und markieren den Füllungsrand. Gelbe Pfeile = perfekter Rand, rote Pfeile = Spalt.	48
Abbildung 14	Exemplarische rasterelektronenmikroskopische Darstellung Füllungsrand Gruppe 3 (Venus Bulk Fill) bei 200 x Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) thermomechanischer Belastung (TMB). Die Pfeile sind auf Seiten des Zahnschmelzes angeordnet und markieren den Füllungsrand. Gelbe Pfeile = perfekter Rand, rote Pfeile = Spalt.	49
Abbildung 15	Exemplarische rasterelektronenmikroskopische Darstellung approximaler Füllungsrand Gruppe 6 (VisCalor bulk) bei 200 x Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) thermomechanischer Belastung (TMB). Die Pfeile sind auf Seiten des Zahnschmelzes angeordnet und markieren den Füllungsrand. Gelbe Pfeile = perfekter Rand	50

Abbildung 16	Exemplarische rasterelektronenmikroskopische Darstellung approximaler Füllungsrand Gruppe 3 (Venus Bulk Fill) bei 200 x Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) thermomechanischer Belastung (TMB). Die Pfeile sind auf Seiten des Zahnschmelzes angeordnet und markieren den Füllungsrand. Gelbe Pfeile = perfekter Rand, rote Pfeile = Spalt.	51
Abbildung 17	Boxplot Diagramm: prozentualer Anteil Bewertungskriterium „perfekter Rand“ im approximalen Füllungsrandbereich vor und nach thermomechanischer Belastung (TMB). Unterschiedliche Klein-/Großbuchstaben = statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen vor/nach TMB.	51
Abbildung 18	Boxplot Diagramm: prozentualer Anteil Bewertungskriterium „perfekter Rand“ im zervikalen Füllungsrandbereich vor und nach thermomechanischer Belastung (TMB). Unterschiedliche Klein-/Großbuchstaben = statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen vor/nach TMB.	52
Abbildung 19	Boxplot Diagramm: prozentualer Anteil Bewertungskriterium „Spalt“ im approximalen Füllungsrandbereich vor und nach thermomechanischer Belastung (TMB). Unterschiedliche Klein-/Großbuchstaben = statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen vor/nach TMB.	53
Abbildung 20	Boxplot Diagramm: prozentualer Anteil Bewertungskriterium „Spalt“ im zervikalen Füllungsrandbereich vor und nach thermomechanischer Belastung (TMB). Unterschiedliche Klein-/Großbuchstaben = statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen vor/nach TMB.	54

Abbildung 21	Links: Übersichtsaufnahme Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (SDR® flow+, Gruppe 1) bei 70 x Vergrößerung. Materialfrakturen im Randbereich des Kontaktareals sind exemplarisch durch gelbe Pfeile markiert. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren Areale, aus denen sich Füllkörper gelöst haben, pinke Pfeile markieren Schleifspuren des Antagonisten im Füllungsmaterial.	57
Abbildung 22	Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (Tetric® PowerFill, Gruppe 2) bei 100 x Vergrößerung. Materialfrakturen im Randbereich des Kontaktareals sind exemplarisch durch gelbe Pfeile markiert. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren ein Areal, aus dem sich ein Füllkörper gelöst hat, blaue Pfeile markieren Risse/Frakturen im Material.	58
Abbildung 23	Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (Venus® Bulk Fill, Gruppe 3) bei 60 x Vergrößerung. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Der grüne Pfeil markiert ein Areal, aus dem sich ein Füllkörper gelöst hat, pinke Pfeile markieren Schleifspuren des Antagonisten im Füllungsmaterial.	58
Abbildung 24	Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (3M™ Filtek™ One Bulk Fill, Gruppe 4) bei 77 x Vergrößerung. Eine Materialfraktur im Randbereich des Kontaktareals ist exemplarisch durch gelbe Pfeile markiert. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren Areale, aus denen sich Füllkörper gelöst haben.	59

Abbildung 25	Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote und gelbe Pfeile) im Füllungsmaterial (SonicFill™3, Gruppe 5) bei 100 x Vergrößerung. Der Randbereich des Kontaktareals stellt sich durch multiple kleine Materialfrakturen (gelbe Pfeile), im Vergleich zu den anderen Gruppen, undeutlicher dar. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren Füllkörper, die aus dem Material herausragen, blaue Pfeile markieren eine Fraktur im Material.	60
Abbildung 26	Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (VisCalor® bulk, Gruppe 6) bei 70 x Vergrößerung. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren Areale, aus denen sich Füllkörper gelöst haben.	60
Abbildung 27	Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (everX Flow™, Gruppe 7) bei 74 x Vergrößerung. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Violette Pfeile markieren freigelegte Glasfasern. Grüne Pfeile markieren Areale, aus denen sich Füllkörper, gelbe Pfeile Areale, aus denen sich Glasfasern gelöst haben.	61
Abbildung 28	Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (Surefil One™, Gruppe 8) bei 54 x Vergrößerung. Porositäten im Material sind exemplarisch mit orangefarbenen, Partikel-Auflagerungen mit dunkelblauen Pfeilen markiert. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren Areale, aus denen sich Füllkörper gelöst haben, orangefarbene Pfeile markieren Porositäten im Material.	62

Abbildung 29	Links: Kontaktareal durch Antagonisten (rote Pfeile) im Füllungsmaterial (Dyract® eXtra, Gruppe 9) bei 51 x Vergrößerung. Rechts: Materialoberfläche Antagonistenkontaktareal (blaues Fenster) bei 1.000 x Vergrößerung. Grüne Pfeile markieren Areale, aus denen sich Füllkörper gelöst haben.	62
Abbildung 30	Darstellung Porung Oberfläche Surefil One nach Bearbeitung mit Siliziumkarbit-Schleifpapier; Körnung: 360 [P 600] und 600 [P 1200]. Links: Darstellung Materialoberfläche bei 450 x Vergrößerung. Die einzelnen Poren werden durch rote Pfeile markiert. Die rechts vergrößert dargestellte Pore ist mit einem gelben Pfeil markiert. Rechts: Darstellung einer einzelnen Pore bei 1600 x Vergrößerung. Bei den Strukturen innerhalb der Pore (exemplarisch mit rotem Pfeil markiert) handelt es sich vermutlich um Materialfüllkörper oder Schleifpapierabrieb.	80
Abbildung 31	REM-Aufnahme einer Fraktur im Bereich der Randleiste einer Klasse-II-Versorgung mit dem Material Surefil One bei 20 x Vergrößerung. Rote Pfeile: Randbereich der Materialfraktur; gelber Pfeil: exemplarische Markierung nachträgliche Auflagerung kugelförmiger Partikel auf Probe	83

12 Tabellenverzeichnis

Tabelle	Beschreibung	Seite
Tabelle 1	Ein- und Ausschlusskriterien Zahnproben	26
Tabelle 2	Gruppeneinteilung Füllungsmaterialien und Adhäsive (Gruppen 1-7: Bulk-Fill-Komposite, Gruppe 8: Selbstadhäsives Komposithybrid, Gruppe 9: Kompomer). Grün: fließfähiges Füllungsmaterial, orange: modellierbares Füllungsmaterial, gelb: initial fließfähiges und anschließend modellierbares Füllungsmaterial.	29
Tabelle 3	Bewertungskriterien Quantitative Randanalyse	34
Tabelle 4	Schematische Darstellung Auswertung Randanalyse zervikaler Füllungsrandanteil. Zusammengesetzte REM-Aufnahmen bei 200 x Vergrößerung. Rot: Perfekter Rand, rosa: positive Stufe, blau: Spalt, türkis: nicht beurteilbar. TMB = thermomechanische Belastung	37
Tabelle 5	Schematische Darstellung Auswertung Randanalyse approximaler Füllungsrandanteil (approximal 1 und 2). Zusammengesetzte REM-Aufnahmen bei 200 x Vergrößerung. Rot: Perfekter Rand, pink: Überschuss, rosa: positive Stufe, orange: negative Stufe, blau: Spalt, türkis: nicht beurteilbar, grün: Fraktur.	37
Tabelle 6	Ergebnisse Verschleißanalyse	56
Tabelle 7	REM-Aufnahmen der Oberfläche der Füllungsmaterialien (nach Bearbeitung mit Siliziumkarbit-Schleifpapier; Körnung: 360 [P 600] und 600 [P 1200]) mit Angabe des Gehalts und der Größe der enthaltenen Füllkörper	127
Tabelle 8	Zusammensetzungen und Eigenschaften Füllungsmaterialien und Adhäsive (nach Herstellerangaben)	131

Tabelle 9	Exemplarische rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen approximaler Füllungsrand vor und nach thermomechanischer Belastung (TMB)	134
Tabelle 10	Ergebnisse Gruppenvergleiche nach Kruskal-Wallis-Test und Bonferroni-Holm-Korrektur	139

13 Literaturverzeichnis/Quellenangaben

1. Akimoto N, Takamizu M, Momoi Y. 10-year clinical evaluation of a self-etching adhesive system. *Oper Dent.* 2007 Jan-Feb;32(1):3-10. doi: 10.2341/06-46. PMID: 17288322.
2. Akman H, Tosun G. Clinical evaluation of bulk-fill resins and glass ionomer restorative materials: A 1-year follow-up randomized clinical trial in children. *Niger J Clin Pract.* 2020 Apr;23(4):489-497. doi: 10.4103/njcp.njcp_519_19. PMID: 32246655.
3. Al-Harbi F, Kaisarly D, Bader D, El Gezawi M. Marginal Integrity of Bulk Versus Incremental Fill Class II Composite Restorations. *Oper Dent.* 2016 Mar-Apr;41(2):146-56. doi: 10.2341/14-306-L. Epub 2015 Aug 12. PMID: 26266653.
4. Alazmah A. Early Childhood Caries: A Review. *J Contemp Dent Pract.* 2017 Aug 1;18(8):732-737. doi: 10.5005/jp-journals-10024-2116. PMID: 28816199.
5. Almeida Junior LJDS, Lula ECO, Penha KJS, Correia VS, Magalhães FAC, Lima DM, Firoozmand LM. Polymerization Shrinkage of Bulk Fill Composites and its Correlation with Bond Strength. *Braz Dent J.* 2018 May-Jun;29(3):261-267. doi: 10.1590/0103-6440201801838. PMID: 29972452.
6. AISagob EI, Bardwell DN, Ali AO, Khayat SG, Stark PC. Comparison of microleakage between bulk-fill flowable and nanofilled resin-based composites. *Interv Med Appl Sci.* 2018 Jun;10(2):102-109. doi: 10.1556/1646.10.2018.07. PMID: 30363354; PMCID: PMC6167621.
7. Alshali RZ, Salim NA, Sung R, Satterthwaite JD, Silikas N. Qualitative and quantitative characterization of monomers of uncured bulk-fill and conventional resin-composites using liquid chromatography/mass spectrometry. *Dent Mater.* 2015 Jun;31(6):711-20. doi: 10.1016/j.dental.2015.03.010. Epub 2015 Apr 13. PMID: 25882276.
8. Altan H, Göztaş Z, Arslanoglu Z. Bulk-Fill Restorative Materials in Primary Tooth: An Intrapulpal Temperature Changes Study. *Contemp Clin Dent.* 2018 Jun;9(Suppl 1):S52-S57. doi: 10.4103/ccd.ccd_23_18. Erratum in: *Contemp Clin Dent.* 2018 Jul-Sep;9(3):509. PMID: 29962764; PMCID: PMC6006891.
9. Amend S, Seremidi K, Kloukos D, Bekes K, Frankenberger R, Gizani S, Krämer N. Clinical Effectiveness of Restorative Materials for the Restoration of Carious Primary Teeth: An Umbrella Review. *J Clin Med.* 2022 Jun 17;11(12):3490. doi: 10.3390/jcm11123490. PMID: 35743560; PMCID: PMC9225564.
10. American Academy of Pediatric Dentistry. *Pediatric restorative dentistry. The Reference Manual of Pediatric Dentistry.* Chicago, Ill.: American Academy of Pediatric Dentistry; 2021:386-98.
11. Amtsblatt der Europäischen Union. VERORDNUNG (EU) 2017/852 DES EUROPÄISCHEN PARLAMENTS UND DES RATES vom 17. Mai 2017 über Quecksilber und zur Aufhebung der Verordnung (EG) Nr. 1102/20082017.

12. Arora A, Schwarz E, Blinkhorn AS. Risk factors for early childhood caries in disadvantaged populations. *J Investig Clin Dent*. 2011 Nov;2(4):223-8. doi: 10.1111/j.2041-1626.2011.00070.x. Epub 2011 Jun 29. PMID: 25426892.
13. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Helwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater*. 1995 Nov;11(6):359-62. doi: 10.1016/0109-5641(95)80035-2. PMID: 8595836.
14. Attin T, Vataschki M, Hellwig E. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int*. 1996 Mar;27(3):203-9. PMID: 9063235.
15. Baig, M. M., Mustafa, M., Al Jeaidi, Z. A., & Al-Muhaiza, M. (2013). Microleakage evaluation in restorations using different resin composite insertion techniques and liners in preparations with high c-factor—An in vitro study. *King Saud University Journal of Dental Sciences*, 4(2), 57-64. [URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ksujds.2013.03.002>; zuletzt aufgerufen am: 21.03.2022]
16. Balkaya H, Arslan S, Pala K. A randomized, prospective clinical study evaluating effectiveness of a bulk-fill composite resin, a conventional composite resin and a reinforced glass ionomer in Class II cavities: one-year results. *J Appl Oral Sci*. 2019 Oct 7;27:e20180678. doi: 10.1590/1678-7757-2018-0678. PMID: 31596369; PMCID: PMC6768121.
17. Barkmeier WW, Takamizawa T, Erickson RL, Tsujimoto A, Latta M, Miyazaki M. Localized and generalized simulated wear of resin composites. *Oper Dent*. 2015 May-Jun;40(3):322-35. doi: 10.2341/13-155-L. Epub 2015 Feb 23. PMID: 25706614.
18. Barkmeier WW, Latta MA, Erickson RL, Lambrechts P. Comparison of laboratory and clinical wear rates of resin composites. *Quintessence Int*. 2004 Apr;35(4):269-74. PMID: 15119711.
19. Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO. Protection hypothesis for composite wear. *Dent Mater*. 1992 Sep;8(5):305-9. doi: 10.1016/0109-5641(92)90105-I. PMID: 1303372.
20. Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM, Çolak H. One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. *J Investig Clin Dent*. 2017 May;8(2). doi: 10.1111/jicd.12210. Epub 2016 Jan 22. PMID: 26800647.
21. Behery H, El-Mowafy O, El-Badrawy W, Nabih S, Saleh B. Gingival microleakage of class II bulk-fill composite resin restorations. *Dent Med Probl*. 2018 Oct-Dec;55(4):383-388. doi: 10.17219/dmp/99264. PMID: 30648363.
22. Belli R, Pelka M, Petschelt A, Lohbauer U. In vitro wear gap formation of self-adhesive resin cements: a CLSM evaluation. *J Dent*. 2009 Dec;37(12):984-93. doi: 10.1016/j.jdent.2009.08.006. Epub 2009 Aug 20. PMID: 19699255.
23. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent*. 2015 Mar-Apr;40(2):190-200. doi: 10.2341/13-324-L. Epub 2014 Sep 11. PMID: 25216940.

24. Branco AC, Colaço R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. A State-of-the-Art Review on the Wear of the Occlusal Surfaces of Natural Teeth and Prosthetic Crowns. *Materials* (Basel). 2020 Aug 10;13(16):3525. doi: 10.3390/ma13163525. PMID: 32785120; PMCID: PMC7476047.
25. Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res*. 1972 Mar-Apr;51(2):461-7. doi: 10.1177/00220345720510023601. PMID: 4501280.
26. Bücher K, Metz I, Pitchika V, Hickel R, Kühnisch J. Survival characteristics of composite restorations in primary teeth. *Clin Oral Investig*. 2015 Sep;19(7):1653-62. doi: 10.1007/s00784-014-1389-9. Epub 2014 Dec 31. PMID: 25547072.
27. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig*. 2014 Nov;18(8):1991-2000. doi: 10.1007/s00784-013-1177-y. Epub 2014 Jan 11. PMID: 24414570.
28. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, nukleare Sicherheit und Verbraucherschutz. Die Minamata-Konvention 2021 [URL: <https://www.bmu.de/themen/gesundheit-chemikalien/chemikalien/minamata-uebereinkommen>; zuletzt aufgerufen am: 23.03.2022]
29. Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jassé FF, Bortolotto T, Krejci I. Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *J Dent*. 2014 May;42(5):575-81. doi: 10.1016/j.jdent.2014.02.007. Epub 2014 Feb 18. PMID: 24561041.
30. Carrilho E, Abrantes M, Casalta-Lopes J, Botelho F, Paula A, Ambrósio P, et al. 99mTc in the evaluation of microleakage of composite resin restorations with SonicFill™. An in vitro experimental model. *Open j. stomatol*. 2019; 2(4) 340-347, doi: 10.4236/ojst.2012.24058.
31. Cehreli ZC, Cetinguc A, Cengiz SB, Altay AN. Clinical performance of pulpotomized primary molars restored with resin-based materials. 24-month results. *Am J Dent*. 2006 Oct;19(5):262-6. PMID: 17073200.
32. Cha HS, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Evaluation of wear resistance of dental resin composites with a 3D profilometer. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004 Nov 15;71(2):414-20. doi: 10.1002/jbm.b.30108. PMID: 15389507.
33. Chisini LA, Collares K, Cademartori MG, de Oliveira LJC, Conde MCM, Demarco FF, Corrêa MB. Restorations in primary teeth: a systematic review on survival and reasons for failures. *Int J Paediatr Dent*. 2018 Mar;28(2):123-139. doi: 10.1111/ipd.12346. Epub 2018 Jan 10. PMID: 29322626.
34. Christensen GJ. Restorative dentistry for pediatric teeth. State of the art 2001. *J Am Dent Assoc*. 2001 Mar;132(3):379-81. doi: 10.14219/jada.archive.2001.0182. PMID: 11258095.

35. Cidreira Boaro LC, Pereira Lopes D, de Souza ASC, 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 Oct;35(10):e249-e264. doi: 10.1016/j.dental.2019.07.007. Epub 2019 Aug 14. PMID: 31421957.
36. Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dent Mater.* 1996 Jul;12(4):218-26. doi: 10.1016/s0109-5641(96)80026-1. PMID: 9002838.
37. Corrêa-Faria P, Viana KA, Raggio DP, Hosey MT, Costa LR. Recommended procedures for the management of early childhood caries lesions - a scoping review by the Children Experiencing Dental Anxiety: Collaboration on Research and Education (CEDACORE). *BMC Oral Health.* 2020 Mar 17;20(1):75. doi: 10.1186/s12903-020-01067-w. PMID: 32183770; PMCID: PMC7079355.
38. Correr GM, Alonso RC, Consani S, Puppini-Rontani RM, Ferracane JL. In vitro wear of primary and permanent enamel. Simultaneous erosion and abrasion. *Am J Dent.* 2007 Dec;20(6):394-9. PMID: 18269132.
39. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Zahnärztliche Werkstoffe Eigenschaften und Verarbeitung.* 1. Auflage ed. München: Elsevier GmbH; 2006. ISBN-13: 978-3437051265
40. D'Alpino PH, Pereira JC, Rueggeberg FA, Svizero NR, Miyake K, Pashley DH. Efficacy of composite surface sealers in sealing cavosurface marginal gaps. *J Dent.* 2006 Mar;34(3):252-9. doi: 10.1016/j.jdent.2005.06.010. Epub 2005 Sep 19. PMID: 16169655.
41. da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguércio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent.* 2006 Aug;34(7):427-35. doi: 10.1016/j.jdent.2005.09.006. Epub 2005 Nov 28. PMID: 16314023.
42. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997 Nov;25(6):435-40. doi: 10.1016/s0300-5712(96)00063-2. PMID: 9604575.
43. De Gee AJ, Pallav P, Davidson CL. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res.* 1986 May;65(5):654-8. doi: 10.1177/00220345860650050401. PMID: 3457819.
44. De Menezes Oliveira MA, Torres CP, Gomes-Silva JM, Chinelatti MA, De Menezes FC, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Microstructure and mineral composition of dental enamel of permanent and deciduous teeth. *Microsc Res Tech.* 2010 May;73(5):572-7. doi: 10.1002/jemt.20796. PMID: 19937744.
45. Delgado AHS, Jamal H, Young A, Ashley P. Scoping review of trials evaluating adhesive strategies in pediatric dentistry: where do simplified strategies lie? *BMC Oral Health.* 2021 Jan 19;21(1):33. doi: 10.1186/s12903-021-01395-5. PMID: 33468122; PMCID: PMC7816513.
46. Demarco FF, Ramos OL, Mota CS, Formolo E, Justino LM. Influence of different restorative techniques on microleakage in Class II cavities with gingival wall in cementum. *Oper Dent.* 2001 May-Jun;26(3):253-9. PMID: 11357567.

47. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater.* 2012 Jan;28(1):87-101. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.003. PMID: 22192253.
48. Dermata A, Papageorgiou SN, Kotsanos N. Three-year performance of a nano-filled resin-modified glass ionomer cement in class II primary molar restorations. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2021 Jun;22(3):425-432. doi: 10.1007/s40368-020-00574-2. Epub 2020 Nov 17. PMID: 33201411.
49. Dionysopoulos D, Tolidis K, Gerasimou P. Bulk fill composite resins. A novelty in resin-based restorative materials. *ARC Journal of Dental Science.* 2016;1(2):1-3. [<http://iikee.lib.auth.gr/record/315847/files/bulk%20fill.pdf>; zuletzt aufgerufen am: 05.01.2022]
50. Dionysopoulos D, Tolidis K, Gerasimou P. The effect of composition, temperature and post-irradiation curing of bulk fill resin composites on polymerization efficiency. *Materials Research.* 2016;19:466-73. [<https://doi.org/10.1590/1980-5373-MR-2015-0614>; zuletzt aufgerufen am: 05.01.2022]
51. Donmez SB, Turgut MD, Uysal S, Ozdemir P, Tekcicek M, Zimmerli B, Lussi A. Randomized Clinical Trial of Composite Restorations in Primary Teeth: Effect of Adhesive System after Three Years. *Biomed Res Int.* 2016;2016:5409392. doi: 10.1155/2016/5409392. Epub 2016 Oct 19. PMID: 27833917; PMCID: PMC5090079.
52. Duggal MS, Tounba KJ, Sharma NK. Clinical performance of a compomer and amalgam for the interproximal restoration of primary molars: a 24-month evaluation. *Br Dent J.* 2002 Sep 28;193(6):339-42. doi: 10.1038/sj.bdj.4801560. PMID: 12368893.
53. Ehlers V, Gran K, Callaway A, Azrak B, Ernst CP. One-year Clinical Performance of Flowable Bulk-fill Composite vs Conventional Compomer Restorations in Primary Molars. *J Adhes Dent.* 2019;21(3):247-254. doi: 10.3290/j.jad.a42519. PMID: 31093618.
54. Engelhardt F, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Comparison of flowable bulk-fill and flowable resin-based composites: an in vitro analysis. *Clin Oral Investig.* 2016 Nov;20(8):2123-2130. doi: 10.1007/s00784-015-1700-4. Epub 2016 Jan 9. PMID: 26745959.
55. Ernst CP, Galler P, Willershausen B, Haller B. Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):319-27. doi: 10.1016/j.dental.2007.06.002. Epub 2007 Jul 31. PMID: 17669480.
56. Fahim SE, Mostafa MA, Abi-Elhassan MH, Taher HM. Clinical Behaviour and Marginal Sealing of Bulk-Fill Resin Composite Restorations Using Light Amplified High-Intensity LEDs Curing: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Open Access Maced J Med Sci.* 2019 Apr 29;7(8):1360-1368. doi: 10.3889/oamjms.2019.216. PMID: 31110586; PMCID: PMC6514356.
57. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987 Nov;66(11):1636-9. doi: 10.1177/00220345870660110601. PMID: 10872397.

58. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.* 2005 Jan;21(1):36-42. doi: 10.1016/j.dental.2004.10.004. PMID: 15681000.
59. Finlay N, Hahnel S, Dowling AH, Fleming GJ. The in vitro wear behavior of experimental resin-based composites derived from a commercial formulation. *Dent Mater.* 2013 Apr;29(4):365-74. doi: 10.1016/j.dental.2012.12.005. Epub 2013 Jan 18. PMID: 23333236.
60. Fleming GJ, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ. The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth. *Dent Mater.* 2008 Apr;24(4):522-9. doi: 10.1016/j.dental.2007.05.016. Epub 2007 Jul 31. PMID: 17669481.
61. Frankenberger R, Dudek MC, Winter J, Braun A, Krämer N, von Stein-Lausnitz M, Roggendorf MJ. Amalgam Alternatives Critically Evaluated: Effect of Long-term Thermomechanical Loading on Marginal Quality, Wear, and Fracture Behavior. *J Adhes Dent.* 2020;22(1):107-116. doi: 10.3290/j.jad.a44001. PMID: 32030381.
62. Frankenberger R, Krämer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM. Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent.* 2007;9 Suppl 1:107-16. Erratum in: *J Adhes Dent.* 2007 Dec;9(6):546. PMID: 18341237.
63. Fröhlich TT, Gindri LD, Soares FZM, de Oliveira Rocha R. Does the etching strategy influence the bonding of universal adhesive systems to primary teeth? A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2021 Dec;22(6):1015-1022. doi: 10.1007/s40368-021-00639-w. Epub 2021 Jun 4. PMID: 34085204.
64. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *J Dent.* 2014 Apr;42(4):439-49. doi: 10.1016/j.jdent.2014.01.005. Epub 2014 Jan 27. PMID: 24480086.
65. Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P. Micromorphological evaluation of posterior composite restorations - a 10-year report. *J Oral Rehabil.* 2004 Oct;31(10):991-1000. doi: 10.1111/j.1365-2842.2004.01329.x. PMID: 15387840.
66. Gaintantzopoulou MD, Gopinath VK, Zinelis S. Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clin Oral Investig.* 2017 May;21(4):1063-1070. doi: 10.1007/s00784-016-1848-6. Epub 2016 May 10. PMID: 27165307.
67. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999 Feb;27(2):89-99. doi: 10.1016/s0300-5712(98)00037-2. PMID: 10071465.
68. Gamarra VSS, Borges GA, Júnior LHB, Spohr AM. Marginal adaptation and microleakage of a bulk-fill composite resin photopolymerized with different techniques. *Odontology.* 2018 Jan;106(1):56-63. doi: 10.1007/s10266-017-0294-5. Epub 2017 Feb 3. PMID: 28160094.
69. Gao SS. The longevity of posterior restorations in primary teeth. *Evid Based Dent.* 2018 Jun;19(2):44. doi: 10.1038/sj.ebd.6401302. PMID: 29930368.

70. Garcia-Godoy F, Krämer N, Feilzer AJ, Frankenberger R. Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater*. 2010 Nov;26(11):1113-8. doi: 10.1016/j.dental.2010.07.012. Epub 2010 Aug 25. PMID: 20800270.
71. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent*. 2014 Jul-Aug;39(4):441-8. doi: 10.2341/12-484-L. Epub 2013 Dec 4. PMID: 24304339.
72. García Mari L, Climent Gil A, LLena Puy C. In vitro evaluation of microleakage in Class II composite restorations: High-viscosity bulk-fill vs conventional composites. *Dent Mater J*. 2019 Oct 2;38(5):721-727. doi: 10.4012/dmj.2018-160. Epub 2019 Jun 21. PMID: 31231103.
73. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater*. 2013 Aug;29(8):835-41. doi: 10.1016/j.dental.2013.04.016. Epub 2013 May 29. PMID: 23726127.
74. Garoushi SK, Hatem M, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2015 Apr 14;1(1):6-12. doi: 10.3109/23337931.2015.1017576. PMID: 28642894; PMCID: PMC5433219.
75. Gente M, Willamowski M. Zahnärztliche Werkstoffkunde. Praxisorientiertes und praxiswirksames Expertenwissen für Studierende der Zahnmedizin, Zahntechniker und Zahnärzte. 1. Auflage ed. Balingen: Spitta Verlag GmbH & Co. KG; 2018. ISBN-13: 978-3946761655
76. Gerula-Szymańska A, Kaczor K, Lewusz-Butkiewicz K, Nowicka A. Marginal integrity of flowable and packable bulk fill materials used for class II restorations -A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater J*. 2020 Jun 5;39(3):335-344. doi: 10.4012/dmj.2018-180. Epub 2020 Jan 11. PMID: 31932546.
77. Geschäftsführung des Bewertungsausschusses für die zahnärztlichen Leistungen. Beschluss des Bewertungsausschusses zur Anpassung der BEMA Nr. 13: Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung; 2018 [URL: <https://abrechnungsmappe.kzvb.de/media/7/bema/bwflg2018.pdf>; zuletzt aufgerufen am: 01.01.2022]
78. Gopinath VK. Comparative evaluation of microleakage between bulk esthetic materials versus resin-modified glass ionomer to restore Class II cavities in primary molars. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2017 Jul-Sep;35(3):238-243. doi: 10.4103/JISPPD.JISPPD_17_17. PMID: 28762350.
79. Gross LC, Griffen AL, Casamassimo PS. Compomers as Class II restorations in primary molars. *Pediatr Dent*. 2001 Jan-Feb;23(1):24-7. PMID: 11242726.
80. Gupta M, Rao D, Hegde S. An In vitro Evaluation of Microleakage Associated with Three Different Compomer Placement Techniques in Primary Molars. *Contemp Clin Dent*. 2017 Jan-Mar;8(1):48-52. doi: 10.4103/ccd.ccd_1152_16. PMID: 28566851; PMCID: PMC5426166.

81. Güth JF, Erdelt K, Keul C, Burian G, Schweiger J, Edelhoff D. In vivo wear of CAD-CAM composite versus lithium disilicate full coverage first-molar restorations: a pilot study over 2 years. *Clin Oral Investig*. 2020 Dec;24(12):4301-4311. doi: 10.1007/s00784-020-03294-5. Epub 2020 May 12. PMID: 32399736; PMCID: PMC7666668.
82. Gwinnett AJ. The ultrastructure of the "prismless" enamel of deciduous teeth. *Arch Oral Biol*. 1966 Nov;11(11):1109-16. doi: 10.1016/0003-9969(66)90168-3. PMID: 5226792.
83. Haak R, Brückner A, Häfer M, Scholz M, Schneider H. Is There an Association Between Clinical and SEM Quantitative Marginal Analysis in a 90-month Trial? *J Adhes Dent*. 2021;23(1):37-46. doi: 10.3290/j.jad.b916821. PMID: 33512114.
84. Haak R, Näke T, Park KJ, Ziebolz D, Krause F, Schneider H. Internal and marginal adaptation of high-viscosity bulk-fill composites in class II cavities placed with different adhesive strategies. *Odontology*. 2019 Jul;107(3):374-382. doi: 10.1007/s10266-018-0402-1. Epub 2018 Dec 19. Erratum in: *Odontology*. 2019 Feb 4;; PMID: 30569286.
85. Han SH, Park SH. Comparison of Internal Adaptation in Class II Bulk-fill Composite Restorations Using Micro-CT. *Oper Dent*. 2017 Mar/Apr;42(2):203-214. doi: 10.2341/16-023-L. Epub 2016 Nov 28. PMID: 27892836.
86. Haugen HJ, Marovic D, Par M, Thieu MKL, Reseland JE, Johnsen GF. Bulk Fill Composites Have Similar Performance to Conventional Dental Composites. *Int J Mol Sci*. 2020 Jul 20;21(14):5136. doi: 10.3390/ijms21145136. PMID: 32698509; PMCID: PMC7404092.
87. Heinrich-Weltzien R, Kühnisch J. Frühkindliche Karies - Folgen der Nichtbehandlung. *QUINTESSENZ ZAHNMEDIZIN*. 2019 May;70(5):516-24. ISSN: 0033-6580
88. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*. 2006 Aug;22(8):712-34. doi: 10.1016/j.dental.2006.02.002. Epub 2006 Mar 30. PMID: 16574212.
89. Heintze SD, Barkmeier WW, Latta MA, Rousson V. Round robin test: wear of nine dental restorative materials in six different wear simulators - supplement to the round robin test of 2005. *Dent Mater*. 2011 Feb;27(2):e1-9. doi: 10.1016/j.dental.2010.09.003. PMID: 20888629.
90. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater*. 2008 Apr;24(4):433-49. doi: 10.1016/j.dental.2007.06.016. Epub 2007 Aug 27. PMID: 17720238.
91. Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Ozcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dent Mater*. 2012 Sep;28(9):961-73. doi: 10.1016/j.dental.2012.04.006. Epub 2012 Jun 13. PMID: 22698644.
92. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent*. 2007;9 Suppl 1:77-106. Erratum in: *J Adhes Dent*. 2007 Dec;9(6):546. PMID: 18341236.

93. Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dent Mater.* 2013 Jan;29(1):59-84. doi: 10.1016/j.dental.2012.07.158. Epub 2012 Aug 21. PMID: 22920539.
94. Huang C, Tay FR, Cheung GS, Kei LH, Wei SH, Pashley DH. Hygroscopic expansion of a compomer and a composite on artificial gap reduction. *J Dent.* 2002 Jan;30(1):11-9. doi: 10.1016/s0300-5712(01)00053-7. PMID: 11741730.
95. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent.* 2013 Nov-Dec;38(6):618-25. doi: 10.2341/12-395-L. Epub 2013 Apr 9. PMID: 23570302.
96. Ilie N, Rosentritt M, Lohbauer U. Bulk-Fill-Komposite. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt.* 2016;125(10):492-7. doi: 10.1055/s-0042-116049
97. Ilie N, Schöner C, Bücher K, Hickel R. An in-vitro assessment of the shear bond strength of bulk-fill resin composites to permanent and deciduous teeth. *J Dent.* 2014 Jul;42(7):850-5. doi: 10.1016/j.jdent.2014.03.013. Epub 2014 Apr 2. PMID: 24704081.
98. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *J Dent.* 2014 Aug;42(8):977-85. doi: 10.1016/j.jdent.2014.05.012. Epub 2014 Jun 2. PMID: 24887360.
99. Javed F, Feng C, Kopycka-Kedzierawski DT. Incidence of early childhood caries: A systematic review and meta-analysis. *J Investig Clin Dent.* 2017 Nov;8(4). doi: 10.1111/jicd.12238. Epub 2016 Sep 29. PMID: 27682319.
100. Jokstad A. Secondary caries and microleakage. *Dent Mater.* 2016 Jan;32(1):11-25. doi: 10.1016/j.dental.2015.09.006. Epub 2015 Sep 28. PMID: 26423008.
101. Jung JH, Park SH. Comparison of Polymerization Shrinkage, Physical Properties, and Marginal Adaptation of Flowable and Restorative Bulk Fill Resin-Based Composites. *Oper Dent.* 2017 Jul/Aug;42(4):375-386. doi: 10.2341/16-254-L. Epub 2017 Apr 12. PMID: 28402737.
102. Kaisarly D, El Gezawi M, Keßler A, Rösch P, Kunzelmann KH. Shrinkage vectors in flowable bulk-fill and conventional composites: bulk versus incremental application. *Clin Oral Investig.* 2021 Mar;25(3):1127-1139. doi: 10.1007/s00784-020-03412-3. Epub 2020 Jul 11. PMID: 32653992; PMCID: PMC7878238.
103. Kalmowicz J, Phebus JG, Owens BM, Johnson WW, King GT. Microleakage of Class I and II Composite Resin Restorations Using a Sonic-resin Placement System. *Oper Dent.* 2015 Nov-Dec;40(6):653-61. doi: 10.2341/15-006-L. Epub 2015 Aug 3. PMID: 26237636.
104. Keßler A, Kaisarly D, Hickel R, Kunzelmann KH. Effect of fiber incorporation on the contraction stress of composite materials. *Clin Oral Investig.* 2019 Mar;23(3):1461-1471. doi: 10.1007/s00784-018-2572-1. Epub 2018 Aug 17. PMID: 30120604.

105. Khvostenko D, Salehi S, Naleway SE, Hilton TJ, Ferracane JL, Mitchell JC, Kruzic JJ. Cyclic mechanical loading promotes bacterial penetration along composite restoration marginal gaps. *Dent Mater.* 2015 Jun;31(6):702-10. doi: 10.1016/j.dental.2015.03.011. Epub 2015 Apr 18. PMID: 25900624; PMCID: PMC4430365.
106. Kidd EA. Microleakage: a review. *J Dent.* 1976 Sep;4(5):199-206. doi: 10.1016/0300-5712(76)90048-8. PMID: 787027.
107. Kidd EA, Beighton D. Prediction of secondary caries around tooth-colored restorations: a clinical and microbiological study. *J Dent Res.* 1996 Dec;75(12):1942-6. doi: 10.1177/00220345960750120501. PMID: 9033448.
108. Kilpatrick NM. Durability of restorations in primary molars. *J Dent.* 1993 Apr;21(2):67-73. doi: 10.1016/0300-5712(93)90148-j. PMID: 8473594.
109. Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent.* 2015 Apr;43(4):430-9. doi: 10.1016/j.jdent.2015.02.002. Epub 2015 Feb 10. PMID: 25676178.
110. Kim YJ, Kim R, Ferracane JL, Lee IB. Influence of the Compliance and Layering Method on the Wall Deflection of Simulated Cavities in Bulk-fill Composite Restoration. *Oper Dent.* 2016 Nov/Dec;41(6):e183-e194. doi: 10.2341/15-260-L. PMID: 27820696.
111. Krämer N, Frankenberger R. Füllungstherapie im Milchgebiss. *Oralprophylaxe Kinderzahnheilkd* 2004;26(2):78-84. doi: 10.1055/s-0029-1185878
112. Krämer N, Küssner P, Motmaen I, Köhl M, Wöstmann B, Frankenberger R. Marginal quality and wear of extended posterior resin composite restorations: Eight-year results in vivo. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015 Oct;50:13-22. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.05.018. Epub 2015 May 28. PMID: 26091568.
113. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Restorative materials in the primary dentition of poli-caries patients. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2007 Mar;8(1):29-35. doi: 10.1007/BF03262567. PMID: 17394888.
114. Kühnisch J, Heinrich-Weltzien R, Bekes K, Frankenberger R, Krämer N, Bücher K, et al. Überlegungen zu einem zeitgemäßen Kariesmanagement am Milchzahn. *QUINTESSENZ ZAHNMEDIZIN.* 2019 May;70(5):586-98. ISSN: 0033-6580
115. Kumagai RY, Zeidan LC, Rodrigues JA, Reis AF, Roulet JF. Bond Strength of a Flowable Bulk-fill Resin Composite in Class II MOD Cavities. *J Adhes Dent.* 2015 Aug;17(5):427-32. doi: 10.3290/j.jad.a35012. PMID: 26525007.
116. Kupietzky A, Atia Joachim D, Tal E, Moskovitz M. Long-term clinical performance of heat-cured high-viscosity glass ionomer class II restorations versus resin-based composites in primary molars: a randomized comparison trial. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2019 Oct;20(5):451-456. doi: 10.1007/s40368-019-00423-x. Epub 2019 Feb 28. PMID: 30820833.
117. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res.* 1989 Dec;68(12):1752-4. doi: 10.1177/00220345890680120601. PMID: 2600255.

118. Latta MA, Radniecki SM. Bond Strength of Self-Adhesive Restorative Materials Affected by Smear Layer Thickness but not Dentin Desiccation. *J Adhes Dent.* 2020;22(1):79-84. doi: 10.3290/j.jad.a43932. PMID: 32030378.
119. Latta MA, Tsujimoto A, Takamizawa T, Barkmeier WW. Enamel and Dentin Bond Durability of Self-Adhesive Restorative Materials. *J Adhes Dent.* 2020;22(1):99-105. doi: 10.3290/j.jad.a43996. PMID: 32030380.
120. Latta MA, Tsujimoto A, Takamizawa T, Barkmeier WW. In Vitro Wear Resistance of Self-Adhesive Restorative Materials. *J Adhes Dent.* 2020;22(1):59-64. doi: 10.3290/j.jad.a43998. PMID: 32030376.
121. Leal SC, Barros BV, Cabral RN, Ferrari JCL, de Menezes Abreu DM, Ribeiro APD. Dental caries lesions in primary teeth without obvious cavitation: Treatment decision-making process. *Int J Paediatr Dent.* 2019 Jul;29(4):422-428. doi: 10.1111/ipd.12483. Epub 2019 Mar 27. PMID: 30803096.
122. Leinfelder KF, Suzuki S. In vitro wear device for determining posterior composite wear. *J Am Dent Assoc.* 1999 Sep;130(9):1347-53. doi: 10.14219/jada.archive.1999.0406. PMID: 10492543.
123. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent.* 2014 Aug;42(8):993-1000. doi: 10.1016/j.jdent.2014.05.009. Epub 2014 May 27. PMID: 24874951.
124. Lohbauer U, Belli R. The Mechanical Performance of a Novel Self-Adhesive Restorative Material. *J Adhes Dent.* 2020;22(1):47-58. doi: 10.3290/j.jad.a43997. PMID: 32030375.
125. Lohbauer U, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Time-dependent strength and fatigue resistance of dental direct restorative materials. *J Mater Sci Mater Med.* 2003 Dec;14(12):1047-53. doi: 10.1023/b:jmsm.0000004001.73640.4c. PMID: 15348497.
126. Lynch RJ. The primary and mixed dentition, post-eruptive enamel maturation and dental caries: a review. *Int Dent J.* 2013 Dec;63 Suppl 2(Suppl 2):3-13. doi: 10.1111/idj.12076. PMID: 24283279; PMCID: PMC9375027.
127. Mair LH. Wear in dentistry--current terminology. *J Dent.* 1992 Jun;20(3):140-4. doi: 10.1016/0300-5712(92)90125-v. PMID: 1624617.
128. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent.* 1996 Jan-Mar;24(1-2):141-8. doi: 10.1016/0300-5712(95)00043-7. PMID: 8636486.
129. Marghalani HY. Effect of food-simulating solvents on flexural properties of bulk-fill resin composites. *J Oral Sci.* 2020 Dec 23;63(1):31-36. doi: 10.2334/josnusd.20-0082. Epub 2020 Nov 4. PMID: 33148931.
130. Menghini G, Steiner M, Imfeld T. Kleinkinderkaries--Fakten und Vorbeugung [Early childhood caries--facts and prevention]. *Ther Umsch.* 2008 Feb;65(2):75-82. German. doi: 10.1024/0040-5930.65.2.75. PMID: 18517061.

131. Metz I, Rothmaier K, Pitchika V, Crispin A, Hickel R, Garcia-Godoy F, Bücher K, Kühnisch J. Risk factors for secondary caries in direct composite restorations in primary teeth. *Int J Paediatr Dent.* 2015 Nov;25(6):451-61. doi: 10.1111/ipd.12157. Epub 2015 Mar 3. PMID: 25736557.
132. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials.* 1998 Mar;19(6):529-39. doi: 10.1016/s0142-9612(97)00133-6. PMID: 9645559.
133. Milčić A, Gazi-Coklica V, Slaj M. Dental attrition in preschool children. *Acta Stomatol Croat.* 1987;21(4):271-6. PMID: 3484189.
134. Misilli T, Gönülol N. Water sorption and solubility of bulk-fill composites polymerized with a third generation LED LCU. *Braz Oral Res.* 2017 Sep 28;31:e80. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0080. PMID: 29019552.
135. Mjör IA. The location of clinically diagnosed secondary caries. *Quintessence Int.* 1998 May;29(5):313-7. PMID: 9693650.
136. Mjör IA, Dahl JE, Moorhead JE. Placement and replacement of restorations in primary teeth. *Acta Odontol Scand.* 2002 Jan;60(1):25-8. doi: 10.1080/000163502753471961. PMID: 11902609.
137. Möhn M, Frankenberger R, Krämer N. Wear and marginal quality of aesthetic crowns for primary molars. *Int J Paediatr Dent.* 2022 Mar;32(2):273-283. doi: 10.1111/ipd.12852. Epub 2021 Jul 29. PMID: 34138501.
138. Montag R, Dietz W, Nietzsche S, Lang T, Weich K, Sigusch BW, Gaengler P. Clinical and Micromorphologic 29-year Results of Posterior Composite Restorations. *J Dent Res.* 2018 Dec;97(13):1431-1437. doi: 10.1177/0022034518788798. Epub 2018 Aug 1. PMID: 30067429.
139. Monterubbianesi R, Orsini G, Tosi G, Conti C, Librando V, Procaccini M, Putignano A. Spectroscopic and Mechanical Properties of a New Generation of Bulk Fill Composites. *Front Physiol.* 2016 Dec 27;7:652. doi: 10.3389/fphys.2016.00652. PMID: 28082918; PMCID: PMC5186780.
140. Mosharrafian S, Heidari A, Rahbar P. Microleakage of Two Bulk Fill and One Conventional Composite in Class II Restorations of Primary Posterior Teeth. *J Dent (Tehran).* 2017 May;14(3):123-131. PMID: 29167683; PMCID: PMC5694844.
141. Mosharrafian S, Shafizadeh M, Sharifi Z. Fracture Resistance of a Bulk-Fill and a Conventional Composite and the Combination of Both for Coronal Restoration of Severely Damaged Primary Anterior Teeth. *Front Dent.* 2019 Jan-Feb;16(1):69-77. doi: 10.18502/ffd.v16i1.1112. Epub 2019 Jan 20. PMID: 31608339; PMCID: PMC6778610.
142. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater.* 2008 Jul;24(7):901-7. doi: 10.1016/j.dental.2007.11.004. Epub 2007 Dec 21. PMID: 18155290.

143. Nedeljkovic I, Teughels W, De Munck J, Van Meerbeek B, Van Landuyt KL. Is secondary caries with composites a material-based problem? *Dent Mater.* 2015 Nov;31(11):e247-77. doi: 10.1016/j.dental.2015.09.001. Epub 2015 Sep 26. PMID: 26410151.
144. Nör JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res.* 1996 Jun;75(6):1396-403. doi: 10.1177/00220345960750061101. PMID: 8831635.
145. O'Toole S, Osnes C, Bartlett D, Keeling A. Investigation into the accuracy and measurement methods of sequential 3D dental scan alignment. *Dent Mater.* 2019 Mar;35(3):495-500. doi: 10.1016/j.dental.2019.01.012. Epub 2019 Jan 23. PMID: 30683418.
146. Opdam NJ, van de Sande FH, Bronkhorst E, Cenci MS, Bottenberg P, Pallesen U, Gaengler P, Lindberg A, Huysmans MC, van Dijken JW. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res.* 2014 Oct;93(10):943-9. doi: 10.1177/0022034514544217. Epub 2014 Jul 21. PMID: 25048250; PMCID: PMC4293707.
147. Orłowski M, Tarczydło B, Chałas R. Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: in vitro study. *ScientificWorldJournal.* 2015;2015:701262. doi: 10.1155/2015/701262. Epub 2015 Mar 22. PMID: 25874254; PMCID: PMC4385685.
148. Ortiz-Ruiz AJ, Pérez-Guzmán N, Rubio-Aparicio M, Sánchez-Meca J. Success rate of proximal tooth-coloured direct restorations in primary teeth at 24 months: a meta-analysis. *Sci Rep.* 2020 Apr 14;10(1):6409. doi: 10.1038/s41598-020-63497-4. PMID: 32286461; PMCID: PMC7156457.
149. Osorio R, Aguilera FS, Otero PR, Romero M, Osorio E, García-Godoy F, Toledano M. Primary dentin etching time, bond strength and ultra-structure characterization of dentin surfaces. *J Dent.* 2010 Mar;38(3):222-31. doi: 10.1016/j.jdent.2009.11.001. Epub 2009 Dec 5. PMID: 19931587.
150. Oter B, Deniz K, Cehreli SB. Preliminary data on clinical performance of bulk-fill restorations in primary molars. *Niger J Clin Pract.* 2018 Nov;21(11):1484-1491. doi: 10.4103/njcp.njcp_151_18. PMID: 30417848.
151. Paganini A, Attin T, Tauböck TT. Margin Integrity of Bulk-Fill Composite Restorations in Primary Teeth. *Materials (Basel).* 2020 Aug 28;13(17):3802. doi: 10.3390/ma13173802. PMID: 32872141; PMCID: PMC7504429.
152. Pallav P, De Gee AJ, Davidson CL, Erickson RL, Glasspoole EA. The influence of admixing microfiller to small-particle composite resin on wear, tensile strength, hardness, and surface roughness. *J Dent Res.* 1989 Mar;68(3):489-90. doi: 10.1177/00220345890680031101. PMID: 2537859.
153. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 2008 Nov;24(11):1501-5. doi: 10.1016/j.dental.2008.03.013. Epub 2008 Apr 22. PMID: 18433857.
154. Pashley DH. Clinical considerations of microleakage. *J Endod.* 1990 Feb;16(2):70-7. doi: 10.1016/S0099-2399(06)81567-0. PMID: 2388021.

155. Penha KS, Souza AF, Dos Santos MJ, Júnior LDS, Tavarez RJ, Firoozmand LM. Could sonic delivery of bulk-fill resins improve the bond strength and cure depth in extended size class I cavities? *J Clin Exp Dent*. 2020 Dec 1;12(12):e1131-e1138. doi: 10.4317/jced.57310. PMID: 33282133; PMCID: PMC7700785.
156. Pereira R, Lima DANL, Giorgi MCC, Marchi GM, Aguiar FHB. Evaluation of Bond Strength, Nanoleakage, and Marginal Adaptation of Bulk-fill Composites Submitted to Thermomechanical Aging. *J Adhes Dent*. 2019;21(3):255-264. doi: 10.3290/j.jad.a42547. PMID: 31165105.
157. Petrovic LM, Zorica DM, Stojanac ILj, Krstonosic VS, Hadnadjevic MS, Atanackovic TM. A model of the viscoelastic behavior of flowable resin composites prior to setting. *Dent Mater*. 2013 Sep;29(9):929-34. doi: 10.1016/j.dental.2013.06.005. Epub 2013 Jul 27. PMID: 23899386.
158. Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent*. 2004 Feb;32(2):109-15. doi: 10.1016/j.jdent.2003.08.008. PMID: 14749082.
159. Peutzfeldt A, Mühlebach S, Lussi A, Flury S. Marginal Gap Formation in Approximal "Bulk Fill" Resin Composite Restorations After Artificial Ageing. *Oper Dent*. 2018 Mar/Apr;43(2):180-189. doi: 10.2341/17-068-L. Epub 2017 Nov 17. PMID: 29148914.
160. Pires CW, Pedrotti D, Lenzi TL, Soares FZM, Ziegelmann PK, Rocha RO. Is there a best conventional material for restoring posterior primary teeth? A network meta-analysis. *Braz Oral Res*. 2018 Mar 1;32:e10. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0010. PMID: 29513886.
161. Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT. Longevity and cariostatic effects of everyday conventional glass-ionomer and amalgam restorations in primary teeth: three-year results. *J Dent Res*. 1997 Jul;76(7):1387-96. doi: 10.1177/00220345970760070901. PMID: 9207772.
162. Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT. Class II restorations in primary teeth: 7-year study on three resin-modified glass ionomer cements and a compomer. *Eur J Oral Sci*. 2004 Apr;112(2):188-96. doi: 10.1111/j.1600-0722.2004.00117.x. PMID: 15056118.
163. Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT. Eight-year study on conventional glass ionomer and amalgam restorations in primary teeth. *Acta Odontol Scand*. 2004 Feb;62(1):37-45. doi: 10.1080/00016350310008689. PMID: 15124781.
164. Ripa LW, Gwinnett AJ, Buonocore MG. The "prismless" outer layer of deciduous and permanent enamel. *Arch Oral Biol*. 1966 Jan;11(1):41-8. doi: 10.1016/0003-9969(66)90116-6. PMID: 5335228.
165. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent*. 2011 Oct;39(10):643-7. doi: 10.1016/j.jdent.2011.07.004. Epub 2011 Jul 27. PMID: 21801799.
166. Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin Moderne Materialien und Technologien*. 1. Auflage ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG 2018. ISBN-13: 978-3132401082

167. Roulet JF. Marginal integrity: clinical significance. *J Dent.* 1994;22 Suppl 1:S9-12. doi: 10.1016/0300-5712(94)90164-3. PMID: 8201087.
168. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc.* 1989 Mar;3(1):147-58; discussion 158-9. PMID: 2740861.
169. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):39-52. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.021. Epub 2010 Nov 30. PMID: 21122903.
170. Rupp NW. Clinical placement and performance of composite resin restorations. *J Dent Res.* 1979 May;58(5):1551-7. doi: 10.1177/00220345790580052101. PMID: 374440.
171. Sabbagh J, McConnell RJ, McConnell MC. Posterior composites: Update on cavities and filling techniques. *J Dent.* 2017 Feb;57:86-90. doi: 10.1016/j.jdent.2016.11.010. Epub 2016 Nov 23. PMID: 27889605.
172. Sarapultseva M, Sarapultsev A. Flowable Bulk-Fill Materials Compared to Nano Ceramic Composites for Class I Cavities Restorations in Primary Molars: A Two-Year Prospective Case-Control Study. *Dent J (Basel).* 2019 Sep 25;7(4):94. doi: 10.3390/dj7040094. PMID: 31557829; PMCID: PMC6960826.
173. Sardella TN, de Castro FL, Sanabe ME, Hebling J. Shortening of primary dentin etching time and its implication on bond strength. *J Dent.* 2005 May;33(5):355-62. doi: 10.1016/j.jdent.2004.10.011. Epub 2004 Dec 13. PMID: 15833390.
174. Scotti N, Comba A, Gambino A, Paolino DS, Alovisi M, Pasqualini D, Berutti E. Microleakage at enamel and dentin margins with a bulk fills flowable resin. *Eur J Dent.* 2014 Jan;8(1):1-8. doi: 10.4103/1305-7456.126230. PMID: 24966739; PMCID: PMC4054019.
175. Sebold M, Lins RBE, Sahadi BO, Santi MR, Martins LRM, Giannini M. Microtensile Bond Strength, Bonding Interface Morphology, Adhesive Resin Infiltration, and Marginal Adaptation of Bulk-fill Composites Placed Using Different Adhesives. *J Adhes Dent.* 2021 Oct 1;23(5):409-420. doi: 10.3290/j.jad.b2000221. PMID: 34549924.
176. Shahidi C, Krejci I, Dietschi D. In Vitro Evaluation of Marginal Adaptation of Direct Class II Composite Restorations Made of Different "Low-Shrinkage" Systems. *Oper Dent.* 2017 May/Jun;42(3):273-283. doi: 10.2341/15-217-L. PMID: 28467259.
177. Shaw AJ, Carrick T, McCabe JF. Fluoride release from glass-ionomer and compomer restorative materials: 6-month data. *J Dent.* 1998 May;26(4):355-9. doi: 10.1016/s0300-5712(97)00016-x. PMID: 9611941.
178. Shih WY. Microleakage in different primary tooth restorations. *J Chin Med Assoc.* 2016 Apr;79(4):228-34. doi: 10.1016/j.jcma.2015.10.007. Epub 2016 Feb 1. PMID: 26839288.
179. Shortall AC, Hu XQ, Marquis PM. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. *Dent Mater.* 2002 May;18(3):246-54. doi: 10.1016/s0109-5641(01)00043-4. PMID: 11823017.

180. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2002 Apr;23(8):1819-29. doi: 10.1016/s0142-9612(01)00308-8. PMID: 11950052.
181. Siokis V, Michailidis T, Kotsanos N. Tooth-coloured materials for class II restorations in primary molars: systematic review and meta-analysis. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2021 Dec;22(6):1003-1013. doi: 10.1007/s40368-021-00632-3. Epub 2021 May 28. Erratum in: *Eur Arch Paediatr Dent*. 2021 Nov 2;; PMID: 34046871.
182. Small IC, Watson TF, Chadwick AV, Sidhu SK. Water sorption in resin-modified glass-ionomer cements: an in vitro comparison with other materials. *Biomaterials*. 1998 Mar;19(6):545-50. doi: 10.1016/s0142-9612(97)00135-x. PMID: 9645561.
183. Soh MS, Yap AU, Siow KS. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent*. 2004 Jan-Feb;29(1):9-15. PMID: 14753326.
184. Son SA, Park JK, Seo DG, Ko CC, Kwon YH. How light attenuation and filler content affect the microhardness and polymerization shrinkage and translucency of bulk-fill composites? *Clin Oral Investig*. 2017 Mar;21(2):559-565. doi: 10.1007/s00784-016-1920-2. Epub 2016 Jul 31. PMID: 27475636.
185. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*. 2000 Jul;21(13):1379-85. doi: 10.1016/s0142-9612(00)00029-6. PMID: 10850932.
186. Sumikawa DA, Marshall GW, Gee L, Marshall SJ. Microstructure of primary tooth dentin. *Pediatr Dent*. 1999 Nov-Dec;21(7):439-44. PMID: 10633518.
187. Sunbul HA, Silikas N, Watts DC. Surface and bulk properties of dental resin-composites after solvent storage. *Dent Mater*. 2016 Aug;32(8):987-97. doi: 10.1016/j.dental.2016.05.007. Epub 2016 May 26. PMID: 27238832.
188. Swapna MU, Koshy S, Kumar A, Nanjappa N, Benjamin S, Nainan MT. Comparing marginal microleakage of three Bulk Fill composites in Class II cavities using confocal microscope: An in vitro study. *J Conserv Dent*. 2015 Sep-Oct;18(5):409-13. doi: 10.4103/0972-0707.164058. PMID: 26430307; PMCID: PMC4578188.
189. Tauböck TT, Attin T. Bulk-Fill-Komposite. *Swiss Dent J*. 2016;126(7-8):694-5. German. PMID: 27622656.
190. Uekusa S, Yamaguchi K, Miyazaki M, Tsubota K, Kurokawa H, Hosoya Y. Bonding efficacy of single-step self-etch systems to sound primary and permanent tooth dentin. *Oper Dent*. 2006 Sep-Oct;31(5):569-76. doi: 10.2341/05-102. PMID: 17024945.
191. Uribe SE, Innes N, Maldupa I. The global prevalence of early childhood caries: A systematic review with meta-analysis using the WHO diagnostic criteria. *Int J Paediatr Dent*. 2021 Nov;31(6):817-830. doi: 10.1111/ipd.12783. Epub 2021 Apr 30. PMID: 33735529.

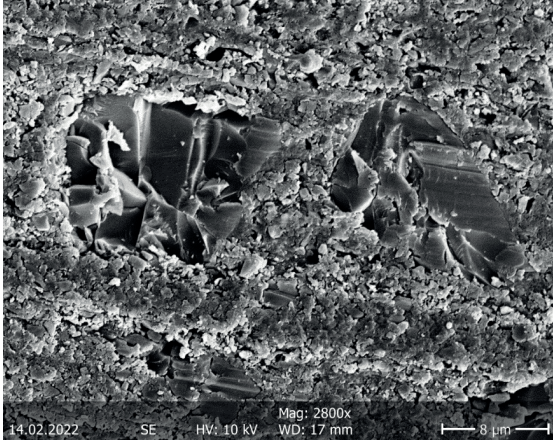
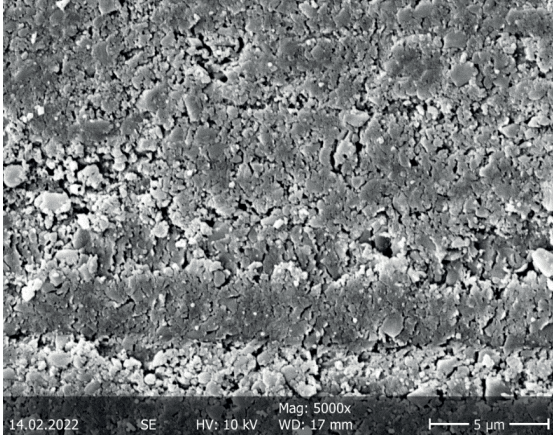
192. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *J Adhes Dent.* 2017;19(2):95-109. doi: 10.3290/j.jad.a38141. PMID: 28443833.
193. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):17-28. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.023. Epub 2010 Nov 24. PMID: 21109301.
194. Varpio M, Warfvinge J, Norén JG. Proximo-occlusal composite restorations in primary molars: marginal adaptation, bacterial penetration, and pulpal reactions. *Acta Odontol Scand.* 1990 Jun;48(3):161-7. doi: 10.3109/00016359009005871. PMID: 2195839.
195. Venhoven BA, de Gee AJ, Werner A, Davidson CL. Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. *Biomaterials.* 1996 Apr;17(7):735-40. doi: 10.1016/0142-9612(96)86744-5. PMID: 8672636.
196. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater.* 1996 Sep;12(5):290-4. doi: 10.1016/s0109-5641(96)80036-4. PMID: 9170996.
197. Vijayan M, Rajendran R, Sreevatsan R. Comparative evaluation of microhardness between giomer, compomer, composite and resin-modified GIC. *Int. Dent. J. Stud. Res.* 2020 Oct;6(3):61-5. doi: 10.18231/2278-3784.2018.
198. Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. A two-body frictional wear test. *J Dent Res.* 1994 Sep;73(9):1546-53. doi: 10.1177/00220345940730091001. PMID: 7929990.
199. Woda A, Gourdon AM, Faraj M. Occlusal contacts and tooth wear. *J Prosthet Dent.* 1987 Jan;57(1):85-93. doi: 10.1016/0022-3913(87)90122-3. PMID: 3468250.
200. Wyne AH. Early childhood caries: nomenclature and case definition. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1999 Oct;27(5):313-5. doi: 10.1111/j.1600-0528.1999.tb02026.x. PMID: 10503790.
201. Yao C, Ahmed MH, Zhang F, Mercelis B, Van Landuyt KL, Huang C, Van Meerbeek B. Structural/Chemical Characterization and Bond Strength of a New Self-Adhesive Bulk-fill Restorative. *J Adhes Dent.* 2020;22(1):85-97. doi: 10.3290/j.jad.a44000. PMID: 32030379.
202. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci.* 2011 Sep;53(3):273-82. doi: 10.2334/josnusd.53.273. PMID: 21959653.
203. Yazici AR, Antonson SA, Kutuk ZB, Ergin E. Thirty-Six-Month Clinical Comparison of Bulk Fill and Nanofill Composite Restorations. *Oper Dent.* 2017 Sep/Oct;42(5):478-485. doi: 10.2341/16-220-C. Epub 2017 Jun 5. PMID: 28581919.

204. Zotti F, Falavigna E, Capocasale G, De Santis D, Albanese M. Microleakage of Direct Restorations-Comparisonbetween Bulk-Fill and Traditional Composite Resins: Systematic Review and Meta-Analysis. *Eur J Dent.* 2021 Oct;15(4):755-767. doi: 10.1055/s-0041-1724155. Epub 2021 Aug 27. PMID: 34450679; PMCID: PMC8630972.

14 Anhang

14.1 Tabellarische Darstellung Eigenschaften verwendete Materialien

Tabelle 7: REM-Aufnahmen der Oberfläche der Füllungsmaterialien (nach Bearbeitung mit Siliziumkarbid-Schleifpapier; Körnung: 360 [P 600] und 600 [P 1200]) mit Angabe des Gehalts und der Größe der enthaltenen Füllkörper

Gruppe (Material) und Beschriftung	Rasterelektronenmikroskopische Darstellung Restaurationsmaterialoberfläche
<p>Gruppe 1 (SDR® flow+)</p> <p>2.800 x Vergrößerung</p> <p>Füllkörpergehalt: 47,3 Vol.-%</p> <p>Füllkörpergröße: 20 nm bis 10 µm</p>	 <p>14.02.2022 SE HV: 10 kV Mag: 2800x WD: 17 mm 8 µm</p>
<p>Gruppe 2 (Tetric® PowerFill)</p> <p>5.000 x Vergrößerung</p> <p>Füllkörpergehalt: 76-77 Gew.-%/53-54 Vol.-%</p> <p>Füllkörpergröße: 40 nm bis 3 µm</p>	 <p>14.02.2022 SE HV: 10 kV Mag: 5000x WD: 17 mm 5 µm</p>

Gruppe 3 (Venus® Bulk Fill)

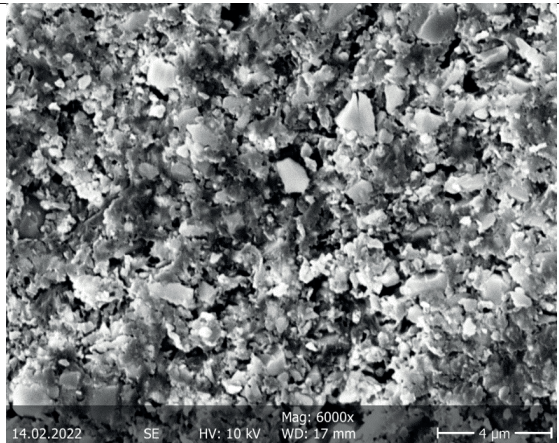
6.000 x Vergrößerung

Füllkörpergehalt:

65 Gew.-%/41 Vol.-%

Füllkörpergröße:

20 nm bis 5 µm



Gruppe 4 (3M™ Filtek™ One Bulk Fill)

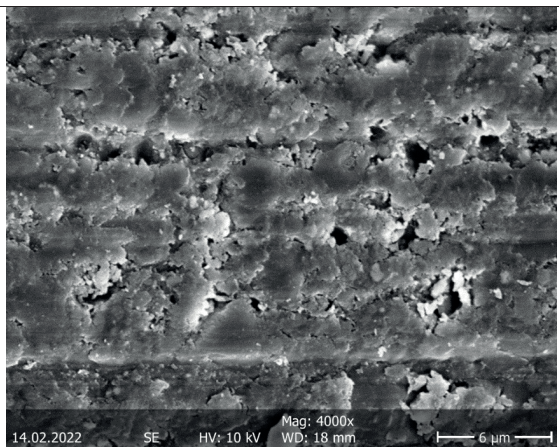
4.000 x Vergrößerung

Füllkörpergehalt:

76,5 Gew.-%/58,4 Vol.-%

Füllkörpergröße:

4 nm bis 100 nm



Gruppe 5 (SonicFill™3)

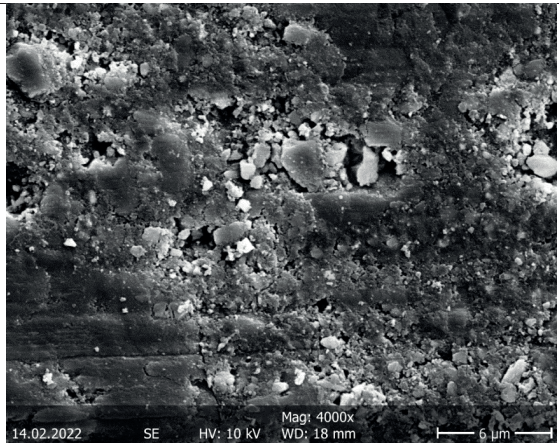
4.000 x Vergrößerung

Füllkörpergehalt:

81 Gew.-%/65,9 Vol.-%

Füllkörpergröße:

40 nm bis 10 µm



Gruppe 6 (VisCalor® bulk)

6.000 x Vergrößerung

Füllkörpergehalt:

83 Gew.-%

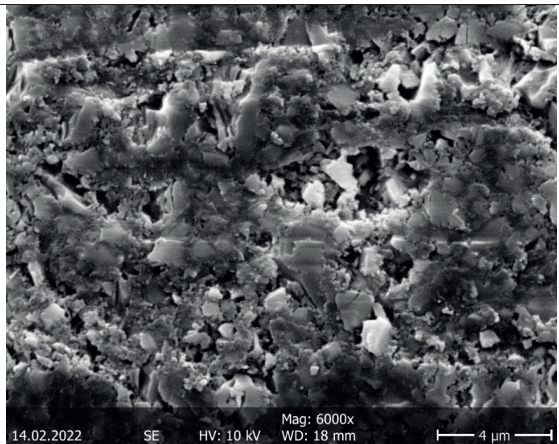
Füllkörpergröße:

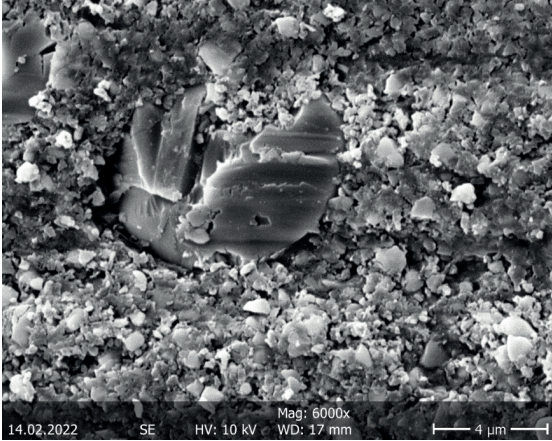
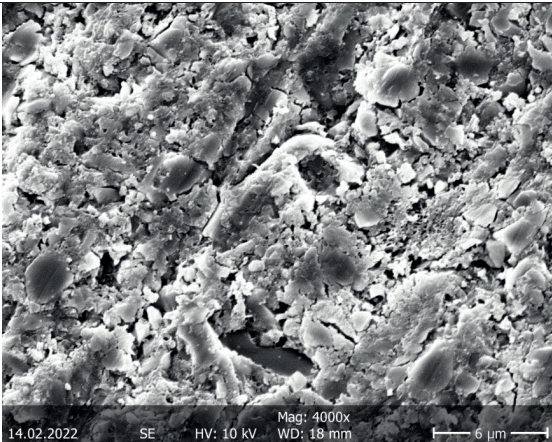
SiO₂ Nano Partikel: 20-40 nm

Mittlere Partikelgröße

Glaskeramik (Ba-Al-Silikat):

1,2 µm



<p>Gruppe 7 (everX Flow™)</p> <p>6.000 x Vergrößerung</p> <p>Füllkörpergehalt: 70 Gew.-% (25 Gew.-% Glasfasern und 45 Gew.-% Partikelfüller)</p> <p>Füllkörpergröße:</p> <p>Durchschnittliche Größe Partikelfüller: 700 nm</p> <p>Durchschnittliche Länge Glasfasern: 140 µm</p> <p>Durchschnittlicher Durchmesser Glasfasern: 6 µm</p>	
<p>Gruppe 8 (Surefil One™)</p> <p>4.000 x Vergrößerung</p> <p>Füllkörpergehalt: Circa 74 Gew.-%</p> <p>Füllkörpergröße: Circa 2 µm</p>	

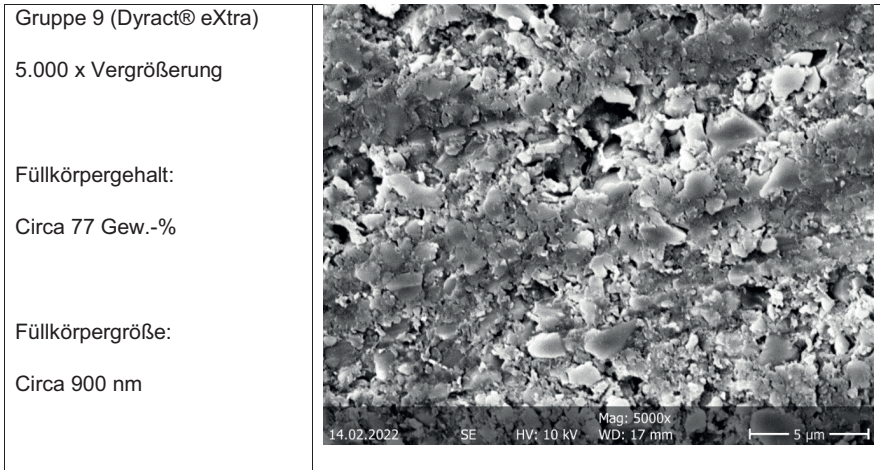


Tabelle 8: Zusammensetzungen und Eigenschaften Füllungsmaterialien und Adhäsive (nach Herstellerangaben)

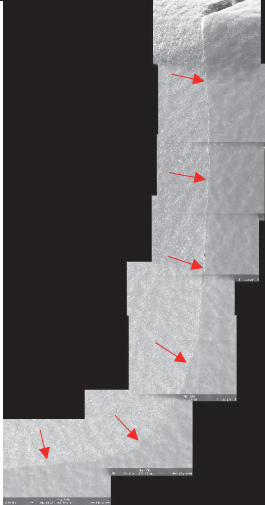
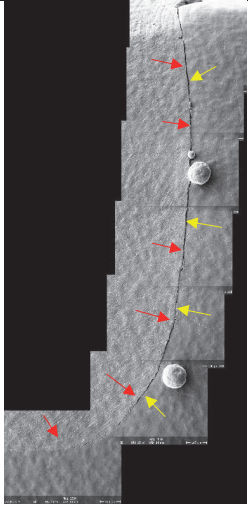
Gruppe	Füllungsmaterial	Zusammensetzung Füllungsmaterial	Farbe/Viskosität (bei Applikation) Füllungsmaterial	Adhäsiv	Zusammensetzung Adhäsiv
1	SDR® flow+ (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)	Barium-alumino-fluoroborosilikat-Glas, Strontium-alumino-fluoro-silikat-Glas, Ytterbium-Trifluorid-Glas, Siliziumdioxid, Modifiziertes UDMA, Polymerisierbares Dimethacrylatharz, Polymerisierbares Trimethacrylatharz, TEGDMA, Photoinitiator Campherchinon (CQ), Photoakzelerator, Butyliertes Hydroxyltoluol (BHT), UV-Stabilisator, Titandioxid, Anorganisches Eisenoxid, Fluoreszenzmittel	Universalfarbe/ niedrig (fließfähig)	Prime & Bond® Active (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)	Phosphorsäure-modifiziertes Acrylatharz, Multifunktionales Acrylat, Bifunktionale Acrylate, Saure Acrylate, Isopropanol, H ₂ O, Initiator, Stabilisatoren
2	Tetric® PowerFill (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen [Jagst])	Dimethacrylate, Ba-Al-Silikatglas, Copolymer, Ytterbiumtrifluorid, Dimethacrylat, Additive, Initiatoren, Stabilisator, Pigmente	IVA/ hoch (modellierbar)	Adhese® Universal (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen [Jagst])	Methacrylate, H ₂ O, Ethanol, hochdisperses Siliziumdioxid, Initiatoren, Stabilisatoren

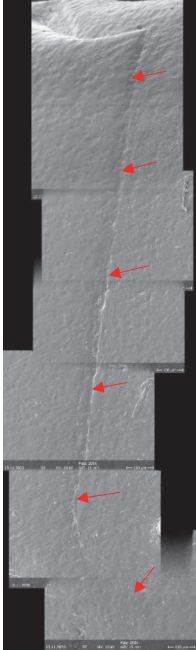
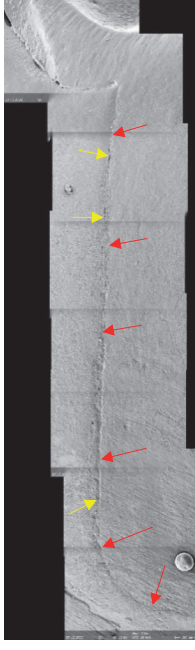
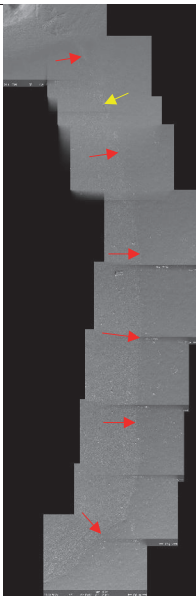
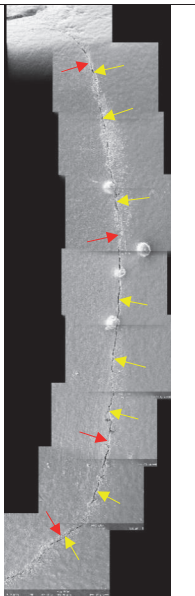
3	Venus® Bulk Fill (Kulzer GmbH, Hanau)	Barium-Aluminium-Fluorid-Silikatglas, Ytterbiumfluorid, hochdisperser Siliziumdioxid-Nanofüllstoff, EBADMA, UDMA	Universalfarbe/ niedrig (fließfähig)	iBOND® Universal (Kulzer GmbH, Hanau)	Aceton-Wasser basierte Lösung von lichtaktivierbaren Methacrylat-Monomeren
4	3M™ Filtek™ One Bulk Fill (3M Deutschland GmbH, Seefeld)	AUDMA, AFM, DDMA, UDMA, Ytterbiumfluorid-Partikel, Siliziumoxidfüller, Zirkoniumoxidfüller, Zirkoniumoxid-/Siliziumdioxid-Cluster	A2/ hoch (modellierbar, aber mit einem fließfähigen Komposit vergleichbar)	3M™ Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld)	MDP Phosphat Monomer, Dimethacrylat-Kunststoffe, Vitrebond™ Copolymer, Füller, Ethanol, H ₂ O, Initiatoren, Silan
5	SonicFill™3 (KaVo Kerr, KaVo Dental GmbH, Biberach)	chemisch infundierte Mischoxide, Bariumglasfüllstoff, Siliziumdioxid, Ytterbiumtrifluorid, Bis-EMA-, Bis-GMA- und TEGDMA-Harze	A2/ niedrig (durch Schallaktivierung)	OptiBond™ eXTRA Universal (KaVo Kerr, KaVo Dental GmbH, Biberach)	ternäres Lösemittelsystem (H ₂ O/Ethanol/Aceton), 2-Hydroxyethylmethacrylat, Glycerindimethacrylat, Glycerinphosphatdimethacrylat, Trimethylolpropantrimethacrylat, Natriumhexafluorsilicat
6	VisCalor® bulk (Voco GmbH, Cuxhaven)	Dimethacrylate, CQ, BHT, Amin, SiO ₂ Nano Partikel, Glaskeramik (Ba-Al-Silikat), Pigmente: Eisenoxid, Titandioxid	A2/ niedrig (durch Temperaturerhöhung; thermoviskös)	Futurabond® U (Voco GmbH, Cuxhaven)	Liquid 1: Dimethacrylate (Bis-GMA, HDDMA, UDMA, HEMA), Siliciumdioxid, säuremodifiziertes Methacrylat (10 MDP), CQ, BHT, Amin Liquid 2: Ethanol, H ₂ O, DC Katalysator
7	everX Flow™ (GC Europe A.G., GC Germany GmbH, Bad Homburg vor der Höhe)	E-Glasfasern, Bariumglas, Bis-MEPP, TEGDMA, UDMA	Bulk-Farbe/ niedrig (fließfähig)	G-Premio Bond (GC Europe A.G., GC Germany GmbH, Bad Homburg vor der Höhe)	4-MET, MDP, Thiophosphat-Ester-Monomer (MDTP), Dimethacrylat-Monomere, destilliertes Wasser, Azeton, Siliziumdioxid, Photoinitiator
8	Surefil One™ (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)	Aluminium-Phosphor-Strontium-Natrium-Fluorosilikatglas, Wasser, Hochdisperses SiO ₂ , Acrylsäure, Polycarbonsäure, Ytterbiumfluorid, Bifunktionelles Acrylat, Selbsthärtender Initiator, 4-tert-Butyl-N,N-Dimethylanilin, Eisenoxid-Pigmente, Bariumsulfat-Pigment, Mangan-Pigment, CQ (Photoinitiator), Stabilisator	A2/ hoch (modellierbar)	Kein Adhäsiv	/

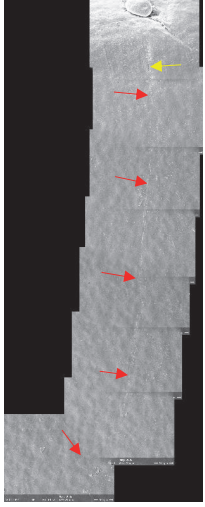
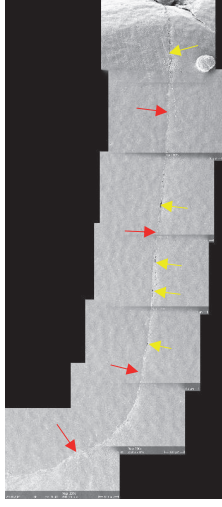
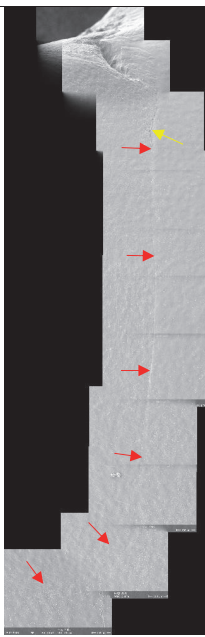
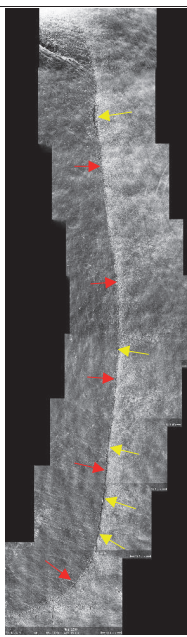
9	Dyract® eXtra (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)	UDMA, Carbonsäure-modifiziertes Dimethacrylat (TCB Harz), TEGDMA, Trimethacrylat-Harz (TMPTMA), Dimethacrylat-Harze, CQ, Ethyl-4(Dimethylamino)-benzoate, BHT, UV-Stabilisator, Strontiumaluminonatriumfluorophosphor-Silikatglas, Hochdisperses SiO ₂ , Strontium-Fluorid, Eisenoxid- und Titandioxid-Pigmente	A2/ hoch (modellierbar)	Prime & Bond® NT (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)	UDMA, Trimethacrylat, Phosphorsäure-modifiziertes Acrylatharz (PENTA), Hochdisperses SiO ₂ , CQ Photoinitiator, Ethyl-4(Dimethylamino)benzoat, BHT, Cetylaminhydrofluorid, Aceton
---	---	--	-------------------------------	--	--

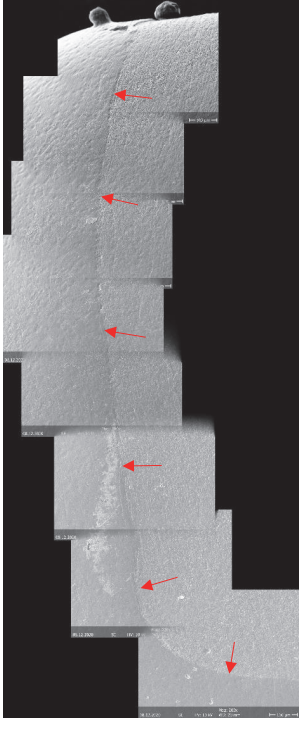
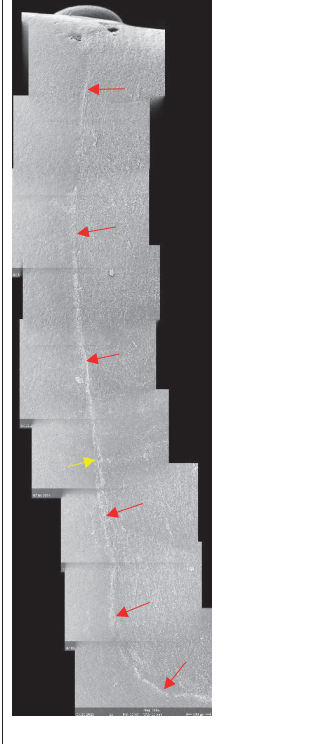
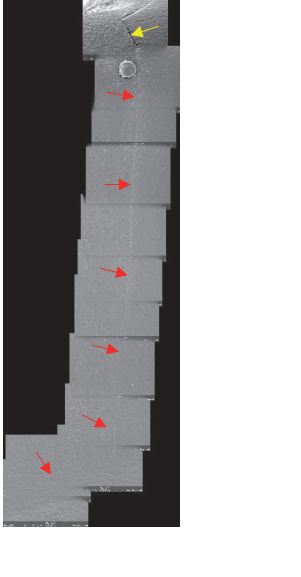
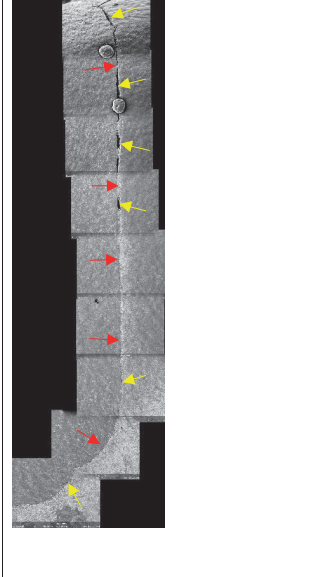
14.2 Exemplarische rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen Randanalyse

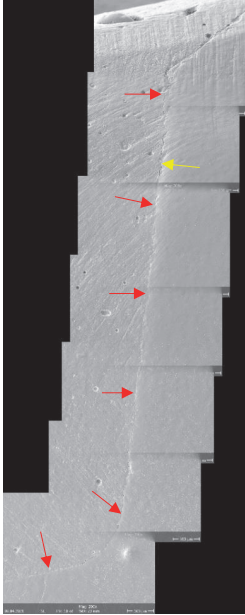
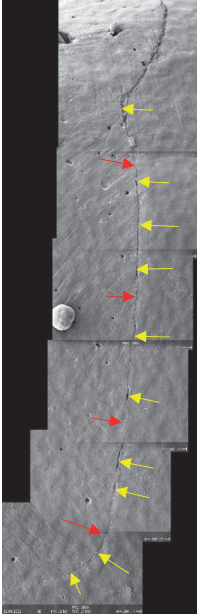
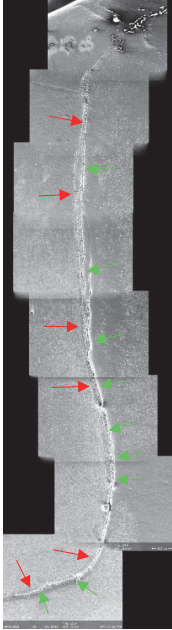
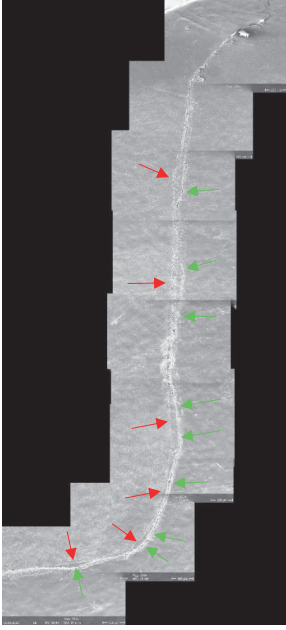
Tabelle 9: Exemplarische rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen approximaler Füllungsrand vor und nach thermomechanischer Belastung (TMB)

Gruppe (Material)	Approximaler Restaurationsrand vor TMB	Approximaler Restaurationsrand nach TMB
<p data-bbox="179 399 315 472">Gruppe 1 (SDR® flow+)</p> <p data-bbox="179 553 333 740">Rote Pfeile liegen im Bereich des Füllungs- materials und markieren den Füllungsrand;</p> <p data-bbox="179 768 330 954">Gelbe Pfeile liegen im Bereich des Zahnschmelzes und verweisen auf Randspalten</p>		

<p>Gruppe 2</p> <p>(Tetric® PowerFill)</p> <p>Rote Pfeile liegen im Bereich des Füllungs-materials und markieren den Füllungsrand;</p> <p>Gelbe Pfeile liegen im Bereich des Zahnschmelzes und verweisen auf Randspalten</p>		
<p>Gruppe 3</p> <p>(Venus® Bulk Fill)</p> <p>Rote Pfeile liegen im Bereich des Füllungs-materials und markieren den Füllungsrand;</p> <p>Gelbe Pfeile liegen im Bereich des Zahnschmelzes und verweisen auf Randspalten</p>		

<p>Gruppe 4 (3M™ Filtek™ One Bulk Fill)</p> <p>Rote Pfeile liegen im Bereich des Füllungs- materials und markieren den Füllungsrang; Gelbe Pfeile liegen im Bereich des Zahnschmelzes und verweisen auf Randspalten</p>		
<p>Gruppe 5 (SonicFill™3)</p> <p>Rote Pfeile liegen im Bereich des Füllungs- materials und markieren den Füllungsrang; Gelbe Pfeile liegen im Bereich des Zahnschmelzes und verweisen auf Randspalten</p>		

<p>Gruppe 6 (VisCalor® bulk)</p> <p>Rote Pfeile liegen im Bereich des Füllungs- materials und markieren den Füllungsrand;</p> <p>Gelbe Pfeile liegen im Bereich des Zahnschmelzes und verweisen auf Randspalten</p>		
<p>Gruppe 7 (everX Flow™)</p> <p>Rote Pfeile liegen im Bereich des Füllungs- materials und markieren den Füllungsrand;</p> <p>Gelbe Pfeile liegen im Bereich des Zahnschmelzes und verweisen auf Randspalten</p>		

<p>Gruppe 8 (Surefil One™)</p> <p>Rote Pfeile liegen im Bereich des Füllungs-materials und markieren den Füllungsrand;</p> <p>Gelbe Pfeile liegen im Bereich des Zahnschmelzes und verweisen auf Randspalten</p>		
<p>Gruppe 9 (Dyract® eXtra)</p> <p>Rote Pfeile liegen im Bereich des Füllungs-materials und markieren den Füllungsrand;</p> <p>Grüne Pfeile liegen im Bereich des Zahnschmelzes und verweisen auf paramarginale Spalten im Schmelz</p>		

14.3 Tabellarische Darstellung Gesamtergebnis Randanalyse

Tabelle 10: Ergebnisse Gruppenvergleiche nach Kruskal-Wallis-Test und Bonferroni-Holm-Korrektur

Gruppenvergleiche Randanalyse: Kruskal-Wallis/Bonferroni-Holm				
unterschiedliche hochgestellte Buchstaben: $p < 0,05$				
A: approximal Z: zervikal v: vor TML n: nach TML				
Perfekter Rand: Median (IQR) in %				
Gruppe	A v	A n	Z v	Z n
1	79 (60-86) ^{ab}	34 (8-42) ^{abcd}	95 (87-97) ^b	43 (18-72) ^{ab}
2	70 (57-77) ^{ab}	33 (16-48) ^{abcd}	75 (59-84) ^{ab}	35 (23-54) ^{ab}
3	70 (56-79) ^{ab}	19 (14-22) ^b	95 (82-100) ^b	18 (10-32) ^b
4	64 (55-76) ^{ab}	40 (24-56) ^{cd}	81 (65-92) ^{ab}	49 (38-68) ^{ab}
5	79 (77-87) ^a	30 (25-57) ^{cd}	93 (89-99) ^b	42 (6-87) ^{ab}
6	84 (81-89) ^a	70 (64-76) ^{ac}	99 (94-100) ^b	85 (69-91) ^a
7	67 (60-74) ^{ab}	24 (21-38) ^{abcd}	82 (77-92) ^{ab}	49 (10-70) ^{ab}
8	53 (43-61) ^b	5 (3-10) ^b	84 (54-91) ^{ab}	5 (0-14) ^b
9	43 (28-62) ^b	14 (8-38) ^{bd}	27 (11-47) ^a	8 (2-32) ^b

Überschuss: Median (IQR) in %				
Gruppe	A v	A n	Z v	Z n
1	2 (0-11) ^{ab}	1 (0-3) ^a	0 (0-10) ^a	0 (0-0) ^a
2	9 (2-14) ^b	1 (0-4) ^a	0 (0-3) ^a	0 (0-0) ^a
3	4 (1-11) ^{ab}	1 (0-2) ^a	0 (0-2) ^a	0 (0-0) ^a
4	4 (2-5) ^{ab}	1 (0-1) ^a	0 (0-1) ^a	0 (0-0) ^a
5	6 (3-9) ^{ab}	1 (0-4) ^a	0 (0-8) ^a	0 (0-5) ^a
6	2 (0-5) ^{ab}	1 (0-3) ^a	0 (0-2) ^a	0 (0-3) ^a
7	3 (2-6) ^{ab}	0 (0-1) ^a	0 (0-2) ^a	0 (0-0) ^a
8	4 (2-5) ^{ab}	0 (0-0) ^a	3 (2-3) ^a	0 (0-0) ^a
9	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a

Positive Stufe: Median (IQR) in %				
Gruppe	A v	A n	Z v	Z n
1	1 (0-17) ^{abcd}	0 (0-1) ^{bc}	0 (0-2) ^a	0 (0-1) ^a
2	14 (6-23) ^{bd}	6 (1-12) ^{cd}	3 (0-12) ^a	0 (0-4) ^a
3	3 (0-17) ^{abcd}	0 (0-3) ^{bc}	0 (0-3) ^a	0 (0-0) ^a
4	11 (7-29) ^b	9 (5-12) ^{ad}	6 (0-17) ^a	4 (0-10) ^a
5	3 (1-6) ^{abcd}	0 (0-1) ^{bc}	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a
6	0 (0-3) ^{ac}	0 (0-0) ^{bc}	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a
7	8 (4-11) ^{abcd}	2 (0-5) ^{abcd}	0 (0-10) ^a	0 (0-5) ^a
8	8 (5-14) ^{abcd}	1 (0-1) ^{abcd}	1 (0-5) ^a	0 (0-0) ^a
9	0 (0-3) ^{cd}	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a

Negative Stufe: Median (IQR) in %				
Gruppe	A v	A n	Z v	Z n
1	5 (2-7) ^a	0 (0-0) ^a	0 (0-2) ^a	0 (0-0) ^a
2	4 (0-4) ^a	0 (0-1) ^a	3 (0-15) ^a	0 (0-12) ^a
3	3 (1-22) ^a	0 (0-5) ^a	0 (0-1) ^a	0 (0-0) ^a
4	5 (1-14) ^a	3 (0-7) ^a	0 (0-7) ^a	0 (0-1) ^a
5	3 (0-12) ^a	0 (0-4) ^a	0 (0-2) ^a	0 (0-0) ^a
6	7 (5-16) ^a	2 (0-11) ^a	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a
7	9 (3-16) ^a	4 (2-9) ^a	0 (0-11) ^a	0 (0-2) ^a
8	9 (4-14) ^a	1 (0-3) ^a	0 (0-2) ^a	0 (0-0) ^a
9	0 (0-3) ^a	0 (0-1) ^a	0 (0-20) ^a	0 (0-10) ^a

Spalt: Median (IQR) in %				
Gruppe	A v	A n	Z v	Z n
1	0 (0-6) ^b	56 (41-85) ^{ab}	0 (0-1) ^b	53 (11-74) ^{abcd}
2	1 (0-4) ^{ab}	58 (41-66) ^{ab}	0 (0-5) ^{ab}	48 (41-59) ^{abcd}
3	3 (2-6) ^{ab}	69 (67-75) ^b	0 (0-6) ^{ab}	75 (62-87) ^{cd}
4	5 (2-6) ^{ab}	45 (20-58) ^{ab}	0 (0-2) ^{ab}	42 (10-50) ^{bc}
5	0 (0-0) ^b	61 (26-69) ^{ab}	0 (0-0) ^b	47 (10-83) ^{abcd}
6	0 (0-0) ^b	14 (8-32) ^a	0 (0-0) ^b	15 (7-24) ^{bc}
7	7 (4-13) ^{ab}	60 (42-68) ^{ab}	5 (0-9) ^{ab}	47 (24-80) ^{abcd}
8	17 (11-41) ^a	80 (72-87) ^b	12 (3-39) ^a	92 (86-98) ^{ad}
9	5 (0-11) ^{ab}	28 (13-36) ^a	0 (0-0) ^b	1 (0-9) ^b

Fraktur: Median (IQR) in %				
Gr.	A v	A n	Z v	Z n
1	0 (0-0) ^a	0 (0-1) ^{ab}	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a
2	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a
3	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a
4	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a
5	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a
6	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a
7	0 (0-0) ^a	0 (0-1) ^{ab}	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a
8	0 (0-0) ^a	4 (1-11) ^a	0 (0-0) ^a	1 (0-2) ^a
9	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^a	0 (0-0) ^a

Spalt im Schmelz: Median (IQR) in %				
Gruppe	A v	A n	Z v	Z n
1	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b
2	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b
3	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b
4	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b
5	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b
6	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b
7	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b
8	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b	0 (0-0) ^b
9	37 (22-53) ^a	55 (27-66) ^a	55 (22-79) ^a	68 (41-87) ^a

Nicht beurteilbar: Median (IQR) in %				
Gruppe	A v	A n	Z v	Z n
1	2 (0-5) ^a	5 (5-7) ^a	0 (0-1) ^a	4 (1-14) ^a
2	2 (1-3) ^a	3 (2-5) ^a	1 (0-5) ^a	4 (0-6) ^a
3	2 (0-4) ^a	3 (1-6) ^a	0 (0-3) ^a	3 (1-7) ^a
4	1 (0-3) ^a	4 (1-5) ^a	1 (0-2) ^a	1 (0-5) ^a
5	2 (1-3) ^a	3 (2-7) ^a	1 (0-3) ^a	3 (0-4) ^a
6	0 (0-1) ^a	3 (1-4) ^a	0 (0-2) ^a	0 (0-2) ^a
7	0 (0-1) ^a	4 (2-7) ^a	0 (0-2) ^a	3 (1-4) ^a
8	0 (0-2) ^a	3 (1-5) ^a	0 (0-1) ^a	1 (0-2) ^a
9	4 (1-7) ^a	3 (1-5) ^a	0 (0-4) ^a	2 (0-4) ^a

14.4 Votum der Ethikkommission

JUSTUS-LIEBIG

UNIVERSITÄT
GIESSEN

FACHBEREICH 11



MEDIZIN

Ethik-Kommission, Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie) D-35385 Gießen

Prof. Dr. N. Krämer
Poliklinik für Kinderzahnheilkunde
Schlangenzahl 14
35392 Gießen

**ETHIK-KOMMISSION
am Fachbereich Medizin
Vorsitz: Prof. Dr. H. Tillmanns**

Klinikstr. 29 (Alte Chirurgie)
D-35385 Gießen
Tel.: (0641)99-42470
ethik.kommission@pharma.med.uni-giessen.de

Gießen, 23. April 2019
Dr. Kr./erb

AZ.: 143/09

Titel: *Verwendung extrahierter Zähne für Forschungszwecke.*

Ihr Schreiben vom 20.12.2018

Projekt: "Verwendung von Bulk-Fill-Kompositen zur adhäsiven Versorgung von Klasse-II-Kavitäten im Milchgebiss"

Promotion Frau Maria Hofmann

Sehr geehrter Herr Professor Krämer,

für die in Ihrem Schreiben genannte Situation existiert ein positives Votum der Ethik-Kommission. Es bestehen keine Einwände der Ethik-Kommission gegen das von Ihnen beschriebene Vorgehen.

Mit freundlichen Grüßen

Prof. Dr. H. Tillmanns
Vorsitzender

14.5 Verwendete Materialien

Testdurchlauf Weisheitszähne:

Material (Firma; Verwendungszweck)	LOT-Nr.	Ablaufdatum
Prime & Bond® NT (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz; adhäsive Versorgung der Klasse-II- Kavitäten)	1810000066	31.08.2021
Dyract® eXtra (Farbe A2, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz; adhäsive Versorgung der Klasse- II-Kavitäten)	0790	07.2021
Universal Adhesive (Kulzer GmbH, Hanau; Haftlack für Doppelmischabformung)	K010041	20.07.2020
Panasil Putty (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	182491	28.02.2021
Panasil Initial Contact Light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	180841	30.09.2021
AlphaDieMF (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe; Replikaherstellung)	2018005332	31.07.2020
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung der Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	618594	01.2018

Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A3, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung der Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	N512895	06.2016
Clinpro™ Glycine Prophy Powder (3M Deutschland GmbH, Neuss; Reinigung der Zahnproben)	4633166	31.10.2020

Testdurchlauf Milchzähne:

Material (Firma; Verwendungszweck)	LOT-Nr.	Ablaufdatum
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	5559907	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A4, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	NA22153	28.07.2021
Prime & Bond® NT (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz; adhäsive Versorgung der Klasse-II- Kavitäten)	1906000898	31.05.2022
Dyract® eXtra (Farbe A2, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz; adhäsive Versorgung der Klasse- II-Kavitäten)	1903000233	28.02.2021
VPS Tray Adhesive (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Haftlack für Doppelmischabformung)	5249457	31.03.2021
Panasil Putty (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	192731	31.03.2022

Panasil Initial Contact Light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	180841	30.09.2021
AlphaDieMF (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe; Replikaherstellung)	2019010818	30.04.2021
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung der Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	5559907	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A3, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	NA23919	28.10.2021
Clinpro™ Glycine Prophy Powder (3M Deutschland GmbH, Neuss; Reinigung der Zahnproben)	4633166	31.10.2020

Gruppe 1:

Material (Firma; Verwendungszweck)	LOT-Nr.	Ablaufdatum
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A4; 3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	NA22153	28.07.2021

Prime & Bond® Active (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz; adhäsive Versorgung der Klasse-II- Kavitäten)	2002000915	31.01.2022
SDR flow+ (Universalfarbe; Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz; adhäsive Versorgung der Klasse- II-Kavitäten)	00044805	11.02.2023
VPS Tray Adhesive (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Haftlack für Doppelmischabformung)	5249457	31.03.2021
Panasil Putty (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	192731	31.03.2022
Panasil Initial Contact Light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	180841	30.09.2021
AlphaDieMF (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe; Replikaerstellung)	2019011806	30.04.2021
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung der Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A3, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	NA23919	28.10.2021
Clinpro™ Glycine Prophy Powder (3M Deutschland GmbH, Neuss; Reinigung der Zahnproben)	4633166	31.10.2020

CEREC Optispray (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim; Auftrag auf Replikas vor Streifenlichtscanning)	S51300	25.03.2023
---	--------	------------

Gruppe 2:

Material (Firma; Verwendungszweck)	LOT-Nr.	Ablaufdatum
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A4, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	NA22153	28.07.2021
Adhese Universal (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen [Jagst]; adhäsive Versorgung der Klasse-II- Kavitäten)	Y44969	17.10.2021
Tetric PowerFill (Farbe IVA; Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen [Jagst]; adhäsive Versorgung der Klasse-II-Kavitäten)	Y31685	15.09.2022
VPS Tray Adhesive (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Haftlack für Doppelmischabformung)	5249457	31.03.2021
Panasil Putty (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	192731	31.03.2022
Panasil Initial Contact Light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	180841	30.09.2021

AlphaDieMF (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe; Replikaherstellung)	2019011806	30.04.2021
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung der Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A3, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	NA23919	28.10.2021
Clinpro™ Glycine Prophy Powder (3M Deutschland GmbH, Neuss; Reinigung der Zahnproben)	4633166	31.10.2020
CEREC Optispray (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim; Auftrag auf Replikas vor Streifenlichtscanning)	S51300	25.03.2023

Gruppe 3:

Material (Firma; Verwendungszweck)	LOT-Nr.	Ablaufdatum
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A4, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	NA22153	28.07.2021

iBOND Universal (Kulzer GmbH, Hanau; adhäsive Versorgung der Klasse-II-Kavitäten)	K010038	02.06.2021
Venus® Bulk Fill (Universalfarbe, Kulzer GmbH, Hanau; adhäsive Versorgung der Klasse-II-Kavitäten)	K010210	26.07.2022
VPS Tray Adhesive (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Haftlack für Doppelmischabformung)	5249457	31.03.2021
Panasil Putty (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	192731	31.03.2022
Panasil Initial Contact Light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	180841	30.09.2021
AlphaDieMF (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe; Replikaherstellung)	2019011806	30.04.2021
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung der Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A3, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	NA23919	28.10.2021
Clinpro™ Glycine Prophy Powder (3M Deutschland GmbH, Neuss; Reinigung der Zahnproben)	4633166	31.10.2020

CEREC Optispray (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim; Auftrag auf Replikas vor Streifenlichtscanning)	S51300	25.03.2023
---	--------	------------

Gruppe 4:

Material (Firma; Verwendungszweck)	LOT-Nr.	Ablaufdatum
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A4, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	NA35270	28.02.2022
3M™ Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der Klasse-II-Kavitäten)	6752814	17.12.2021
3M™ Filtek™ One Bulk Fill (3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der Klasse-II-Kavitäten)	NA98704	13.12.2022
VPS Tray Adhesive (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Haftlack für Doppelmischabformung)	6128176	06.08.2021
Panasil Putty (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	192731	31.03.2022
Panasil Initial Contact Light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	180841	30.09.2021

AlphaDieMF (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe; Replikaherstellung)	2019011806	30.04.2021
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung der Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A3, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	NA23919	28.10.2021
Clinpro™ Glycine Prophy Powder (3M Deutschland GmbH, Neuss; Reinigung der Zahnproben)	4633166	31.10.2020
CEREC Optispray (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim; Auftrag auf Replikas vor Streifenlichtscanning)	S51300	25.03.2023

Gruppe 5:

Material (Firma; Verwendungszweck)	LOT-Nr.	Ablaufdatum
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A4, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	NA35270	28.02.2022

OptiBond™ eXTRa Universal (KaVo Kerr, KaVo Dental GmbH, Biberach; adhäsive Versorgung der Klasse-II- Kavitäten)	7555734	06.12.2021
SonicFill™3 (KaVo Kerr, KaVo Dental GmbH, Biberach;adhäsive Versorgung der Klasse- II-Kavitäten)	7520284	21.11.2021
VPS Tray Adhesive (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Haftlack für Doppelmischabformung)	6828232	12.12.2021
Panasil Putty (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	192781	31.08.2022
Panasil Initial Contact Light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	190921	30.11.2022
AlphaDieMF (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe; Replikaerstellung)	2020004512	31.03.2023
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung der Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A3, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	NA23919	28.10.2021
Clinpro™ Glycine Prophy Powder (3M Deutschland GmbH, Neuss; Reinigung der Zahnproben)	5040212	28.02.2021

CEREC Optispray (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim; Auftrag auf Replikas vor Streifenlichtscanning)	S51300	25.03.2023
---	--------	------------

Gruppe 6:

Material (Firma; Verwendungszweck)	LOT-Nr.	Ablaufdatum
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A4, 3M Deutschland GmbH; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	NA35270	28.02.2022
Futurabond U (Voco GmbH, Cuxhaven; adhäsive Versorgung der Klasse-II-Kavitäten)	2011489	01/2023
VisCalor bulk (Voco GmbH, Cuxhaven; adhäsive Versorgung der Klasse-II-Kavitäten)	2019173	04/2022
VPS Tray Adhesive (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Haftlack für Doppelmischabformung)	6128176	06.08.2021
Panasil Putty (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	192731	31.03.2022
Panasil Initial Contact Light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	190861	28.02.2022

AlphaDieMF (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe; Replikaherstellung)	2019011806	30.04.2021
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung der Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A3, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	NA23919	28.10.2021
Clinpro™ Glycine Prophy Powder (3M Deutschland GmbH, Neuss; Reinigung der Zahnproben)	5040212	28.02.2021
CEREC Optispray (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim; Auftrag auf Replikas vor Streifenlichtscanning)	S51300	25.03.2023

Gruppe 7:

Material (Firma; Verwendungszweck)	LOT-Nr.	Ablaufdatum
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A4, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	NA35270	28.02.2022

G-Premio BOND (GC Europe A.G., GC Germany GmbH, Bad Homburg vor der Höhe; adhäsive Versorgung der Klasse-II-Kavitäten)	2003121	11.03.2022
everX Flow (GC Europe A.G., GC Germany GmbH, Bad Homburg vor der Höhe; adhäsive Versorgung der Klasse-II-Kavitäten)	1910211	20.10.2022
VPS Tray Adhesive (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Haftlack für Doppelmischabformung)	6128176	06.08.2021
Panasil Putty (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	192731	31.03.2022
Panasil Initial Contact Light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	190861	28.02.2022
AlphaDieMF (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe; Replikaerstellung)	2019011806	30.04.2021
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung der Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A3, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	NA23919	28.10.2021
Clinpro™ Glycine Prophyl Powder (3M Deutschland GmbH, Neuss; Reinigung der Zahnproben)	4633166	31.10.2020

CEREC Optispray (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim; Auftrag auf Replikas vor Streifenlichtscanning)	S51300	25.03.2023
---	--------	------------

Gruppe 8:

Material (Firma; Verwendungszweck)	LOT-Nr.	Ablaufdatum
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A4, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	NA35270	28.02.2022
Surefil One™ (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz; selbst- adhäsive Versorgung der Klasse-II- Kavitäten)	2007000012	28.02.2022
VPS Tray Adhesive (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Haftlack für Doppelmischabformung)	6828232	12.12.2021
Panasil Putty (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	192781	31.08.2022
Panasil Initial Contact Light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	190921	30.11.2022
AlphaDieMF (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe; Replikaerstellung)	2020004512	31.03.2023

Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung der Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	90625A	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A3, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	NA23919	28.10.2021
Clinpro™ Glycine Prophy Powder (3M Deutschland GmbH, Neuss; Reinigung der Zahnproben)	5040212	28.02.2021
CEREC Optispray (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim; Auftrag auf Replikas vor Streifenlichtscanning)	S51258	23.09.2023

Gruppe 9:

Material (Firma; Verwendungszweck)	LOT-Nr.	Ablaufdatum
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	5559907	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A4, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; adhäsive Versorgung der nicht zu testenden Kavitäten)	NA22153	28.07.2021
Prime & Bond® NT (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz; adhäsive Versorgung der Klasse-II- Kavitäten)	1807000851	06.2021

Dyract® eXtra (Farbe A2, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz; adhäsive Versorgung der Klasse-II-Kavitäten)	1903000233	28.02.2021
VPS Tray Adhesive (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Haftlack für Doppelmischabformung)	5249457	31.03.2021
Panasil Putty (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	192731	31.03.2022
Panasil Initial Contact Light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg; Material für Doppelmischabformung)	180841	30.09.2021
AlphaDieMF (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe; ReplikaHerstellung)	2019010818	30.04.2021
Scotchbond™ Universal (3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung der Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	5559907	07.06.2021
Filtek™ Z250 Universal Composite (Farbe A3, 3M Deutschland GmbH, Seefeld; Befestigung Zahnproben auf Kausimulatorplatten)	NA23919	28.10.2021
Clinpro™ Glycine Prophy Powder (3M Deutschland GmbH, Neuss; Reinigung der Zahnproben)	4633166	31.10.2020

CEREC Optispray (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim; Auftrag auf Replikas vor Streifenlichtscanning)	S51300	25.03.2023
---	--------	------------

15 Publikationsverzeichnis

- September 2021 Veröffentlichung der Ergebnisse in Form einer Posterpräsentation mit dem Titel „Randdichtigkeit von Bulk-Fill-Kompositen zur adhäsiven Versorgung von Klasse-II-Kavitäten im Milchgebiss *in vitro*“ im Rahmen der „28. Jahrestagung der DGKIZ“ in Regensburg.
- November 2021 Veröffentlichung der Ergebnisse in Form einer Posterpräsentation mit dem Titel „Randdichtigkeit von Bulk-Fill-Kompositen zur adhäsiven Versorgung von Klasse-II-Kavitäten im Milchgebiss *in vitro*“ im Rahmen des „4. Science Day“ des Fachbereichs 11 der Justus-Liebig-Universität Gießen in Gießen.
- Juni 2022 Veröffentlichung der Ergebnisse in Form einer Posterpräsentation mit dem Titel „In vitro wear analysis of Class II restorations with bulk-fill composite materials in primary molars“ im Rahmen des „16th EAPD Congress“ in Lissabon (Portugal).

16 Ehrenwörtliche Erklärung

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

Gießen, 03.07.2023

Ort/Datum

Unterschrift

17 Danksagung

Zunächst möchte ich Herrn Prof. Dr. Dr. Krämer für die Idee zu dieser Studie danken. Obwohl ich es vorab nicht für möglich gehalten habe, wusste ich, dass dies genau das richtige Projekt für mich ist, in dem Moment, als Sie es aussprachen.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. Frankenberger und Herrn Prof. Dr. Wöstmann – dafür, dass Sie mich mit Ihrer Expertise und mit Laborgeräten unterstützt haben.

Ich danke auch Dir, liebe Steffi – dafür, dass du dieses Projekt begleitet hast und dafür, dass Dir jeder noch so kleine Fehler sofort ins Auge springt.

Auch Dir, liebe Susanne, möchte ich für die Unterstützung während des gesamten Projektes danken – danke, dass du mich aufgefangen hast, wenn meine Nerven mal wieder blank lagen!

Mein ganz besonderer Dank gilt außerdem Dir, liebe Antje – danke, dass du mich im Labor unterstützt hast und danke, dass ein Problem für dich nie lange ein Problem und eine Lösung immer in Sichtweite war! Ohne Menschen wie dich wären wir Doktoranden aufgeschmissen.

Herrn Dr. Johannes Herrmann danke ich für die Statistikberatung sowie jegliche Diskussionen und die ausführliche Beantwortung aller meiner Fragen.

Ich möchte mich weiterhin bei Herrn Peter Liebscher für die Einweisung in die Elektronenmikroskopie bedanken – durch Sie hat sich mir eine ganz neue Welt eröffnet.

Ich danke außerdem Dir, liebe Cynthia, für all die gemeinsamen Stunden im Labor. Dein Humor hat meine schlechten Tage erhellte.

Frau Heidrun Schmiedel möchte ich für die gute Betreuung während der Zeit der Unterstützung des Projektes durch das JLU TRAINEE-Programm danken. Sie waren immer so freundlich und aufgeschlossen, haben mir Mut gemacht und in mir den Gedanken gepflanzt, meinen Weg in der Wissenschaft fortzusetzen.

Außerdem danke ich der Dentsply DeTrey GmbH, der Ivoclar Vivadent GmbH, der Kulzer GmbH sowie der Voco GmbH für die Unterstützung der Studie mit den jeweiligen Füllungsutensilien und Adhäsiven.

Ich möchte mich weiterhin bei allen Zahnarztpraxen, die mich beim Sammeln der Milchzähne unterstützt haben, und insbesondere bei Herrn Dr. Fuamenya, bedanken.

Weiterhin danke ich dem gesamten Team der Kinderzahnheilkunde: Nelly, Mirja, Mari, Claudi, Sandra, Bettina, Andrea: danke für das Anfeuern, das Mitfeiern, das Aufmuntern und die Verpflegung, wenn es im Labor mal wieder später wurde.

Mein größter Dank gilt jedoch meiner Familie und meinen Freunden. Ihr Lieben – danke, dass ihr meine Launen ausgehalten, mich bedingungslos unterstützt, immer an mich geglaubt und meine Fähigkeiten auch dann gesehen habt, wenn ich selbst blind dafür gewesen bin.

Ihr seid das Größte für mich!



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

VVB LAUFERSWEILER VERLAG
STAUFENBERGRING 15
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890
redaktion@doktorverlag.de
www.doktorverlag.de

ISBN: 978 3 8359 7137 0



9 783835 971370