

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Klinik der Universität München

Direktor: Prof. Dr. Reinhard HICKEL

**Einfluss von Schichttechniken in Klasse-II-Füllungen
auf die Schrumpfungsvektoren von
Bulk-Fill-Kompositen**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde an der

Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Ruth Langenegger

aus

Rosenheim

im Jahr

2023

Mit Genehmigung der medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Bogna Stawarczyk

Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

Mitbetreuung durch den

promovierten Mitarbeiter: PD Dr. Dalia Kaisarly

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 13.07.2023

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Tabellenverzeichnis	III
Abbildungsverzeichnis	IV
1 Einleitung	1
2 Literaturübersicht	3
2.1 Dentale Komposite	3
2.1.1 Historische Entwicklung dentaler Komposite	3
2.1.2 Zusammensetzung dentaler Komposite.....	4
2.1.3 Polymerisation.....	5
2.1.4 Bulk-Fill-Komposite.....	6
2.1.5 Adhäsivsysteme.....	7
2.2 Polymerisationsschrumpfung und Schrumpfungsspannung.....	9
2.2.1 Strategien zur Reduzierung von Schrumpfung und Schrumpfungstress	11
2.3 Methoden zur Messung der Polymerisationsschrumpfung	14
2.3.1 Unterschiedliche Konzepte zur Messung der Polymerisationsschrumpfung	14
2.3.2 Mikro-CT-basierte Messungen zur Polymerisationsschrumpfung	16
3 Zielsetzung	20
4 Material und Methode	21
4.1 Herstellung der Proben.....	21
4.1.1 Zähne	21
4.1.2 Kavitätenpräparation und -konditionierung	21
4.1.3 Matrizensystem.....	23
4.2 Materialien	26
4.3 Untersuchte Gruppen	29
4.4 Vorbereitung des experimentellen Komposits.....	32
4.5 Microcomputertomographie	32
4.6 Datenverarbeitung	34
4.6.1 Starre Registrierung	34
4.6.2 Sphärensegmentierung und -registrierung	34
4.6.3 Bestimmung der volumetrischen Schrumpfung	35
4.6.4 Qualitative Analyse.....	37
4.6.5 Quantitative Analyse	37
4.6.6 Statistische Analyse	37
4.6.7 Rasterelektronenmikroskop.....	38
5 Ergebnisse	40

5.1	Quantitative Analyse der Ergebnisse	40
5.1.1	Werte und Verteilung der Schrumpfungsvektoren und statistische Analyse	40
5.1.2	Werte der prozentualen Volumenschrumpfung und statistische Auswertung	43
5.2	Qualitative Analyse der Ergebnisse	44
5.2.1	Bilder der Schrumpfungsvektoren, der REM-Analyse und der Volumenschrumpfung	44
6	Diskussion	64
6.1	Material und Methode	64
6.2	Ergebnisse	71
6.3	Fazit und Ausblick	80
7	Zusammenfassung	81
8	Literaturverzeichnis	83
	Danksagung	94
	Affidavit	95

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Materialien des verwendeten Matrizensystems.....	26
Tabelle 2 Materialien	27
Tabelle 3 Untersuchte Gruppen	31
Tabelle 4 Mittelwerte der Schrumpfungsvektoren mit Standardabweichung.....	41
Tabelle 5 Mittelwerte der prozentualen Volumenschrumpfung mit Standardabweichung	43

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Polymerisationsschritte	5
Abbildung 2 Übersicht verschiedener Untersuchungsmethoden der Polymerisationsschrumpfung	14
Abbildung 3 Übersicht über den Arbeitsablauf der Studie	21
Abbildung 4 Kavitätenmaße	22
Abbildung 5 Fotos einer Probe im Probenhalter	23
Abbildung 6 Probe mit AutoMatrix-Matrize im Probenhalter	24
Abbildung 7 verschiedene Matrizentechniken der Vorversuche	25
Abbildung 8 Materialien	28
Abbildung 9 Polymerisationslampe und Radiometer	28
Abbildung 10 verwendetes Mikrocomputertomographie-Gerät	33
Abbildung 11 Probenhalter	33
Abbildung 12 Arbeitsschritte der Volumenanalyse	36
Abbildung 13 Rasterelektronenmikroskop und Regionen der REM-Bilder	39
Abbildung 14 Häufigkeitsverteilung der Vektorlängen	42
Abbildung 15 Segmentieren der identifizierbaren Strukturen	45
Abbildung 16 Positionen der REM-Bilder	45
Abbildung 17 Vektoren der Gruppe 1	47
Abbildung 18 Bild der Volumenschrumpfung in Gruppe 1	48
Abbildung 19 REM-Bilder der Gruppe 1	48
Abbildung 20 Vektoren der Gruppe 2	50
Abbildung 21 Bilder der Volumenschrumpfung in Gruppe 2	51
Abbildung 22 REM-Bilder der Gruppe 2	52
Abbildung 23 Vektoren der Gruppe 3	54
Abbildung 24 Bilder der Volumenschrumpfung in Gruppe 3	55
Abbildung 25 REM-Bilder der Gruppe 3	56
Abbildung 26 Vektoren der Gruppe 4	58
Abbildung 27 Bilder der Volumenschrumpfung in Gruppe 4	59
Abbildung 28 REM-Bilder der Gruppe 4	60
Abbildung 29 Vektoren der Gruppe 5	62
Abbildung 30 Bilder der Volumenschrumpfung von Gruppe 5	63
Abbildung 31 REM-Bilder der Gruppe 5	63
Abbildung 32 Skizze zur Richtung der Schrumpfungsvektoren in den Gruppen mit Wand- Inkrement;	73

1 Einleitung

Seit den 1980er Jahren ist in Deutschland ein deutlicher Trend des Kariesrückgangs in der Bevölkerung zu beobachten, 81% der 12-jährigen Kinder sind kariesfrei. Fast alle jüngeren Erwachsenen (35- bis 44-Jährige) besitzen hingegen Karieserfahrung. Dennoch ist auch in dieser Altersgruppe ein deutlicher Rückgang des Auftretens von Karies zu verzeichnen. Dieser Altersgruppe stand als erster Generation Gruppen- und Individualprophylaxe zur Verfügung, was die Bedeutung der Prophylaxe in der Zahnmedizin hervorhebt. Im Zusammenhang mit dem Kariesrückgang sollte auf die Verteilung und Polarisierung der Karieserfahrung hingewiesen werden. So fallen beispielsweise knapp zwei Drittel der zerstörten, fehlenden oder gefüllten Zähne auf einen Anteil von 6,1% der Kinder (Jordan and Micheelis 2016). Der positive Trend der rückläufigen Karieserfahrung in Deutschland steht im Gegensatz zur globalen Lage. Laut Global Burden of Disease Study 2015 ist Karies die meistverbreitete Krankheit weltweit (WHO 2017). Die Notwendigkeit der Optimierung und Entwicklung von Therapien kariöser Läsionen steht also außer Frage.

In Ländern mit niedrigem Einkommensdurchschnitt werden kariöse Zähne häufig extrahiert während in westlichen Industrienationen möglichst zahnerhaltend therapiert wird. Die Ausgaben der gesetzlichen Krankenversicherungen für konservierende und chirurgische Maßnahmen haben sich in den letzten 20 Jahren in etwa verdoppelt und stellen einen Anteil von etwa 57% der Gesamtausgaben für zahnärztliche Behandlungen. Die Ausgaben für Zahnersatz änderten sich in diesem Zeitraum kaum (Mund et al. 2020).

Das von G.V. Black geprägte Motto „Extension for prevention“ beim Kavitätdesign wandelte sich bis heute eher zu „prevention from extension“. Black entwickelte eine bis heute angewandte Klassifikation von Kavitäten anhand ihrer Lokalisation. Sie basiert auf der Häufigkeit der Kariesläsionen in verschiedenen Oberflächenbereichen des Zahns. Die Häufigkeit der Karieslokalisationen kann sich seit Blacks Entwicklung der Klassifikation natürlich geändert haben (Boushell and Walter 2019), häufig handelt es sich bei der Versorgung kariöser Zahnhartsubstanzdefekte um eine Black-Klasse II, da sich Karies vermehrt im Okklusal- und vor allem Approximalebereich der Seitenzähne entwickelt (Heintze and Rousson 2012). Die Black-Klasse II ist definitionsgemäß eine Kavität im approximalen Seitenzahnbereich (Hellwig et al. 2013).

Für die Versorgung von Klasse-II-Kavitäten ist eine Auswahl an verschiedenen Materialien und Techniken bekannt. Es lässt sich unterscheiden in direkte Restaurationen und indirekte Restaurationen. Welche Restaurationsart im besten Fall von Patient:innen und Behandler:innen zusammen ausgewählt wird, hängt von vielen unterschiedlichen Faktoren ab. Die Größe des Substanzdefekts spielt eine entscheidende Rolle, genauso wie das Arbeitsfeld bzw. die

Möglichkeit der adäquaten Trockenlegung oder auch das individuelle Kariesrisiko und die Mundhygiene. Auch die zu erwartenden Belastungen, denen die Restauration standhalten sollte, muss in die Entscheidung mit einbezogen werden. Weiter geben oftmals auch wirtschaftliche Faktoren seitens der Patient:innen gewisse Grenzen vor, indirekte Restaurationen sind durch Materialkosten und anfallende Fremdlaborkosten meist teurer. Indirekte Restaurationen können beispielsweise aus Keramik oder Edelmetalllegierungen gefertigt sein, wobei die jeweils für das Material erforderliche Mindestschichtdicke zu beachten ist.

Direkte Restaurationsmaterialien sind unter anderem Glasionomerezemente, Amalgam und Komposite. Ihre Anwendung ist unter normalen Umständen weniger zeitaufwendig, was sich als Vorteil für die Patient:innen darstellt. Glasionomerezemente werden aufgrund ihrer geringen Verschleißfestigkeit für Klasse II Kavitäten nicht empfohlen. Die Verwendung von Amalgam geht wegen ästhetischen Gründen und im Zuge des Amalgam „Phase-down“ Programms aufgrund der Quecksilberbelastung unter anderem in Europa stark zurück (Dental amalgam phase down 2019; Hahn 2017). Jährlich werden hingegen mehr als 260 Millionen Kompositfüllungen gelegt (Heintze and Rousson 2012). Der Indikationsbereich von Kompositen ist heutzutage relativ groß, nach der aktuellen Leitlinie eignet sich das Material auch zur Anwendung im Seitenzahnbereich inklusive des Ersatzes eines oder mehrerer Höcker (Federlin et al. 2016). Damit steigt die Notwendigkeit, Komposite als Füllungsmaterialien bezüglich ihrer physikalischen, chemischen, mechanischen und auch toxikologischen Eigenschaften weiter zu untersuchen und zu evaluieren.

Diese Studie widmet sich daher der Untersuchung direkter Kompositrestaurationen in Klasse-II-Kavitäten, dabei wird vor allem auf die Polymerisationsschrumpfung bei unterschiedlichen Schichttechniken eingegangen. Es existieren zahlreiche unterschiedliche Schichttechniken, die verschiedene Ziele verfolgen. Unter anderem ermöglichen sie die Einhaltung der Durchhärte tiefe des Materials, vereinfachen die Nachgestaltung der Kaufächenmorphologie oder reduzieren die negativen Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung. Untersucht werden die Schrumpfungsvektoren in Klasse-II-Kompositfüllungen, die Einblick in das Schrumpfungsverhalten innerhalb der Restauration und an deren Grenzfläche geben und dreidimensionale Vorgänge visualisieren, ohne die Restaurationen zerstören zu müssen. Somit kann im Rahmen der Studie auch die Volumenschrumpfung der selben Proben als weiterer Aspekt der materialspezifischen Eigenschaften des Komposits ergänzend untersucht werden und einzelne Rasterelektronenmikroskop-Bilder der Restaurationen visualisieren die Resultate der polymerisationsbedingten Vorgängen an den Grenzflächen der Restauration.

2 Literaturübersicht

2.1 Dentale Komposite

Dentale Komposite sind als Werkstoff in der modernen Zahnmedizin zur heutigen Zeit kaum verzichtbar. Skinner und Phillips definieren sie 1973 in ihrem Buch „Skinner’s Science of Dental Materials“ als "dreidimensionale Kombination von mindestens zwei chemisch unterschiedlichen Materialien mit einer deutlichen Grenzfläche, die die Komponenten voneinander trennt" (Skinner and Phillips 1973). Die dentalen Verbundwerkstoffe blicken auf bereits über 60 Jahre Entwicklungsgeschichte zurück und sind noch immer Gegenstand aktueller Forschung.

Im Folgenden wird die Geschichte dentaler Komposite kurz erläutert und auf deren Zusammensetzung verwiesen.

2.1.1 Historische Entwicklung dentaler Komposite

Für die Versorgung von Zahnhartsubstanzdefekten im Frontzahnbereich, die ästhetisch möglichst unauffällig sein sollte, standen vor der Entwicklung von Kompositen in den frühen 1960er Jahren zwei andere Materialien zur Verfügung. Diese beiden zahnfarbenen Materialien, Silikat-zement und Polymethylmethacrylat (PMMA), hatten zahlreiche Limitationen. Silikat-zement besaß anfänglich eine akzeptable Ästhetik, die Verwendbarkeit wurde jedoch durch eine hohe Löslichkeit in der Mundhöhlenumgebung stark eingeschränkt. Auch PMMA hatte anfänglich gute ästhetische Ergebnisse, die Farbstabilität war jedoch wie bei Silikat-zement sehr gering. Eine entscheidende Limitation dieses Materials war die hohe Polymerisationsschrumpfung, die zu Spalten zwischen Zahn und Restauration und somit zu Sekundärkaries und sekundären Infektionen der Pulpa führte. Zudem wirkte auch PMMA durch ein hohes Restmonomergehalt pulpaschädigend (Donovan et al. 2019; Hellwig et al. 2013).

Aufgrund der Limitationen der beiden Füllstoffe entwickelte Raphael L. Bowen ein Material, das farbstabil und im Milieu der Mundhöhle unlöslich sein sollte und sowohl einen Wärmeausdehnungskoeffizienten ähnlich zu dem des Zahnes sowie Adhäsion am Zahn gewährleisten konnte (Bowen 1956). Das 1962 von ihm vorgestellte Material bestand zu etwa 30 Gew.-% aus Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat (Bis-GMA). Das auch als Bowen-Kunststoff bekannte Material entwickelte er, indem er Methacrylat-Gruppen zu einem Epoxid-Kunststoff hinzufügte. In diese Matrix mischte er fein gemahlene Quarz als Füllkörper, die etwa 70 Gew.-% ausmachten. Um einen Verbund zwischen Matrix und Füllkörpern herzustellen, silanierte Raphael L. Bowen die Füllkörper (Bowen 1962; Hellwig et al. 2013). Etwa zeitgleich zu dieser

Entwicklung, Mitte der 1950er Jahre, arbeitete Michael Buonocore daran, die Einschränkung damaliger Kunststoffe als Füllungsmaterialien durch mangelnde Haftung an der Zahnhartsubstanz zu verändern. Er entwickelte die Säure-Ätz-Technik, bei der er die Zahnhartsubstanz durch chemische Behandlung mikromorphologisch so veränderte, dass sich die mikromechanische Haftung eines Acrylharzmaterials am Zahnschmelz deutlich verbesserte (Buonocore et al. 1956; Buonocore 1955). Mit einem dem Methacrylat hinzugefügtem oberflächenaktiven Komonomer, das nach der Reinigung des Dentins auf die Dentinoberfläche aufgetragen wurde, verbesserte Bowen bereits 1965 zumindest in vitro die Haftung von Komposit an Dentin (Bowen 1965). Die Haftwerte konnte er später mit einem mehrschrittigen Verfahren, bestehend aus Reinigung bzw. Entfernen der Schmierschicht mittels einer Säurelösung, Auftragen eines oberflächenaktiven Monomergemisches in Lösungsmittel und eines weiteren, hydrophoben Monomers als Haftvermittler, optimieren (Bowen et al. 1982).

Diese Entwicklungen trugen wesentlich zum Fortschritt der zahnärztlichen Werkstoffkunde bei. Zwar waren die resultierenden Komposite ihren Vorgänger-Materialien in vielerlei Hinsicht überlegen, für den Einsatz im Seitenzahnggebiet waren sie jedoch noch nicht geeignet. Die Polymerisationsschrumpfung konnte im Vergleich zu PMMA deutlich reduziert werden, sie bereitete aber weiterhin Probleme beim Einsatz von Kompositen. Seit den Entwicklungen von Bowen und Buonocore wird fortlaufend an Adhäsivsystemen und Kompositen geforscht, um deren Eigenschaften zu verbessern, ihre Indikationsbereiche zu erweitern und auch die Komplexität ihrer Verarbeitung zu reduzieren.

2.1.2 Zusammensetzung dentaler Komposite

Dentale Komposite lassen sich in drei Hauptkomponenten aufteilen, die auch schon Bowen 1962 in seinem neuen Material vereinte. Dazu gehören die Harzmatrix, anorganische Füllstoffe und ein Haftvermittler, der Füllstoffe und die Harzmatrix chemisch miteinander verbindet. Zur Harzmatrix gehören vor allem das Monomersystem, ein Initiatorsystem für die Polymerisation und Stabilisatoren, die die Lagerstabilität des ungehärteten Komposits erhöhen. Die anorganischen Füller eines Kompositmaterials, auch disperse Phase genannt, bestehen meist aus Quarz, Glaskeramik oder Siliziumdioxid und variieren in Größe und Form. Als Haftvermittler fungieren vor allem Silane. (Bowen 1962; Hellwig et al. 2013; Peutzfeldt 1997).

Zur genauen Zusammensetzung der Materialien sei hier auf das Buch „Einführung in die Zahnerhaltung“ (Hellwig et al. 2013) oder andere Fachliteratur der konservierenden Zahnheilkunde verwiesen.

2.1.3 Polymerisation

Monomere auf Methacrylatbasis werden durch den Prozess der radikalischen Kettenpolymerisation verknüpft, so dass Polymere entstehen. Sobald Radikale gebildet sind, ist der Polymerisationsvorgang in allen heutzutage verwendeten Restaurationsmaterialien gleich, unabhängig davon wie die Radikale entstanden sind. Der Prozess lässt sich in vier Abschnitte - Aktivierung, Initiation, Vermehrung und Termination - einteilen. Sie sind in Abbildung 1 vereinfacht dargestellt und erklärt (Price and Rueggeberg 2019).

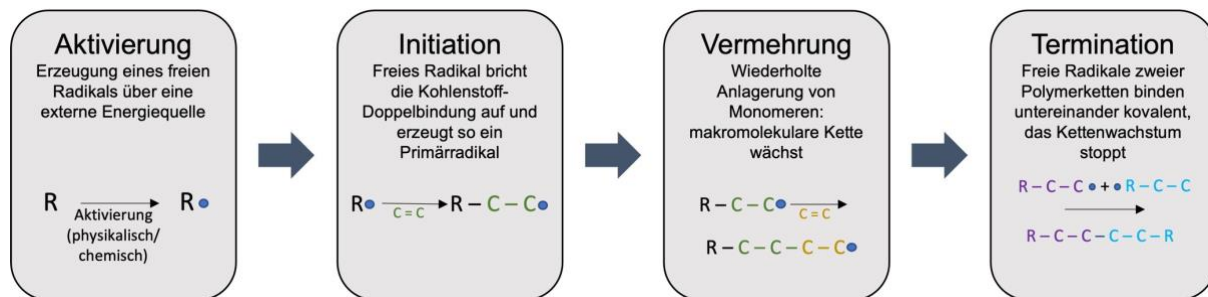


Abbildung 1 Polymerisationsschritte nach Price and Rueggeberg (2019)

Mit dem Kettenwachstum und der Quervernetzung der Moleküle nimmt die Viskosität eines Komposits zu. Bis zum Erreichen des Gelpunkts werden Kontraktionen durch auftretende Volumenschrumpfung durch Fließvorgänge ausgeglichen. Nach Erreichen des Gelpunkts können die Kontraktionsspannungen nicht mehr ausgeglichen werden. Es entstehen Spannungen zwischen Füllungsmaterial und Zahn und innerhalb des Materials (Bausch et al. 1982; Braga et al. 2005; Davidson and De Gee 1984).

Es gibt verschiedene Faktoren, die die Polymerisation eines lichterhärtenden Komposits beeinflussen. Die Durchhärtetiefe ist abhängig von der Anzahl der Photonen, die pro Fläche am Komposit ankommen. Sie ist definiert als Grenze zwischen ausgehärtetem und nicht ausgehärtetem Material. Bei optimalen Bedingungen beträgt die Durchhärtetiefe 2 mm bei konventionellen Kompositen und mindestens 4 mm bei Bulk-Fill-Kompositen. Die Lichtquelle, die Belichtungszeit, aber auch die Transluzenz und Farbe eines Komposits beeinflussen die Durchhärtetiefe, daher nimmt sie zum Beispiel bei opakem Komposit oder schlechtem Zugang zur Restauration ab (Kawaguchi et al. 1994; Price and Rueggeberg 2019). Als Lichtquelle werden in der Zahnmedizin heute Halogen-Lichtgeräte und vor allem LED-Geräte verwendet. Die Halogengeräte haben den Vorteil eines breiten Emissionsspektrums und sind somit zum Aushärten aller Komposite geeignet. Ein Nachteil ist die hohe Hitzeentwicklung. Das Wellenspektrum von LED-Geräten der ersten und zweiten Generation ist auf Campherchinon abgestimmt, LED-Geräte der dritten Generation haben ein Emissionsspektrum von 385 – 515 nm. Sie besitzen eine hohe Lichtintensität. Der Erfolg der lichtinduzierten Polymerisation ist abhängig von der Intensität und der Belichtungszeit. Optimale Bedingungen wären etwa 1000 mW/cm² mit einem

Durchmesser des Lichtleiters von 8 – 10 mm, bei denen für die meisten konventionellen Komposite eine Belichtungszeit von 20 s empfohlen wird (Price and Rueggeberg 2019).

2.1.4 Bulk-Fill-Komposite

Die Durchhärte tiefe traditioneller Komposite von 2 mm verlangt in den meisten klinischen Fällen eine inkrementelle Schichttechnik, um eine adäquate Polymerisation zu erreichen. Inkrementell gelegte Kompositrestaurationen sind jedoch anfällig für technische Fehler wie die Kontamination des Materials oder Lufteinschlüsse zwischen den Schichten. Es ist daher von Interesse, Materialien zu verwenden, die in einem Mal in die Kavität appliziert werden können. Dies reduziert mögliche Fehlerquellen. (Van Ende et al. 2017; Wieczkowski Jr et al. 1988).

Bulk-Fill-Komposite ermöglichen dem/der Behandler:in die Einbringung des Materials in einem Mal ohne aufwendige Schichtung. Dafür muss die Durchhärte tiefe größer sein als die herkömmlicher Komposite. Sie beträgt je nach Hersteller meist ≥ 4 mm, so dass auch im Material nahe dem Kavitätenboden eine ausreichende Polymerisation stattfindet (Rizzante et al. 2019; Todd and Wanner 2014; Van Ende et al. 2017). Für eine Zuordnung aller dieser Bulk-Fill-Komposite zu einer Materialklasse aufgrund ihrer Zusammensetzung oder mechanischen Eigenschaften sind die Materialien der verschiedenen Hersteller zu unterschiedlich. Neben der Gemeinsamkeit, dass sie das Einbringen des Materials in großen Inkrementen ermöglichen, können sie jedoch, bezogen auf ihre klinische Anwendungsstrategie in zwei Gruppen kategorisiert werden: „Base-Bulk-Fill“ und „Full-Body-Bulk-Fill“ (Donovan et al. 2019). Base-Bulk-Fill Komposite sind niedrigviskös, was zu einer guten und erleichterten Adaption in der Kavität führen soll. Dies wird über einen erniedrigten Füllstoffgehalt erreicht, was jedoch eine geringere Widerstandsfähigkeit gegen Abrasion zur Folge hat (Donovan et al. 2019). In der Anwendung erfordern niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposite aufgrund schlechterer mechanischer Eigenschaften, besonders der Vickershärte und des Elastizitätsmoduls (E-Modul), eine Deckschicht. Diese kann aus herkömmlichen Kompositen oder den in mechanischen Eigenschaften ähnlichen stopfbaren Bulk-Fill-Kompositen bestehen (Ilie and Stawarczyk 2014). Die abrasionsbeständigere Deckschicht schützt die fließfähigen Komposite auch vor vermehrtem Verschleiß der Oberfläche. Full-Body-Bulk-Fill Komposite sind hochviskös, mit höheren Fülleranteilen und ähnlichen mechanischen Eigenschaften wie herkömmliche stopfbare Komposite, weshalb sie keine Deckschicht benötigen. Sie können also in einem einzigen Schritt die gesamte Kavität füllen (Donovan et al. 2019; Ilie and Stawarczyk 2014; Todd and Wanner 2014; Van Ende et al. 2017)

Die erhöhte Durchhärte tiefe von Bulk-Fill-Kompositen wird zum Beispiel über eine verbesserte Transluzenz erreicht. Dies kann über eine Verringerung der Füllstoffmenge bei gleichzeitiger Vergrößerung der Füllpartikel bewirkt werden (Arikawa et al. 2007; Ilie et al. 2013; Lassila et

al. 2012). Eine Anpassung der Lichtbrechungsindizes von Matrix und Füllern beeinflusst die Lichtdurchlässigkeit eines Komposits ebenfalls (Sideridou et al. 2002). In Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) ist beispielsweise der Lichtbrechungsindex sphärischer Mischoxide auf den der Polymermatrix abgestimmt, so dass es möglich ist, ästhetisch unauffällige Füllungen mit dem Material zu legen. Die runde Form dieser Füller wirkt sich weiterhin positiv auf die Konsistenz des Materials aus, da die Kugelform bei einem großen Volumen und gleichzeitig kleiner Oberfläche einen geringen Verdickungseffekt bewirkt (Todd and Wanner 2014).

Neben der Fähigkeit, große Inkremente zu polymerisieren, müssen natürlich auch andere Anforderungen an Bulk-Fill-Komposite erfüllt sein. Dazu gehört beispielsweise der Schrumpfungstress, dessen größte Einflussfaktoren Volumenschrumpfung und E-Modul sind. Laut Herstellern ist der Schrumpfungstress bei Bulk-Fill-Kompositen geringer als in den herkömmlichen Kompositen, was einige Studien zu bestätigen scheinen (Gerula-Szymańska et al. 2020; Moorthy et al. 2012; Van Ende et al. 2017). Bei Tetric EvoCeram Bulk Fill soll nach Herstellerangaben zum Beispiel ein spezieller Isofüller helfen, die Schrumpfungsspannung zu kompensieren. Als Isofüller können Präpolymere bezeichnet werden, die durch das Mahlen eines Komposits nach dem Polymerisationsvorgang entstehen und dem endgültigen Komposit beigemischt werden. Der in Tetric EvoCeram Bulk Fill verwendete Isofüller kann sich aufgrund des niedrigen E-Moduls von 10 GPa während der Polymerisation ausdehnen und so den entstehenden Stress verringern. Der E-Modul der Glasfüller ist im Vergleich dazu mit 71 GPa deutlich höher. Verringerter Schrumpfungstress resultiert auch in einer besseren Randqualität der Füllung (Roggendorf et al. 2011; Todd and Wanner 2014). Die von den Herstellern postulierten Vorteile von Bulk-Fill-Kompositen scheinen verschiedener Studien zufolge, klinisch keinen deutlichen Unterschied zu der von traditionellen Kompositen zu zeigen. (Arbildo-Vega et al. 2020; Cidreira Boaro et al. 2019; Van Ende et al. 2017). So konnte in einer Studie, die über 10 Jahre lief, kein signifikanter Unterschied zwischen den Materialien QuiXfil und Tetric EvoCeram bei direkten Restaurationen im Seitenzahngebiet festgestellt werden, beide Materialien lieferten gute Ergebnisse (Heck et al. 2018).

2.1.5 Adhäsivsysteme

Ein großer Vorteil bei der Verwendung dentaler Komposite als direktes Restaurationsmaterial ist, dass sie adhäsiv befestigt werden, so dass auf das Präparieren einer makromechanischen Retentionsform verzichtet werden kann. Adhäsive sind Materialien, die zwei Substrate miteinander verbinden bzw. verkleben können, ihr Wortursprung kommt aus dem Lateinischen „adhaesus“, was Anhaften/Kleben bedeutet (J.M. Stowasser 2004).

Die meisten modernen Adhäsivsysteme der Zahnmedizin basieren größtenteils auf einem mechanischen Verbundmechanismus. Durch Vorbehandlung der Zahnhartsubstanzen und

Anwendung eines geeigneten Adhäsivs kommt es zur mikromechanischen Verankerung. Funktionelle Monomere im Adhäsiv können zudem potenziell einen chemischen Verbund mit Substraten der Zahnhartsubstanzen eingehen (Milia et al. 2012; Perdigão et al. 2019; Yoshida et al. 2004). Aufgrund der Polymerisationsschrumpfung ist es von größter Wichtigkeit eine sichere Haftung von Kompositen am Zahn zu erzeugen, so dass Sekundärkaries als Folge mangelnder Randdichtigkeit vermieden werden kann (Hellwig et al. 2013).

Inspiziert von der Industrie, in der Phosphorsäure zur Oberflächenveränderung genutzt wurde, um die Haftung von Farbe an metallischen Oberflächen zu verbessern, legte Buonocore Mitte des 20. Jahrhunderts den Grundstein der Säure-Ätz-Technik in der Zahnmedizin. Um Fissuren dicht zu versiegeln, ätzte er den Zahnschmelz an, um einen besseren Verbund zwischen dem Schmelz und einem Acryl-Kunststoff zu erzielen (Buonocore et al. 1968; Buonocore et al. 1956; Buonocore 1955). Seitdem entwickelten sich zahlreiche Techniken und Variationen von Dentaladhäsiven zum Herstellen eines immer weiter optimierten Verbundes von Zahn und Restauration. Dentaladhäsive können dieser Entwicklung entsprechend in Generationen klassifiziert werden. Da dies mittlerweile jedoch eher unübersichtlich erscheint, bietet es sich alternativ an, Adhäsive entsprechend der Anwendungstechnik in Etch-and-Rinse Adhäsive und Self-Etch Adhäsive zu klassifizieren. Die Etch-and-Rinse Technik lässt sich weiter unterteilen in Total-Etch Technik und Selective-Etch Technik (Milia et al. 2012; Van Meerbeek et al. 2003).

Im Rahmen der Etch-and-Rinse Technik wird für die Konditionierung des Zahns meist 37%iges Phosphorsäuregel verwendet (Perdigão et al. 2019). Beim Ätzen des Schmelzes wird die Schmierschicht entfernt und es entsteht eine mikroretentive Oberfläche durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen, etwa 10 µm des Schmelzes gehen verloren und die histologischen Veränderungen reichen 30 bis 50 µm weit (Van Meerbeek et al. 2003; Hellwig et al. 2013; Silverstone et al. 1975). Für die mikromechanische Haftung des Komposits am Zahnschmelz ist die Benetzung der angeätzten Schmelzoberfläche mit niedrigviskösem Haftvermittler verantwortlich (Van Meerbeek et al. 2003; Erickson et al. 2009; Hellwig et al. 2013; Milia et al. 2012). Bei der Ätzung des Dentins wird sowohl die Schmierschicht entfernt als auch 5 – 8 µm der Hydroxylapatit-Mineral-Phase der Oberfläche. So wird das Kollagengeflecht des Dentins und die Dentintubuli an der Oberfläche einer Kavität freigelegt (Milia et al. 2012). Die mit Dentinliquor gefüllten Tubuli und die daraus resultierend feuchte Dentinoberfläche setzen voraus, dass Dentinadhäsive hydrophil sein müssen, um einen ausreichenden Verbund zu erzeugen. Adhäsive müssen daher hydrophile Eigenschaften zur adäquaten Infiltration und Benetzung des Kollagengeflechts und hydrophobe Eigenschaften für einen Verbund zum hydrophoben Komposit besitzen (Todd and Brazilius 2015). Die Infiltration der demineralisierten Matrix erfolgt also mit einem Primer, der hydrophile Monomere wie HEMA oder TEGDMA enthält. Durch diese Infiltration in das Kollagennetzwerk und Anwendung eines Adhäsivs wird die sogenannte Hybridschicht gebildet, die aus den Harzmatrix-verstärkten Kollagenfibrillen

besteht und zusammen mit den Tags in den Tubuli wesentlich für die Haftung verantwortlich ist. Im Adhäsiv, das bei dreischrutigem Systemen im Anschluss an den Primer aufgetragen wird, sind auch hydrophobe Monomere wie Bis-GMA oder UDMA enthalten (Hellwig et al. 2013; Milia et al. 2012).

Neben den Adhäsivsystemen, die zur Etch-and-Rinse Technik gehören, gibt es auch Self-Etch Adhäsive, die auf die Anwendung des Phosphorsäuregels verzichten. In diesen Adhäsiven enthaltene funktionelle Monomere, meist Phosphatmonomere wie MDP, erfüllen die Aufgabe des Ätzzgels der Etch-and-Rinse Technik. Sie demineralisieren und infiltrieren die Zahnoberfläche. Zwei-schrittige selbstätzende Adhäsive bestehen aus einem hydrophilen und sauren Primer und einem hydrophoben Adhäsiv. Einschrittige, sogenannte all-in-one Adhäsive oder Universaladhäsive bestehen aus einer Komponente, die Primer und Adhäsiv kombiniert. Die Schmierschicht und die mineralische Phase des Dentins werden bei selbstätzenden Adhäsivsystemen nicht entfernt, sondern in die Hybridschicht integriert. Durch das Vermeiden von unvollständiger Infiltration in demineralisierte Dentinbereiche kommt es zu weniger Nano-leakage, was zur Reduktion postoperativer Sensibilitäten führen soll (Frankenberger et al. 2014). Meist eignen sich Universaladhäsive für direkte und indirekte Restaurationen, was den klinischen Alltag erleichtern kann. Daher ist ihre Verwendung durchaus beliebt. Um den Haftverbund von Universaladhäsiven zu optimieren, kann man sie auch in Kombination mit selektiver Schmelzätzung verwenden (Milia et al. 2012; Todd and Braziulis 2015).

2.2 Polymerisationsschrumpfung und Schrumpfungsspannung

Während der Polymerisationsreaktion bilden die Monomermoleküle, die vorher lose durch van-der-Waals-Kräfte gebunden waren, kovalente Bindungen und reagieren so zu Polymerketten. Daraus resultierend verringert sich der Abstand zwischen den Atomgruppen und das freie Volumen wird reduziert. Dies führt zu einer polymerisationsbedingten volumetrischen Schrumpfung des Materials (Braga et al. 2005; Peutzfeldt 1997). Die volumetrische Schrumpfung dentaler Komposite liegt bei 2 - 5 %, niedrigvisköse Komposite mit geringerem Fülleranteil zeigen eine größere Schrumpfung als beispielsweise Hybridkomposite, Bulk-Fill-Komposite scheinen tendenziell eine geringere Volumenschrumpfung zu entwickeln als herkömmliche Komposite (Braga et al. 2005; Rizzante et al. 2019; Sampaio et al. 2019). Die Volumenschrumpfung ist abhängig vom Ausmaß der Polymerisationsreaktion bzw. von der Konversionsrate, was beim Vergleich von Daten unterschiedlicher Studien zu beachten ist, speziell dann, wenn die Konversionsrate nicht mitbestimmt wird (Braga et al. 2005). Die Konversionsrate bezieht sich auf den Anteil der zur Bildung der Polymerketten in Einfachbindungen umgewandelten

Kohlenstoff-Doppelbindungen. Eine höhere Konversionsrate ist assoziiert mit besseren physikalischen und mechanischen Eigenschaften des Komposits (Ferracane and Greener 1986).

Die Polymerisationsschrumpfung ist nicht richtungsunabhängig. Die Schrumpfungsmuster von Kompositen werden beispielsweise maßgeblich von adhäsiven Randbedingungen beeinflusst. Es handelt sich also dabei um anisotrope, also richtungsabhängige Schrumpfung. (Asmussen and Peutzfeldt 1999; Kaisarly and Gezawi 2016; Kaisarly et al. 2018b).

Die adhäsive Befestigung eines Komposits an den Kavitätenwänden, die notwendig ist, um Spaltbildungen vorzubeugen, beeinflusst die volumetrische Schrumpfung, da der Spannungsausgleich durch nicht mögliche freie Schrumpfung beeinträchtigt wird. Dies führt zusammen mit steigendem E-Modul während der Polymerisation zur Entwicklung von Spannungen (Dauvillier et al. 2000). Die Kontraktionsspannung bei der Polymerisation entwickelt sich zeitabhängig: Schrumpfungsspannungen, die vor Erreichen des Gel-Punkts entstehen, können durch Fließvorgänge ausgeglichen werden. Die starre Kontraktion, auch Post-Gel-Kontraktion, kann nicht durch freie Fließvorgänge, sondern nur durch visko-elastische Deformation ausgeglichen werden. Dies ist die Ursache für Kontraktionsspannungen (Bausch et al. 1982; Braga et al. 2005; Davidson and De Gee 1984).

Bei der Entwicklung und Beeinflussung von Schrumpfungstress bzw. Schrumpfungsspannung spielen viele Faktoren eine Rolle, entscheidende davon sind die Volumenschrumpfung und der sich während der Polymerisation entwickelnde E-Modul (Braga et al. 2005; Davidson et al. 1984; Feilzer et al. 1993; Van Ende et al. 2017). Je höher beispielsweise durch Quervernetzung der E-Modul wird, umso höher sind Spannungen, die durch Volumenkontraktion entstehen. Gleich umfangreiche Volumenänderungen bewirken bei hohen Elastizitätsmoduli eine höhere Spannung als bei Materialien mit niedrigerem Elastizitätsmodul. Auch auf diese Eigenschaften wirken weitere Aspekte wie zum Beispiel die Zusammensetzung des Materials, was die Komplexität der Zusammenhänge und Vorgänge bezogen auf Polymerisationsschrumpfung und Schrumpfungstress verdeutlicht. Albert Feilzer setzte 1987 den entstehenden Schrumpfung“stress“ in Relation zur Kavitätenkonfiguration und definierte den Begriff des „Configuration Factor“ – kurz C-Faktor. Der C-Faktor beschreibt das Verhältnis von gebundenen zu ungebundenen Flächen. Unter gebundenen Oberflächen versteht man diejenigen Kavitätenanteile, bei denen das Füllungsmaterial in direktem Kontakt zur Zahnhartsubstanz ist. Durch diesen Kontakt kann sich das Material bei ausreichender Haftung nicht mehr entlang der Zahnhartsubstanz verschieben. Der Spannungsausgleich durch Fließvorgänge ist somit eingeschränkt, was höhere Spannungen zur Folge hat. Im Gegensatz dazu sind freie Oberflächen ohne Randbedingungen. Das Material kann sich während der polymerisationsbedingten Volumenänderung ohne jede Einschränkung durch in alle Richtungen bewegen, was man als „flow“ (= Fließvorgänge ohne Spannungsaufbau) bezeichnet.

Höhere Werte des C-Faktors korrelieren mit größeren Schrumpfungsspannungswerten (Feilzer et al. 1987). Spätere Studien wiesen kritisierend darauf hin, dass das Volumen einer Kompositrestauration bzw. die Größe der Kavität nicht im C-Faktor mit einbezogen sind und dieser somit nur bei Vergleichen zwischen Kavitäten mit gleichem Volumen anwendbar ist (Braga et al. 2005; Braga et al. 2006; Watts and Satterthwaite 2008).

Der C-Faktor ist ein Maß für den Umfang der Einschränkung von Fließvorgängen durch mechanische Randbedingungen und somit ein entscheidendes Einflusskriterium bei der Entstehung von Schrumpfungstress (da Silva et al. 2007; Perdigão et al. 2019). Wichtig ist allerdings zu betonen, dass dieser Zusammenhang lediglich eine „Assoziation“ aber keine „lineare Korrelation“ darstellt.

Die beim Härten auftretenden mechanischen Spannungen, die das Restaurationsmaterial belasten und auf die Klebefläche zwischen Restauration und Zahn übertragen werden, betragen etwa 5-15 MPa (Feilzer et al. 1987). Wenn der Haftverbund nicht stark genug ist, um dieser Belastung standzuhalten, kann der Randschluss zu Schaden kommen, was zur Bildung von Randspalten und darauffolgend zu Sekundärkaries sowie Pulpairritationen kommen (Tantbirojn et al. 2004). Eine Haftkraft von mehr als 17 MPa ist notwendig, um einen widerstandsfähigen Verbund zu gewährleisten (Davidson et al. 1984; Perdigão et al. 2019). Auch wenn der Verbund stark genug ist, können unerwünschte klinische Folgen auftreten wie zum Beispiel Höckerverbiegung oder Rissbildung (Tantbirojn et al. 2004). Um die Leistungsfähigkeit und Langlebigkeit von Kompositrestaurationen zu verbessern, ist es wichtig und wünschenswert die Polymerisationsschrumpfung und vor allem den damit assoziierten Schrumpfungsspannung zu minimieren.

2.2.1 Strategien zur Reduzierung von Schrumpfung und Schrumpfungstress

Sowohl von Seiten der Hersteller als auch klinisch, gibt es Strategien und Bestrebungen der Polymerisationsschrumpfung und dem resultierenden „Stress“ entgegenzuwirken. So wird stetig Forschung und Entwicklung an der Zusammensetzung der Komposite und an den einzelnen Komponenten betrieben. Volumetrische Schrumpfung und der „bulk“-E-Modul sind beide abhängig von dem Volumenanteil an anorganischen Füllern eines Komposits. Ist der Anteil an Füllern größer, wie bei manchen stopfbaren Kompositen, ist die Schrumpfung geringer (Bowen 1962; Benetti et al. 2015; Garcia et al. 2014; Kim et al. 2015) und der E-Modul höher (Bucuta and Ilie 2014; Leprince et al. 2014) als bei niedriggefüllten Kompositen (Bowen 1962; Van Ende et al. 2017). Veränderungen im Bereich der Monomere können zu erwünschterem Verhalten in Bezug auf Schrumpfung und Stress führen. So wird in vielen Bulk-Fill-Kompositen ein modifiziertes UDMA-Monomer verwendet, das im Vergleich zu Bis-GMA flexibler und

weniger viskös ist (Van Ende et al. 2017). Das Material SDR der Firma Dentsply besitzt ein modifiziertes UDMA-Monomer, das als Polymerisations-Modulator wirkt. SDR zeigt weniger Stressentwicklung als einige andere Kompositmaterialien (Ilie and Hickel 2011; Kaisarly et al. 2021a).

Auch die Lichtintensität und der Polymerisationsmodus der Polymerisationslampe können die Schrumpfung eines Komposits beeinflussen (Da Silva et al. 2008). So wurden Lichthärtemodi entwickelt, die die Restaurationen initial mit geringer Lichtintensität und darauffolgend mit steigender Intensität bestrahlen. Dies soll die Reaktionsgeschwindigkeit verlangsamen und zu einer gewünschten Polymerstruktur führen, außerdem soll die Verformung an den ungebundenen Flächen länger möglich sein und so weniger Spannungen auftreten (Bouschlicher and Rueggeberg 2000; Ilie et al. 2011; Tauböck et al. 2014). Einige Studien geben zu bedenken, dass aufgrund der veränderten Lichtpolymerisationsmodi die Quervernetzung der Polymere innerhalb des Materials abweicht, was Auswirkungen auf die Widerstandsfähigkeit gegenüber Lösungen, Nahrungsbestandteilen und Enzymen haben kann (Benetti et al. 2011; Soh and Yap 2004). Der Versuch die Polymerisationsschrumpfung und den Schrumpfstress mittels dieser Lichtpolymerisationsmodi zu reduzieren, konnte bisher nicht zur Beobachtung besserer klinischer Leistungsfähigkeit führen (Price and Rueggeberg 2019; Rueggeberg 2011; van Dijken and Pallesen 2012).

Auch für zahnärztliche Behandler:innen gibt es Strategien, die unerwünschten Effekte der Polymerisation zu reduzieren. Die Applikation des Komposits in Inkrementen kann den Schrumpfstress reduzieren (Kwon et al. 2012; Lee et al. 2007; Lui et al. 1987; Lutz et al. 1991; Park et al. 2008). Manche Autoren beschreiben jedoch, dass die Anwendung des Materials in mehreren Schichten die Deformation des Zahnes vergrößert und somit der entstehende Stress bei dieser Methode größer ist (Bicalho et al. 2014; Versluis et al. 1996). In Klasse-II-Kavitäten wurde früher von einigen Autoren empfohlen, transparente Matrizen und lichtleitende Keile in Kombination mit einer speziellen Inkrementabfolge zur Steuerung der Schrumpfrichtung zu den Kavitätenrändern hin zu beeinflussen (Krejci et al. 1987; Lutz et al. 1986). Diese sogenannte dreiseitige Umhärtungstechnik konnte sich jedoch nicht durchsetzen. Metallmatrizen sind stabiler als transparente und ermöglichen eine bessere funktionelle Füllungsgestaltung. Die Verwendung von Metallmatrizen und das Einbringen horizontaler Inkremente, um die Durchhärtetiefe zu gewährleisten aber auch die Spannung zu beeinflussen ist weit verbreitet (Opdam et al. 1998). Die Art der Schichtung wirkt sich unterschiedlich auf die Entstehung der Spannungen aus, so sind schräge Schichten gegenüber einer horizontalen Schichtung von Vorteil, wobei der C-Faktor eine Rolle spielt (Soares et al. 2013). Die zentripetale Schichttechnik, bei der zuerst die proximale Wand gestaltet wird und anschließend die verbleibende Kavität gefüllt wird, ist vorteilhaft für die klinische Vorgehensweise bei Klasse-II-Füllungen. Die Approximalpunktgestaltung, die Nachgestaltung der Okklusalfäche und die marginale

Adaptation werden durch diese Technik erleichtert (Bichacho 1994). Für die auf das Wand-Inkrement folgenden Inkremente ist die Kavität allerdings effektiv in eine Klasse-I-Kavität umgestaltet, was hinsichtlich der Spannung und des C-Faktors in diesen Inkrementen zu Bedenken führen kann. Bei einer inkrementellen Applikation von Kompositen ist ein auftretendes Debonding unwahrscheinlicher als beim Einbringen des Materials in einem Mal, wie es Bulk-Fill-Komposite ermöglichen (Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2021c). Die Schichtung herkömmlicher Komposite ist unabhängig von der Polymerisationsschrumpfung notwendig, um eine ausreichende Durchhärtungstiefe zu gewährleisten.

Bereits vor 30 Jahren gab es die Idee, Schrumpfungsspannungen anhand von Zwischenschichten mit niedriger Steifigkeit zu kompensieren (Kemp-Scholte and Davidson 1990). Eine Zwischenschicht mit niedrigviskösen Kompositen reduziert die Schrumpfungsspannungen an der Klebefläche zwischen Zahn und Restauration und führt zu einer besseren Benetzung der Kavitätenoberfläche (Leevailoj et al. 2001; Montes et al. 2001). In-vivo-Tests konnten die positiven Effekte eines Flowable Liners auf den Randschluss und andere klinische Parameter nicht belegen (Boeckler et al. 2012; Lindberg et al. 2005; Perdigao et al. 2004; Stefanski and van Dijken 2012; van Dijken and Pallesen 2011). Dies könnte zu der Annahme verleiten, dass die Anwendung eines Flowable Liners keine relevanten Vorteile im Gegensatz zu dessen Verzicht bringt und somit entfallen kann. In-vitro-Tests zeigen jedoch eine bessere Randqualität von Restaurationen mit Flowable Linern (Ausiello et al. 2002; Choi et al. 2000b). Diskrepanzen der Studienergebnisse von In-vivo- und In-vitro-Studien können zum Beispiel durch die unterschiedlichen Auswertungsmethoden entstehen, die Möglichkeiten von In-vivo-Studien sind hierbei deutlich begrenzter. Neben der möglichen Erklärung der Stress-absorbierenden Wirkung einer Materialschicht mit niedrigerem E-Modul könnte für den Randschluss auch die bessere Benetzung der Kavitätenränder verantwortlich sein (Oliveira et al. 2010). Neuere Micro-CT-Studien konnten zeigen, dass ein Flowable Liner Einfluss auf das Schrumpfungsverhalten der Kompositrestauration hat und die Verwendung durchaus empfehlenswert ist (Kaisarly et al. 2021c).

2.3 Methoden zur Messung der Polymerisationsschrumpfung

Zur Messung der Polymerisationsschrumpfung gibt es verschiedene Methoden. Abbildung 2 gibt eine Übersicht über einige gängige Verfahren, die im Folgenden erläutert werden.

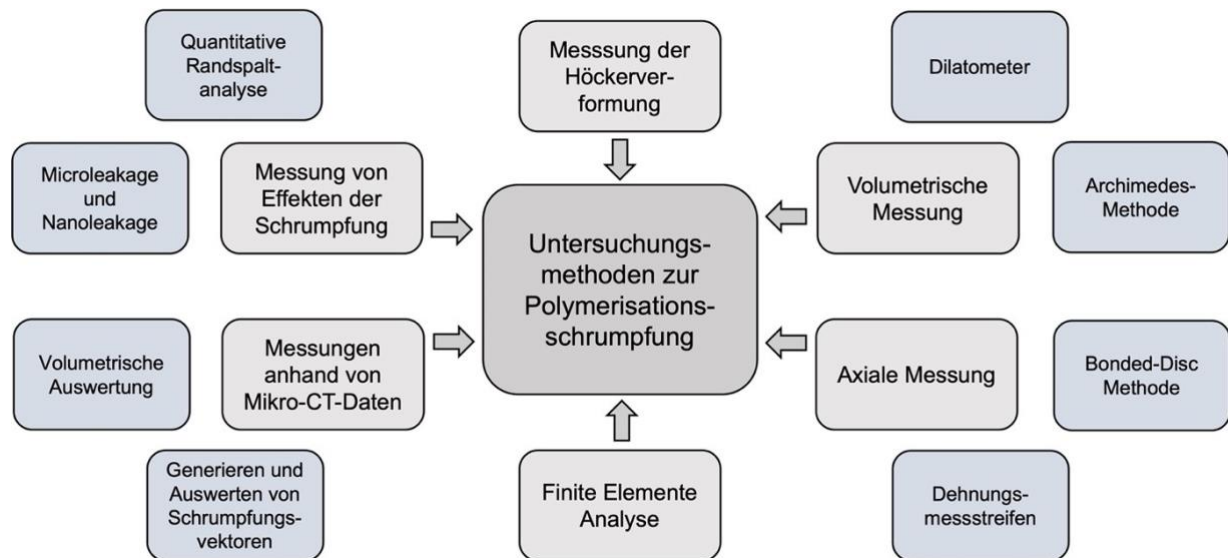


Abbildung 2 Übersicht verschiedener Untersuchungsmethoden der Polymerisationsschrumpfung

2.3.1 Unterschiedliche Konzepte zur Messung der Polymerisationsschrumpfung

Zunächst gibt es die Möglichkeit, mit der Schrumpfung zusammenhängende Effekte zu messen. So wird oftmals die Randdicke von Restaurationen überprüft. Zu randspaltbezogenen In-vitro-Tests gehört unter anderem die quantitative Randspaltanalyse mittels Replikaherstellung und Rasterelektronenmikroskop (Qvist and Qvist 1985; Roulet et al. 1989; van Dijken et al. 1985). Weiter ist es möglich über Farbstoffpenetration das Microleakage und mittels Penetration von Silbernitrat das Nanoleakage zu untersuchen (Perdigão et al. 2019). Diese Methoden waren in der Vergangenheit sehr wichtig.

Frühe Bestrebungen die Polymerisationsschrumpfung an sich zu evaluieren, führten zur Auswertung des Volumenverlusts, der während der Polymerisation auftritt. Dieser Verlust kann mit Hilfe eines Quecksilber-Dilatometers, bei dem die Höhenänderung der Flüssigkeitssäule abgelesen wird, ermittelt werden. Die Methode beruht auf dem Archimedes-Prinzip. Mit der Verwendung von Quecksilber anstatt Wasser wird umgangen, dass sich Wasser in die Komposit-Probe einlagert und das Ergebnis verfälscht (de Gee et al. 1981; Bekkedahl 1949; Smith and Schoonover 1953). Auch anhand der Dichte eines Komposits und deren Änderung während der Polymerisation oder anhand des spezifischen Gewichts ist es möglich (ebenfalls basierend auf der Archimedes Methode) die Volumenänderung zu bestimmen (Cook et al. 1999; Puckett

and Smith 1992). Während des Polymerisationsvorgangs ändert sich neben der Dichte folglich auch der Auftrieb des Materials, so kann über die Änderung des Auftriebs einer Probe in destilliertem Wasser die Volumenschrumpfung ermittelt werden (Lee et al. 2005). Für den Fall, dass es sich bei der Schrumpfung um isotrope Schrumpfung handeln würde, würde die volumetrische Schrumpfung näherungsweise das Dreifache im Vergleich zur linearen Schrumpfung betragen.

Eine heute im Zusammenhang mit der Schrumpfmessung dentaler Komposite gebräuchliche Messung der linearen Schrumpfung ist die Bonded-Disk-Methode, nach den Entwicklern Watts und Cash auch genannte „Watts-Methode“ (Watts and Cash 1991). Diese Methode stellt eine Variante der Methoden zur Messung des linearen thermischen Ausdehnungskoeffizienten dar und bedient sich hochauflösenden Wegaufnehmern. Der Wegaufnehmer wird auf eine flexiblen Abdeckscheibe aufgesetzt, die die scheibenförmige Materialprobe bedeckt. Die Materialprobe ist im Zentrum eines Rings und auf einer Glasplatte befestigt. Mittels Computer können während der Lichthärtung die Daten des Sensors aufgenommen und verarbeitet werden (Watts and Cash 1991). Vorteil der Bonded-Disk-Methode ist, neben des definierten C-Faktors, die vollständige Durchhärtung des Materials wegen der geringen Schichtdicke der Probe. Verglichen mit anderen Messmethoden ist sie technisch relativ einfach. Die Werte der Schrumpfung korrelieren außerdem näherungsweise mit denen von volumetrischen Auswertungsverfahren (Sakaguchi et al. 2004; Watts and Al Hindi 1999; Weinmann et al. 2005). Ein Nachteil der Bonded-Disk-Methode ist, dass die freie Schrumpfung durch den Kontakt zur Glasfläche beeinflusst wird, wodurch die freie Schrumpfung reduziert wird. Die Meßwerte sind tendentiell höher als bei freier Schrumpfung. Eine Deformation der Glasmembran tritt außerdem erst nach Überschreiten des Gelpunktes ein. Viele weitere Methoden zur axialen Schrumpfungsmessung verwenden Dehnungsmessstreifen (Sakaguchi et al. 1992; Sakaguchi et al. 1991; Sakaguchi et al. 1997). Zwar ändern diese Sensoren bereits bei geringer plastischer Verformung ihren elektrischen Widerstand, dennoch wird die Kontraktion im Material erst nach Erreichen des Gel-Punktes gemessen (Sakaguchi et al. 1992). Es besteht eine Vielzahl weiterer linearer Messmethoden, die andere Techniken wie beispielsweise Video-Imaging verwenden (Sharp et al. 2003; Simon et al. 2008). Alle Methoden haben ihre Limitationen, so dass man Ergebnisse nicht zwischen unterschiedlichen Methoden vergleichen darf, sondern Ergebnisse nur innerhalb einer Methode und, trotz aller Standardisierungsansätze, nur innerhalb eines Labors verglichen werden sollten.

Causton et al. (1985) demonstrierte Höckerverbiegungen bei adhäsiv befestigten Kompositrestaurationen. Die Auslenkung der Höcker kann als Anzeichen und Maß für die Schrumpfung des adhäsiv befestigten Materials dienen. Bewegung bzw. Verformung der Höcker bei der Versorgung von MOD-Kavitäten mit Kompositrestaurationen kann unterschiedlich registriert werden, unter anderem mit Dehnungsmessstreifen (Fleming et al. 2005; Moorthy et al. 2012;

Sultan et al. 2014), Mikroskopie (Suliman et al. 1993) oder mittels Differentialtransformer (LVDT) (Pearson and Hegarty 1987). Die Auslenkung der Höcker beträgt bis zu 50 μm , sie variiert jedoch sehr stark. Das Verfahren der Messung der Höckerverformung ist nicht standardisiert, je nach Technik, Position des Wegaufnehmers, Größe des Zahns und somit Dicke der Höcker, Form und Größe der Kavität und Restaurationstechnik unterscheiden sich die Ergebnisse sehr (Moorthy et al. 2012). Aufgrund dieser Variationen sind Vergleiche von Ergebnissen unterschiedlicher Studien nicht möglich.

Eine weitere Möglichkeit, die Polymerisationsschrumpfung zu untersuchen ist die Finite Elemente Methode (engl.: finite element analysis). Sie ist ein numerisches Verfahren zur Lösung von Systemen aus Differentialgleichungen, das ursprünglich in den 1950er Jahren zur Untersuchung großer Systeme von Flugzeugbauteilen entwickelt wurde und heute einen sehr breiten Anwendungsbereich hat. Dieser umfasst auch die Berechnung der Verformung von Objekten mit komplizierter Geometrie (Goering et al. 2012). Bei der Methode wird im Falle einer zu untersuchenden Kompositrestauration das Modell des dreidimensionalen Objekts in viele kleine (finite) Elemente zerteilt und die Werte der Verformung der einzelnen Teile näherungsweise über ein Gleichungssystem bestimmt. Das Modell des Zahns und der Restauration kann beispielsweise über einen Microcomputertomographie-Scan bestimmt werden (Ausiello et al. 2020; Goering et al. 2012; Magne 2007). Für die Modellbildung sind zahlreiche Annahmen zu treffen. Die Qualität der Vorhersage hängt maßgeblich von diesen Annahmen ab. Außerdem beeinflusst die Vernetzung und die Art der für die Vernetzung verwendeten Elemente das Ergebnis. Finite Elemente Untersuchungen haben den Vorteil, dass rasch und unter hoch standardisierten Bedingungen Parametervariationen (Materialeigenschaften, Kavitätendesign etc.) durchgeführt werden können.

2.3.2 Mikro-CT-basierte Messungen zur Polymerisationsschrumpfung

Microcomputertomographie (Mikro-CT) ist ein auf Röntgenstrahlung basierendes Bildgebungsverfahren, das die Möglichkeit einer zerstörungsfreien, dreidimensionalen Analyse und Strukturanalyse von kleinsten Objekten ermöglicht. Das erste Mikro-CT-Gerät wurde in den frühen 1980er Jahren entwickelt, heute ist Microcomputertomographie eine bewährte und verbreitete Methode nicht-destruktiver Untersuchungen zur Gewinnung volumetrischer Daten, die eine hohe Auflösung im Mikrometerbereich bietet (Campioni et al. 2020). Ursprünglich wurde die Technik wegen der Möglichkeit der Bestimmung der Knochenmineraldichte und der Darstellungsmöglichkeit trabekulärer Strukturen vor allem in der Osteoporose-Forschung eingesetzt (Issever 2013; Langheinrich et al. 2004). Neben vielen anderen Anwendungsbereichen besitzt die Methode auch in der zahnmedizinischen Forschung aufgrund der geringen Größe und der Zusammensetzung der zu untersuchenden Objekte großes Potential. Die anhand von Mikro-CT-Daten untersuchten Gebiete der Zahnmedizin umfassen unter anderem

werkstoffkundliche Aspekte, knochenbezogene Analysen oder spezifische Aspekte wie Studien zur Wurzelkanalaufbereitung und Wurzelkanalobturation (Campioni et al. 2020). Weiter sind auch Micro-CT-Daten zur Untersuchung des Mineralgehalts von gesunder und kariöser Zahnhartsubstanz erhoben worden, was neben diagnostischem Nutzen einen Beitrag für die Entwicklung regenerativer Therapien kariöser Läsionen leisten kann (Campioni et al. 2020; Clementino-Luedemann and Kunzelmann 2006; Schwass et al. 2009).

Mit kommerziell erhältlichen Micro-CT-Geräten ist es heutzutage möglich, mit einer Auflösung von etwa bis zu 2 μm zu scannen. Eine höhere Ortsauflösung ist mit der neueren Nanocomputertomographie zu erreichen, zum Beispiel bei dem Gerät Skyscan 2211 Nano-CT der Firma Bruker (Bruker micro-CT, Kontich, Belgien) bei dem eine Auflösung von 450 nm pro Voxel möglich ist. Nanocomputertomographie wird bei der Erforschung und Prüfung von Biomaterialien durchaus verwendet, hat in der zahnmedizinischen Forschung bis jetzt jedoch vergleichsweise wenig Anwendung gefunden (Haugen et al. 2020; Huang et al. 2017). Mikrocomputertomographie ist hingegen weiter verbreitet und hat sich als hilfreich bei der Untersuchung von Kompositmaterialien und ihrer Polymerisationsschrumpfung erwiesen (Cho et al. 2011; De Santis et al. 2005; Ersen et al. 2020; Kaisarly and Gezawi 2016).

Die Auswertung der Polymerisationsschrumpfung kann sowohl über die Volumenschrumpfung als auch über das Generieren von Vektoren erfolgen. Über die Bestimmung des Volumens einer Probe vor und nach der Polymerisation, ist es möglich über die Differenz die Volumenschrumpfung zu berechnen. Vorteil dieser Technik ist, dass die Bestimmung der Volumina nicht an eine bestimmte Geometrie oder Form der Probe gebunden ist und Komposite jeglicher Konsistenz analysiert werden können. Zudem sind in die Probe eingeschlossene Luftblasen erkenntlich und können je nach Auswertung berücksichtigt werden (Sun and Lin-Gibson 2008). Auch Kombinationen von Problemstellungen bzw. Untersuchungsgegenständen sind möglich, so konnte Hirata in einer Studie mittels Mikro-CT zeigen, dass die volumetrische Kontraktion durch die Anwendung eines Adhäsivs deutlich gesenkt werden kann (Hirata et al. 2015).

Bereits in den frühen 2000er Jahren wurde von einer Forschungsgruppe der Tokyo University in Japan eine Technik zur Bestimmung der Schrumpfrichtung mittels Mikro-CT-Daten demonstriert und später weiterentwickelt. Die Technik beinhaltet das Beimischen von radioopaken Zirkonoxid-Füllern in ein Kompositmaterial, ihr manuelles Verfolgen anhand der Mikro-CT-Scans und so die 2D-Visualisierung der Bewegung (Cho et al. 2011). Auch Rösch et al. und Chiang et al. entwickelten anhand der Grundidee dieser Methode eine Technik zur Evaluierung der Schrumpfung und ihrer Richtung. Hierbei wurden jedoch radioluzente Tracer benutzt, was den Vorteil einer Artefakt-Vermeidung mit sich bringt. Zudem wurde die Mikrocomputertomographie hier mit Bildregistrierung kombiniert und die Identifikation der Schrumpfvektoren erfolgt vollautomatisch, während die Arbeitsgruppe aus Tokyo die Füller manuell markieren musste.

Zur Bestimmung und Visualisierung der zweidimensionalen Schrumpfungsvektoren wurde zunächst eine elastische Registrierung basierend auf B-Spline Basisfunktionen verwendet (Chiang et al. 2008; Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Cho et al. 2011; Rösch et al. 2009). Die Randbedingungen für die Spline-Interpolation beeinflusst jedoch das Ergebnis, so dass dieser Weg rasch verlassen wurde.

Zur Evaluierung dreidimensionaler Vektoren setzten Chiang et al. (2010) deshalb einen Block-Matching-Algorithmus ein. Block-Matching arbeitet nur in einem begrenzten lokalen Bereich. Aus diesem Grund werden die Datensätze durch eine vorangehende starre Registrierung bereits sehr gut vorregistriert. Auf diese Weise wird sichergestellt, dass mit dem Block-Matching zugehörige Füllkörper in einer lokalen Umgebung korrekt identifiziert werden können. Diese Methode beinhaltet somit als Vorverarbeitung die starre Registrierung, um das Referenzbild, den Präpolymerisationsscan, mit dem Objektbild, dem Postpolymerisationsscan, zu überlagern. Anschließend folgt die Segmentierung und Registrierung der Tracer anhand ihrer Grauwerte. Über die Verfolgung der Tracer können aus der euklidischen Distanz der Zentren der zusammengehörigen Tracer die Vektoren generiert werden (Chiang 2009; Chiang et al. 2010). Die Methode wurde in weiteren Studien erfolgreich angewandt und stetig optimiert und angepasst (Kaisarly 2014 ; Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly and Gezawi 2016). Auch andere Methoden, basierend auf verschiedenen spezifischen mathematischen Prinzipien wurden entwickelt, um aus Prä- und Postpolymerisationsscan dreidimensionale Vektoren zu entwickeln. Diese funktionieren zum Beispiel anhand individueller Software und Cluster-Labeling-Algorithmus (Cho et al. 2011) oder auch mit B-Spline basierter Auswertung (Van Ende et al. 2015). Neben der Verwendung von radioopaken Zirkonoxid-Füllern und radioluzenten Glaskügelchen als Tracer, zeigte sich, dass auch kleine Luftbläschen unter bestimmten Bedingungen als Tracer fungieren können (Kaisarly et al. 2021b; Takemura et al. 2014).

Kaisarly kombinierte bereits die volumetrische Schrumpfungsauswertung mit dem Generieren und Evaluieren von Schrumpfungsvektoren und nutzte für beide Auswertungen die gleichen Mikro-CT-Daten. Dies kann Schrumpfungsmuster in Relation zur Volumenschrumpfung setzen und über die Anisotropie der Schrumpfung bei bestimmten Bedingungen Aufschluss geben (Kaisarly et al. 2021b).

Anhand Mikro-CT-basierter Daten und beispielsweise oben beschriebener Auswertungsverfahren konnten bereits zahlreiche Fragestellungen zum Thema Polymerisations-schrumpfung untersucht werden:

So wurden kleinere zylindrische Kavitäten größeren zylindrischen Kavitäten gegenübergestellt und beobachtet, dass dabei Unterschiede in der vertikalen Bewegung zu erkennen waren. Bei den größeren Kavitäten kam es zu Ablösungen der Restauration vom Kavitätenboden und als

Folge davon zu einer kompensatorischen Massenbewegung zur Kavitätenoberfläche (Van Ende et al. 2015). In einer Untersuchung zum Einfluss der Kavitätenkonfiguration auf Schrumpfungsvektoren von Kompositen konnte gezeigt werden, dass die Schrumpfungsrichtung von der Kavitätenkonfiguration und nicht von der Lichtquelle abhängig ist. Dabei wurden Schrumpfungsvektoren in Kavitäten mit Unterschnitt, in divergierenden Kavitäten und zylindrischen Kavitäten evaluiert (Kaisarly et al. 2018a).

Neben diesen Studien sind auch Mikro-CT-Studien mit dem Fokus auf den Einfluss unterschiedlicher Haftbedingungen von Kompositfüllungen auf die Polymerisationsschrumpfung zu erwähnen. Bei einem Vergleich der Schrumpfungsvektoren bei der Etch-and-Rinse-Adhäsivtechnik und der Self-Etch-Adhäsivtechnik waren nur kleine Unterschiede ersichtlich. Es wurde aber deutlich, dass sich die Zahnhartsubstanz, also die gute Haftung am Zahnschmelz, auf die Richtung der Polymerisationsschrumpfung auswirkt (Kaisarly et al. 2019). Weitere Studien verglichen die Schrumpfungsmuster von Klasse-I-Kompositrestaurationen mit und ohne der Verwendung von Adhäsiv (Cho et al. 2011) und die volumetrische Schrumpfung von Klasse-I-Restaurationen und Klasse-II-Restaurationen mit und ohne der Verwendung von Adhäsiv. Dabei konnte gezeigt werden, dass die Anwendung eines Adhäsivs im Vergleich zum Verzicht darauf die volumetrische Schrumpfung deutlich senkt (Algamaiah et al. 2017; Hirata et al. 2015).

Auch verschiedene Applikationsmöglichkeiten wurden im Rahmen von Mikro-CT-Studien untersucht. In verschiedenen Untersuchungen wurde eine inkrementelle Schichttechnik der Bulk-Applikation in Klasse-I-Kavitäten gegenübergestellt. In beiden Studien fanden sich größere Vektoren im Bulk-Inkrement (Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2021b), die volumetrische Schrumpfung zeigte keine wesentlichen Unterschiede zwischen den Applikationsmethoden (Kaisarly et al. 2021b), was verdeutlicht, dass die Untersuchung über die Volumenschrumpfung für eine Detailanalyse nicht differenziert genug ist. Eine Untersuchung zum Flowable Liner in Klasse-I-Kavitäten zeigte die kleinsten Schrumpfungsvektoren in der Kombination eines dünnen Flowable Liners mit inkrementeller Schichttechnik (Kaisarly et al. 2021c).

Anhand von Micro-CT-Studien konnten zusammenfassend also mehrere verschiedene Einflussfaktoren auf die Schrumpfung von Kompositfüllungen untersucht werden. Dazu gehören der Einfluss der Kavitätenkonfiguration (Kaisarly et al. 2018a), der Einfluss des Substrats, an dem die Komposite haften sollen (Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b), die Haftbedingungen der Restauration (Algamaiah et al. 2017; Hirata et al. 2015; Kaisarly et al. 2019) und die Applikationstechniken (Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly et al. 2021c; Kaisarly 2021).

3 Zielsetzung

Die meisten Mikro-CT-basierten Studien, die sich der Polymerisationsschrumpfung von Kompositen widmen, untersuchen die Schrumpfung mit den oben beschriebenen Einflussfaktoren bzw. Rahmenbedingungen wie Kavitätenkonfiguration, Haftbedingungen oder Applikationsmethoden in Klasse-I-Kavitäten. Der Grund für die Wahl von Klasse-I-Kavitäten war, dass Klasse-I-Kavitäten aufgrund des ungünstigen C-Faktors als „worst case“ Szenario gelten. Außerdem war es während der Entwicklung der Methode erforderlich möglichst viele Variablen konstant zu halten. Dies ist bei Klasse-I-Kavitäten einfacher als bei Klasse-II-Kavitäten. Klinisch sind jedoch Klasse-II-Kavitäten weitaus häufiger zu versorgen, so dass es erforderlich ist, im nächsten Untersuchungsschritt, die zusätzlichen Variablen der Klasse-II-Kavitäten ebenfalls in die Auswertung einzubeziehen.

Das Ziel der Studie war es daher, Klasse-II-Kavitäten zu untersuchen. Konkret sollte in dieser Studie untersucht werden, welchen Einfluss unterschiedliche Applikationsarten bei direkten Kompositrestaurationen in Klasse-II-Kavitäten auf die Schrumpfungsvektoren und die Volumenschrumpfung haben.

Weiter wurde das Vorkommen der vollständigen Ablösungen der Restauration von den Kavitätenwänden (Spaltbildung) bei unterschiedlichen Applikationsarten exemplarisch untersucht.

Es wurden unterschiedliche, klinisch relevante Applikationsmethoden für die Studie ausgewählt.

Neben der individuellen Betrachtung der Ergebnisse der Analyse der Schrumpfungsvektoren und Volumenschrumpfung, war es das Ziel der Studie, diese beiden Zielkriterien im Zusammenhang zueinander zu betrachten und zu evaluieren.

Mit den Ergebnissen der Studie sollten zudem Ergebnisse aus früheren Studien mit gleicher Methodik aber Anwendung in Klasse-I-Kavitäten auf ihre Übertragbarkeit und Anwendung in Klasse-II-Kavitäten überprüft werden.

4 Material und Methode

Abbildung 3 zeigt schematisch eine Übersicht zum Arbeitsablauf der Studie.

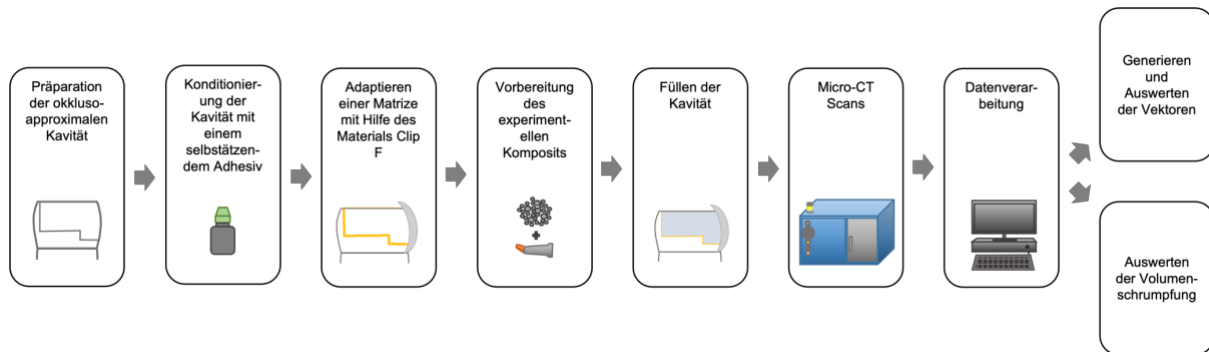


Abbildung 3 Übersicht über den Arbeitsablauf der Studie (Kaisarly und Langenegger et al. 2022)

4.1 Herstellung der Proben

4.1.1 Zähne

Für die Durchführung der Studie wurden 40 extrahierte humane Zähne verwendet. Es handelte sich um kariesfreie bleibende Molaren, die aus klinischen Gründen extrahiert wurden. Nach der Extraktion wurden die Zähne mit einem Handscaler und Wasser gereinigt und anschließend in destilliertem Wasser und Natriumazid gekühlt gelagert. Sie wurden innerhalb von drei Monaten für die Versuche verwendet. Jeder zu untersuchender Gruppe wurden randomisiert acht Zähne zugeteilt.

Da die Zähne irreversibel anonymisiert wurden, indem sie gesammelt in einem Behältnis gelagert wurden und somit kein Rückschluss auf personenbezogene Daten von Probanden möglich war, erteilte die Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität München die Unbedenklichkeitserklärung für das Projekt (Projekt-Nr.: 19-900 KB).

4.1.2 Kavitätenpräparation und -konditionierung

In jeden Zahn wurde zu Beginn des Versuchs eine Klasse-II-Kavität präpariert. Hierfür wurde ein diamantierter Bohrer der Firma Komet Dental (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo., Deutschland) mit einer mittleren Körnung (107 μm , keine Farbmarkierung) verwendet. Der Bohrer wurde in ein KaVo Winkelstück (1:5 Übersetzung) eingespannt und bei etwa 100000 bis 160000 Umdrehungen pro Minute und einer Wasserkühlung von mindestens 50 ml pro Minute eingesetzt. Die zweiflächige Kavität gestaltete sich in einem approximalen tieferen Kasten (4 mm ab Kaufläche) und einem flacheren zentral gelegenen Isthmus (3 mm ab

Kaufläche). Die Form der Kavität und deren Maße orientieren sich an einer Studie zum Verhalten von Komposit-Restaurationen in Klasse-II-Kavitäten bezogen auf die Randadaptation (Takahashi et al. 2012). Die genauen Maße sind der Abbildung 4 zu entnehmen.

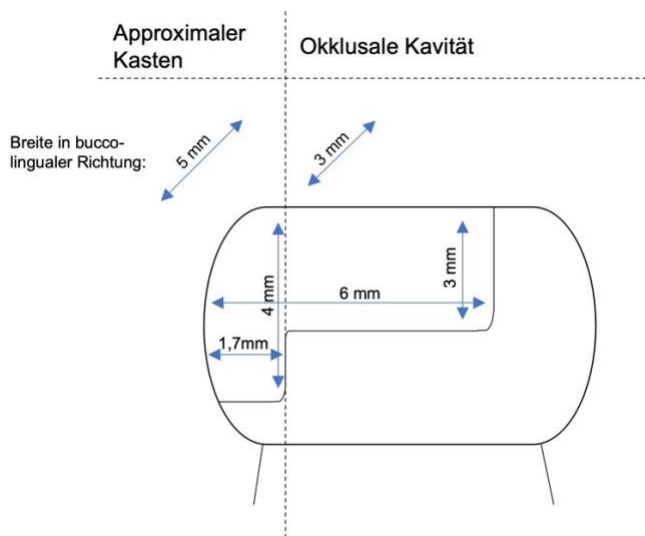


Abbildung 4 Kavitätenmaße nach Takahashi et al. 2012

Um möglichst standardisierte Kavitäten zu gewährleisten, wurden die Maße während und nach der Präparation mit einer PCP126 Sonde (Hu-Friedy, Frankfurt am Main, Deutschland) kontrolliert. Anschließend an die Kavitätenpräparation wurde der jeweilige Zahn mit niedrigviskösem Komposit am Probenhalter (Durchmesser 16,4 mm) fixiert, um die weitere Handhabung zu vereinfachen. Dann wurde die Probe mittels Luftstromes des KaVo 3F Handstück getrocknet.

Vor dem Anbringen der Matrize wurde Adhese Universal auf die Kavitätenwände aufgetragen, um eine Materialansammlung am Übergang Zahn-Matrize, die sich durch die Oberflächenspannung des Adhäsivs ergibt, zu verhindern. Das Adhäsiv wurde mit einem Einweg-Microbrush 20 s auf der Kavitätenoberfläche verrieben und anschließend verblasen, bis ein glänzender, unbeweglicher Film entstand. Nun wurde es für 20 s lichtgehärtet (Bluephase Style, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Mit dem Bluephase Radiometer II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) wurde einmal pro Woche die Konstanz der Lichtintensität der LED-Polymerisationslampe kontrolliert.

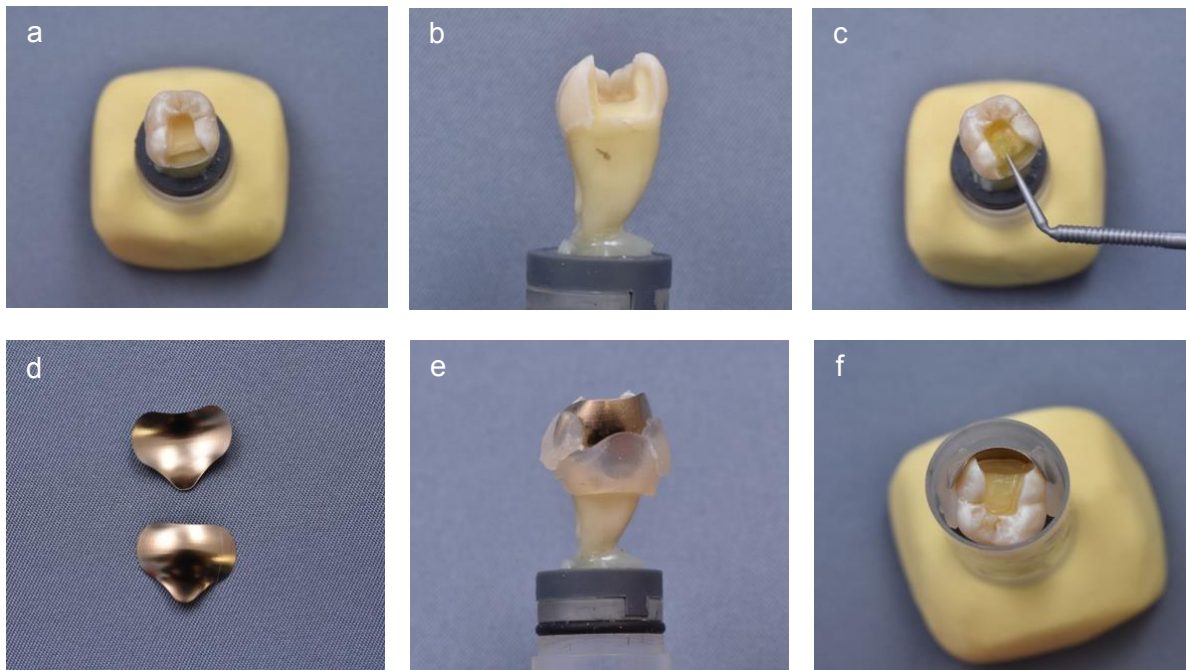


Abbildung 5 Fotos einer Probe im Probenhalter (Kaisarly und Langenegger et al. 2022)

a) präparierte Kavität, Ansicht von okkusal; b) präparierte Kavität, Ansicht von mesial; c) Applikation des Adhäsivs; d) Matrize; e) am Zahn befestigte Matrize von mesial; f) Zahn mit befestigter Matrize im Probenhalter; auf a), c) und f) zu sehendes Silikon wurde ausschließlich für die Montage des Probenhalters zur Fotografie verwendet

4.1.3 Matrizensystem

Aufgrund der Klasse-II-Kavität war es notwendig für das Legen der Füllungen im Versuch Matrizen zu verwenden. Dabei ergaben sich einige Auswahlkriterien für ein geeignetes Matrizensystem. Die Größe des Probenhalters (Durchmesser 16,4 mm) spielte eine große Rolle, da sie das Matrizensystem hinsichtlich Größe und vor allem Halteelemente beschränkte. Matrizen mit Halterung wie z.B. das Tofflemire-Matrizen-System oder ein Spannring für Teilmatrizen konnten somit von vornherein ausgeschlossen werden.

4.1.3.1 Diverse Vorversuche

Im Folgenden wurde in Vorversuchen erprobt, ob die halterlosen Matrizen des SuperMat Matrizenspannsystems (Kerr, Biberach, Deutschland) für die Studie geeignet wären. Zwar passte ein Zahn mit befestigter SuperMat-Matrize in einen größeren vorhandenen Probenhalter (Durchmesser 20 mm), im ersten Micro-CT Scan zeigten sich jedoch störende Artefakte ausgehend von der Spule der Matrize. Es gingen jedoch auch Artefakte vom Füllmaterial aus, sodass die Scanparameter angepasst wurden, um Störungen weitestgehend zu vermeiden. In einem weiteren Scan mit der Einstellung „average data 2“, dies entspricht doppelt so vielen Projektionen pro Schicht, aus denen der Durchschnitt berechnet wird, waren keine Artefakte mehr zu erkennen. Da die Verwendung des größeren Probenhalters eine etwas geringere

Auflösung des Micro-CT Scans zur Folge hätte und sich dies möglicherweise auf die Auswertung der Schrumpfungsvektoren auswirken könnte, wurde das SuperMat-Matrizensystem aufgrund seiner Größe für die weiteren Versuche ausgeschlossen.



Abbildung 6 Probe mit AutoMatrix-Matrize im Probenhalter

Im weiteren Verlauf der Vorversuche wurde erprobt, mit Tiefziehfolien als Matrizen zu arbeiten. Tiefziehfolien werden im klinischen Alltag z.B. für Okklusionsschienen genutzt (Asselmeyer and Schweska-Polly 2015). Im Vorversuch wurde über den jeweiligen Zahn vor der Kavitätenpräparation eine Polyethylenfolie gezogen. Verwendet wurden Copyplast Folien mit der Schichtstärke 1,0 mm (Scheu Dental, Iserlohn, Deutschland), die im Druckabformgerät Ministar S (Scheu Dental, Iserlohn, Deutschland) eingespannt, aufgeheizt und schließlich über den Zahn gezogen wurden. Anschließend konnten Zahn und Folie getrennt und die Folie zugeschnitten werden. Sie wurde so zugeschnitten, dass sie einen zirkulär um den Zahn anliegenden Ring bildete und so eine gut passende und dichte Matrize darstellte (Abbildung 7 a-c). Im Micro-CT Scan zeigten sich weder Artefakte, noch Überhänge. Dennoch wurde diese Methode nicht als festgelegte Versuchsmethode ausgewählt. Eine weitere Idee bestand daraus, vor der Kavitätenpräparation eine Abformung des Zahns mit dem dentalen Abformmaterial Aquasil Ultra+ (Dentsply Sirona, Konstanz, Germany) anzufertigen. Die ausgehärtete Abformung wurde ähnlich wie die Tiefziehfolie zugeschnitten und als ringförmige Matrize verwendet (Abbildung 7 d). Sowohl die Tiefziehtechnik als auch das Abformmaterial als Matrize haben den Nachteil, dass das Benetzungsvermögen der beiden Materialien anders als das von Metall ist. Dies könnte sich auf die Applikation auswirken, weswegen beide Ideen verworfen wurden.

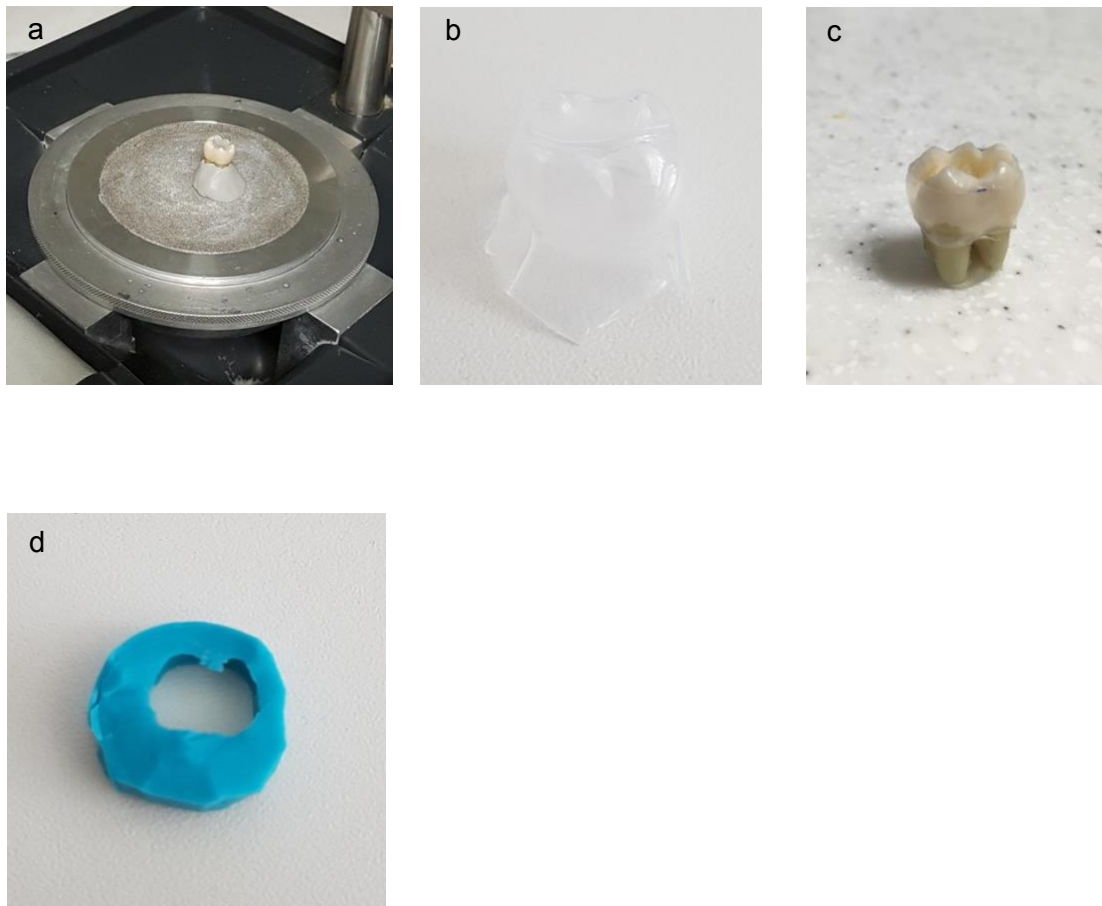


Abbildung 7 verschiedene Matrizentechniken der Vorversuche

a) Probe im Druckformgerät; b) Polyethylenfolie nach dem Tiefziehen; c) Probe mit Tiefziehfolie als Matrize; d) Aquasil Ultra+ Abformung als Matrize

4.1.3.2 Teilmatrizensystem

Ein weiterer Gedanke bestand darin, herkömmliche Matrizenbänder eines Teilmatrizensystems zu verwenden, aber diese nicht, wie in den meisten klinischen Situationen üblich, mit Keil und Spannring zu befestigen. Als alternative Befestigungsmöglichkeit wurde das temporäre Füllungsmaterial Clip F (Voco, Cuxhaven, Germany) in Betracht gezogen. Hauptindikation dieses Materials ist laut Herstellerangaben vor allem das provisorische Versorgen von präparierten Kavitäten (Clip F - Lichthärtendes Füllungsmaterial mit Fluorid für temporäre Versorgungen 2021). Es wurde ein Vorversuch, bei dem ein Metallmatrizenband mit Clip F am Zahn befestigt wurde, durchgeführt. Hierbei zeigte sich, dass Clip F sich im Micro-CT radioluzent verhält. Auch Artefakte ausgehend von der Matrize wurden nicht beobachtet. Die verwendeten Materialien sind in Tabelle 1 aufgelistet. Im generierten Bild waren zudem kaum Überhänge am Übergang vom Zahn zur Matrize zu sehen, was auf eine akzeptable Abdichtung schließen ließ. Nach Durchführung der verschiedenen Vorversuche konnte die Metallmatrize mit Clip F zur Befestigung als geeignetes Verfahren festgelegt werden.

Tabelle 1 Materialien des verwendeten Matrizensystems

	Chemische Zusammensetzung	Lot Nummer	Firma
Clip F	Methacrylate, BHT, Flourid	1818324	VOCO, Cuxhaven, Germany
Composi-Tight AU300 6,4 mm Molar with extension		AULB27117M	Garrison, Spring Lake, USA

4.2 Materialien

In der Studie wurden die Bulk-Fill-Komposit-Materialien Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) (TBF), Tetric EvoFlow Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) (TEF) und SDR flow+ Universal (Dentsply Sirona, Konstanz, Germany) (SDR) verwendet. SDR diente als Protagonist und Marktführer von Bulk Fill Materialien vorrangig als Referenz. TBF wurde als Vertreter von hochviskösen Werkstoffen, die keine Deckschicht benötigen verwendet. TEF wurde zum direkten Vergleich sowohl zu TBF als auch zu SDR verwendet. Das lighthärtende Universaladhäsiv Adhese Universal (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) wurde in jeder Gruppe angewandt. Als System-DBA der Ivoclar Vivadent Werkstoffe hat es eine auf diese abgestimmte Matrixchemie. In die niedrigviskösen Komposite wurden silanisierte Glaskugeln (Sigmund Lindner GmbH, Warmensteinach, Germany) als Tracer gemischt. Alle Materialien sind in Tabelle 2 aufgelistet und in Abbildung 8 abgebildet. Zur Lichthärtung wurde die LED-Polymerisationslampe Bluephase Style von Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) verwendet, deren maximale Intensität laut Herstellerangaben bei $1200 \text{ mW/cm}^2 \pm 10\%$ beträgt. Das maximale Emissionsspektrum liegt bei 385 – 515 nm.

Tabelle 2 Materialien

Material	Chemische Zusammensetzung	Lot Nummer	Firma
Adhese Universal	Methacrylate (67,0 Gew.-%), Wasser, Ethanol 25,0 Gew.-%), Hochdisperses Siliziumdioxid (4,0 Gew.-%), Initiatoren und Stabilisatoren (4,0 Gew.-%)	X31764, W97834	Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein
Tetric EvoFlow Bulk Fill A (TEF)	Dimethacrylate (28 Gew.-%), Füllstoffe bestehend aus Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid und Copolymer (71 Gew.-%), Additive, Initiatoren, Stabilisatoren und Pigmente (< 1,0 Gew.-%), Partikelgröße der anorganischen Füllstoffe: 0,1 µm – 30 µm	W16003, X28907, X42211	Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein
Tetric EvoCeram Bulk Fill A (TBF)	Dimethacrylate (20-21 Gew.-%), Füllstoffe bestehend aus Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid, Copolymer (79 – 81 Gew.-%), Additive, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmente (<1.0 Gew.-%), Partikelgröße der anorganischen Füllstoffe: 40 nm – 3 µm	X21717, YO2741	Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein
SDR flow+ Universal (SDR)	Barium-alumino-fluoro-borosilikat-Glas, Strontium-alumino-fluoro-silikat-Glas, modifiziertes Urethandimethakrylat, ethoxyliertes Bisphenol-A-dimethakrylat (EBPADMA), Triethylenglykoldimethakrylat (TEGDMA), Photoinitiator Kampherchinon (CQ), Photoakzelerator, butyliertes Hydroxyltoluol (BHT), UV-Stabilisator, Titandioxid, Eisenoxidpigmente, Fluoreszenzmittel, Partikelgröße des anorganischen Füllmaterials: 20 nm – 10 µm	00012803, 1807000856, 1801000482	Dentsply Sirona, Konstanz, Germany
Glaskugeln (hin-zugefügt zu TEF und SDR)	SiO ₂ (72,50 Gew.-%), Na ₂ O (13,00 Gew.-%), CaO (9,06 Gew.-%), MgO (4,22 Gew.-%), Al ₂ O ₃ (0,58 Gew.-%) Durchmesser: 40-70 µm	Art. no. 5211	Sigmund Lindner GmbH, Warmensteinach, Germany

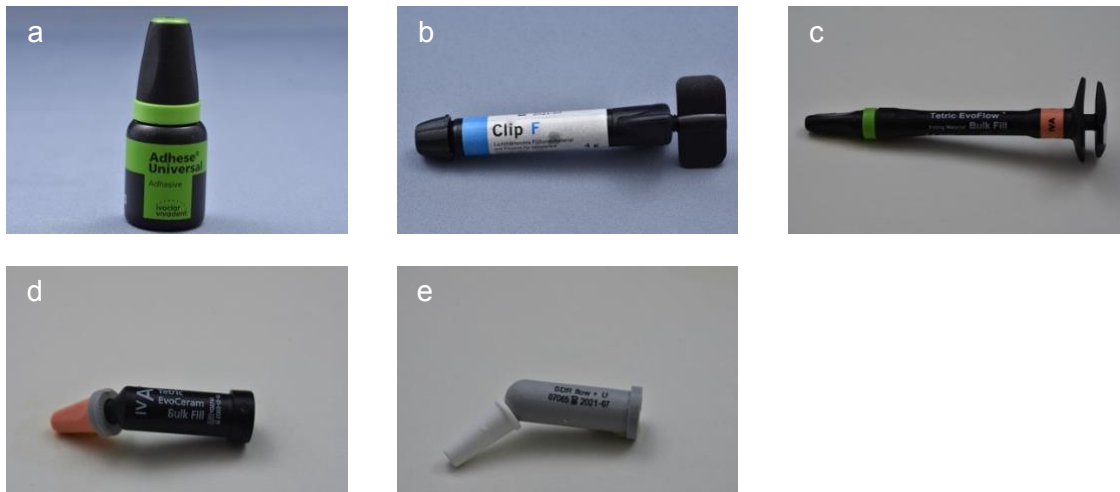


Abbildung 8 Materialien

a) Adhese Universal (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein), b) Clip F (VOCO, Cuxhaven, Germany), c) Tetric EvoFlow Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein), d) Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein), e) SDR flow + (Dentsply Sirona, Konstanz, Germany)

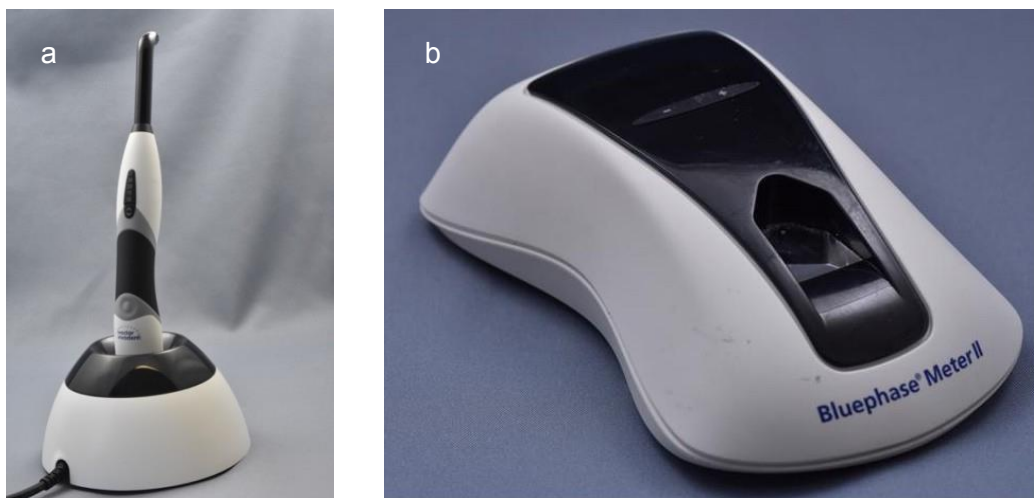


Abbildung 9 Polymerisationslampe und Radiometer

a) Polymerisationslampe Bluephase Style (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein); b) Bluephase Meter II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

4.3 Untersuchte Gruppen

Für die Studie wurden 40 Zähne randomisiert in fünf Gruppen mit je acht Zähnen aufgeteilt. Aufgrund der hohen Kosten der Micro-CT-Nutzung ergab sich die Gruppengröße mit dem statistisch notwendigen Minimum von 8 Zähnen je Gruppe. Die Gestaltung der Gruppen ergab sich aus verschiedenen Überlegungen. In Tabelle 3 sind die verschiedenen Gruppen mit Beschreibung aufgeführt.

In der ersten Gruppe wird auf eine Schichttechnik verzichtet und nach Aufbringen und Härten des Adhäsivs und Adaptieren der Matrize ein stopfbares Bulk-Fill-Komposit TBF in die Kavität eingebracht. Da die maximale Tiefe der Kavität von 4 mm der Durchhärtungstiefe des Werkstoffes entspricht, war es möglich das Komposit in einem einzigen Arbeitsschritt einzubringen. Klinisch soll die dadurch verminderte Anzahl an Schichtungen laut Hersteller sowohl eine Zeitersparnis, als auch eine geringere Fehlerwahrscheinlichkeit zur Folge haben (Todd and Warner 2014).

In der zweiten Gruppe wurde die zentripetale Schichttechnik angewandt, zuerst wurde eine Wand aufgebaut und gehärtet, anschließend die verbleibende okklusale Kavität gefüllt. Diese Technik soll klinisch das Wiederherstellen eines suffizienten Approximalkontaktes, marginale Adaptation und das Modellieren der verlorengegangenen Kauflächenstruktur erleichtern. (Bichacho 1994; Hellwig et al. 2013). Zudem hat die Wand-Schicht viel freie Oberfläche, wodurch weniger Spannung am Kavitätenboden entsteht. Dies wiederum kann zu besseren Rändern führen. Die Klasse-II-Kavität wird bei dieser Technik für die weiteren Schichten effektiv in eine Klasse-I-Kavität umgewandelt, was für diese wiederum ein ungünstigeres Verhältnis von gebundenen zu ungebundenen Flächen verursacht. Für beide Schichten wurde TBF verwendet.

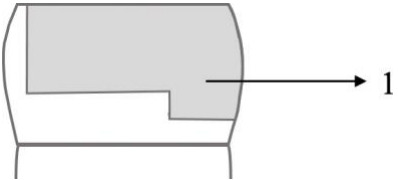
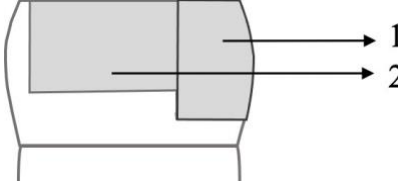
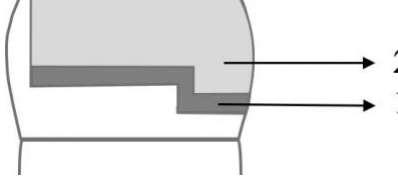
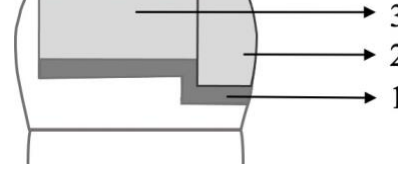
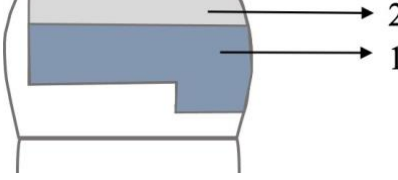
Der Aufbau von Gruppe eins und zwei wurde in Gruppe drei und vier wiederholt, jedoch jeweils mit dem Zusatz einer dünnen Schicht niedrigviskösen Komposits, einem Flowable Liner. Hierbei wurde das niedrigvisköse Komposit TEF in einer dünnen Schicht (ca. 0,5 mm) auf den Kavitätenboden aufgetragen, bevor die oben beschriebenen Schichten folgten. In-vitro-Studien zu Folge könnte die Applikation eines solchen Flowable Liners positive Auswirkungen auf die Benetzung der Kavität und den Schrumpfstress haben (Ausiello et al. 2002; Braga and Ferracane 2004; Choi et al. 2000a; Montes et al. 2001).

In der fünften Gruppe wurde zuerst das niedrigvisköse Komposit SDR in einer 3 mm dicken Schicht appliziert, im Anschluss folgte TBF als Deckschicht (ca. 1 mm).

Unabhängig von der Gruppe wurde jede Schicht ungehärtet und gehärtet im Mikro-CT gescannt.

Mit der Gegenüberstellung jeweiliger Gruppen lassen sich wissenschaftliche Fragestellungen verknüpfen. Im Rahmen dieser Arbeit soll beobachtet werden, ob sich das Schrumpfungsmuster bzw. die Schrumpfungsvektoren und die Volumenschrumpfung in der Bulk-Fill Technik und in der zentripetalen Technik unterscheiden, was einer Gegenüberstellung von Gruppe 1 und 2 entspricht. Weiter lässt sich der Einfluss eines Flowable Liners sowohl für die Bulk-Fill Technik (Gegenüberstellung von Gruppe 1 und 3) als auch für die zentripetale Schichttechnik untersuchen (Gegenüberstellung von Gruppe 2 und 4). Für die Bulk-Fill Technik mit und ohne Flowable Liner bietet sich der Vergleich mit Gruppe 5 und SDR als Referenz an.

Tabelle 3 Untersuchte Gruppen

Gruppe	Beschreibung der Applikationsmethode und Name des jeweiligen Inkrements
	<p>Gruppe 1:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Applikation von TBF in einem Schritt (Gp1-TBF)
	<p>Gruppe 2:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Modellation einer zentripetalen Wand mit TBF (Gp2-wl/TBF) 2. Füllen der entstandenen okklusalen Kavität mit TBF (Gp2-wl/TBF+oc/TBF)
	<p>Gruppe 3:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Applikation einer dünnen Schicht TEF am Kavitätenboden (Gp3-fl/TEF) 2. Applikation von TBF in einem weiteren Schritt (Gp3-fl/TEF+TBF)
	<p>Gruppe 4:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Applikation einer dünnen Schicht TEF am Kavitätenboden (Gp4-fl/TEF) 2. Modellation einer zentripetalen Wand mit TBF (Gp4-fl/TEF+wl/TBF) 3. Füllen der entstandenen okklusalen Kavität mit TBF (Gp4-fl/TEF+wl/TBF+oc/TBF)
	<p>Gruppe 5:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Applikation einer dicken Schicht SDR (Gp5-fl/SDR) 2. Applikation einer Deckschicht mit TBF (Gp5-fl/SDR+TBF)

4.4 Vorbereitung des experimentellen Komposits

Um Schrumpfungsvektoren aus den Daten der Micro-CT Scans generieren zu können, müssen sich im Komposit Tracer, also Marker, deren Positionsänderung nachvollzogen werden kann, befinden. Zu den verwendeten niedrigviskösen Kompositen (TEF und SDR) wurden zu diesem Zweck radioluzente Glaskugeln mit einem Durchmesser von 40 -70 μm beigemischt. Es wurden ca. 2 Gew.-% Glaskugeln hinzugefügt (Chiang et al. 2010; Kaisarly 2014; Kaisarly et al. 2018b). Eine Haftvermittlung zur Herstellung eines adäquaten Verbunds zwischen Glaskugeln und Komposit wird durch ein vorheriges Silanisieren der Glaskugeln gewährleistet (Kaisarly 2014; Liu et al. 2001). Die silanierten Glaskugeln wurden den entsprechenden Kompositen direkt vor dem Einbringen in die Kavität beigemischt. Im stopfbaren Komposit TBF bereits enthaltene Luftbläschen konnten in diesem Werkstoff als Tracer verwendet werden, sodass keine zusätzlichen Materialien bzw. Glaskügelchen beigemischt werden mussten (Kaisarly et al. 2021b; Takemura et al. 2014).

4.5 Microcomputertomographie

Die zu untersuchenden Proben wurden mit dem hochauflösenden Mikrocomputertomographie-Gerät μCT 40 (Scanco Medical AG, Brüttisellen, Schweiz) gescannt (Abbildung 11). Für jeden Scan wurden die gleichen Einstellungen gewählt. Die Beschleunigungsspannung betrug 70 kV, der Kathodenstrom betrug 114 μA . Als Auflösung wurde die Einstellung „standard resolution“ ($16 \mu\text{m}^3$) gewählt. Des Weiteren wurde mit der Einstellung „average data 2“ gescannt, das bedeutet die Aufnahme wurde mit 500 Projektionen und einer „integration time“ von 600 ms durchgeführt. Je nach Größe der Probe handelte es sich um durchschnittlich 380 Schichten.

Bevor der Probenhalter im Mikro-CT fixiert wurde, wurde etwa 1 ml Wasser in den Probenhalter hinzugegeben. Dabei wurde darauf geachtet, dass das Wasser den Zahn im Bereich der Krone nicht berührt und benetzt. Nach Hinzugeben des Wassers wurde ein radioluzenter Deckel auf den Probenhalter gesetzt, der das Innere des Halters komplett abdunkelte (Abbildung 11) und gleichzeitig für eine gesättigte Wasserdampfatmosphäre sorgt, wodurch Austrocknen und somit Frakturen des Zahnes verhindert werden. Nachdem der Scan einer nicht gehärteten Probe abgeschlossen war, wurde der Halter mit Probe im Mikro-CT belassen und dort der Deckel entfernt. Die Füllung wurde für 40 s lichtgehärtet, der Deckel wieder aufgesetzt und der nächste Scan erfolgte mit den gleichen Scanparametern. Auf diese Weise wird der Zahn im Probenhalter nicht verändert und die beiden Datensätze können sofort registriert werden, da es nur geringe Abweichungen zwischen den beiden Datensätzen geben sollte.

Aus den Rohdaten der Mikro-CT-Scans erfolgte im Anschluss die Rekonstruktion zu ca. 380 Schichten mit 1024 x 1024 Pixeln pro Schicht. Die Größe der Mikro-CT-Scans betrug insgesamt jeweils ca. 1 GB.



Abbildung 10 verwendetes Mikrocomputertomographie-Gerät

µCT 40 (Scanco Medical, Brüttisellen, Schweiz)



Abbildung 11 Probenhalter; a) Probenhalter mit Deckel; b) Probenhalter ohne Deckel

4.6 Datenverarbeitung

Die gewonnenen und rekonstruierten Micro-CT-Daten wurden mit dem Ziel der Analyse von Schrumpfungsvektoren und der volumetrischen Schrumpfung ausgewertet.

4.6.1 Starre Registrierung

Der erste Schritt, die grauwertbasierte iterative starre Registrierung, wurde durchgeführt, um jeweils den Prä- und den Postpolymerisationsscan miteinander abzugleichen und zu überlagern. Die Schmelzschalen und Schmelz-Dentin-Übergänge fanden dabei besondere Berücksichtigung. So konnten etwaige Positionsveränderungen des Probenhalters oder des Zahnes im Probenhalter ausgeglichen werden. Diese Implementierung beruhte auf der Messung der lokalen Korrelationsähnlichkeit zusammen mit dem Insight Toolkit ITK (www.itk.org) (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2018b; Rösch et al. 1999). ITK ist ein plattformübergreifendes open-source Toolkit für wissenschaftliche Bildverarbeitung, Segmentierung und Registrierung.

4.6.2 Sphärensegmentierung und -registrierung

Das grundlegende Ziel bestand darin, die radioluzenten Sphären (Luftbläschen im stopfbaren Komposit und Glaskugeln im niedrigviskösen Komposit) zu registrieren und deren Positionsveränderung, die durch die Polymerisationsschrumpfung entstand, nachzuvollziehen (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Kaisarly 2014; Rösch et al. 2009).

Die Daten wurden unter der Verwendung der Bildbearbeitungssoftware Fiji (<http://fiji.sc/Fiji>) für die Berechnungen vorbereitet (Kaisarly 2014; Schindelin et al. 2012).

Der erste Teil der Berechnung bestand in einer Sphärensegmentierung. Die Extraktion der Sphären aus der Komposit-Matrix erfolgte auf Basis der Grauwerte und der Form. Sowohl Glaskugeln als auch Luftbläschen sind radioluzenter als das Komposit. Aufgrund dessen konnte eine Grauwertschwelle angewendet werden, um sie zu identifizieren und zu „labeln“, wofür der Trägheitstensor genutzt wurde. Für die auf die Segmentierung folgende Sphärenregistrierung wurden nur eindeutig identifizierbare Sphären genutzt. Zudem wurden solche, deren Durchmesser nicht dem von 40 - 70 μm entsprachen, verworfen.

Die Position jeder identifizierten Sphäre im Komposit wurde für die jeweils zusammengehörigen Scans berechnet. Für jeden Bildbereich, der segmentierte Sphären enthielt, wurde eine iterative, grauwertbasierte Registrierung durchgeführt. Es wurde angenommen, dass sich Sphären im Postpolymerisationsscan in unmittelbarer Nähe der Position im Präpolymerisationsscan befinden. Daher wurde bei einer Überlappung von zwei Sphären in beiden Scans davon ausgegangen, dass sich dabei um dieselbe Sphäre handelt, die auf Grund der

Polymerisationsschrumpfung ihre Position verändert hat. Das jeweilige Zentrum der Sphäre im Prä- und im Postpolymerisationsscan wurde bestimmt. Dann konnte der euklidische Abstand und die Richtung der beiden Zentren berechnet werden. Dieser Abstand bildet den Schrumpfungsvektor.

Da die meisten größeren Sphären Überlappungen zeigten, wurden lokale Translationsvektoren, die die erfolgreiche Registrierung der großen Sphären ergab, als Schätzung der Startposition für benachbarte kleine Sphären verwendet. So wurden immer kleiner werdende Sphären nacheinander registriert. Am Ende dieses Schrittes wurde ein Vektorenfeld bestimmt, das gleichmäßig verteilte und hochqualitative Registrierungsergebnisse enthielt (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2018b; Rösch et al. 2009)

Die Berechnungen beruhen auf einem Block-Matching-Algorithmus, der im Detail in Rösch et al. (2009), Kaisarly et al. (2018b) und Chiang et al. (2010) beschrieben wird.

4.6.3 Bestimmung der volumetrischen Schrumpfung

Auch zur volumetrischen Auswertung der Polymerisationsschrumpfung wurde die Bildbearbeitungssoftware Fiji verwendet. Mit Hilfe der Software konnten die durch die Mikro-CT-Scans entstandenen Bilder in binäre Bilder umgewandelt werden. Die Bildausschnitte wurden so gewählt, dass die Metallmatrize in beiden Bildern vollständig zu sehen war. So konnte ausgeschlossen werden, dass Bewegungen der Matrize die Volumenanalyse verfälschen. Das Umwandeln in binäre Bilder gelang mit Hilfe der Threshold-Funktion. Es wurde darauf geachtet, dass der gleiche Schwellenwert bei den Bildern des Prä- und Postpolymerisationsscan eingestellt wurde. Dann wurde mit dem „median 2“ Filter das Rauschen im Bild reduziert und mit dem einmaligen Befehl „erode“ Pixel von Objekträndern und -kanten entfernt, sodass diese geglättet wurden. Mit dem Befehl „histogram“ wurde nun ein Histogramm über die Verteilung der Pixel berechnet und angezeigt. Da es sich um binäre Bilder handelte, wurde die Anzahl der weißen und der schwarzen Pixel angezeigt. Im Bild war der Hintergrund schwarz, deswegen wurde die Anzahl der weißen Pixel, die die Füllung mit Matrize darstellten in eine Tabelle übertragen. Aus der Anzahl der weißen Pixel aus dem Präpolymerisationsscan und der des Postpolymerisationsscan wurde anschließend die Differenz berechnet und ins Verhältnis zum Bild des Präpolymerisationsscans gesetzt. So konnte die Polymerisationsschrumpfung bezogen auf das Volumen der Füllung gezeigt und analysiert werden (Kaisarly et al. 2021b; Wohlleb 2018; Wohlleb et al. 2020).

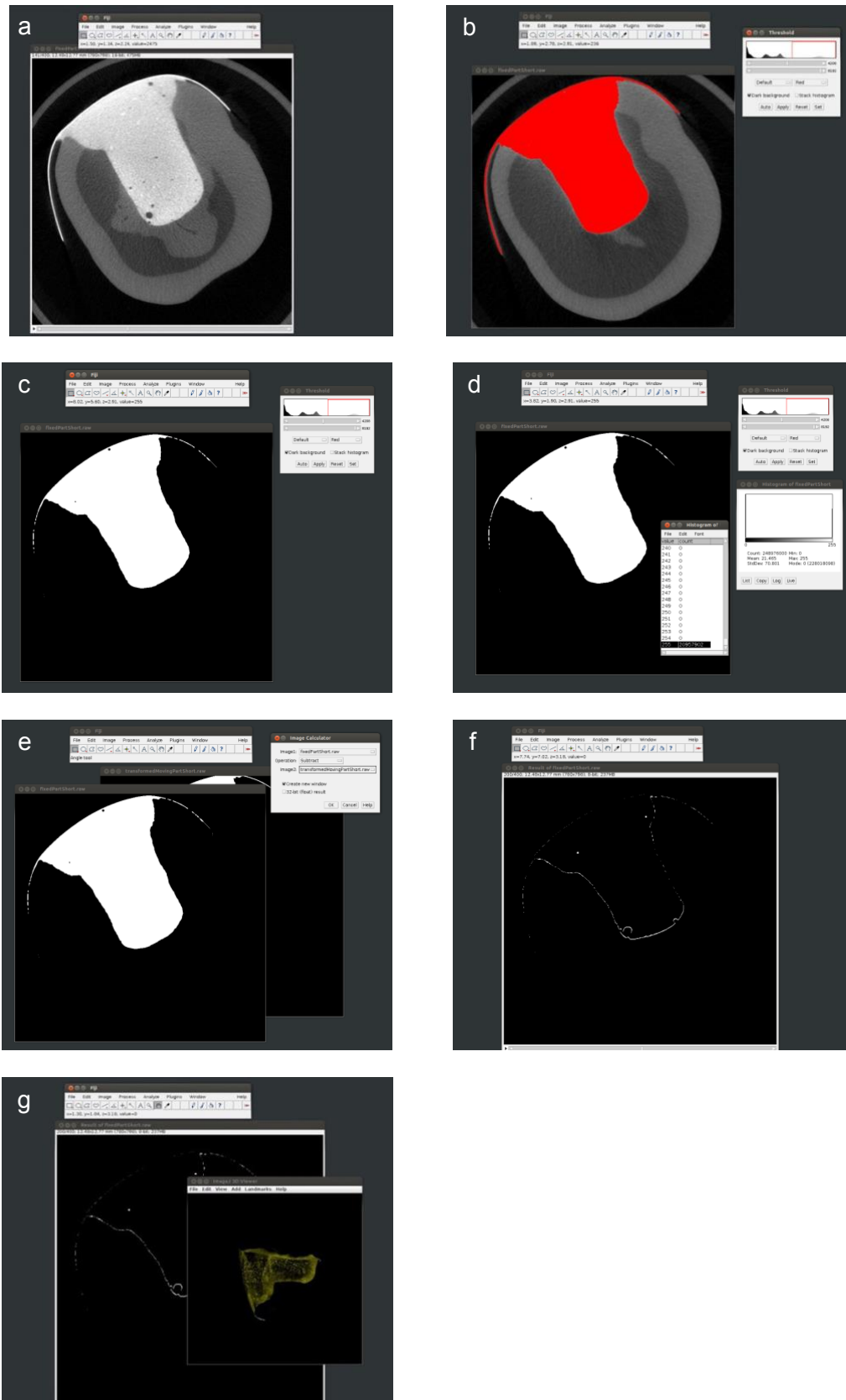


Abbildung 12 Arbeitsschritte der Volumenanalyse nach Wohlleb (2018)

a) Ausgangsbild, b) Einstellen des Threshold, c) binäres Bild, d) Histogramm des binären Bildes, e) Image Calculator, f) Ergebnis des Image Calculator in 2D, g) Ergebnis des Image Calculator in 3D

4.6.4 Qualitative Analyse

Mit der open-source Software VTK für Bildverarbeitung und wissenschaftliche Visualisierung (www.vtk.org) wurden die Schrumpfungsvektoren visualisiert und mittels der Darstellungsform „glyphs“ als Vektorpfeile dargestellt. Zusammen bilden die Vektoren ein Schrumpfungsvektorfeld. Die Spitze der Vektorpfeile zeigt in Richtung der Schrumpfung.

Zur bildlichen Darstellung der volumetrischen Schrumpfung konnte die Funktion „Image Calculator“ verwendet werden. Hierbei wird das zweite Bild vom ersten Bild subtrahiert und es entsteht ein Differenzbild. Neben dem 2D-Differenzbild konnte ein 3D-Bild der Differenz generiert werden. Die sichtbaren Strukturen sind dann diejenigen, die im Präpolymerisationsbild noch vorhanden waren und im Postpolymerisationsbild fehlen.

4.6.5 Quantitative Analyse

Die Daten der Registrierung wurden in eine Textdatei eingefügt, die die x-, y- und z-Koordinaten der Tracer in beiden Scans enthält. Damit wurden die absoluten Vektorenwerte als euklidischer Abstand der Zentren in Prä- und Postpolymerisationsscan anhand folgender Formel berechnet (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Kaisarly 2014):

$$V = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2}$$

Der prozentuale Anteil der volumetrischen Polymerisationsschrumpfung erfolgte anhand folgender Formel (Kaisarly et al. 2021b; Wohlleb 2018; Wohlleb et al. 2020):

$$\text{Vol. Schrumpfung}[\%] = \frac{\text{Vol. Präpolymerisationsscan} - \text{Vol. Postpolymerisationsscan}}{\text{Vol. Präpolymerisationsscan}} \times 100$$

4.6.6 Statistische Analyse

Für die statistische Analyse wurden die Mittelwerte der Schrumpfungsvektoren sowie die der volumetrischen Schrumpfung in Prozent berechnet. Mit dem Shapiro-Wilk-Test wurden die Mittelwerte auf Normalverteilung getestet. Mit einer Einweg-Varianzanalyse (ANOVA) wurden signifikante Unterschiede getestet. Ob zwischen den Gruppen Varianzhomogenität besteht, wurde mit Hilfe des Levene-Tests geprüft. Dann fand ein paarweiser Post-hoc Vergleich mit dem Tamhane T2 bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ statt. Die statistische Analyse erfolgte mit SPSS Statistics 26.

4.6.7 Rasterelektronenmikroskop

Um den Verbund zwischen Zahn, Adhäsiv und Komposit und eventuelle Ablösungen des Füllmaterials vom Kavitätenboden zu analysieren, wurden einige Proben im Rasterelektronenmikroskop (REM) begutachtet. Während der Anfertigung der REM-Bilder befinden sich die Proben im Vakuum. Um zu vermeiden, dass eventuelle, durch das Vakuum ausgelöste Ablösungen des Komposits vom Zahn fälschlicherweise mit Polymerisationsschrumpfung assoziiert werden, wurden von den Proben Replikate angefertigt, die ebenfalls im REM begutachtet wurden.

Nach dem Mikro-CT-Scan und der Auswertung aller Proben wurde je eine Probe pro Gruppe in mesiodistaler Richtung mit der wassergekühlten, niedertourigen Diamantsäge Isomet (Buehler, Illinois, USA) halbiert. Dann wurde mit dem Silikon-Abformmaterial Aquasil Ultra + (Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland) von jeder Hälfte eine Abformung der gesägten Fläche hergestellt. Nach Aushärten des Aquasil Ultra + konnte die Probenhälfte aus dem Abformmaterial entnommen werden. Unter Berücksichtigung der Rückstellzeit des Abformmaterials konnten die Abformungen mit dem Epoxidharz EpoFix Resin (Struers, Willich, Deutschland) ausgegossen werden. Die Ausgüsse wurden 5 Minuten bei 2 bar im Drucktopf gelagert, um mögliche Lufteinschlüsse im Material zu entfernen. Die Aushärtezeit für das Epoxidharz betrug 24 Stunden.

Die Proben wurden im Ultraschallbad gereinigt und anschließend für 24 Stunden luftgetrocknet. Dann konnten sie als Vorbereitung für das Erstellen von Rasterelektronenmikroskop-Bildern mit einem Gold-Palladium-Gemisch besputtert werden, sodass auf den zu untersuchenden Proben eine leitende Schicht vorhanden war.

Nun wurden die Proben im Rasterelektronenmikroskop (ZEISS GEMINI® FESEM, SUPRATM 55VP, Carl Zeiss SMT AG, Oberkochen, Germany) mit 200-facher Vergrößerung begutachtet und analysiert (Abbildung 13). Bei jeder Probe wurden Bilder von immer den sechs selben Regionen angefertigt und analysiert. Diese werden in Abbildung 13 gezeigt und beschrieben.

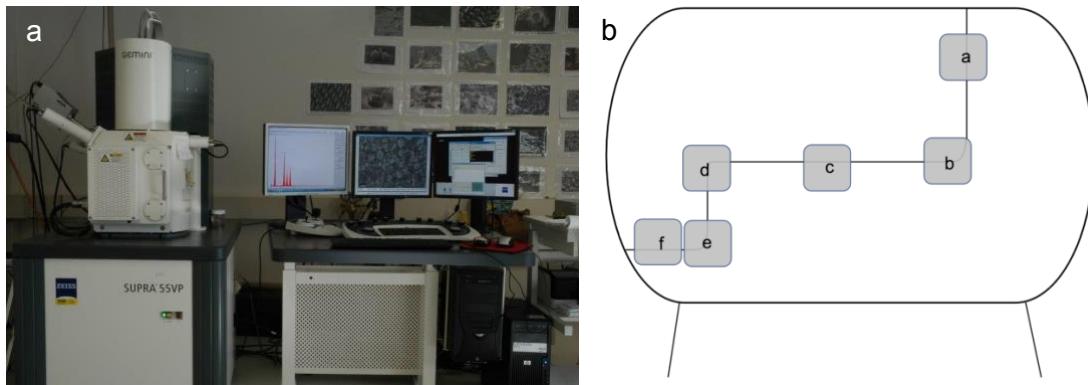


Abbildung 13 Rasterelektronenmikroskop und Regionen der REM-Bilder

a) Rasterelektronenmikroskop (ZEISS GEMINI® FESEM, SUPRATM 55VP, Carl Zeiss SMT AG, Oberkochen, Germany); b) Regionen auf der Schnittfläche des Zahns und der Restauration, von denen REM Bilder angefertigt wurden: distale/mesiale Wand der okklusalen Kavität (a), Ecke zwischen distaler/ mesialer Wand und Boden der okklusalen Kavität (b), Kavitätenboden der okklusalen Kavität (c), Ecke zwischen okklusalem Kavitätenboden und pulpaler Wand des approximalen Kasten (d), Ecke zwischen pulpaler Wand und Boden des approximalen Kasten (e), Boden des approximalen Kasten (f)

5 Ergebnisse

5.1 Quantitative Analyse der Ergebnisse

5.1.1 Werte und Verteilung der Schrumpfungsvektoren und statistische Analyse

In Tabelle 4 sind die Mittelwerte der Vektorlängen aller Richtungen mit der jeweiligen Standardabweichung angegeben. Die deutlich größten Werte sind beim SDR-Inkrement in Gruppe 5 (Gp5-fl/SDR) zu finden ($47,6 \pm 45,2 \mu\text{m}$). Darauf folgt der Mittelwert des Bulk-TBF-Inkremments von Gruppe 1 (Gp1-TBF) ($23,8 \pm 8,9 \mu\text{m}$) und dann des okklusalen Inkremments ohne Flowable Liner aus Gruppe 2 (Gp2-wl/TBF+oc/TBF) ($19,5 \pm 13,8 \mu\text{m}$) und das diesem vorangehende Wand-Inkrement ohne Flowable Liner (Gp2-wl/TBF) ($18,9 \pm 8,8 \mu\text{m}$). Ähnliche Vektorlängen sind im Bulk-Inkrement mit Flowable Liner (GP3-fl/TEF+TBF) zu finden ($17,7 \pm 12,5 \mu\text{m}$). Alle diese Schichten sind dem Material TBF zuzuordnen. Darauf folgen die zwei aus TEF bestehenden Flowable Liner Inkremente aus Gruppe 4 (Gp4-fl/TEF) ($16,2 \pm 6,8 \mu\text{m}$) und Gruppe 3 (Gp3-fl/TEF) ($14,9 \pm 6,9 \mu\text{m}$). Das okklusale Inkrement aus Gruppe 4 mit Flowable Liner (Gp4-fl/TEF+wl/TBF+oc/TBF) ($13,4 \pm 9,2 \mu\text{m}$) und das Wand Inkrement aus Gruppe 4 mit Flowable Liner (Gp4-fl/TEF+wl/TBF) ($13,2 \pm 4,3 \mu\text{m}$), beide aus TBF bestehend, haben kleinere Vektorlängen. Der kleinste Mittelwert der Vektorlängen wird der Deckschicht in Gruppe 5 (Gp5-fl/SDR+TBF) zugeordnet ($11,1 \pm 3,3 \mu\text{m}$), auch dieses besteht aus TBF.

Eine Überprüfung der Daten der Schrumpfungsvektoren mit dem Shapiro-Wilk-Test ergab, dass diese nicht normalverteilt sind ($p < 0,05$). Dennoch wurde die Einweg-Varianzanalyse ANOVA angewendet, um signifikante Unterschiede der Gruppen darzustellen. Dieser Test ist relativ robust gegen Abweichungen der Normalverteilung, es genügt, wenn die Daten annähernd normalverteilt sind (Winer et al. 1991). Der ANOVA-Test war signifikant ($F=216.949$; $Df=9,5883$; $p < 0,001$). Die Überprüfung mit dem Levene-Test zeigte, dass keine Varianzhomogenität gegeben ist ($p < 0,05$), somit wurde der für ungleiche Varianzen geeignete Tamhane T2 als paarweiser Post-hoc Vergleichstest angewendet. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind der Tabelle 4 zu entnehmen.

Tabelle 4 Mittelwerte der Schrumpfungsvektoren mit Standardabweichung

Gruppe	Gruppe mit aufeinander folgenden Inkrementen *	Mittlerer Betrag der Schrumpfvektoren** [µm]	Standardabweichung der Schrumpfvektoren [µm]	Homogene Untergruppen***
Gruppe1	Gp1-TBF	23,8	8,9	a, c
Gruppe2	Gp2-wl/TBF	18,9	8,8	b, c, e
	Gp2-wl/TBF+oc/TBF	19,5	13,8	a, b, c, e
Gruppe3	Gp3-fl/TEF	14,9	6,9	d, e, g
	Gp3-fl/TEF+TBF	17,7	12,5	b, c, e
Gruppe4	Gp4-fl/TEF	16,2	6,8	b, c, d, e
	Gp4-fl/TEF+wl/TBF	13,2	4,3	f, g
	Gp4-fl/TEF+wl/TBF+oc/TBF	13,4	9,2	d, f, g
Gruppe5	Gp5-fl/SDR	47,6	45,2	h
	Gp5-fl/SDR+TBF	11,1	3,3	i

* Abkürzungen der Gruppennamen: fl = flowable liner, wl = wall, oc = occlusal, TBF = Tetric EvoCeram Bulk Fill, TEF = Tetric EvoFlow Bulk Fill, SDR = Smart Dentin Replacement flow +;

** aufwärts, vom Kavitätenboden weg gerichtete Bewegung wird mit negativen Werten angezeigt, abwärts gerichtete Bewegung, zum Kavitätenboden hin wird mit positiven Werten angezeigt;

*** Gleiche Buchstaben entsprechen einer homogenen Untergruppe, unterschiedliche Buchstaben zeigen homogene Untergruppen, die sich statistisch signifikant voneinander unterscheiden.

Abbildung 14 zeigt ergänzend zu den Mittelwerten der Vektorlängen die Häufigkeitsverteilung der Vektorlängen der einzelnen Inkremente. Es ist deutlich erkennbar, dass die Häufigkeitsverteilung in allen Inkrementen ihren Höhepunkt zwischen 10 μm und 25 μm ihr Maximum erreicht. Die meisten Inkremente haben den Höhepunkt bei etwa 15 μm und bei 25 μm einen weiteren, kleineren Spitzenwert in der Häufigkeitsverteilung. Nur in Gruppe 1 ist der Höhepunkt der Häufigkeit bei ca. 25 μm größer als der Spitzenwert der Häufigkeit bei einer Vektorenlänge von ca. 15 μm . Ab einer Länge von 50 μm flachen alle Kurven deutlich ab. Die Häufigkeitsverteilungskurve des SDR-Inkrementes der Gruppe 5 ist flacher als die anderen Kurven und zeigt keine zwei Höhepunkte.

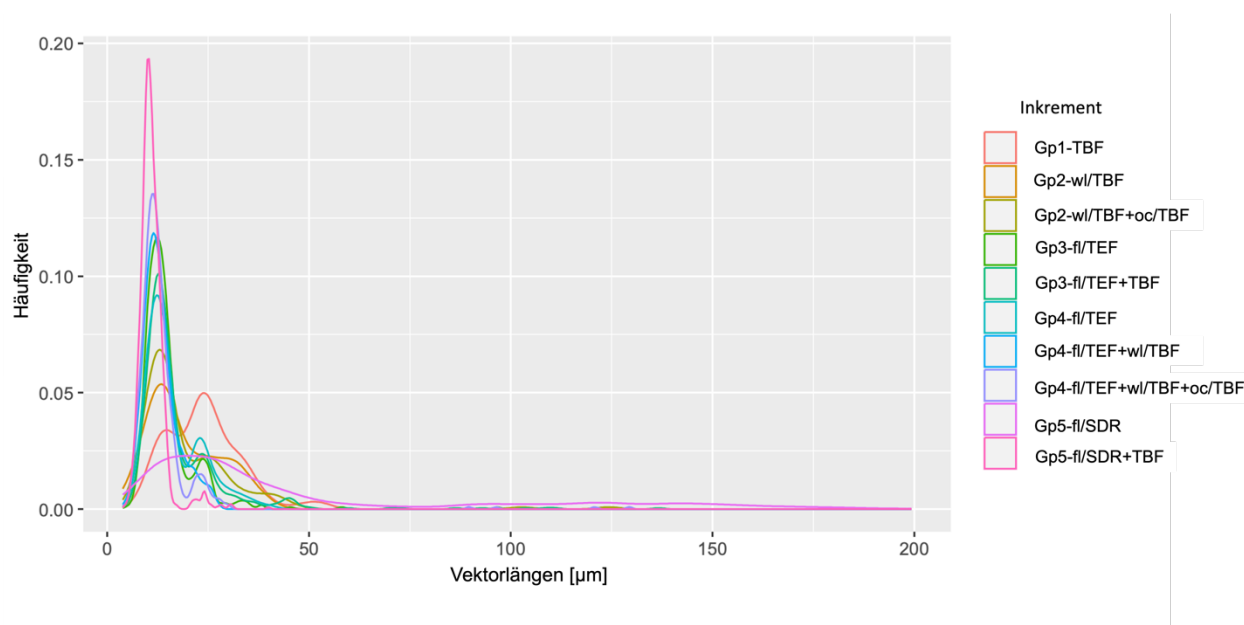


Abbildung 14 Häufigkeitsverteilung der Vektorlängen [μm] der verschiedenen Inkremente; die verschiedenen Inkremente sind farblich codiert, rechts ist die Zuordnung der Farben zu den Inkrementen zu sehen

5.1.2 Werte der prozentualen Volumenschrumpfung und statistische Auswertung

In der Tabelle 5 sind die Mittelwerte der prozentualen Volumenschrumpfung mit der jeweiligen Standardabweichung angegeben. Die größte Schrumpfung fand in dem SDR-Inkrement (Gp5-fl/SDR) statt ($2,6 \pm 0,8$ %). Darauf folgen das Flowable Liner Inkrement aus Gruppe 4 (Gp4-fl/TEF) ($2,5 \pm 0,7$ %) und Gruppe 3 (Gp3-fl/TEF) ($2,1 \pm 1,3$ %). Die geringsten Werte der Volumenschrumpfung sind im Wand Inkrement mit Flowable Liner (Gp4-fl/TEF+wl/TBF) ($0,6 \pm 0,2$ %) und im okklusalen Inkrement mit Flowable Liner (Gp4-fl/TEF+wl/TBF+oc/TBF) ($0,7 \pm 0,2$ %) sowie in der Deckschicht auf dem SDR (Gp5-fl/SDR+TBF) ($0,7 \pm 0,2$ %) und im okklusalen Inkrement ohne Flowable Liner (Gp2-wl/TBF+oc/TBF) ($0,9 \pm 0,3$ %) zu finden.

Der Shapiro-Wilk-Test konnte zeigen, dass eine Normalverteilung der Daten vorhanden ist ($p > 0,05$). Der Anova Test war signifikant ($F=12.322$; $Df=9, 70$; $p < 0,001$). Der Post-hoc Tamhane T2 Test zeigt die signifikanten Unterschiede der Gruppen, die in Tabelle 5 aufgelistet sind.

Tabelle 5 Mittelwerte der prozentualen Volumenschrumpfung mit Standardabweichung

Gruppe	Gruppe mit aufeinander folgenden Inkrementen *	Volumenschrumpfung in %	Standardabweichung in %	Homogene Gruppen**
Gruppe1	Gp1-TBF	1,5	0,4	a, b, c
Gruppe2	Gp2-wl/TBF	1,4	0,3	a, b, c
	Gp2-wl/TBF+oc/TBF	0,9	0,3	a, b, d
Gruppe3	Gp3-fl/TEF	2,1	1,3	a, b, c, d
	Gp3-fl/TEF+TBF	1,3	0,8	a, b, c, d
Gruppe4	Gp4-fl/TEF	2,5	0,7	a, c
	Gp4-fl/TEF+wl/TBF	0,6	0,2	b, d
	Gp4-fl/TEF+wl/TBF+oc/TBF	0,7	0,2	b, d
Gruppe5	Gp5-fl/SDR	2,6	0,8	a, c
	Gp5-fl/SDR+TBF	0,7	0,2	b, d

* Abkürzungen der Gruppennamen: fl = flowable liner, wl = wall, oc = occlusal, TBF = Tetric EvoCeram-Bulk Fill, TEF = Tetric EvoFlow Bulk Fill, SDR = Smart Dentin Replacement flow +

** Gleiche Buchstaben entsprechen einer homogenen Untergruppe, unterschiedliche Buchstaben zeigen homogene Untergruppen, die sich statistisch signifikant voneinander unterscheiden.

5.2 Qualitative Analyse der Ergebnisse

5.2.1 Bilder der Schrumpfungsvektoren, der REM-Analyse und der Volumenschrumpfung

Im folgenden Abschnitt werden die visualisierten Ergebnisse gezeigt und deren Bilder beschrieben. Die Visualisierung der Polymerisationsschrumpfung erfolgt auf der Basis der Schrumpfungsvektoren, der dreidimensionalen Volumenschrumpfung und der Analyse der REM-Bilder in Bezug auf mögliche Ablösungen der Restauration von der Zahnhartsubstanz.

Für das Generieren der Vektoren konnten im Schritt der Sphärenregistrierung Glaskugeln oder Luftblasen identifiziert, gekennzeichnet und aus der Komposit-Matrix extrahiert werden. Abbildung 15 zeigt im Abschnitt a die identifizierten Tracer als farbige Kugeln. Im anschließenden Auswertungsschritt „Sphere Registration“ wurden identifizierte Kugeln aus Prä – und Postpolymerisationsscan überlagert. Aus dem Präpolymerisationsscan stammende Kugeln sind farblos, farbige Kugeln gehören zum Postpolymerisationsscan (Abbildung 15 b). Aus der Verschiebung der Kugeln konnten die Vektoren generiert werden.

Die Bilder der Volumenschrumpfung zeigen die Differenz der, mittels einer Software in binär umgewandelten, Bilder von Prä- und Postpolymerisationsscan. Aus den Projektionen konnten die dreidimensionalen Bilder generiert werden. Dementsprechend visualisieren die Bilder, wo eine Differenz zwischen der Materialanwesenheit vor der Polymerisation und nach der Polymerisation besteht.

Abbildung 16 zeigt zur Übersicht die Positionen der REM-Bilder.

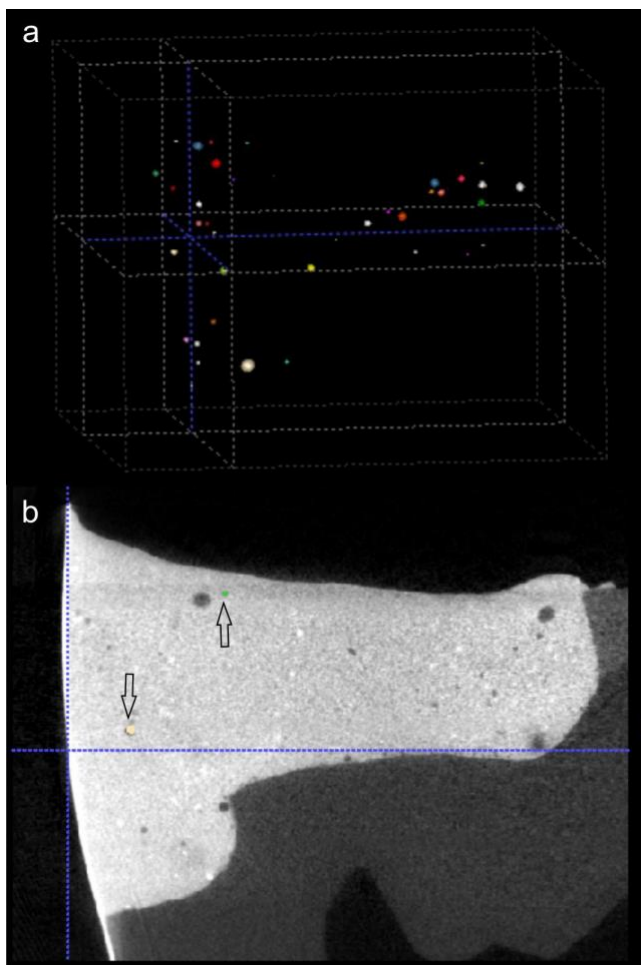


Abbildung 15 Durch Segmentieren können eindeutig zu identifizierende Strukturen (Glaskugeln, Luftblasen oder röntgendichte Füllkörper) identifiziert und isoliert werden (b). Im oberen Bildabschnitt (a) sieht man die dreidimensionale Verteilung der gefundenen Marker. (Kaisarly und Langenegger et al. 2022)

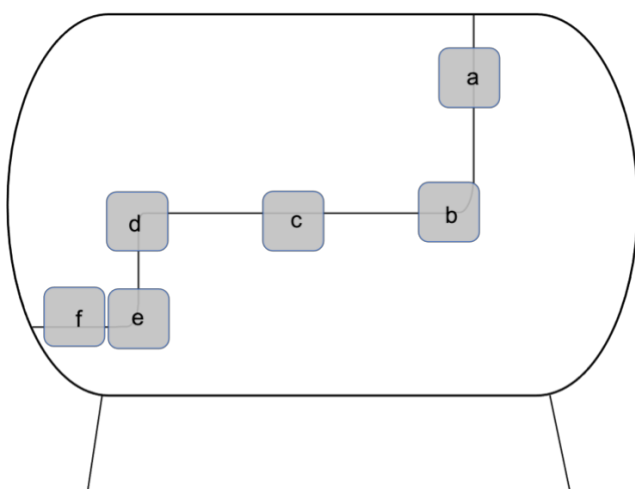


Abbildung 16 Positionen der REM-Bilder

5.2.1.1 Gruppe 1

In Gruppe 1 wurde Tetric EvoCeram Bulk Fill in einem Inkrement appliziert. Abbildung 17 zeigt eine Ansammlung von Schrumpfungsvektoren in zwei Regionen. Eine Region befindet sich im approximalen Kasten, nah am Kavitätenboden sowie zervikal am Füllungsrand zur Matrize hin. Die Vektoren dieser Region sind aufwärtsgerichtet, d.h. sie zeigen eine Bewegung vom Kavitätenboden weg. Das zweite Feld einer Vektorenansammlung befindet sich im okklusalen Teil der Kavität, nahe der mesiodistalen Begrenzung der Kavität durch Zahnhartsubstanz. Diese Vektoren zeigen zum Zentrum der Füllung, weg von der Kavitätenwand. An der freien Oberfläche, also der Füllungsoberfläche, sind keine Vektoren zu sehen.

Das dreidimensionale Differenzbild der volumetrischen Schrumpfungsanalyse verdeutlicht im Bereich der freien Oberfläche, d.h. okklusal der Restauration, an der Oberfläche von eingeschlossenen Luftblasen sowie an der distalen Kavitätenwand und an den Ecken des Kavitätenbodens, eine Veränderung zwischen Prä- und Postpolymerisationsscan (Abbildung 18). Die beobachtete Differenz in diesem Bereich deckt sich mit den visuellen Ergebnissen der Vektoren und der REM-Bilder.

Abbildung 19 zeigt die REM-Bilder von Gruppe 1. Sowohl an der distalen Kavitätenwand als auch an der Ecke zwischen distaler Kavitätenwand und okklusalem Kavitätenboden und am okklusalen Kavitätenboden selbst ist eine Unterbrechung des Verbundes zwischen Restauration und Zahn zu sehen. An ersteren beiden Positionen ist die Unterbrechung größer als am Kavitätenboden. Eine Störung des Verbundes existiert auch in der Ecke zwischen pulpaler Wand und Boden des approximalen Kasten, hier sind zwei Poren direkt an der Grenzfläche von Zahn und Restauration zu sehen (Abbildung 19 e). An der Ecke zwischen okklusalem Kavitätenboden und pulpaler Wand des approximalen Kasten und am Boden des approximalen Kasten ist ein intakter Verbund auf den entsprechenden REM-Bildern zu sehen (Abbildung 19 d und f).

Die jeweiligen Unterbrechungen des Verbunds von Restauration und Zahn entsprechen dem Muster der Schrumpfungsvektoren. Dort wo viele Vektoren eine Bewegung von der Zahnhartsubstanz weg anzeigen, finden sich auch Ablösungen des Komposits vom Zahn.

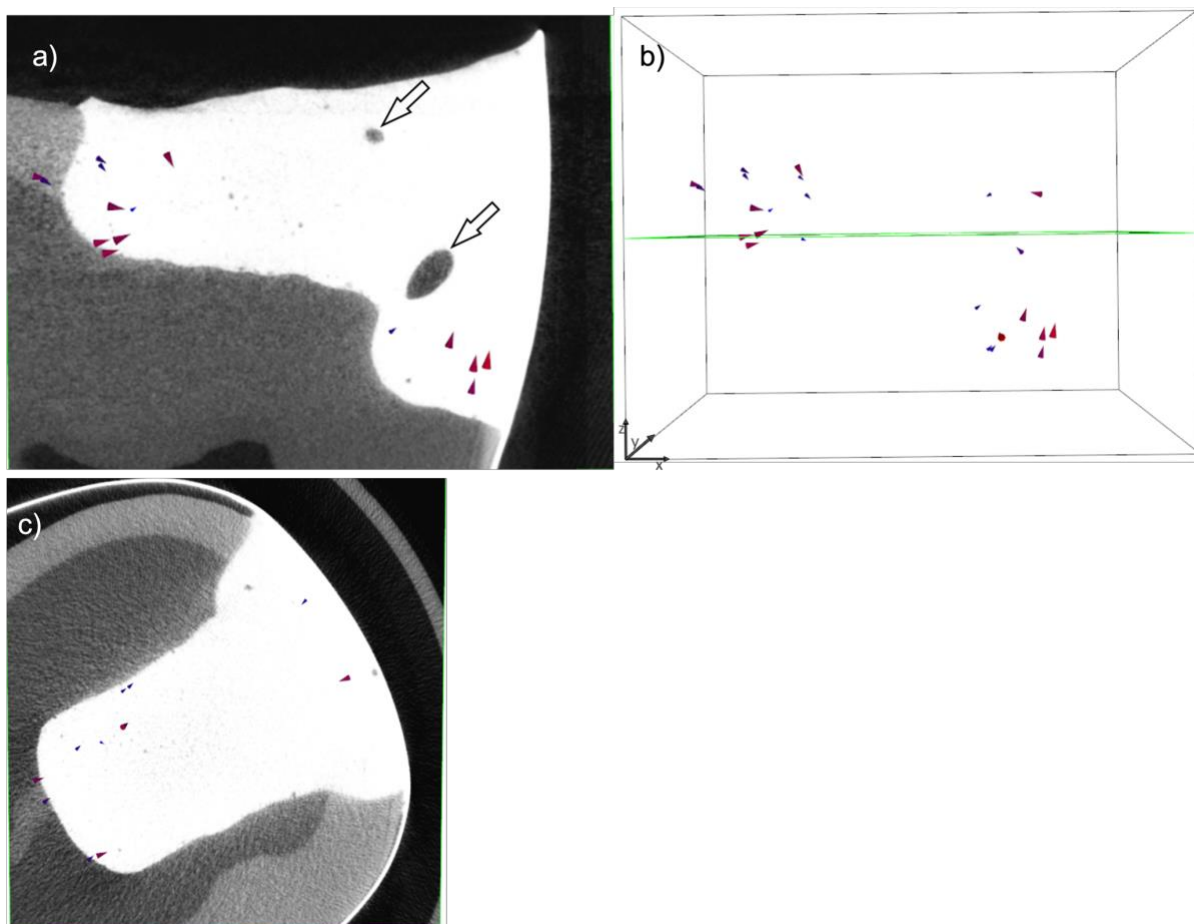


Abbildung 17 Vektoren der Gruppe 1 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022), um die Darstellung zu verbessern wurden die Vektoren um den Faktor zehn skaliert; a) und b) Schrumpfungsvektorenfeld,; die Vektoren zeigen im approximalen Kasten eine Aufwärtsbewegung, Vektoren nahe der in mesiodistaler Richtung liegenden Kavitätenwand aus Zahnhartsubstanz zeigen von dieser weg, hin zum Zentrum der Restauration; die Pfeile deuten auf Luftblasen im Komposit; c) Schrumpfungsvektorenfeld aus okklusaler Ansicht

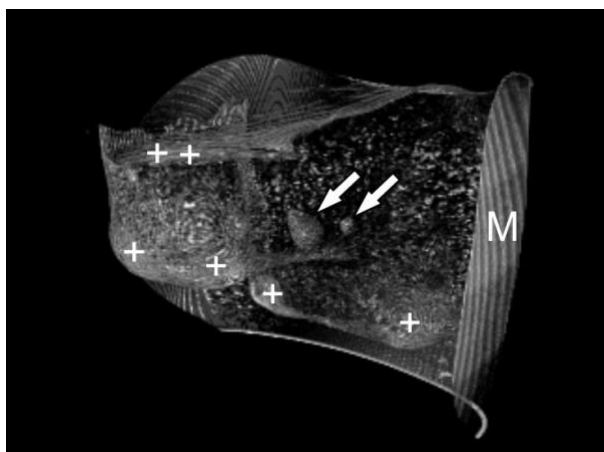


Abbildung 18 Bild der Volumenschrumpfung in Gruppe 1 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022); die Pfeile deuten auf Luftblasen im Komposit, die Plusymbole zeigen die Regionen der sichtbaren Volumenschrumpfung, M: Matrice; Schrumpfung ist vor allem in den Ecken der Kavität bzw. Restauration und an der freien Oberfläche zu sehen

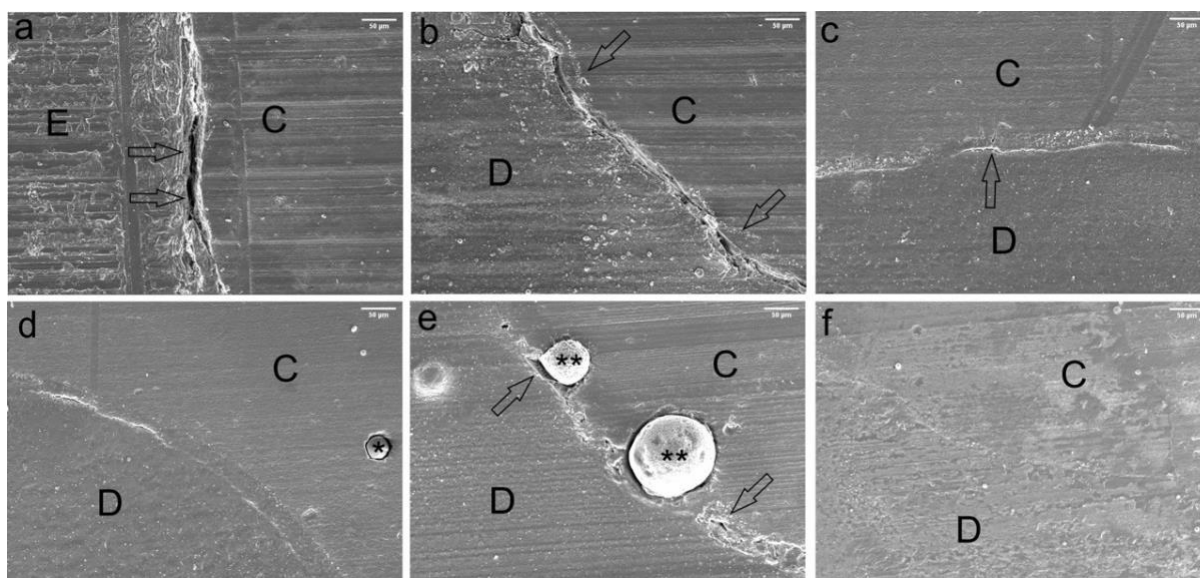


Abbildung 19 REM-Bilder der Gruppe 1 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022) und Übersichtsskizze zu den Bildausschnitten; REM-Bilder: der Vergrößerungsfaktor der Bilder beträgt x200; a) Ablösung im Bereich der okklusalen Kavitätenwand; b) Ablösung im Bereich der Ecke der Kavität; c) kleine Ablösung im Bereich des okklusalen Kavitätenbodens; d) suffizienter Verbund an der Ecke zwischen okklusalem Bereich und Kasten der Kavität ; e) Luftblasen und Defekte im Verbund in der Ecke des approximalen Kasten; f) intakter Verbund am Boden des Kasten; E: Schmelz, C: Komposit, D: Dentin, *: Luftblase/Partikel im Komposit, ** Luftblase an der Grenzfläche zwischen Zahn und Restauration

5.2.1.2 Gruppe 2

Die Schrumpfvektoren der Gruppe 2 bestehen aus generierten Vektoren des ersten Inkrements, die approximale Wand (Gp2-wl/TBF), und aus Vektoren des zweiten, okklusalen Inkrements (Gp2-wl/TBF+oc/TBF). Einige größere Vektoren der approximalen Wand zeigen eine aufwärtsgerichtete Bewegung weg vom Kavitätenboden. Desweiteren zeigen einige Vektoren, die sich über die gesamte Höhe der Wand verteilen und sich in der inneren Seite der Wand befinden zum Zentrum der Kavität hin (Abbildung 20 a und b). Dies ist aus der okklusalen Ansicht gut zu erkennen (Abbildung 20 e). Die eher kleineren Vektoren der Scans des okklusalen Inkrements zeigen im approximalen Teil eine aufwärts gerichtete Bewegung und eine abwärts gerichtete Bewegung im zentralen Abschnitt der Kavität (Abbildung 20 d und e). Aus der okklusalen Ansicht lässt sich die Krümmung der approximalen Wand erkennen (Abbildung 20 e und f).

Das Differenzbild der approximalen Wand zeigt leichte Unterschiede zwischen beiden Scans im Bereich des approximalen Kavitätenboden, der okklusalen Fläche der Wand und lingualen Fläche der Wand (Abbildung 21 a). Das Bild der zweiten Schicht zeigt eine kalkulierte Differenz vor allem an der okklusalen Fläche der Füllung und an einem Bereich des okklusalen Kavitätenbodens (Abbildung 21 b).

Die REM-Bilder (Abbildung 22 a bis f) zeigen an mehreren Stellen eine Ablösung der Restauration vom Zahn. Die Ablösung ist in unterschiedlicher Intensität zu beobachten, verstärkt ist sie jeweils in den Ecken (Abbildung 22 b und e).

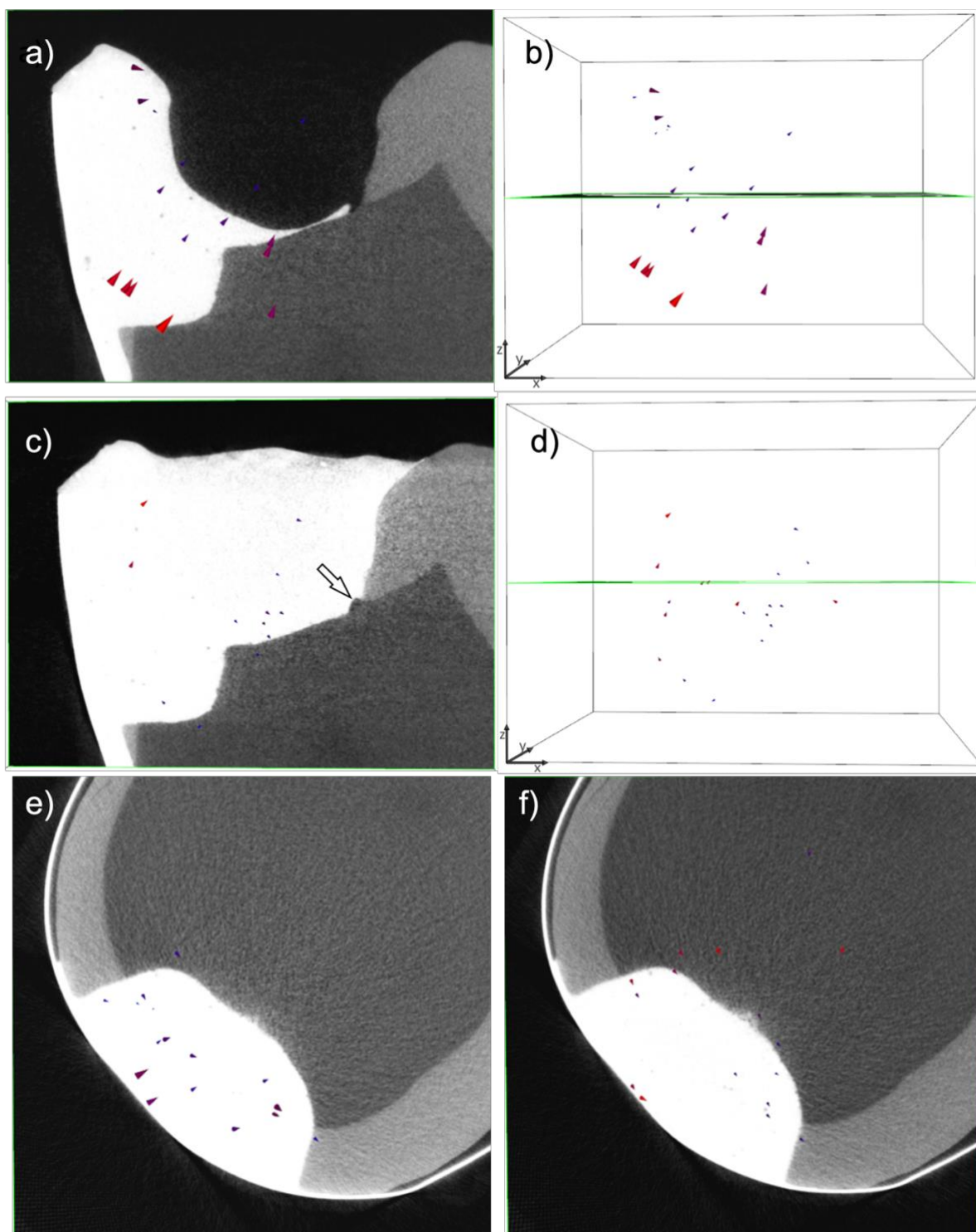


Abbildung 20 Vektoren der Gruppe 2 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022); um die Darstellung der Schumpfungsvektoren zu verbessern, wurden die Vektoren um den Faktor zehn skaliert) und b) Schumpfungsvektoren des ersten Inkrements (approximale Wand), größere Vektoren zeigen eine aufwärtsgerichtete Bewegung in der Wand weg vom Kavitätenboden, einige kleinere Vektoren deuten über die Höhe der Wand verteilt zum Zentrum der Kavität hin; c) und d) Vektoren des zweiten, okklusalen Inkrements, im approximalen Kasten sind kleine aufwärtsgerichtete Vektoren, im okklusalen Anteil der Kavität kleine abwärts gerichtete Vektoren nah am Kavitätenboden zu sehen; e) und f) Vektoren des Wand-Inkrementes (e) und des okklusalen Inkrements (f) aus okklusaler Ansicht, es ist eine Krümmung in oro-vestibuläre Richtung der approximalen Wand erkennbar

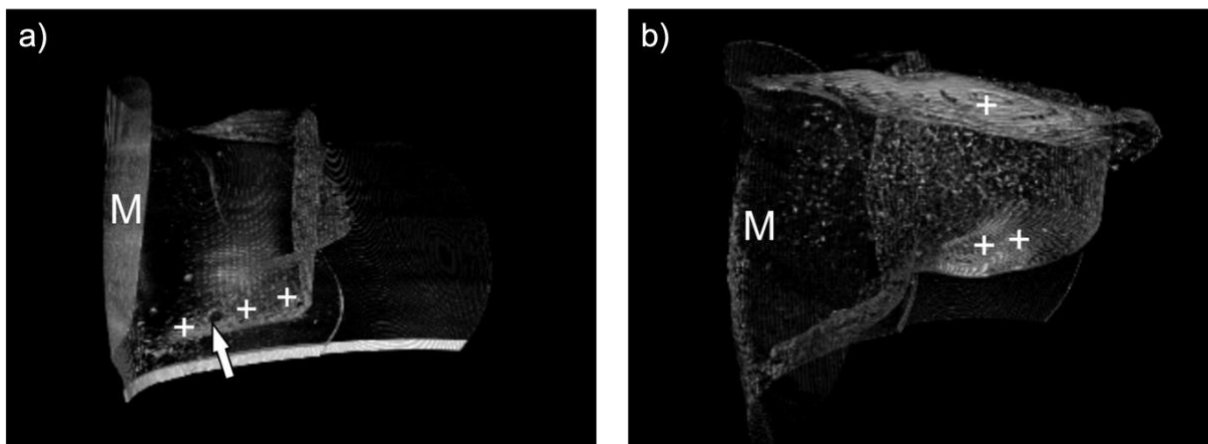


Abbildung 21 Bilder der Volumenschrumpfung in Gruppe 2 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022); der Pfeil deutet auf eine Luftblase im Komposit, die Plusymbole zeigen die Regionen der sichtbaren Volumenschrumpfung; M: Matrize, a) Volumenschrumpfung des ersten Inkrements (approximale Wand), es zeigt sich vor allem volumetrische Schrumpfung im Bereich des approximalen Kavitätenboden; b) Volumenschrumpfung der zweiten okklusalen Schicht, Volumenschrumpfung zeigt sich vor allem an der okklusalen Fläche der Füllung

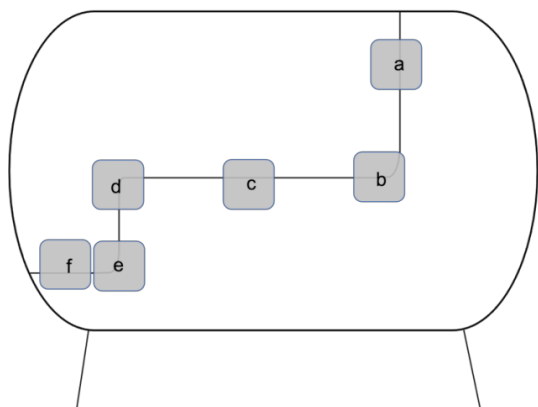
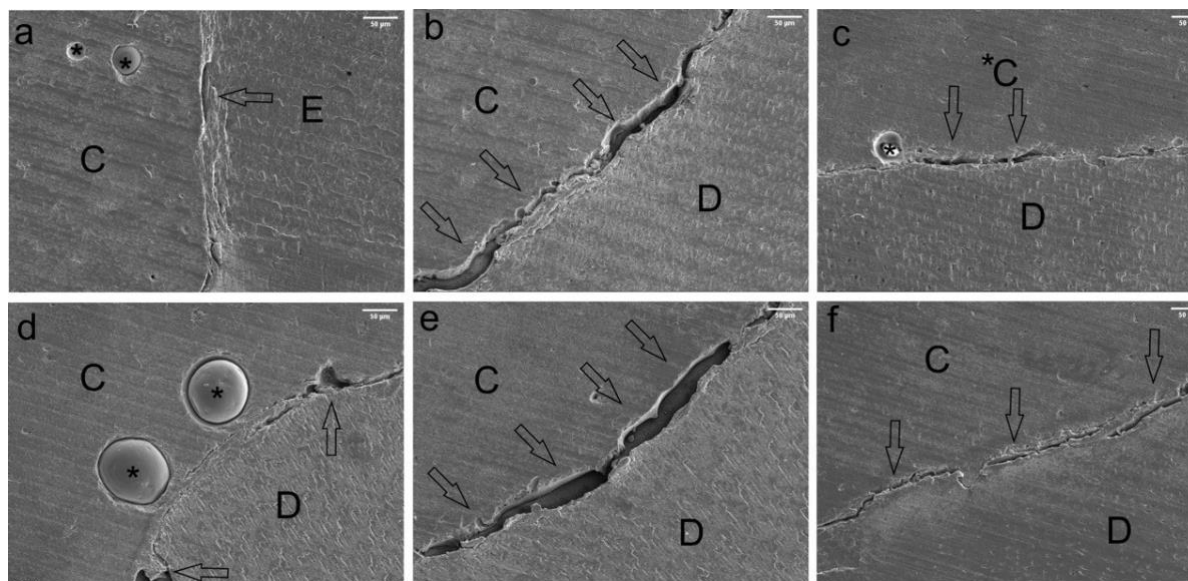


Abbildung 22 REM-Bilder der Gruppe 2 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022) und Übersichtsskizze zu den Bildausschnitten; der Vergrößerungsfaktor der Bilder beträgt x200; a) kleine Defekte im Verbund an der Kavitätenwand des okklusalen Bereichs, b) deutliche Ablösung in der Ecke des okklusalen Kavitätenbereichs, c) Ablösung am Kavitätenboden des okklusalen Bereichs, d) Luftblasen und Defekte im Verbund an der Ecke zwischen okklusalem Bereich der Kavität und approximalen Kasten, e) deutliche Ablösung an der Ecke des approximalen Kastens, f) geringfügige Ablösung am Boden des Kastens; die Pfeile deuten auf Ablösungen des Füllungsmaterials vom Zahn; ; E: Schmelz, C: Komposit, D: Dentin, *: Luftblase/Partikel im Komposit

5.2.1.3 Gruppe 3

In der ersten Schicht der Gruppe 3, dem Flowable Liner (Gp3-fl/TEF), sind viele Vektoren zu sehen. Einige größere Vektoren deuten zum Kavitätenboden hin, besonders im Bereich der approximalen Box. Im okklusalen Anteil des Flowable Liners sind Vektoren zu sehen, die in Richtung der approximalen Box zeigen (Abbildung 23 a,b und e). Die Vektoren der okklusalen Schicht (Gp3-fl/TEF+TBF) sind in Abbildung 23 c, d und f zu sehen. Die meisten dieser Schrumpfungsvektoren sind groß und deuten in Richtung der Kavitätenwand also zur Zahnhartsubstanz hin. Auch in dem Flowable Liner Inkrement (Gp3-fl/TEF) sind wieder Vektoren zu sehen. Sie sind klein und deuten nach schräg oben in mesiale Richtung. Die meisten davon befinden sich im approximalen Kasten und in axialer Richtung näher am zweiten Inkrement als am Kavitätenboden.

Bei der ersten Schicht ist in Abbildung 24 a an der freien Oberfläche und auch an den gebundenen Flächen zum Zahn eine Differenz zu sehen. Beim zweiten Differenzbild dieser Probe (Abbildung 24 b) sind mehrere deutliche Blasen zwischen den beiden Schichten zu erkennen. Weiter ist die okklusale Fläche gut sichtbar und Stellen einer seitlichen Kavitätenwand sowie des Bodens der Kavität erkennbar.

Die REM-Bilder zeigen besonders an der vertikalen Kavitätenwand, am okklusalen Kavitätenboden und in der Ecke zwischen diesen beiden Begrenzungen einen perfekten Verbund zwischen Restauration und Zahn (Abbildung 25 a bis c). Die Ecke zwischen okklusalem Kavitätenboden und pulpaler Wand sowie die zwischen pulpaler Wand und approximalem Kastenboden und der approximale Kastenboden selbst, zeigen stellenweise geringfügige Ablösungen der Restauration vom Zahn (Abbildung 25 d bis f).

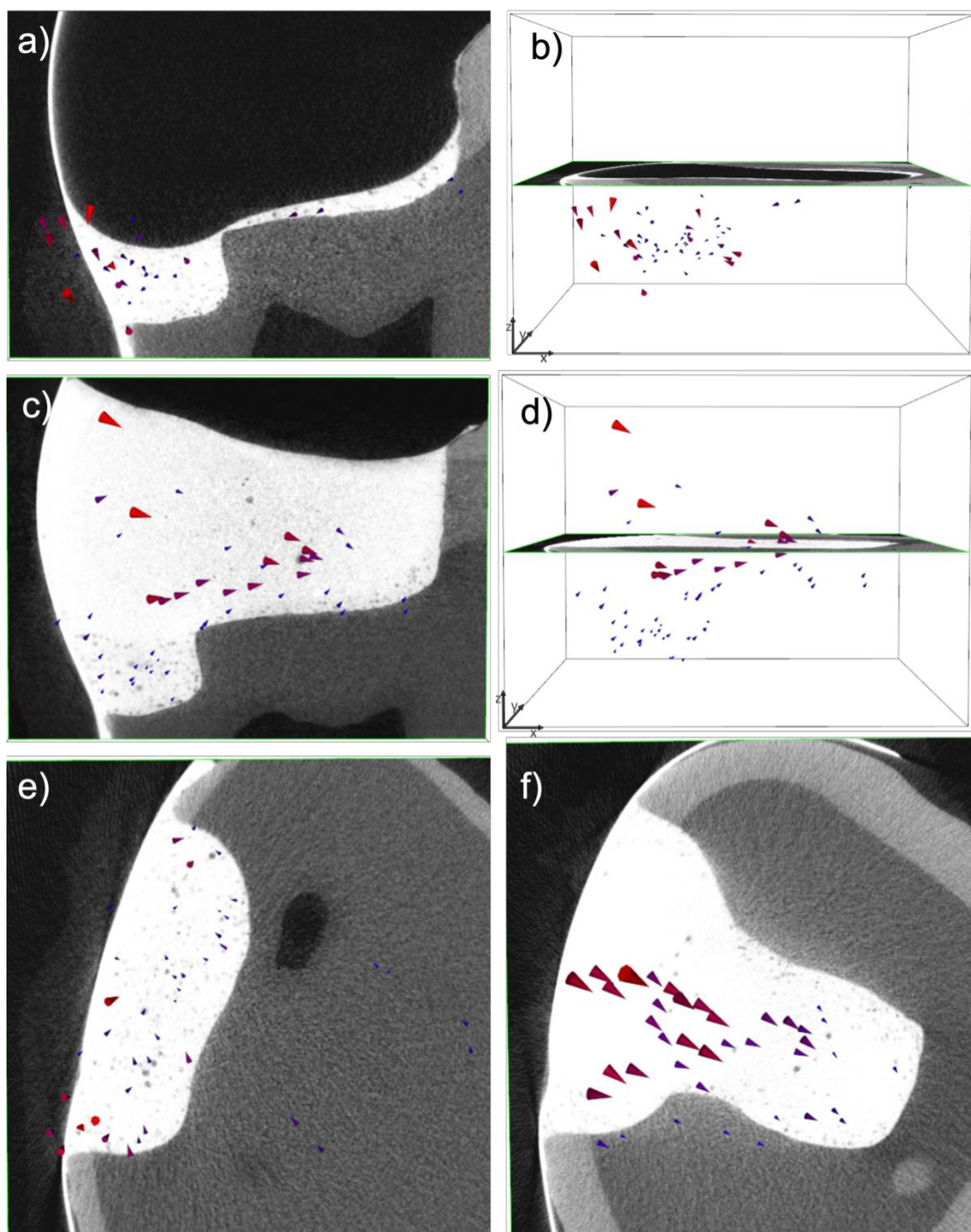


Abbildung 23 Vektoren der Gruppe 3 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022); um die Darstellung der Schrumpfungsvektoren zu verbessern, wurden die Vektoren um den Faktor zehn skaliert. a) und b) Schrumpfungsvektoren des ersten Inkrements (Flowable Liner), besonders im Bereich der approximalen Box deuten einige Vektoren zum Kavitätenboden hin, im okklusalen Bereich zeigen einige Vektoren zum approximalen Kasten hin; c) und d) Schrumpfungsvektoren des zweiten Inkrements, größere Vektoren deuten zur Kavitätenwand hin, kleinere Vektoren im ersten Inkrement im approximalen Kasten deuten nach schräg oben zum Zentrum der Restauration hin;; e) und f) Schrumpfungsvektoren des ersten Inkrements (e) und des zweiten Inkrements (f) aus okklusaler Ansicht

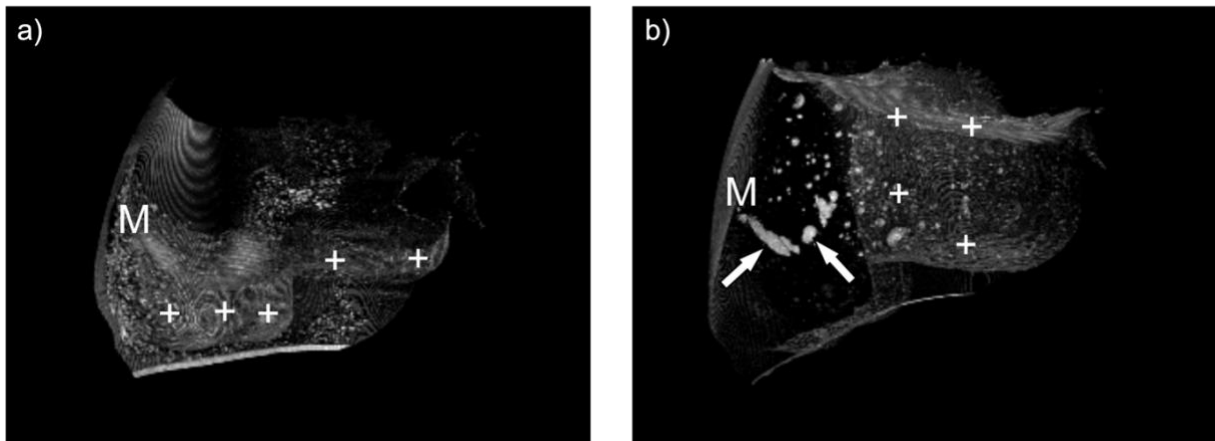


Abbildung 24 Bilder der Volumenschumpfung in Gruppe 3 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022), die Plussymbole zeigen die Regionen der sichtbaren Volumenschumpfung, M: Matrizie; a) Volumendifferenz des ersten Inkrements, sowohl an der freien Oberfläche als auch an der gebundenen Oberfläche ist volumetrische Schrumpfung zu erkennen; b) Volumendifferenz des zweiten Inkrements, die Pfeile deuten auf Luftblasen, zwischen den Inkrementen sind Luftblasen erkennbar, Volumenschumpfung ist an der okklusalen Fläche sowie im seitlichen und Bodenbereich der Restauration zu sehen

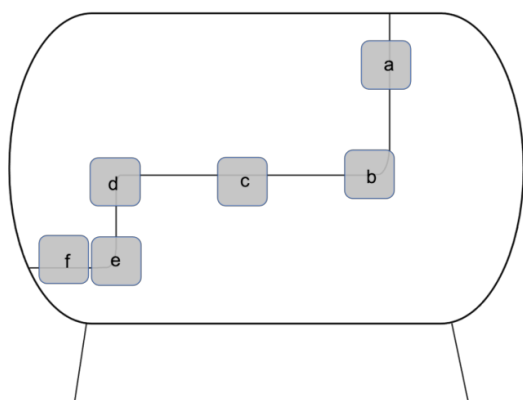
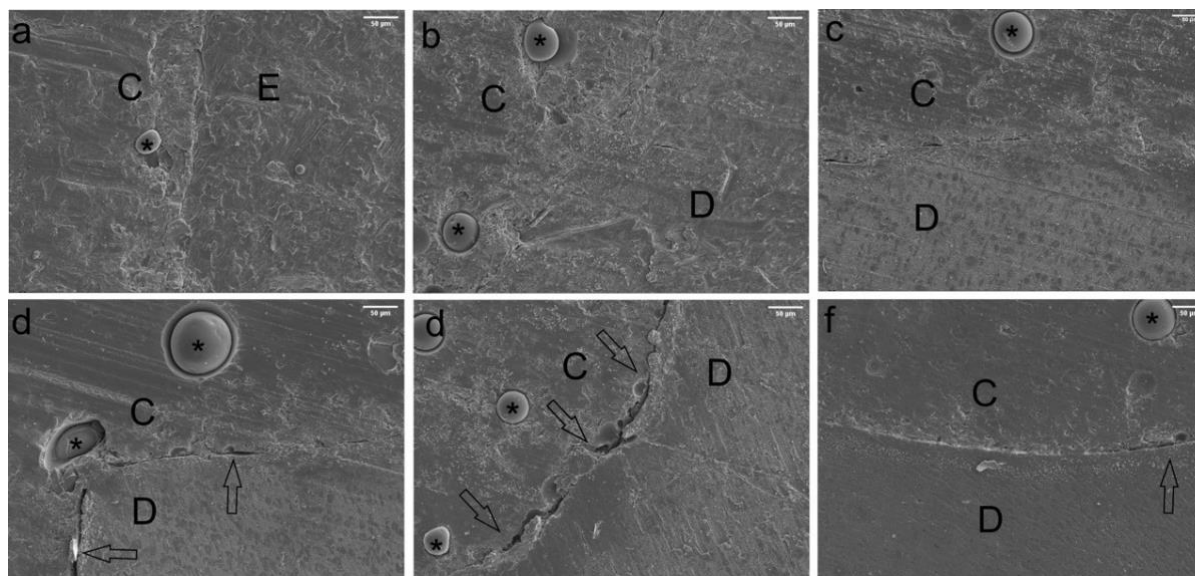


Abbildung 25 REM-Bilder der Gruppe 3 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022) und Übersichtsskizze zu den Bildausschnitten der Vergrößerungsfaktor der Bilder beträgt x200; a) intakter Verbund an der okklusalen Kavitätenwand, b) Luftblasen an einem ansonsten guten Verbund an der Ecke des okklusalen Kavitätenbereichs, c) suffizienter Verbund am Boden des okklusalen Kavitätenbereichs, d) Luftblasen und kleine Defekte im Verbund an der Ecke zwischen okklusalem Bereich und Kasten der Kavität, e) geringfügige Ablösung in der Ecke des approximalen Kastens, f) kleiner Defekt im ansonsten guten Verbund am Boden des Kastens; die Pfeile deuten auf Ablösungen des Füllungsmaterials vom Zahn; E: Schmelz, C: Komposit, D: Dentin, *: Luftblase/Partikel im Komposit

5.2.1.4 Gruppe 4

In der ersten Schicht der Gruppe 4, dem Flowable Liner (Gp4-fl/TEF), zeigen die Schrumpfungsvektoren eine abwärts gerichtete Bewegung zum Kavitätenboden hin (Abbildung 26 a, b und g). Die Schrumpfungsvektoren des darauf folgenden Wand-Inkrementes (Gp4-fl/TEF+wI/TBF) richten sich zum Kavitätenboden des approximalen Kastens und in Richtung der verbleibenden okklusalen Kavität. Im Bereich des Flowable Liners sind kleinere Vektoren zu sehen, die vorrangig zur pulpalen Wand des approximalen Kastens zeigen (Abbildung 26 c, d und h). Die Schrumpfungsvektoren des okklusalen Inkrementes (Gp4-fl/TEF+wI/TBF+oc/TBF) zeigen alle eine aufwärts gerichtete Bewegung vom Kavitätenboden weg. Die Vektoren sind über die gesamte Restauration verteilt, Ansammlungen befinden sich nahe der pulpalen und der mesialen Kavitätenwand (Abbildung 26 e, f und i). In der okklusalen Ansicht des ersten und zweiten Inkrementes ist in dem approximalen Kasten der Kavität in den Ecken ein Spalt zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Komposit zu erkennen (Abbildung 26 g und h).

Das Differenzbild der Flowable Liner Schicht zeigt die konkave freie Oberfläche des Füllmaterials im approximalen Kasten und leicht bzw. stellenweise die freie Oberfläche der restlichen Kavität (Abbildung 27 a). Bei der Wand-Schicht ist die freie Oberfläche der Wand sichtbar und Teile der freien Oberfläche der ersten Schicht (Abbildung 27 b). Auch bei der dritten Schicht zeigt sich eine Differenz an der freien okklusalen Fläche, weiter ist die Oberfläche einer großen Luftblase zu sehen (Abbildung 27 c).

Die REM-Bilder zeigen einen sehr guten Verbund zwischen Restauration und Zahn (Abbildung 28). Eine minimale Beeinträchtigung ist an der Ecke zwischen mesialer Kavitätenwand und okklusalem Kavitätenboden zu sehen (Abbildung 28 b).

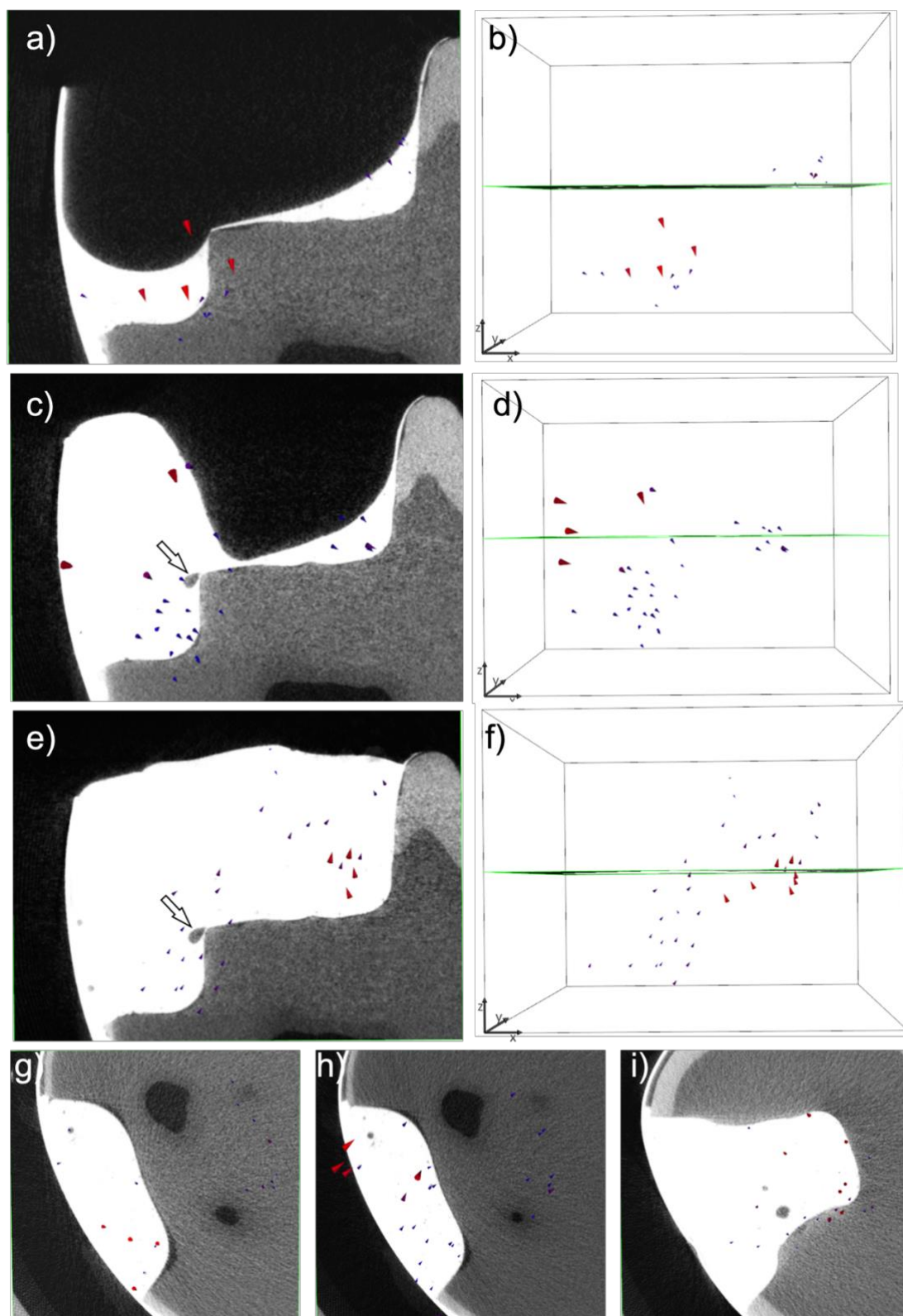


Abbildung 26 Vektoren der Gruppe 4 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022), um die Darstellung der Schrumpfungsvektoren zu verbessern, wurden die Vektoren um den Faktor zehn skaliert; a) und b) Schrumpfungsvektoren des ersten Inkrements (Flowable Liner); die Vektoren zeigen eine abwärts gerichtete Bewegung zum Kavitätenboden hin; b) und c) Schrumpfungsvektoren des zweiten Inkrements (approximale Wand); einige Vektoren zeigen zum Kavitätenboden hin, einige deuten in Richtung der verbleibenden okklusalen Kavität; e) und f) Schrumpfungsvektoren des dritten (okklusalen) Inkrements; zahlreiche Vektoren zeigen deutlich eine aufwärts gerichtete Bewegung; g), h) und i) Schrumpfungsvektoren des ersten (g), zweiten (h) und dritten (i) Inkrements aus okklusaler Ansicht, in h) ist die zum Kavitätzentrum deutende Richtung der Vektoren gut erkennbar

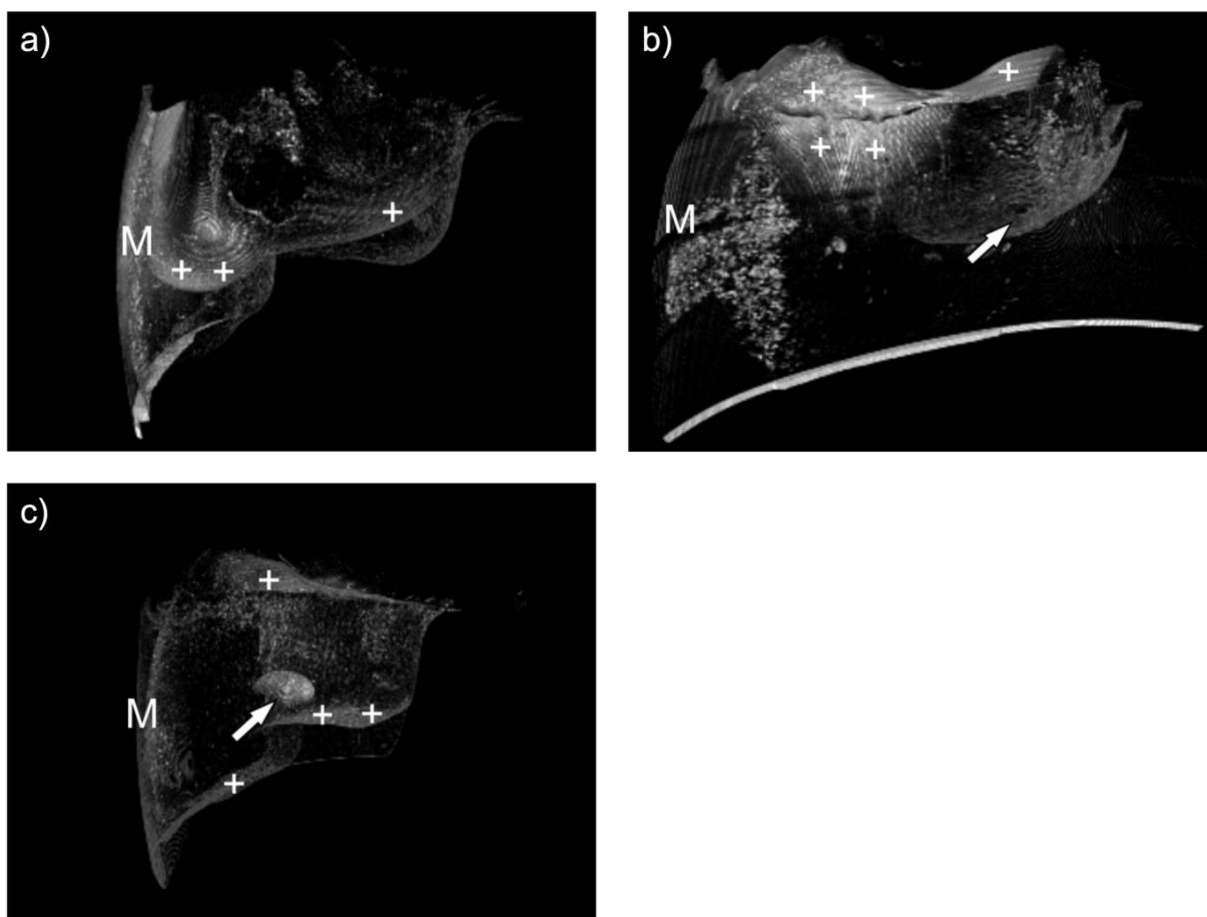


Abbildung 27 Bilder der Volumenschumpfung in Gruppe 4 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022); die Plusymbole zeigen die Regionen der sichtbaren Volumendifferenz; M: Matrize; die Pfeile deuten auf eine Luftblase; a) Volumendifferenz des ersten Inkrements, sie ist am deutlichsten sichtbar im Bereich der freien Oberfläche im approximalen Kasten; b) Volumendifferenz des zweiten Inkrements, vor allem an der freien Oberfläche des Wand-Inkrementes und des Flowable Liners erkennbar; c) Volumendifferenz des dritten Inkrements, auch hier besonders an der freien Oberfläche zu sehen

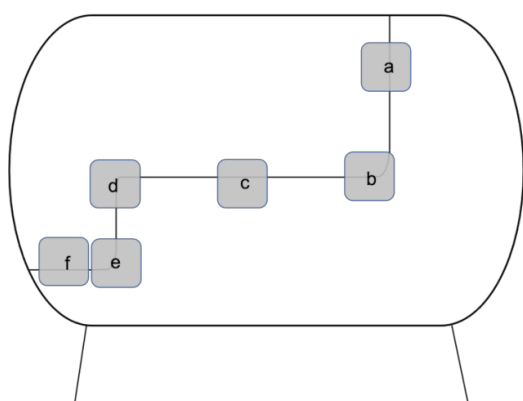
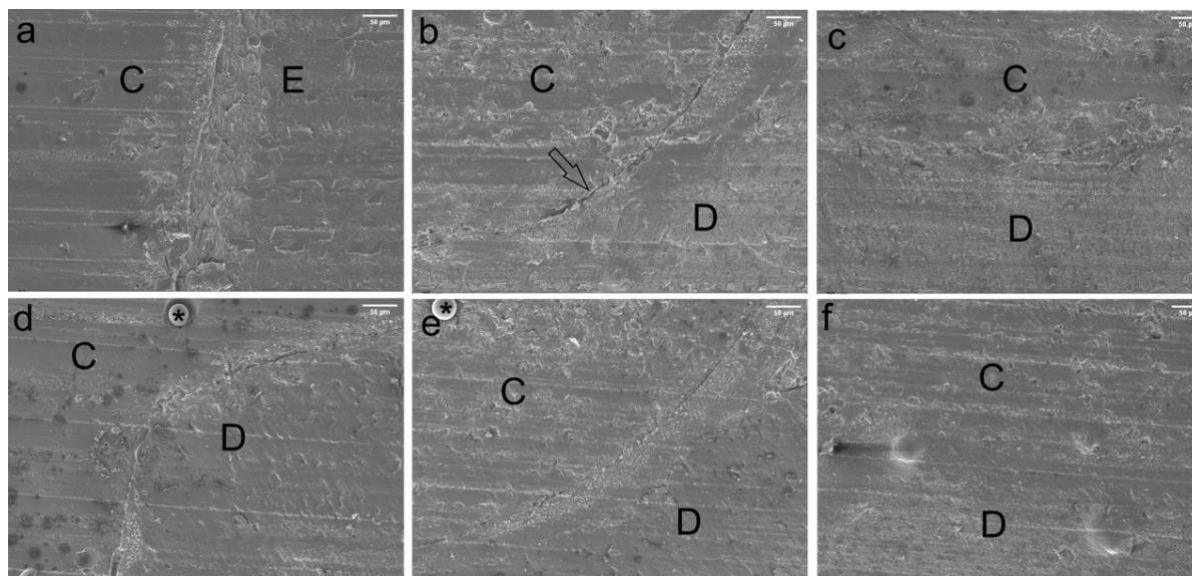


Abbildung 28 REM-Bilder der Gruppe 4 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022) und Übersichtsskizze zu den Bildausschnitten; der Vergrößerungsfaktor der Bilder beträgt x200; die Bilder zeigen durchgehend einen intakten Verbund, an der Ecke zwischen okklusalem Kavitätenboden und approximalen Kasten ist ein minimaler Defekt im Verbund sichtbar (b); E: Schmelz, C: Komposit, D: Dentin, *: Luftblase/Partikel im Komposit;

5.2.1.5 Gruppe 5

Die zahlreichen Vektoren im SDR-Inkrement (Gp5-fl/SDR) sind sehr groß und deuten alle zum Kavitätenboden hin (Abbildung 29 a, b und e). Die Vektoren der Deckschicht (Gp5-fl/SDR+TBF) besitzen keine einheitliche Richtung. Es sind viele kleine Schrumpfungsvektoren im unteren Bereich der Restauration zu sehen (Abbildung 29 c, d und f).

Bei beiden Differenzbildern (Abbildung 27 a und b) sieht man deutlich die freie okklusale Fläche. Bei dem Bild der SDR-Schicht ist zusätzlich noch ein Bereich des Kavitätenbodens und der angrenzenden Ecken zu sehen, was sich mit den Beobachtungen der REM-Bilder deckt.

Die REM-Bilder zeigen im okklusalen Bereich der Kavität Ablösungen des Füllungsmaterials vom Zahn (Abbildung 31 a bis c). Die Bilder des approximalen Kasten zeigen jedoch einen guten Verbund (Abbildung 31 d bis f).

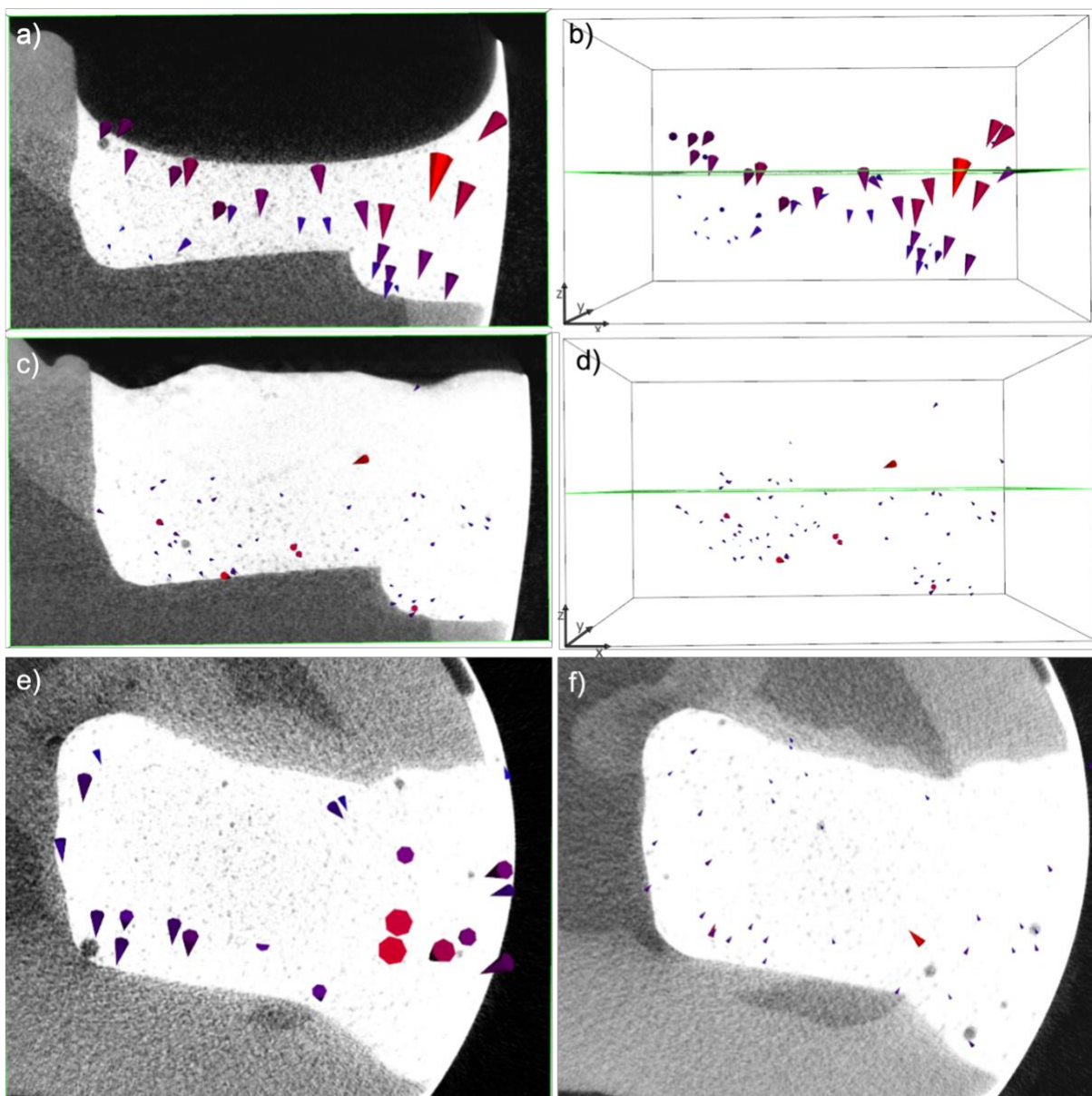


Abbildung 29 Vektoren der Gruppe 5 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022); um die Darstellung der Schrumpfungsvektoren zu verbessern, wurden die Vektoren um den Faktor zehn skaliert; a) und b) Schrumpfungsvektoren des ersten Inkrements (SDR-Inkrement); zahlreiche große Vektoren deuten zum Kavitätenboden hin; c) und d) Schrumpfungsvektoren des zweiten Inkrements (Deckschicht), wenige Vektoren in diesem Inkrement und viele kleine Vektoren im unteren Bereich der Restauration, die keine einheitliche Richtung aufweisen; e) und f) Schrumpfungsvektoren des ersten (e) und zweiten (f) Inkrements aus okklusaler Ansicht

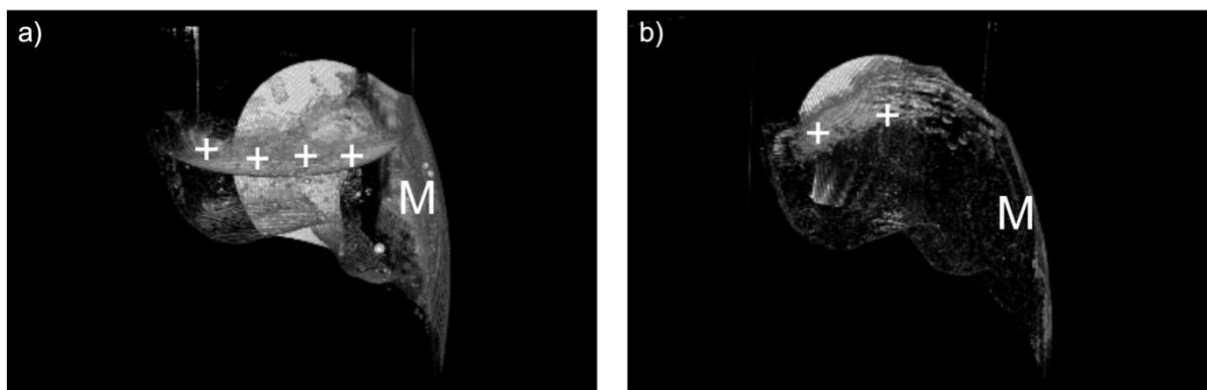


Abbildung 30 Bilder der Volumenschrumpfung von Gruppe 5 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022); die Plussymbole zeigen die Regionen der sichtbaren Volumenschrumpfung, M: Matrize; a) Volumendifferenz des ersten Inkrements, Volumenschrumpfung im Bereich der freien Oberfläche und am Kavitätenboden; b) Volumendifferenz des zweiten Inkrements, volumetrische Schrumpfung im Bereich der okklusalen Fläche

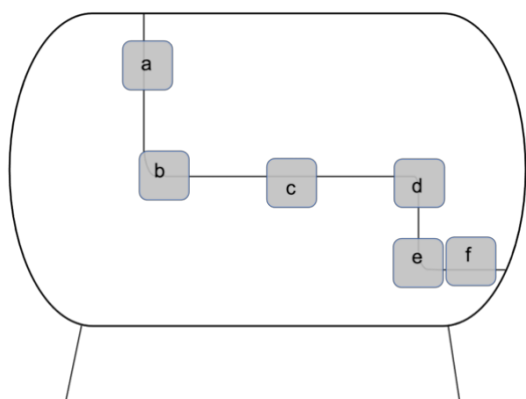
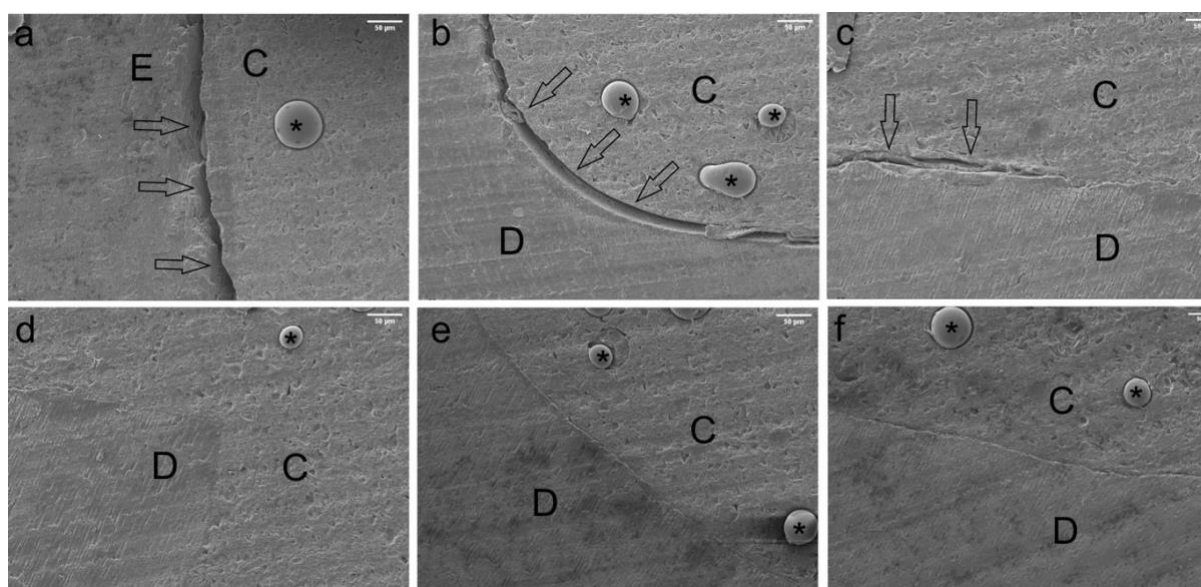


Abbildung 31 REM-Bilder der Gruppe 5 (Kaisarly und Langenegger et al. 2022) und Übersichtsskizze zu den Bildausschnitten der Vergrößerungsfaktor der Bilder beträgt x200; a) - c) zeigen Ablösungen des Restaurationsmaterials vom Zahn, d) - f) zeigen einen intakten Verbund; E: Schmelz, C: Komposit, D: Dentin, *: Luftblase/Partikel im Komposit;

6 Diskussion

6.1 Material und Methode

Die vorliegende Arbeit ist eine In-Vitro-Studie. Die Versuche wurden unter optimierten Bedingungen im Labor durchgeführt. Dazu gehört die einfachere und somit gesicherte absolute Trockenlegung vor dem Aufbringen von Adhäsiv und Füllmaterial, erleichtertes Erreichen der Restauration mit der Polymerisationslampe und ausreichende Lichtpolymerisation. Beide Aspekte können in der klinischen Situation Schwierigkeiten bereiten und beeinflussen die Polymerisation mit ihren assoziierten Effekten wie Schrumpfung und Stress. Ein weiterer Unterschied zur klinischen Situation besteht darin, dass die Zeit vor der Lichtpolymerisation aufgrund des durchgeführten Mikro-CT-Scans deutlich länger ist als bei einer in-vivo angefertigten direkten Kompositrestauration.

Die hier verwendete Methode kann aus mehreren Gründen nur in-vitro durchgeführt werden, hierzu zählen zum Beispiel die begrenzte Größe des Probenraums beim verwendeten Micro-CT-Gerät, die hohe Strahlenbelastung bei Schichtaufnahmen mit hoher Auflösung sowie die lange Scandauer. Dennoch liefert diese Studie wichtige Erkenntnisse zum Einfluss der Schichttechnik auf die Polymerisationsschrumpfung in Klasse II Kavitäten. Für präzise Ergebnisse und Aussagen zu Grundlagenfragen ist aber auch unabhängig von den angeführten Faktoren das Arbeiten mit hoher Standardisierung im Labor notwendig.

Für die Untersuchung des Einflusses der Applikationsart auf die Schrumpfung wurden standardisierte Kavitäten in kariesfreie Zähne präpariert. Die Standardisierung ist für die Vergleichbarkeit und Interpretation der Ergebnisse, und im Allgemeinen für präzise und sinnvolle Ergebnisse zu grundlegenden Fragestellungen wichtig, entspricht aber natürlich nicht dem klinischen Alltag. Hier wird die Konfiguration und Größe einer Kavität, die mit einer Kompositfüllung versorgt werden soll, vom Zahnhartsubstanzdefekt vorgegeben. Eine Klasse II Kavität tritt jedoch aufgrund von Approximalkaries häufig auf (Heintze and Rousson 2012) und ist daher an sich realitätsnah, insbesondere im Vergleich zu Studien, die mit der gleichen Methode durchgeführt wurden aber ausschließlich Klasse I Kavitäten untersuchten (Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly et al. 2021c). Zudem ist die Klasse II Kavität häufig Bestandteil wissenschaftlicher Untersuchungen zu direkten Kompositrestaurationen und Adhäsivtechniken da die Randqualität und Microleakage wichtige Parameter für den Erhalt einer Restauration sind (Al-Harbi et al. 2016; Gerula-Szymańska et al. 2020; Heintze and Rousson 2012; Tosco et al. 2021). Eine klinische Studie zu den Schrumpfungsvektoren in Abhängigkeit der Inkrementtechniken wäre

insofern problematisch, dass es aufgrund der Variabilität klinischer Studien schwierig wäre sinnvolle Grundlagenaussagen zu treffen.

Zu einem einfacheren Arbeitsablauf, der reproduzierbar und weniger anfällig für Ungenauigkeiten und Fehler ist, und somit eine hohe Standardisierung der Versuchsbedingungen ermöglicht, konnte die Verwendung eines Universaladhäsivs im Einschnitt-Verfahren beitragen. Das in der Studie verwendete Universaladhäsiv gehört zur Gruppe der selbststützenden all-in-one Adhäsive, deren Verwendung ohne die vorherige Konditionierung der Zahnhartsubstanz möglich ist und ein Einschnitt-Verfahren der Adhäsivtechnik darstellt. Obwohl die Etch-and-Rinse-Technik unter den verschiedenen Adhäsivsystemen als Goldstandard gilt (Meerbeek et al. 2020), kann ein selbststützendes Adhäsiv ohne die vorherige Anwendung von Phosphorsäure angewendet werden und bietet adäquate Haftung für die Kompositrestauration (Perdigão et al. 2019; Todd and Brazilius 2015).

Zwar sind die selbststützenden Adhäsive in alleiniger Anwendung den Etch-and-Rinse-Adhäsiven in einigen Aspekten unterlegen, dies betrifft beispielsweise eine geringere Ätzwirkung am Schmelz, sie ermöglichen aber durch das Zusammenfassen mehrerer Arbeitsschritte in einen einzigen Schritt eine vereinfachte und schnelle Handhabung der Adhäsivtechnik. Zudem ist die Technik durch die simple Handhabung weniger techniksensibel (Meerbeek et al. 2020).

Aufgrund des Versuchsaufbaus bzw. der ausgewählten untersuchten Schichttechniken war es notwendig Füllungsmaterialien für die Untersuchung auszuwählen, die eine erhöhte Durchhärtetiefe aufweisen konnten. Da Bulk-Fill-Komposite diese Anforderung erfüllen und mittlerweile auch im klinischen Alltag der Zahnmedizin Verwendung finden, aber durchaus noch Forschungsbedarf bezüglich dieser Materialien besteht (Van Ende et al. 2017), wurden drei Bulk-Fill-Materialien in der Studie verwendet. SDR wurde nur in einer Gruppe verwendet, um als Referenz dienen zu können. Das niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposit ist ein vielfach untersuchtes und klinisch häufig verwendetes Material ist, das im Vergleich eher eine geringe Volumenschrumpfung und eine geringe Schrumpfungsspannung besitzt (de Freitas Chaves et al. 2020; Lassila et al. 2019). Es wurde daher in einem dicken Inkrement verwendet.

Die Füllmaterialien TEF, TBF und SDR wurden bereits in vorangehenden Studien mit gleicher Methode verwendet (Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly et al. 2021c). Durch die Verwendung auch in dieser Untersuchung, besteht die Möglichkeit, die Ergebnisse in Relation zueinander zu betrachten. Außerdem gab es mit diesen Materialien aufgrund der früheren Studien bereits vor der Durchführung von Vorversuchen Erfahrungen bezüglich der Röntgenopazität und somit der Eignung der Materialien für das Generieren von Schrumpfungsvektoren. Die variierende Röntgenopazität von Kompositmaterialien, die aus der unterschiedlichen Zusammensetzung der Materialien und dem unterschiedlichen Füllstoffgehalt resultiert (Hotta and Yamamoto 2009; Sumitani et al. 2018), ist ein mitentscheidender Faktor für den

Erfolg der Auswertung der Schrumpfungsvektoren. So konnten als identifizierbare Strukturen in TEF und SDR Glaskugeln gemischt werden. Durch das homogene röntgenologische Erscheinungsbild der Materialien konnten die röntgentransluzenten Glaskugeln von der Kunststoffmatrix abgegrenzt werden, was sich in früheren Studien bei beiden Materialien erfolgreich zeigte (Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly et al. 2021c). Im Material Tetric EvoCeram Bulk Fill konnten inhärent enthaltene Luftbläschen als Tracer fungieren, auch dies war aus vorangegangenen Studien bekannt (Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly et al. 2021c).

Der Abstand der Lichtquelle zum Komposit war durch den Probenhalter vorgegeben, die Spitze des Lichtleiters konnte nicht unmittelbar an der Kavität platziert werden. Durch diesen vergrößerten Abstand besteht die Gefahr, dass das Material in der Tiefe der Kavität nicht ausreichend polymerisiert. Um dies mit daraus resultierenden Auswirkungen auf die Polymerisationsschrumpfung zu verhindern wurde eine verlängerte Lichthärtung durchgeführt (Rueggeberg and Jordan 1993). Sowohl das Adhäsiv als auch die Komposite wurden durch die verlängerte Lichthärtung polymerisiert, um eine gesicherte Durchhärtungstiefe zu gewährleisten und Schwankungen auszugleichen (Price et al. 2011; Zorzin et al. 2015).

Für das Legen einer Kompositfüllung bei Klasse-II-Kavitäten ist meist das Verwenden einer Matrize notwendig. Matrizen fungieren unter anderem als Formgebungshilfe und verhindern das Überstopfen von Restaurationsmaterial in Richtung des marginalen Parodonts. Es gibt zahlreiche Matrizensysteme und -techniken, die alle einige Anforderungen erfüllen müssen. Hierzu gehört z.B. das Standhalten des Kondensationsdrucks beim Legen der Füllung, die Form sollte entsprechend eines Zahnes zervikal enger sein und ein dichtes Anliegen der Matrize an der Zahnhartsubstanz gewährleisten. Zudem sollte die Matrize ermöglichen, dass der Kontaktpunkt zum Nachbarzahn rekonstruiert werden kann, das heißt sie sollte adaptierbar sein und eine Schichtstärke von 50 µm nicht überschreiten (Hellwig et al. 2013). Auch in dieser Untersuchung war der Verzicht auf eine Matrize nicht möglich.

Nach diversen Vorversuchen mit experimentellen Matrizen, die auf Seite 23ff. beschrieben werden, wurde entschieden, eine Metallteilmatrize zu verwenden. Diese werden im normalen klinischen Gebrauch mit einem Metallring befestigt und mittels eines Keils zervikal abgedichtet, um ein Überstopfen des Komposits zu verhindern. Mit dieser Matrizentechnik kann im Vergleich zu anderen Techniken der stärkste Approximalkontakt geschaffen werden (Peumans et al. 2021). Im Versuchsaufbau war es aufgrund der limitierten Größe des Probenhalters und fehlenden Nachbarzähnen nicht möglich die Teilmatrize mit Ring und Keil zu befestigen. Anstatt dessen wurde das lichthärtende Provisorienmaterial Clip F verwendet, mit dem die Matrize von außen am Zahn befestigt wurde. Clip F ist nicht röntgenopak und hatte deswegen keine Auswirkung auf die Untersuchung. Die Metallmatrize ist zwar in den Mikro-CT-Scans sichtbar, störte aber ebenfalls nicht in der Auswertung. Ein Nachteil dieser Lösung war, dass

die Abdichtung durch die Matrize ohne Keil nur unzureichend möglich war, so dass in manchen Proben ein Überpressen des Komposits vorkam. In einer klinischen Situation wäre die mangelnde Abdichtung inakzeptabel, in der vorliegenden Untersuchung konnte sie aber aufgrund mangelnder Alternativen und gegebener Limitationen in Kauf genommen werden. Andere Forschende verwendeten für Mikro-CT-Studien zu Klasse-II-Restaurationen den Laborfilm Parafilm als Matrize (Algamaiah et al. 2017; Hirata et al. 2015; Wohlleb et al. 2020). Dieser hätte in dieser Studie aufgrund seiner Instabilität dem Druck beim Füllen der Kavität mit hochviskösem Komposit, insbesondere beim Modellieren der Wand mit hoher Wahrscheinlichkeit nicht standgehalten. Das Teilmatrixsystem hat gegenüber Parafilm zudem die klinische Relevanz und Anwendbarkeit als Vorteil.

Als zu untersuchende Applikationsmethoden von Klasse-II-Kavitäten wurden klinisch relevante Methoden ausgewählt, deren Einfluss auf die Polymerisationsschrumpfung evaluiert wurde. Die zentripetale Schichttechnik, angewendet in Gruppe 2 und Gruppe 4, bei der zuerst die approximale Wand modelliert wird, bevor die verbleibende Kavität wie eine Klasse-I-Kavität gefüllt wird, ist eine etablierte Schichttechnik zur Versorgung von Klasse-II-Kavitäten mit direkten Kompositrestaurationen. Diese Technik soll das Erreichen einer guten Randqualität, eines suffizienten Kontaktpunktes und das erleichterte Nachgestalten der Kaufläche kombinieren (Bichacho 1994; Hellwig et al. 2013; Peumans et al. 2021; Ritter et al. 2019). Gleichzeitig verändern sich aber die Rahmenbedingungen der Kavität durch das Gestalten der Wand, was sich auch nachteilig auswirken könnte. Es ändert sich mit dieser Technik für die nachfolgenden Inkremente das Verhältnis der gebundenen zur freien Oberfläche, was sich auf die Schrumpfungsspannung und damit auf mechanische Eigenschaften der Füllung auswirken könnte. Daher ist die Auswirkung der zentripetalen Schichttechnik auf die Schrumpfungsvektoren und die Volumenschrumpfung von großem Interesse.

In einer Pilotstudie der University of Leuven konnte durch eine 1,5 – 2 mm dicke Schicht Flowable Liner am Boden der approximalen Box unter dem Wand-Inkrement eine bessere Randadaptation bei sieben von zehn Molaren im Vergleich zum Verzicht auf den Flowable Liner erreicht werden. Es existieren aber einige Studien mit widersprüchlichen Ergebnissen zu diesem Thema (Peumans et al. 2021). Die Untersuchung der Kombination aus Flowable Liner und zentripetaler Schichttechnik (Gruppe 4) ist also ebenso von höchster Relevanz, wie auch generell die Auswirkung eines Flowable Liners in Klasse-II-Kavitäten (Gruppe 3).

In der Kontrollgruppe (Gruppe 1) wurde die Kavität nicht in Inkrementen, sondern in einem einzigen Schritt mit TBF gefüllt. Das Komposit ist für diese Applikationsart laut Hersteller geeignet, zur Reduzierung des Schrumpfstress besitzt es stressabsorbierende Füllpartikel (Todd and Wanner 2014). In früheren Studien wurde gezeigt, dass bei Verwendung von Bulk-Fill-Kompositen der Betrag der Schrumpfungsvektoren bei der inkrementellen Applikation des

Füllmaterials geringer ist (Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly et al. 2021c). Die Gruppe mit einer dicken Schicht SDR und einer Überkappungsschicht mit TBF (Gruppe 5) dient als direkter Vergleich. Während bei der Gruppe, die in einem Inkrement mit TBF gefüllt wurde, ein hochgefüllter Bulk-Werkstoff als einziges Inkrement verwendet wird, dessen wesentlicher Nachteil die im Vergleich zu einem Flowable Komposit möglicherweise schlechtere Oberflächenbenetzung ist, wird in Gruppe 5 (SDR mit einer hochviskösen Seitenzahn-Kompositdeckfüllung) ein völlig anderer Ansatz der Bulk-Fill-Technik verfolgt. Hier wird ein sehr fließfähiges Material als Basis der Fülltechnik verwendet, das jedoch nicht geeignet ist, ohne Deckfüllung der okklusalen Belastung standzuhalten. Der Vorteil dieser Technik ist das gute Anfließen des niedrigviskösen Materials an die Zahnhartsubstanz. In Bezug auf die Kontraktionsspannungen ist der niedrige E-Modul des Materials SDR positiv. Allerdings stabilisiert so ein Material geschwächte Höcker nicht. Sein E-Modul ist so niedrig, dass sich das Material selbst stark dehnt, sobald Kraft ausgeübt wird. Die Deckfüllung mit einem Seitenzahnkomposit soll beide Nachteile, übermäßige Dehnung und Verschleiß, wegen des geringen Füllkörperanteils, ausgleichen. Der Vorteil, mit nur einem Material füllen zu können, geht allerdings verloren. Die Notwendigkeit der Deckfüllung hat erhöhten Zeitaufwand und zusätzliche Kosten in Form eines zweiten Materials zur Folge.

In einer klinischen Studie, in der eine Klasse-II-Kavität mit SDR als 4 mm-Inkrement und mit einer Überkappungsschicht aus einem Hybridkomposit gefüllt wurde, konnte diese Art der direkten Kompositrestauration nach 6 Jahren gute klinische Ergebnisse vorweisen (van Dijken and Pallesen 2017). Die Auswertekriterien sind jedoch – wie bei allen klinischen Studien – relativ grob, entsprechen einer Rangskala und sind von einer auswerterspezifischen Interpretationskomponente überlagert.

Die Schrumpfungsvektoren von Klasse-II-Restaurationen wurden vor dieser Studie bisher nur in sehr geringem Ausmaß untersucht. Zwar wurden beispielsweise im Kontext der selbstlimitierenden Kariesexkavation und Auswirkungen auf das Substrat und Haftbedingungen Schrumpfungsvektoren in Klasse-II-Restaurationen generiert und visualisiert, aber nicht statistisch analysiert (Wohlleb 2018; Wohlleb et al. 2020). Die Entwicklung und Optimierung der Mikro-CT-basierten Schrumpfungsvektorenauswertung im letzten Jahrzehnt ermöglichte die Anwendung dieser ausgereiften Methode für die explizite Fragestellung, ob verschiedene Inkrementtechniken die Polymerisationsschrumpfung bezüglich ihrer Vektoren und Volumenschrumpfung beeinflussen.

Die Datenerhebung mittels Mikro-CT erlaubt eine nicht-destruktive Arbeitsweise, die es unter anderem ermöglicht, die Auswertungsmethode mit anderen Tests zu kombinieren. Beispielsweise konnten in dieser Untersuchung nach den Mikro-CT-Scans REM-Bilder derselben Proben angefertigt werden. Anhand der gewonnenen dreidimensionalen Daten kann ein Einblick

in das Schrumpfungsverhalten innerhalb der Restauration und an deren Grenzflächen gewonnen werden. Die Methode ermöglicht das exakte Verfolgen von Tracern im Komposit und dadurch die Berechnung und Visualisierung von dreidimensionalen Schrumpfungsvektoren (Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b).

Durch den Einblick in das Schrumpfungsverhalten in spezifischen Regionen einer Restauration und in das Schrumpfungsverhalten in Abhängigkeit unterschiedlicher Bedingungen, können zuverlässige Prognosen der klinischen Leistung eines speziellen Materials erarbeitet werden. Diese Einblicke und resultierende Möglichkeiten sind durch andere in-vitro oder in-vivo Untersuchungen nicht gegeben (Kaisarly et al. 2021a). Nachteilig an Mikro-CT-Studien ist, dass sie sowohl einen zeitlichen als auch finanziell sehr hohen Aufwand erfordern. Andere Methoden zur Evaluierung der Polymerisationsschrumpfung sind meist einfacher, schneller und mit weniger Kosten verbunden, zudem kann die Auswertung der Schrumpfungsvektoren nur über entsprechende Softwares erfolgen, die kommerziell nicht erhältlich sind und deren Anwendung spezifisches und fundiertes Wissen und Können in diesem Bereich erfordert (Kaisarly and Gezawi 2016).

Ein unerwünschter Effekt der hier verwendeten Methode ist die lange Scanzeit. Diese betrug etwa eineinhalb Stunden pro Scan. Zum einen ist eine solche Zeitspanne vom Applizieren des Komposits bis zur Polymerisation weit von der klinischen Realität entfernt. Durch diese verlängerte Zeit bis zur Polymerisation konnte der Flowable Liner durch die Fließfähigkeit des Materials in der Scanzeit in den approximalen Kasten fließen, so dass keine einheitliche Schichtdicke dieses Inkrements erreicht werden konnte. Eine perfekte Platzierung der Probe, so dass keine Fließvorgänge in der Kavität stattfinden können, war in diesem Versuchsaufbau nicht möglich.

Zusammenfassend überwiegen aber die Vorteile der verwendeten Methode. So konnten anhand der Mikro-CT-Daten nicht nur die Schrumpfungsvektoren ausgewertet werden, sondern auch die Volumenschrumpfung derselben Proben berechnet werden. Über das Berechnen eines Differenzbildes konnte die Volumenänderung auch visuell dargestellt werden, so dass ersichtlich wurde, an welchen Grenzflächen eine Änderung stattfand. Die Volumenauswertung ist limitiert durch die Bildauflösung und die Einstellung des Threshold, die in dieser Untersuchung manuell erfolgte. Somit können Ungenauigkeiten bei den Ergebnissen entstehen. Die Methode wäre zur alleinigen Bestimmung der Volumenschrumpfung im Vergleich zu alternativen Messmethoden sehr kompliziert. Allerdings kann sie unter anderem innerhalb der Studie zur Evaluierung der Ergebnisse beitragen. Liegen die Ergebnisse im gleichen Bereich wie die Herstellerangaben, ist dies ein Anhaltspunkt für plausible Ergebnisse. Ergänzt wurden die Mikro-CT-basierten Auswertungen durch REM-Bilder von jeweils einer Probe pro Gruppe. Die

Bilder können Defekte im Verbund von Restauration und Zahn darstellen und bieten wertvolle zusätzliche Informationen, die die Interpretation der Ergebnisse bereichern können. Auch in anderen Studien werden Mikro-CT-Untersuchungen mit Rasterelektronenmikroskopie kombiniert, um objektive und umfassende Ergebnisse zu erlangen (Tosco et al. 2021). Bei der Methode Spalten mittels REM-Bilder darzustellen können durch das Sägen der Probe Defekte, auch Spalten, entstehen. Die Richtung des Sägeblatts ist bei den REM-Bildern dieser Studie anhand von Riefen erkennbar. Spaltbildung tritt zwar sowohl senkrecht als auch parallel zu den Riefen auf, jedoch viel häufiger senkrecht zu den Riefen. Durch das Sägen verursachte Ablösungen wären eher bei Sägerichtung parallel zum Spalt aufgrund der Belastung durch Scherkraft zu erwarten. Bei senkrechten Riefen ist davon auszugehen, dass eine Druckbelastung, keine Zugbelastung entstand, da von oben (okklusal) nach unten (cervikal) gesägt wurde. Gleichzeitig sind nicht alle Proben von Spaltbildung betroffen. In den Bildern der Vektoren von Gruppe 4 aus der okklusalen Ansicht ist in den Ecken des approximalen Kastens ein Spalt zu sehen, dieser war also bereits vor dem Sägen vorhanden. Diese Faktoren deuten darauf hin, dass das Sägen nicht verantwortlich für die Spalten ist. Theoretisch ist es auch möglich, Spaltbildungen mit dem Mikro-CT darzustellen, sodass überprüft werden könnte, ob schon vor dem Sägen der Proben Defekte im Verbund von Restauration und Zahnhartsubstanz vorhanden waren. Dies wird durch die Auflösung des Mikro-CTs limitiert, nur größere Spalten sind darstellbar.

6.2 Ergebnisse

Da die Veränderung der Applikationsart zu signifikanten Unterschieden in der Volumenschrumpfung und bei den Werten der Schrumpfungsvektoren zwischen manchen Gruppen führte, kann davon ausgegangen werden, dass die Applikationsart Einfluss auf Schrumpfungsvektoren und Volumenschrumpfung haben.

Um die Betrachtung der Mittelwerte der Vektorlängen zu ergänzen, wurde deren Häufigkeitsverteilung in Abbildung 14 dargestellt. Hier ist ersichtlich, dass die Häufigkeitsmaxima der Vektorlängen nah an den Mittelwerten liegen. Es existieren sehr wenige Ausreißer, die die Mittelwerte stark beeinflussen würden. Die Diskussion und Interpretation der Mittelwerte der Vektorlängen ist mit diesen ergänzenden Informationen zusammen mit der Richtung und lokalen Verteilung innerhalb der Restauration der Vektoren sinnvoll und aufschlussreich.

Die größten Werte der Schrumpfungsvektoren wurden in der Gruppe 5 im niedrigviskösen Material SDR vorgefunden ($47,6 \mu\text{m}$). Sie sind vergleichbar mit Werten aus einer früheren Studie mit gleicher Auswertungsmethode, bei der das gleiche Material in einer 4 mm tiefen Klasse-I-Kavität in bulk appliziert wurde ($51,1 \mu\text{m}$) (Kaisarly et al. 2021a). Aufgrund der Richtung der Vektoren im SDR zum Kavitätenboden hin, ist die Größe der Vektoren aber weniger problematisch als sie auf den ersten Blick scheint. Die zweitgrößten Werte finden sich in der ersten Gruppe im Material TBF ($23,8 \mu\text{m}$). Hier zeigen die Vektoren jedoch teilweise von der Zahnhartsubstanz weg und auch in den REM-Bildern zeigen sich Ablösungen an entsprechenden Stellen. Es befinden sich, anders als erwartet, in dieser Gruppe keine Abwärts-Vektoren an der Füllungsoberfläche, die der freien Oberfläche entspricht. Als hochvisköses Komposit ist bei TBF eine schlechtere Adaption als bei niedrigviskösen Kompositen zu erwarten. Eine teilweise unzureichende Adaption könnte die Richtung der Vektoren verursacht haben. Die Inkremente beider Gruppen haben gemeinsam, dass sie in einer großen Schichtdicke, also in Bulk-Applikation, angewendet wurden. Die Materialien konnten so frei schrumpfen und waren in der Bewegung während der Polymerisation nicht eingeschränkt. Diese Faktoren trugen wahrscheinlich zur größeren Bewegung innerhalb des Materials während der Polymerisation bei, die durch die großen Werte der Vektoren gezeigt wird. In einer früheren Studie wurde im Material SDR eine längere Zeit bis zum Erreichen des Gelpunkts als bei einem anderen niedrigviskösen Kompositmaterial gemessen, was mit mehr Materialbewegung und Stressreduktion korreliert und in größeren Werten der Schrumpfungsvektoren resultierte (Kaisarly et al. 2021a; Keßler et al. 2019).

Die Werte von Gruppe 1 sind kleiner als die, die in früheren Studien in einer 4 mm tiefen Klasse-I-Kavität bei Verwendung des gleichen Materials beobachtet wurden ($34,7 \mu\text{m}$). Dort gab es aber einzelne sehr große Vektoren, die möglicherweise mit einer auftretenden Ablösung des Komposits vom Zahn zusammenhängen (Kaisarly et al. 2021b). Diese einzelnen

großen Vektoren beeinflussen den Mittelwert stark. In einer Klasse-II-Restauration ist der C-Faktor besser, von der approximalen Seite kommt es zur Entspannung und somit zu gleichmäßigeren Bewegung und weniger großen Vektoren, die den Mittelwert stark verändern. Bei den Gruppen 1 und 5 waren Unterbrechungen des Zahn-Restaurations-Verbundes in den REM-Bildern zu erkennen, vor allem an den Ecken der Kavität. Die Defekte beim Material SDR waren etwas stärker ausgeprägt, hierfür könnte die größere Bewegung während der Polymerisation verantwortlich sein. Diese Bewegung fand jedoch vor allem in Richtung Zahnhartsubstanz statt, sodass daraus kein großer Effekt auf den Verbund zu erwarten wäre. Die Rahmenbedingung, die durch die Kavität geschaffen wird, ist bei Gruppe 1 und 5 anders als beispielsweise bei den okklusalen Inkrementen von Gruppe 2 und 4 (Gp2-wl/TBF+oc/TBF und Gp4-fl/TEF+wl/TBF+oc/TBF), denen ein Wand-Inkrement vorausgeht: es existiert bei der Bulk-Applikation mehr freie Fläche. Durch das Gestalten der approximalen Wand wird das Verhältnis von gebundenen zu ungebundenen Flächen größer, die Kavität wird also zu einer Klasse-I-Kavität verwandelt. Hierbei muss aber berücksichtigt werden, dass es sich dann bei der hinzukommenden gebundenen Fläche nicht um einen Verbund zur Zahnhartsubstanz handelt, sondern zu Komposit. Das Fehlen einer solchen Wand und die damit verbundenen vielen ungebundenen Flächen in Gruppe 1 und 5 wirkte sich jedoch nicht positiv auf die Schrumpfungsvektoren aus. Die Richtung der Schrumpfungsvektoren in der approximalen Wand zeigen bei dem Großteil der Proben sowohl in Gruppe 2 als auch in Gruppe 4 in Richtung der verbleibenden Kavität. Dies entspricht nicht den Erwartungen, dass die Vektoren vor allem zur festen Oberfläche bzw. Zahnhartsubstanz zeigen. Vorgegeben durch die Matrize ist die Komposit-Wand (der Zahnmorphologie entsprechend) nach außen hin konvex. Durch die Schrumpfung zur gebundenen Fläche (Abbildung 32 Bereich 1) und die Krümmung der Komposit-Wand resultiert eine Bewegung des Komposits in Richtung Zahnzentrum (Abbildung 32 Bereich 2).

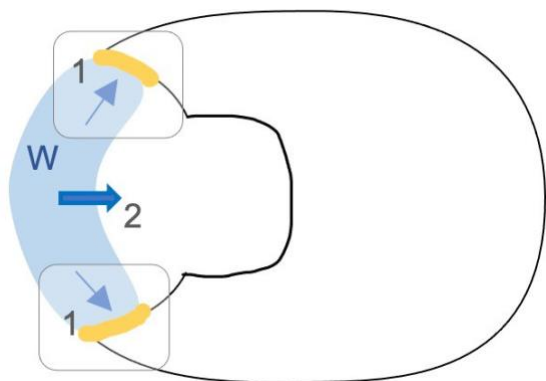


Abbildung 32 Skizze zur Richtung der Schrumpfungsvektoren in den Gruppen mit Wand-Inkrement;

Ansicht von okklusal, W=Komposit-Wand; 1: Schrumpfung hin zur gebundenen (gelb markierten) Fläche und 2: daraus resultierende Bewegung und Richtung der Schrumpfungsvektoren zum Zentrum der Kavität hin

In Gruppe 3 wurde nach Einbringen einer dünnen Schicht fließfähigen Komposits ein großes Inkrement eingebracht, diese Gruppe kombinierte also einen Flowable Liner mit der Bulk-Fill-Methode, auch hier wurde auf eine Wand verzichtet. Im Mittelwert sind die Vektoren in der zweiten Schicht dieser Gruppe (Gp3-fl/TEF+TBF) kleiner als in Gruppe 1 und 5. Ein statistisch signifikanter Unterschied besteht jedoch nur zu Gruppe 5. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass die Unterschiede bei der Gruppengröße von $n=8$ für eine statistische Signifikanz sehr groß sein müssen. In einer 4 mm tiefen Klasse-I-Kavität aus einer bereits vorhandenen Studie ist Ähnliches zu beobachten: die Kavität nur mit TBF in Bulk-Fill-Methode gefüllt zeigt größere Vektoren als das TBF-Inkrement in ähnlicher Größe aber mit vorhergehender Applikation eines Flowable Liners. Als Erklärung wird auf die mögliche Funktion des Flowable Liners als „stress breaker“ verwiesen. Es wird davon ausgegangen, dass die durch Polymerisationsschrumpfung entstehende Spannung des Folge-Inkrementes durch die Dehnung des niedrigviskosen Komposits zumindest teilweise kompensiert werden kann (Kaisarly et al. 2021c). Diese Vermutung wird durch die Vektoren im der Flowable Liner beim zweiten Scan in Gruppe 3 gestützt. Die Vektoren im bereits polymerisierten fließfähigen Komposit sind ein Anzeichen für eine Dehnung des Materials. Die Vektoren des zweiten Inkrementes zeigen, dass die Vektoren in Richtung maximaler Haftung zeigen. Das erste Inkrement haftet gut am Dentin, das zweite Inkrement am ersten. Die Masse des zweiten Komposit-Inkrementes wird daher bei der Polymerisation an den Boden der Kavität gezogen, während sich das bereits polymerisierte Inkrement dehnt.

In den Gruppen 2 und 4 wurde die Klasse-II-Kavität durch die Modellation einer approximalen Wand in eine Klasse-I-Kavität umgewandelt. Die Schrumpfungsvektoren in Gruppe 2 sind sowohl im Wand-Inkrement (Gp2-wl/TBF), als auch im okklusalen Inkrement (Gp2-wl/TBF+oc/TBF) im Vergleich zur Kontrollgruppe 1 kleiner. Eine inkrementelle Applikation von Kompositen wirkt sich positiv auf die Mittelwerte von Schrumpfungsvektoren aus (Kaisarly et

al. 2021a; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly et al. 2021c). In dieser Studie werden absolute Werte der Vektorlängen betrachtet, so dass ein Zusammenhang mit der Größe der Inkremente naheliegt. Für eine differenziertere Betrachtung dieser Beobachtung, wäre es von Vorteil einen relativen Wert der Schrumpfungsbewegung als Vergleich heranzuziehen. Allerdings ergeben sich dabei Schwierigkeiten. Würde man die effektive Schrumpfung als Quotient aus der gemessenen Schrumpfungslänge und appliziertem Volumen berechnen, wäre die Einheit des Ergebnisses ($1/\text{mm}^2$) nicht sinnvoll bzw. zielführend. Dies könnte umgangen werden, indem der Quotient aus gemessener Schrumpfungslänge und applizierter Schichtdicke berechnet wird, hier könnten aber nur Vektorlängen in Richtung der Schichtdicke herangezogen werden. Vorerst ist daher in der Auswertung der Schrumpfungsvektoren kein relativer Wert verfügbar. Die auf den REM-Bildern zu sehenden Ablösungen der Restauration vom Zahn passen zur Erkenntnis, dass bei der Entwicklung von axialem Schrumpfungstress die Masse des Komposits und der C-Faktor eine Rolle spielen (Braga et al. 2006; Watts and Satterthwaite 2008). Das Debonding in Gruppe 1 und 2 ist bei den einzelnen untersuchten Proben stärker ausgeprägt als bei den Proben von Gruppe 3 und 4, dort wurde als erstes Inkrement ein fließfähiges Komposit verwendet, dessen niedrigerer E-Modul eine stressabsorbierende Wirkung und somit Einfluss auf die Randintegrität haben könnte. Weiter wäre es möglich, dass die bessere Benetzung durch die Fließfähigkeit des Materials für die besseren Ergebnisse, bezogen auf den Verbund zwischen Zahn und Komposit, verantwortlich ist (Oliveira et al. 2010). Besonders in Gruppe 3 sind auch nach Härten des zweiten Inkrements noch Vektoren in der Flowable Liner Schicht, die zum Massenzentrum des zweiten Inkrements zeigen, zu sehen. Diese Bewegung könnte aus einer Ablösung des Materials vom Kavitätenboden resultieren, dann wären die Vektoren aber näher am Boden lokalisiert. Da sie sich nah am Übergang zum zweiten Inkrement befinden, könnten sie eher auf eine Dehnung des Materials hindeuten. Das würde der Funktion eines Flowable Liners entsprechen, die durch die Dehnung, ermöglicht durch höhere Elastizität des Materials, Schrumpfungsspannungen der folgenden Inkremente als stress breaker ausgleichen soll. Die beschriebenen Vektoren sind zwar zahlreich, aber auch klein, sodass deren Interpretation aufgrund der begrenzten Auflösung des Micro-CTs vorsichtig erfolgen muss.

Die Applikation einer dünnen Schicht fließfähigen Komposits wirkte sich auf die Länge der Schrumpfungsvektoren und den Verbund von Zahn und Restauration positiv aus. In Gruppe 3 und in Gruppe 4 finden sich im Mittel kleinere Schrumpfungsvektoren als in der jeweiligen Vergleichsgruppe ohne Flowable Liner. Stellenweise finden sich Ablösungen des Komposits vom Zahn bei Gruppe 3, neben ansonsten besserem Verbund als in Gruppe 1 und als in Gruppe 2, in der die Werte der Vektoren ähnlich groß sind wie in Gruppe 3. Die beste Verbundqualität ist in Gruppe 4 zu beobachten. Bei der Kombination des Flowable Liners mit der Applikation des hochviskösen Komposit als approximales Wand-Inkrement und okklusalem

Inkrement getrennt, wurden im Vergleich zu den anderen Gruppen auch sehr kleine Werte der Schrumpfungsvektoren erzielt. Zwar sind die kleinsten Schrumpfungsvektoren in der Deckschicht der Gruppe 5 zu finden (Gp5-fl/SDR+TBF), dies kann aber durchaus auf das kleine Volumen des Inkrements zurück zu führen sein, wobei auch eine Übereinstimmung mit Ergebnissen einer früheren Studie besteht (Kaisarly et al. 2021b). Wie bereits beschrieben, spricht das für die Entwicklung einer sinnvollen Möglichkeit, die relativen Werte der Schrumpfungsvektoren auszuwerten, um die volumenabhängigen absoluten Werte zu ergänzen.

Die Evaluierung der Volumenschrumpfung fand über die Berechnung und statistische Auswertung der prozentualen Volumenschrumpfung statt. Zudem wurden Differenzbilder der Prä- und Postpolymerisationsscans erstellt, aus denen dann dreidimensionale Bilder generiert werden konnten. Zu sehen ist in den meisten Bildern eine Differenz an der freien Oberfläche und stellenweise auch an der Verbundfläche. Die Differenz an der Verbundfläche ist häufiger in den Ecken der Kavität zu sehen. Diese Beobachtung deckt sich mit den Ablösungen, die auf den REM-Bildern zu sehen sind, wobei nur jeweils eine Probe im REM untersucht wurde. Die Schrumpfung an diesen Stellen könnte also zu einem Debonding geführt haben oder das Debonding hat die Schrumpfung an diesen Stellen ermöglicht.

Die größte prozentuale Volumenschrumpfung fand erwartungsgemäß in den fließfähigen Kompositen statt. Diese besitzen einen geringeren Füllkörperanteil, was sich negativ auf die Polymerisationsschrumpfung auswirkt (Donovan et al. 2019; Van Ende et al. 2017). SDR zeigt die größte Volumenschrumpfung (2,6%), es bestehen aber keine statistisch signifikanten Unterschiede zu den Inkrementen mit TEF, das in den Gruppen 3 (Gp3-fl/TEF) und 4 (Gp4-fl/TEF) verwendet wurde (2,5% und 2,1%). Der größte Wert der Volumenschrumpfung im hochviskösen Material TBF fand sich in Gruppe 1 (Gp1-TBF) mit 1,5%, der zweitgrößte in dem approximalen Wand-Inkrement in Gruppe 2 (Gp2-wl/TBF) mit 1,4%. Die Wandschicht, die auf einer Schicht flowable liner appliziert wurde, schrumpfte bei einem Mittelwert von 0,6% am wenigsten. Da es sich um das gleiche Material handelt wie in anderen Inkrementen, müsste die Volumenschrumpfung in einem ähnlichen Bereich liegen, wie beispielsweise bei Gruppe 1. Auch hat gerade das Wand-Inkrement kaum gebundene Fläche, die die Volumenschrumpfung durch den adhäsiven Verbund einschränken würde. Die Polymerisation sollte korrekt erfolgt sein, da der Versuchsablauf sich nicht von dem bei anderen Gruppen und Inkrementen unterscheidet. Wahrscheinlich ist ein methodischer Grund im Zusammenhang mit der Digitalisierung und der begrenzten Auflösung des Mikro-CTs für den Wert verantwortlich. Die angrenzende Matrice könnte hierbei einen Einfluss auf die Segmentierung gehabt haben.

Bei den zweiten und dritten Inkrementen muss für die Interpretation der Ergebnisse beachtet werden, dass bei der Auswertung die bereits vorhandenen Inkremente nicht von den zu untersuchenden Inkrementen separiert wurden. Es wird also die Volumenschrumpfung der

gesamten, bis dahin vorhandenen Restauration gezeigt, inklusive der bereits vorher polymerisierten Inkremente. Die Polymerisationsreaktion findet zwar auch bis 24 Stunden nach der Lichthärtung statt (Halvorson et al. 2002) und bei den Schrumpfungsvektoren ist zu erkennen, dass auch in den bereits gehärteten Inkrementen eine Bewegung stattfindet. Messungen von Schrumpfungsstress zeigten, dass bereits eine Minute nach Polymerisationsstart 90% des nach 300 Sekunden gemessenen Stress beobachtet werden konnten (Keßler et al. 2019). Wenn also der Hauptanteil der Stressentwicklung in kurzer Zeit nach Polymerisationsinitiation stattfindet, ist davon auszugehen, dass dies auch für die Volumenschrumpfung zutrifft, die die Ursache der Stressentwicklung darstellt. Es ist also möglich, dass dadurch die Ergebnisse der volumetrischen Schrumpfung der zweiten und dritten Inkremente kleiner sind als die der ersten. Andererseits ist in Gruppe 4 zu sehen, dass die Volumenschrumpfung des zweiten und dritten Inkrements sehr ähnlich ist.

Die prozentuale Volumenschrumpfung von Inkrementen, denen die Applikation eines niedrigviskosen Komposits voraus ging, zeigt sich tendenziell etwas geringer als in den jeweiligen Vergleichsgruppen. Dabei handelt es sich jedoch nicht um statistisch signifikante Unterschiede. Beispielsweise ist die Volumenschrumpfung des auf den Flowable Liner folgenden Bulk-Inkrement (Gp3-fl/TEF+TBF) kleiner als der Mittelwert der Volumenschrumpfung des Bulk-Inkrement ohne Flowable Liner (Gp1-TBF). Deutlicher ist der Unterschied zwischen dem Wand-Inkrement von Gruppe 2 und Gruppe 4: das Inkrement mit Flowable Liner (Gp4-fl/TEF+wI/TBF) zeigt im Mittel eine deutlich geringere Schrumpfung als ohne diesen (Gp2-wI/TBF). Die Volumenschrumpfung des letzten, okklusalen Inkrement von Gruppe 4 (Gp4-fl/TEF+wI/TBF+oc/TBF) ist zwar auch kleiner als das entsprechende Inkrement ohne Flowable Liner in Gruppe 2 (Gp2-wI/TBF+oc/TBF), hier ist der Unterschied aber geringer. Auch die Deckschicht in Gruppe 5 (Gp5-fl/SDR+TBF) zeigt eine kleine Volumenschrumpfung. Diese ist sowohl deutlich kleiner als die des Bulk-Inkrement in Gruppe 1 (Gp1-TB) als auch dessen in Gruppe 3 (Gp3-fl/TEF+TBF). Ursächlich könnte einerseits eine bessere Haftung ohne Spaltbildung sein, die weniger freie Schrumpfung und dafür aber eine Aushärtung mit mehr intrinsischen Spannungen nach dem Härten („residual stress“) zur Folge hat. Dies könnte auch die im Mittel kurzen Vektorlängen erklären, da durch Ablösung wenige lange Vektoren entstehen, die den Mittelwert stark beeinflussen. Andererseits wurden die Inkremente in der verwendeten Methode wie beschrieben nicht segmentiert. Es wird also immer die Volumenänderung der ganzen Restauration gemessen. In Gruppe 5, in der das zweite Inkrement in Relation zum ersten Inkrement deutlich kleiner ist, ist dieses methodische Problem relevant und kann zu verhältnismäßig kleinen Werten der Volumenschrumpfung führen.

Das Modellieren der approximalen Wand und die daraus resultierenden Umwandlung der Klasse-II-Kavität in eine Klasse-I-Kavität, wirkte sich nicht negativ auf die volumetrische Schrumpfung der entsprechend folgenden Inkremente aus. Die okklusalen Inkremente der

Gruppen 2 und 4, bei denen der Anteil gebundener Flächen durch die Wand erhöht war, zeigen im Vergleich zu anderen Gruppen und Inkrementen, die ein günstigeres Verhältnis von gebundenen zu ungebundenen Flächen aufweisen, eher geringe Werte für die Volumenschrumpfung. Durch das geringe E-Modul kann sich das Wand-Inkrement gegebenenfalls in Richtung der Schrumpfkraft biegen und so einen Teil davon kompensieren. Durch die größere gebundene Fläche ist weniger freie Schrumpfung möglich und es kann zur Aushärtung mit der Entstehung von residual stress kommen. Weiter ist zu beachten, dass in anderen Studien zur Volumenschrumpfung direkter Kompositrestaurationen gezeigt werden konnte, dass die Anwendung eines Adhäsivs im Vergleich zum Verzicht darauf die volumetrische Schrumpfung deutlich senkt (Algamaiah et al. 2017; Hirata et al. 2015). Auch dies könnte ein Beleg dafür sein, dass die zusätzlich gebundenen Flächen der entsprechenden Inkremente die volumetrische Polymerisationsschrumpfung behindern und es statt zur Volumenschrumpfung zu residual stress kommt.

Insgesamt sind die Werte der volumetrischen Polymerisationsschrumpfung dieser Untersuchung kleiner als in vorangegangenen Studien, die die Volumenschrumpfung der gleichen Materialien untersuchten (Algamaiah et al. 2017; Hirata et al. 2015; Kaisarly et al. 2021b; Sampaio et al. 2019). Bis auf die Studie von Algamaiah et al., in der die Schrumpfung in Klasse II Kavitäten mit zwei approximalen Kästen (mesial und distal) untersucht wurde, handelte es sich jedoch um Klasse I Kavitäten. Weiter wurde in keiner der genannten Studie das gleiche Adhäsivsystem verwendet wie hier. Der adhäsive Verbund von Restauration und Zahn wirkt sich, wie oben aufgeführt auf die Volumenschrumpfung einer direkten Kompositrestauration aus (Algamaiah et al. 2017; Hirata et al. 2015).

Die Applikation eines Flowable Liners wirkte sich in dieser Studie sowohl auf die Schrumpfvektoren als auch auf die Volumenschrumpfung und auch die Randqualität der einzelnen Proben, die diesbezüglich untersucht wurden, positiv aus. Zwar konnten in einigen In-vivo-Studien keine Verbesserungen von postoperativer Sensibilität und Randqualität, die besonders bei Klasse-II-Restaurationen eine bedeutende Rolle spielt, durch die Anwendung eines Flowable Liners beobachtet werden (Boeckler et al. 2012; Lindberg et al. 2005; Perdigao et al. 2004; Schenkel and Veitz-Keenan 2019; Stefanski and van Dijken 2012; van Dijken and Pallesen 2011). In-vitro-Studien zeigen aber häufig positive Ergebnisse im Zusammenhang mit der Anwendung eines Flowable Liners (Ausiello et al. 2002; Braga and Ferracane 2004; Choi et al. 2000a; Montes et al. 2001). Aufgrund mangelnder Evidenz aus klinischen Studien zur Verbesserung einer Restauration anhand des Flowable Liners wird von manchen Autoren empfohlen, diesen Schritt bei der konservierenden Versorgung von Zahnhartsubstanzdefekten nicht mehr durchzuführen. Die entstehende Kostenersparnis könne an die Allgemeinheit weitergegeben werden (Schenkel and Veitz-Keenan 2019).

Bei nicht erkenntlichem Nutzen einer Zwischenschicht in direkten Kompositrestaurationen wäre dieser Gedanke ökonomisch und gesellschaftlich durchaus nachvollziehbar und sinnvoll, wie aber bei den bereits erwähnten in-vitro Studien, zeigt sich auch in der hier vorliegenden Studie ein positiver Effekt des Flowable Liners. Auch in einer vorangegangenen Studie zu Auswirkungen eines Flowable Liners auf die Schrumpfungsvektoren in Bulk-Fill-Kompositen hatte dessen Anwendung wünschenswertere Schrumpfungsmuster und Adaption am Kavitätensboden zur Folge (Kaisarly et al. 2021c). Es gilt zu bedenken, dass die Möglichkeiten zur Evaluierung beispielsweise der Randadaption bei in-vivo Studien begrenzter sind, als die von in vitro Studien und somit eine Diskrepanz zwischen den Ergebnissen entstehen kann. Aufgrund dessen ist der Nutzen eines Flowable Liners keinesfalls ausgeschlossen, auch wenn widersprüchliche Ergebnisse unterschiedlicher Studien existieren.

Die zentripetale Schichttechnik, die theoretisch die Rahmenbedingungen für die auf das proximale Wand-Inkrement folgende Inkremente nachteilig beeinflussen könnte, wirkte sich nicht negativ auf die Schrumpfungsvektoren, die Volumenschrumpfung oder den Zahn-Restaurations-Verbund aus. Das Modellieren der Wand bringt jedoch einige wichtige klinische Vorteile mit sich. Die Kavität wird zervikal schnell abgedichtet, so dass das Kontaminationsrisiko gering gehalten werden kann und mehr Zeit für die Gestaltung der Okklusalfäche bleibt. Zudem erleichtert sich diese Gestaltung, weil die Matrize entfernt werden kann, nachdem die Wand fertig gestaltet ist. Bei Kavitäten, die sich über mesial, okklusal und distal erstrecken, ist theoretisch denkbar, dass die Wandsegmente den Höckerabstand stabilisieren, sodass weniger Spannungen im Zahn und damit weniger postoperative Beschwerden entstehen. Nachteilig könnte sich die effektive Umwandlung der Klasse-II-Kavität in eine Klasse-I-Kavität durch die Modellation der Wand auswirken. Der Anteil der gebundenen Flächen wird erhöht, auch wenn eine gebundene Fläche nicht aus Zahnhartsubstanz, sondern aus Komposit besteht. Dies könnte zu der Annahme führen, dass die entstehende Schrumpfungsspannung erhöht wird, wie dies nach dem Prinzip des C-Faktors bei mehr an Zahnhartsubstanz gebundenen Flächen der Fall wäre (Feilzer et al. 1987). In dieser Studie wurde nicht der Schrumpfungstress gemessen, sondern die Polymerisationsschrumpfung mit dem Schrumpfungsanteil und das Schrumpfungsmuster mit Ort und Bewegungsmuster evaluiert. Die zentripetale Schichttechnik hätte sich jedoch auch auf diese Bereiche auswirken können. Ein stressbedingtes Debonding könnte beispielsweise zu verändertem Schrumpfungsmuster und größeren Schrumpfungsvektorlängen führen. Gleichzeitig könnten kleine Schrumpfungsvektoren ein Anzeichen für kleine Fließvorgänge im Material sein, die mit erhöhtem Stress korrelieren würden. In den auf das Wand-Inkrement folgenden Inkrementen lässt sich kein Hinweis auf weniger Bewegung finden als beispielsweise in den Wand-Inkrementen. In den REM-Bildern war kein Zusammenhang zwischen schlechterem Verbund und zentripetaler Schichttechnik zu erkennen. Bereits vor einigen Jahren wurde von verschiedenen Autoren darauf hingewiesen, dass der

C-Faktor wichtige Kriterien wie beispielsweise das Volumen einer Restauration nicht mit einbezieht (Braga et al. 2005; Braga et al. 2006; Watts und Satterthwaite 2008). Eine weitere Studie zeigte, dass die Beziehung von Polymerisationsstress und C-Faktor von der Compliance des jeweiligen Test-Systems abhängt. In der Studie sank der Stress bei erhöhtem C-Faktor, wenn Instrumente mit hoher Compliance verwendet wurden. Bei kleiner System-Compliance war der Stress allerdings größer bei erhöhtem C-Faktor. Folglich sollte die Compliance bzw. Nachgiebigkeit des jeweiligen Zahnes im Konzept des C-Faktors mit seinem Effekt auf den Schrumpfstress beachtet werden (Wang and Chiang 2016). Es gilt in diesem konkreten Fall also zu beachten, dass die Nachgiebigkeit des jeweiligen Zahnes aber auch der modellierten Kompositwand eine Rolle in der Entwicklung des Schrumpfstress spielen.

Die Erkenntnis, dass die zentripetale Schichttechnik die Ergebnisse dieser Untersuchung nicht negativ beeinflusst, steht im Einklang mit einer Mikro-CT-Studie der Polytechnic University of Marche Ancona. Hier wurden die gleichen Applikationsmethoden wie in Gruppe 1 und 2 mittels Mikro-CT, Rasterelektronenmikroskopie und energiedispersiver Röntgenspektroskopie hinsichtlich interner und externer Defekte untersucht. Die zwei Fülltechniken zeigten in dieser Studie keine signifikanten Unterschiede bei der internen und externen Randadaptation. Unter anderem aufgrund vermehrter Lufteinschlüsse in den Restaurationen der zentripetalen Schichttechnik und einem erhöhten Verhältnis des Volumens aller Defekte der Restauration und des Materialvolumens empfehlen die Autoren jedoch die Bulk-Fill-Strategie mit einem einzigen Applikationsschritt für tiefe Klasse-II-Kavitäten durchaus in Erwägung zu ziehen und anzuwenden (Tosco et al. 2021). Auch in den rekonstruierten Bildern der hier vorliegenden Studie konnten einige Lufteinschlüsse in den Füllungen und zwischen den Inkrementen identifiziert werden. Ihre detaillierte Evaluation lag jedoch außerhalb des Rahmens dieser Studie.

Es gilt bei der Empfehlung von Tosco et al. (2021) und dem Vergleich der Bulk-Fill-Strategie mit der zentripetalen Inkrement-Technik darauf hinzuweisen, dass es sich um sehr verschiedene Versorgungsstrategien handelt. Während die zentripetale Technik eine hochwertige Versorgung mit unter anderem der Möglichkeit einer suffizienten Kauflächengestaltung und guter marginaler Adaptation bietet, ist die Bulk-Fill-Strategie keine Strategie für die hochwertige Versorgung von Zahnhartsubstanzdefekten. Sie ist mehr eine schnelle und somit ökonomische Fülltechnik. Für die Empfehlung eine bestimmte Strategie in Erwägung zu ziehen oder zu wählen sollten daher noch viele weitere Aspekte neben Lufteinschlüssen oder auch Beobachtungen zur Polymerisationsschrumpfung berücksichtigt werden.

6.3 Fazit und Ausblick

Anhand der Ergebnisse dieser Untersuchung, ihrer Interpretation, kritischer Beleuchtung und Diskussion im Zusammenhang mit bisherigen Erkenntnissen des spezifischen Themengebiets in der Zahnmedizin können folgende, für den klinischen Alltag relevante Schlussfolgerungen gezogen werden:

Die zentripetale Schichttechnik wirkte sich weder auf die Schrumpfungsvektoren noch auf die volumetrische Schrumpfung negativ aus. Diese inkrementelle Applikationsmethode kann also in der Klinik angewendet werden, ohne einen Qualitätsverlust bezüglich der untersuchten Parameter für die Füllung befürchten zu müssen.

Die Applikation eines Flowable Liners in dünner Schichtstärke führte zu kleineren Schrumpfungsvektoren.

Der Nutzen der hier angewendeten Methode der Mikro-CT-basierten Schrumpfungsvektorenauswertung und Volumenschrumpfungsauswertung wird durch die aussagekräftigen Ergebnisse und das klinisch relevante Fazit erneut bekräftigt. Es wäre sinnvoll, die hier vorliegende Studie noch durch weitere Forschungsarbeit, besonders in MOD-Kavitäten, zu ergänzen und so die Ergebnisse zu reevaluierten. Die standardisierte Kavität beschränkte sich in der Untersuchung auf einen approximalen Kasten, eine Erweiterung auf approximale Kästen mesial und distal könnte die Ergebnisse ergänzen. Auch die Tiefe der Kavität könnte erweitert werden, so wäre es sinnvoll die Polymerisationsschrumpfung von Komposit in Klasse-II-Zugangskavitäten zu analysieren, um so Aufschluss auf das Schrumpfungsverhalten dieser klinisch durchaus auftretenden Situation zu bekommen. Auch methodisch könnte diese Arbeit erweitert werden. Bezüglich des C-Faktors wäre die Messung der entstehenden Schrumpfungsspannung von hohem Interesse. Dies würde die bereits sinnvolle Kombination aus Schrumpfungsvektoren, Schrumpfungsanteil und Randqualität bereichern. Ebenfalls wäre hinsichtlich der Untersuchung von Klasse-II-Kavitäten und verschiedenen Schichttechniken eine Randanalyse durchaus von Nutzen.

7 Zusammenfassung

Diese Studie widmet sich der Untersuchung direkter Kompositrestaurationen in Klasse-II-Kavitäten, die eine weit verbreitete konservierende Therapie von Zahnhartsubstanzdefekten darstellt. Untersucht wurde die Polymerisationsschrumpfung bei unterschiedlichen Schichttechniken, sowohl Schrumpfungsvektoren als auch die Volumenschrumpfung. Zusätzlich wurden einzelne Rasterelektronenmikroskop-Bilder von Kompositrestaurationen angefertigt. Die Polymerisationsschrumpfung stellt insofern ein Problem dar, dass sie nachteilige Faktoren wie Schrumpfungsspannung, Randspaltentwicklung und damit assoziierte Probleme zur Folge hat.

Das Ziel der Studie war es, den Einfluss von unterschiedlichen Applikationsarten bei direkten Kompositrestaurationen in Klasse-II-Kavitäten auf die Schrumpfungsvektoren und die Volumenschrumpfung zu untersuchen. Es wurden hierfür unterschiedliche, klinisch relevante Applikationsmethoden für die Studie ausgewählt und so fünf verschiedene Gruppen, je nach Applikationsart gebildet. In kariesfreie, extrahierte menschliche Molaren wurde eine standardisierte Klasse-II-Kavität präpariert. Pro Gruppe wurden acht Zähne untersucht. Für jede Gruppe wurde das Universaladhäsiv Adhese Universal (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) in Self-Etch-Technik und dasselbe Matrixsystem verwendet. Das Matrixsystem aus Metallteilmatrixe und Clip F zur Befestigung wurde nach diversen Vorversuchen für geeignet und vorteilhafter als andere Ideen für die Untersuchung befunden, da es in den Mikro-CT-Scans keine Artefakte auslöste und ohne Probleme in den Probenhalter passte.

Die Gruppen wurden nach unterschiedlichen Inkrementtechniken gefüllt: Gruppe 1 wurde nach Bulk-Fill-Technik in einem einzigen Schritt mit Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) gefüllt, Gruppe 2 wurde nach zentripetaler Schichttechnik mit Tetric EvoCeram Bulk Fill gefüllt – zuerst wurde die proximale Wand modelliert, dann die verbleibende Kavität aufgefüllt, bei Gruppe 3 wurde ein Flowable Liner aus Tetric EvoFlow Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) appliziert, bevor die Kavität mit Tetric EvoCeram Bulk Fill aufgefüllt wurde, Gruppe 4 kombinierte den Flowable Liner aus Tetric EvoFlow Bulk Fill mit der zentripetalen Schichttechnik wie in Gruppe 2 und Gruppe 5 bestand aus einem dicken Inkrement aus SDR flow + Universal (Dentsply Sirona, Konstanz, Germany) und einer Deckschicht Tetric EvoCeram Bulk Fill.

Jedes Inkrement wurde vor und nach der Lichtpolymerisation im Mikro-CT gescannt. Die Datenverarbeitung der Mikro-CT-Daten erfolgte auf der Grundlage eines Block-Matching-Algorithmus in mehreren Schritten. Das grundlegende Ziel bestand darin, die Luftbläschen im stopfbaren Komposit und zugefügte Glaskugeln im niedrigviskösen Komposit zu registrieren und

deren Positionsveränderung, die durch die Polymerisationsschrumpfung entstand, nachzuvollziehen. So wurden Schrumpfungsvektoren kalkuliert, die quantitativ und qualitativ analysiert werden konnten. Anhand der gleichen Mikro-CT-Daten konnte mittels einer Bildbearbeitungssoftware auch die volumetrische Schrumpfung des Komposits berechnet und visuell dargestellt werden. Nach den Scans wurde eine Probe je Gruppe im Rasterelektronenmikroskop analysiert und der Zahn-Restaurations-Verbund beurteilt.

In der quantitativen Analyse der Schrumpfungsvektoren konnte festgestellt werden, dass statistisch signifikante Unterschiede zwischen einzelnen Gruppen existieren. Die größten Vektoren wurden in Gp5-fl/SDR gefunden, darauf folgen die Vektoren von Gp1-TBF, die jedoch deutlich kleiner sind als die von Gruppe 5. Die kleinsten Vektorlängen finden sich in Gp5-fl/SDR+TBF und Gp4-fl/TEF+wl/TBF.

Bei der Volumenschrumpfung konnten ebenfalls statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt werden. Die größte Volumenschrumpfung fand sich in den Flowable Liner Inkrementen (Gp3-fl/TEF, Gp4-fl/TEF, Gp5-fl/SDR). Kleine Werte der Volumenschrumpfung gehören zu den Inkrementen des stopfbaren Komposit (Gp4-fl/TEF+wl/TBF, Gp5-fl/SDR+TBF, Gp4-fl/TEF+wl/TBF+oc/TBF und Fp2-wl/TBF+oc/TBF).

Die qualitative Analyse der Ergebnisse erfolgte über die Bilder der Schrumpfungsvektoren, der Volumenschrumpfung und der REM-Bilder. Erkenntnisse der unterschiedlichen Bilder deckten sich gegenseitig. Der beste Zahn-Restaurations-Verbund wurde bei den Proben mit Flowable Liner beobachtet.

Nach der Evaluierung der Ergebnisse war eindeutig, dass die Applikationsart Einfluss auf die Schrumpfungsvektoren und Volumenschrumpfung nimmt. Die zentripetale Schichttechnik wirkte sich nicht negativ auf die Schrumpfungsvektoren, die Volumenschrumpfung oder die Randqualität aus. Somit kann diese Technik in der Klinik angewendet werden, ohne eine schlechtere Qualität der Füllung, bezogen auf die Vektoren und Volumenschrumpfung, erwarten zu müssen. Die Applikation eines Flowable Liners in dünner Schichtstärke führte zu kleineren Schrumpfungsvektoren und kleinerer volumetrischen Schrumpfung. Zudem wirkte sich die Anwendung des Flowable Liners positiv auf die Randintegrität der direkten Kompositrestauration aus. Weiter deuten Vektoren im Flowable Liner, die nach Aushärten des folgenden Inkrements auftreten auf eine Dehnung im Material also die Funktion eines stress breakers hin. Nach den Ergebnissen dieser Studie wird empfohlen, Flowable Liner bei direkten Kompositrestaurationen anzuwenden, auch wenn In-vivo-Studien diesen Nutzen nicht bestätigen können. Die Methode der Mikro-CT-basierten Auswertung von Schrumpfungsvektoren und Volumenschrumpfung von Kompositrestaurationen wird durch die Ergebnisse und ihre klinische Relevanz in ihrem Nutzen bekräftigt.

8 Literaturverzeichnis

- Al-Harbi F, Kaisarly D, Bader D, El Gezawi M. 2016. Marginal integrity of bulk versus incremental fill class II composite restorations. *Operative dentistry*. 41(2):146-156
- Algamaiah H, Sampaio CS, Rigo LC, Janal MN, Giannini M, Bonfante EA, Coelho PG, Reis AF, Hirata R. 2017. Microcomputed tomography evaluation of volumetric shrinkage of bulk-fill composites in class II cavities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 29(2):118-127
- Arbildo-Vega HI, Lapinska B, Panda S, Lamas-Lara C, Khan AS, Lukomska-Szymanska M. 2020. Clinical Effectiveness of Bulk-Fill and Conventional Resin Composite Restorations: Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers*. 12(8):1786
- Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. 2007. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dental materials journal*. 26(1):38-44
- Asmussen E, Peutzfeldt A. 1999. Direction of shrinkage of light-curing resin composites. *Acta Odontologica Scandinavica*. 57:6: 310-315.10.1080/000163599428535
- Asselmeyer T, Schwestka-Polly R. 2015. Okklusionsschienen: Indikation, Klassifikation und Herstellung. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/okklusionsschienen-indikation-klassifikation-und-herstellung_1200.html
- Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. 2002. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations—a 3D finite element analysis. *Dental Materials*. 18(4):295-303.[https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(01\)00042-2](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(01)00042-2)
- Ausiello P, Ciaramella S, De Benedictis A, Lanzotti A, Tribst J, Watts D. 2020. The use of different adhesive filling material and mass combinations to restore class II cavities under loading and shrinkage effects: a 3D-FEA. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*.1-11
- Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, Peters A, De Gee AJ. 1982. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 48(1):59-67
- Bekkedahl N. 1949. Volume dilatometry. *J Res Natl Bur Stand*. 43(2):145-156
- Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. 2015. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative dentistry*. 40(2):190-200
- Benetti AR, Peutzfeldt A, Asmussen E, Pallesen U, Franco EB. 2011. Influence of curing rate on softening in ethanol, degree of conversion, and wear of resin composite. *American journal of dentistry*. 24(2):115-118
- Bicalho A, Pereira R, Zanatta R, Franco S, Tantbirojn D, Versluis A, Soares C. 2014. Incremental filling technique and composite material—Part I: Cuspal deformation, bond strength, and physical properties. *Operative dentistry*. 39(2):e71-e82
- Bichacho N. 1994. The centripetal build-up for composite resin posterior restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 6(3):17-23; quiz 24
- Boeckler A, Schaller H-G, Gernhardt CR. 2012. A prospective, double-blind, randomized clinical trial of a one-step, self-etch adhesive with and without an intermediary layer of a flowable composite: A 2-year evaluation. *Quintessence International*. 43(4)
- Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. 2000. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 12(6):328-339

- Boushell LW, Walter R. 2019. 4 - Fundamentals of Tooth Preparation. In: Ritter AV, Boushell LW, Walter R, editors. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. St. Louis: Elsevier. p. 120-135.
- Bowen R. 1956. Use of epoxy resins in restorative materials. *Journal of Dental Research*. 35(3):360-369
- Bowen R. 1965. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. III. Bonding to dentin improved by pretreatment and the use of surface-active comonomer. *Journal of dental research*. 44(5):903-905
- Bowen R, Cobb E, Rapson J. 1982. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: improvement in bond strength to dentin. *Journal of Dental Research*. 61(9):1070-1076
- Bowen RL, inventor; Google Patents, assignee. 1962. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. patent 3,066,112. <https://patents.google.com/patent/US3066112A/en>
- Braga R, Ferracane J. 2004. Alternatives in Polymerization Contraction Stress Management. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*. 15:176-184.10.1177/154411130401500306
- Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. 2005. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental materials*. 21(10):962-970
- Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM. 2006. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C'factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dental materials*. 22(9):818-823
- Bucuta S, Ilie N. 2014. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical oral investigations*. 18(8):1991-2000
- Buonocore M, Matsui A, Gwinnett A. 1968. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Archives of oral biology*. 13(1):61-IN20
- Buonocore M, Wileman W, Brudevold F. 1956. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *Journal of Dental Research*. 35(6):846-851
- Buonocore MG. 1955. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*. 34(6):849-853
- Campioni I, Pecci R, Bedini R. 2020. Ten Years of Micro-CT in Dentistry and Maxillofacial Surgery: A Literature Overview. *Applied Sciences*. 10(12).10.3390/app10124328
- Causton BE, Miller B, Sefton J. 1985. The deformation of cusps by bonded posterior composite restorations: an in vitro study. *Br Dent J*. 159(12):397-400.10.1038/sj.bdj.4805746
- Chiang Y, Rösch P, Lin C, Hickel R, Kunzelmann K. 2008. Deformation analysis of composite polymerization shrinkage from μ CT images. Paper presented at: Annual Meeting of the Academy of Dental Materials. Würzburg, Germany.
- Chiang Y-C. 2009. Polymerization Shrinkage with Light-Initiated Dental Composites [Dissertation]. [Germany]: Ludwigs-Maximilians-Universität München.
- Chiang Y-C, Rösch P, Dabanoglu A, Lin C-P, Hickel R, Kunzelmann K-H. 2010. Polymerization composite shrinkage evaluation with 3D deformation analysis from μ CT images. *Dental Materials*. 26(3):223-231. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.09.013>
- Cho E, Sadr A, Inai N, Tagami J. 2011. Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-CT imaging and nanoindentation. *Dental Materials*. 27(11):1070-1078
- Choi K, Condon J, Ferracane J. 2000a. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *Journal of dental research*. 79(3):812-817

- Choi KK, Ferracane JL, Hilton TJ, Charlton D. 2000b. Properties of packable dental composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 12(4):216-226
- Cidreira Boaro LC, Pereira Lopes D, de Souza ASC, Lie Nakano E, Ayala Perez MD, Pfeifer CS, Goncalves F. 2019. Clinical performance and chemical-physical properties of bulk fill composites resin -a systematic review and meta-analysis. *Dent Mater*. 35(10):e249-e264.10.1016/j.dental.2019.07.007
- Clementino-Luedemann TN, Kunzelmann KH. 2006. Mineral concentration of natural human teeth by a commercial micro-CT. *Dent Mater J*. 25(1):113-119.10.4012/dmj.25.113
- Clip F - Lichthärtendes Füllungsmaterial mit Fluorid für temporäre Versorgungen. 2021. VOCO GmbH; [accessed 2021 01.09.2021]. <https://www.voco.dental/de/produkte/indirekte-restauration/provisorien/clip-f.aspx>.
- Cook WD, Forrest M, Goodwin AA. 1999. A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dental Materials*. 15(6):447-449
- da Silva EM, dos Santos GO, Guimarães JGA, Barcellos AdAL, Sampaio EM. 2007. The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Operative dentistry*. 32(4):356-362
- Da Silva EM, Poskus LT, Guimaraes JGA, Barcellos AdAL, Fellows CE. 2008. Influence of light polymerization modes on degree of conversion and crosslink density of dental composites. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 19(3):1027-1032
- Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. 2000. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 12(6):291-299
- Davidson C, De Gee A, Feilzer A. 1984. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of dental research*. 63(12):1396-1399
- Davidson C, De Gee AJ. 1984. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *Journal of dental research*. 63(2):146-148
- de Freitas Chaves LV, de Sousa Lima RX, de Azevedo Silva LJ, Alonso RCB, Geraldeli S, Borges BCD. 2020. Bonding performance and mechanical properties of flowable bulk-fill and traditional composites in high c-factor cavity models. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*. 23(1):36
- de Gee AJ, Davidson CL, Smith A. 1981. A modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials. *Journal of Dentistry*. 9(9):36-42
- De Santis R, Mollica F, Prisco D, Rengo S, Ambrosio L, Nicolais L. 2005. A 3D analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces using X-ray micro-CT. *Bio-materials*. 26(3):257-270
- Dental amalgam phase down. 2019. *International Dental Journal*. 69(1):21-22.<https://doi.org/10.1111/idj.12471>
- Donovan TE, Sulaiman TA, Oliveira GMS, Bayne SC, Thompson JY. 2019. 13 - Dental Biomaterials. In: Ritter AV, Boushell LW, Walter R, editors. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. St. Louis: Elsevier. p. 453-510.
- Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA. 2009. The role of etching in bonding to enamel: A comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental Materials*. 25(11):1459-1467.<https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.07.002>
- Ersen KA, Gürbüz Ö, Özcan M. 2020. Evaluation of polymerization shrinkage of bulk-fill resin composites using microcomputed tomography. *Clinical oral investigations*. 24(5):1687-1693
- Federlin PDM, Blunck U, Frankenberger R, Knüttel H, Reichl FX, Schweickl H, Staehle HJ, Hickel R. 2016. Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich (S1).

- Feilzer A, De Gee A, Davidson C. 1987. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of dental research*. 66(11):1636-1639
- Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. 1993. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dental Materials*. 9(1):2-5.[https://doi.org/10.1016/0109-5641\(93\)90095-8](https://doi.org/10.1016/0109-5641(93)90095-8)
- Ferracane JL, Greener EH. 1986. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journal of Biomedical Materials Research* 20:121-131.<https://doi.org/10.1002/jbm.820200111>
- Fleming G, Hall D, Shortall A, Burke F. 2005. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with posterior filling materials of varying reported volumetric shrinkage values. *Journal of Dentistry*. 33(2):139-146
- Frankenberger R, Heidemann D, Staehle HJ, Hellwig E, U. B, Hickel R. 2014. DGZ-Gutachten zur Adhäsivtechnik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*.
- Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. 2014. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative dentistry*. 39(4):441-448
- Gerula-Szymańska A, Kaczor K, Lewusz-Butkiewicz K, Nowicka A. 2020. 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*. 39(3):335-344.[10.4012/dmj.2018-180](https://doi.org/10.4012/dmj.2018-180)
- Goering H, Tobiska L, Roos H-G. 2012. *Die Finite-Elemente-Methode für Anfänger*. John Wiley & Sons.1-6
- Hahn P. 2017. Amalgam–eine aktuelle Bestandsaufnahme. DGZ-Fachinformation.https://www.dgz-online.de/sites/default/files/meldung/dateien/2017-06_dgz-fachinformation-amalgam_0.pdf
- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. 2002. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dental Materials*. 18(6):463-469
- Haugen HJ, Qasim SB, Matinlinna JP, Vallittu P, Nogueira LP. 2020. Nano-CT as tool for characterization of dental resin composites. *Sci Rep*. 10(1):15520.[10.1038/s41598-020-72599-y](https://doi.org/10.1038/s41598-020-72599-y)
- Heck K, Manhart J, Hickel R, Diegritz C. 2018. Clinical evaluation of the bulk fill composite QuiXfil in molar class I and II cavities: 10-year results of a RCT. *Dental Materials*. 34(6):e138-e147.<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.023>
- Heintze S, Rousson V. 2012. Clinical Effectiveness of Direct Class II Restorations - A Meta-Analysis. *The journal of adhesive dentistry*. 14:407-431.[10.3290/j.jad.a28390](https://doi.org/10.3290/j.jad.a28390)
- Hellwig E, Klimek J, Attin T. 2013. *Einführung in die Zahnerhaltung*. Deutscher Ärzte-Verlag
- Hirata R, Clozza E, Giannini M, Farrokhmanesh E, Janal M, Tovar N, Bonfante EA, Coelho PG. 2015. Shrinkage assessment of low shrinkage composites using micro-computed tomography. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 103(4):798-806.[10.1002/jbm.b.33258](https://doi.org/10.1002/jbm.b.33258)
- Hotta M, Yamamoto K. 2009. Comparative radiopacity of bonding agents. *Journal of Adhesive Dentistry*. 11(3)
- Huang Y, Celikten B, de Faria Vasconcelos K, Ferreira Pinheiro Nicolielo L, Lippiatt N, Buyuksungur A, Jacobs R, Orhan K. 2017. Micro-CT and nano-CT analysis of filling quality of three different endodontic sealers. *Dentomaxillofacial Radiology*. 46:20170223
- Ilie N, Bucuta S, Draenert M. 2013. Bulk-fill Resin-based Composites: An In Vitro Assessment of Their Mechanical Performance. *Operative Dentistry*. 38(6):618-625.[10.2341/12-395-I](https://doi.org/10.2341/12-395-I)
- Ilie N, Hickel R. 2011. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *dental materials*. 27(4):348-355
- Ilie N, Jelen E, Hickel R. 2011. Is the soft-start polymerisation concept still relevant for modern curing units? *Clinical oral investigations*. 15(1):21-29

- Ilie N, Stawarczyk B. 2014. Bulk-Fill-Komposite: neue Entwicklungen oder doch herkömmliche Komposite? [accessed 3.1.2023]https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/bulk-fill-komposite-neue-entwicklungen-oder-doch-herkoemmlische-komposite__1010.html?sword=ilie.
- Issever AS. 2013. Diagnostik der Osteoporose jenseits der Knochenmineraldichte: Anwendbarkeit der trabekulären Knochenanalyse [Habilitation]. [Berlin]: Freie Universität Berlin.
- J.M. Stowasser MP, F. Skutch. 2004. Stowasser Lateinisch-deutsches Schulwörterbuch. München: Oldenbourg Schulbuchverlag.13
- Jordan AR, Micheelis W. 2016. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). In: Zahnärzte IDZ, editor. IDZ-Materialienreihe, Bd 35. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag DfV. p. 617.
- Kaisarly D. 2014 The effect of boundary conditions on the polymerization shrinkage vectors of light-cured dental resin composites [PhD Thesis, ediss 19023]. [Germany]: Ludwigs-Maximilians-Universität München.
- Kaisarly D. 2021. Polymerisationsschrumpfung - Aktueller Stand und klinische Konsequenzen. Die Quintessenz. 72:638-648
- Kaisarly D, El Gezawi M, Keßler A, Rösch P, Kunzelmann KH. 2021a. Shrinkage vectors in flowable bulk-fill and conventional composites: bulk versus incremental application. Clin Oral Investig.10.1007/s00784-020-03412-3
- Kaisarly D, El Gezawi M, Lai G, Jin J, Rösch P, Kunzelmann KH. 2018a. Effects of occlusal cavity configuration on 3D shrinkage vectors in a flowable composite. Clin Oral Investig. 22(5):2047-2056.10.1007/s00784-017-2304-y
- Kaisarly D, El Gezawi M, Nyamaa I, Rösch P, Kunzelmann KH. 2019. Effects of boundary condition on shrinkage vectors of a flowable composite in experimental cavity models made of dental substrates. Clin Oral Investig. 23(5):2403-2411.10.1007/s00784-018-2696-3
- Kaisarly D, El Gezawi M, Rösch P, Kunzelmann K-H. 2021b. Shrinkage vectors and volumetric shrinkage percentage of differently applied composites. International Journal of Adhesion and Adhesives. 105:102793.<https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2020.102793>
- Kaisarly D, El Gezawi M, Xu X, Rösch P, Kunzelmann KH. 2018b. Shrinkage vectors of a flowable composite in artificial cavity models with different boundary conditions: Ceramic and Teflon. J Mech Behav Biomed Mater. 77:414-421.10.1016/j.jmbbm.2017.10.004
- Kaisarly D, Gezawi ME. 2016. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. Odontology. 104(3):257-270.10.1007/s10266-016-0264-3
- Kaisarly D, Langenegger R, Litzemberger F, Heck K, El Gezawi M, Rösch P, Kunzelmann K-H. 2022. Effects of application method on shrinkage vectors and volumetric shrinkage of bulk-fill composites in class-II restorations. Dental Materials.[https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.38\(1\), 79-93](https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.38(1), 79-93)
- Kaisarly D, Meierhofer D, El Gezawi M, Rösch P, Kunzelmann KH. 2021c. Effects of flowable liners on the shrinkage vectors of bulk-fill composites. Clinical Oral Investigations. 25:4927–4940.10.1007/s00784-021-03801-2
- Kawaguchi M, Fukushima T, Miyazaki K. 1994. The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. Journal of dental research. 73(2):516-521
- Kemp-Scholte CM, Davidson C. 1990. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. Journal of Dental Research. 69(6):1240-1243
- Keßler A, Kaisarly D, Hickel R, Kunzelmann KH. 2019. Effect of fiber incorporation on the contraction stress of composite materials. Clin Oral Investig. 23(3):1461-1471.10.1007/s00784-018-2572-1

- Kim RJ-Y, Kim Y-J, Choi N-S, Lee I-B. 2015. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 43(4):430-439
- Krejci I, Sparr D, Lutz F. 1987. A three sided light curing technique for conventional class II composite resin restorations. *Quintessence Int*. 18 (2):125-131
- Kwon Y, Ferracane J, Lee I-B. 2012. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dental materials*. 28(7):801-809
- Langheinrich A, Bohle R, Breithecker A, Lommel D, Rau W. 2004. Mikro-Computertomographie von Blutgefäßen parenchymatöser Organe und von Lungenalveolen. *RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*. 176(09):1219-1225
- Lassila L, Säilynoja E, Prinssi R, Vallittu P, Garoushi S. 2019. Characterization of a new fiber-reinforced flowable composite. *Odontology*. 107(3):342-352
- Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. 2012. Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *Chinese journal of dental research*. 15(1):31
- Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. 2005. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *Journal of Oral Rehabilitation*. 32(4):304-314.<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01414.x>
- Lee M-R, Cho B-H, Son H-H, Um C-M, Lee I-B. 2007. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dental materials*. 23(3):288-295
- Leevailoj C, Cochran M, Matis B, Moore B, Platt J. 2001. Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Operative Dentistry*. 26(3):302-307
- Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. 2014. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 42(8):993-1000
- Lindberg A, Van Dijken J, Hörstedt P. 2005. In vivo interfacial adaptation of class II resin composite restorations with and without a flowable resin composite liner. *Clinical Oral Investigations*. 9(2):77-83
- Liu Q, Ding J, Chambers DE, Debnath S, Wunder SL, Baran GR. 2001. Filler-coupling agent-matrix interactions in silica/polymethylmethacrylate composites. *J Biomed Mater Res*. 57(3):384-393.10.1002/1097-4636(20011205)57:3<384::aid-jbm1181>3.0.co;2-f
- Lui JL, Masutani S, Setcos JC, Lutz F, Swartz ML, Phillips RW. 1987. Margin quality and microleakage of Class II composite resin restorations. . *The Journal of the American Dental Association*. 114(1):49-54
- Lutz E, Krejci I, Oldenburg TR. 1986. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. . *Quintessence Int* 17(12):777-784
- Lutz F, Krejci I, F. B. 1991. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dental materials*. 7.2:107-113
- Magne P. 2007. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental materials*. 23(5):539-548
- Meerbeek BV, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. 2020. From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *Journal of Adhesive Dentistry*. 22(1):7-34
- Milia E, Cumbo E, Cardoso JA, Gallina G. 2012. Current dental adhesives systems. A narrative review. *Current Pharmaceutical Design*. 18(34):5542-5552

- Montes MA, de Goes MF, Bernardi da Cunha MR, Borges Soares A. 2001. A morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. *Journal of Dentistry*. 29(6):435-441. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(01\)00037-9](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(01)00037-9)
- Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. 2012. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent*. 40(6):500-505. [10.1016/j.jdent.2012.02.015](https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.02.015)
- Mund DA, Thieme R, Horbert R, Salm K, Jäkel M, Köhl A, Guhl D, Beckers C. 2020. KZBV Jahrbuch 2020. Köln. <https://www.kzbv.de/jahrbuch-2020.768.de.html>
- Oliveira LCA, Duarte S, Araujo CA, Abrahão A. 2010. Effect of low-elastic modulus liner and base as stress-absorbing layer in composite resin restorations. *Dental Materials*. 26(3):e159-e169. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.076>
- Opdam NJM, Roeters FJM, Feilzer AJ, Verdonschot EH. 1998. Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations in vivo. *Journal of Dentistry*. 26(7):555-562
- Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. 2008. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental materials*. 24(11):1501-1505
- Pearson GJ, Hegarty SM. 1987. Cusp movement in molar teeth using dentine adhesives and composite filling materials. *Biomaterials*. 8(6):473-476. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(87\)90084-6](https://doi.org/10.1016/0142-9612(87)90084-6)
- Perdigao J, Anauate-Netto C, Carmo AR, Hodges JS, Cordeiro J, Lewgoy HR, Dutra-Correa M, Castilhos N, Amore R. 2004. The effect of adhesive and flowable composite on postoperative sensitivity: 2-week results. *Quintessence international*. 35(10):777-784
- Perdigão J, Walter R, Miguez PA, Swift EJ. 2019. 5 - Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. In: Ritter AV, Boushell LW, Walter R, editors. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. St. Louis: Elsevier. p. 136-169.
- Peumans M, Venuti P, Politano G, Van Meerbeek B. 2021. Effective Protocol for Daily High-quality Direct Posterior Composite Restorations. The Interdental Anatomy of the Class-2 Composite Restoration. *Journal of Adhesive Dentistry*. 23(1):21-34
- Peutzfeldt A. 1997. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 105(2):97-116. [10.1111/j.1600-0722.1997.tb00188.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1997.tb00188.x)
- Price RB, Labrie D, Whalen JM, Felix CM. 2011. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. *Journal (Canadian Dental Association)*. 77:77:b79
- Price RB, Rueggeberg FA. 2019. 6 - Light Curing of Restorative Materials. In: Ritter AV, Boushell LW, Walter R, editors. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. St. Louis: Elsevier. p. 170-199.
- Puckett AD, Smith R. 1992. Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. *The Journal of prosthetic dentistry*. 68(1):56-58
- Qvist V, Qvist J. 1985. Replica patterns on composite restorations performed in vivo with different acid-etch restorative procedures. *European Journal of Oral Sciences*. 93(4):360-370
- Ritter AV, Walter R, Boushell LW, Ahmed SN. 2019. 8 - Clinical Technique for Direct Composite Resin and Glass Ionomer Restorations. In: Ritter AV, Boushell LW, Walter R, editors. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. St. Louis: Elsevier. p. 219-263.
- Rizzante FAP, Duque JA, Duarte MAH, Mondelli RFL, Mendonca G, Ishikiriama SK. 2019. Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dent Mater J*. 38(3):403-410. [10.4012/dmj.2018-063](https://doi.org/10.4012/dmj.2018-063)

- Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. 2011. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *Journal of Dentistry*. 10(39):643-647
- Rösch P, Chiang Y-C, Kunzelmann KH. 2009. Quantification of local polymerisation shrinkage from 3D micro CT images of dental composites *International Journal of Computer assisted Radiology and Surgery* 4:200 -201.<https://doi-org.emedien.ub.uni-muenchen.de/10.1007/s11548-009-0331-0>
- Rösch P, T. B, J. W. 1999. Multi-modality image registration using local correlation. *CARS'99*.228-232
- Roulet J, Reich T, Blunck U, Noack M. 1989. Quantitative margin analysis in the SEM: A powerful tool for the characterization of the behavior of dental restorations. *Scanning Electron Microsc.* 3:147-159
- Rueggeberg FA. 2011. State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental Materials*. 27(1):39-52
- Rueggeberg FA, Jordan DM. 1993. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *International Journal of prosthodontics*. 6.4
- Sakaguchi R, Peters M, Nelson S, Douglas W, Poort H. 1992. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *Journal of Dentistry*. 20(3):178-182
- Sakaguchi R, Sasik C, Bunczak M, Douglas WH. 1991. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *Journal of dentistry*. 19(5):312-316
- Sakaguchi RL, Versluis A, Douglas WH. 1997. Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites. *Dental Materials*. 13(4):233-239
- Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Shah NC. 2004. Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites. *Dental Materials*. 20(4):388-396.<https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.11.002>
- Sampaio CS, Fernandez Arias J, Atria PJ, Caceres E, Pardo Diaz C, Freitas AZ, Hirata R. 2019. Volumetric polymerization shrinkage and its comparison to internal adaptation in bulk fill and conventional composites: A μ CT and OCT in vitro analysis. *Dent Mater*. 35(11):1568-1575.[10.1016/j.dental.2019.07.025](https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.07.025)
- Schenkel AB, Veitz-Keenan A. 2019. Dental cavity liners for Class I and Class II resin-based composite restorations. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. (3):1465-1858
- Schindelin J, Arganda-Carreras I, Frise E, Kaynig V, Longair M, Pietzsch T, Preibisch S, Rueden C, Saalfeld S, Schmid B et al. 2012. Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nature Methods*. 9(7):676-682.[10.1038/nmeth.2019](https://doi.org/10.1038/nmeth.2019)
- Schwass D, Swain M, Purton D, Leichter J. 2009. A system of calibrating microtomography for use in caries research. *Caries research*. 43(4):314-321
- Sharp L, Choi BI, Lee TE, Sy A, Suh BI. 2003. Volumetric shrinkage of composites using video-imaging. *Journal of Dentistry*. 31(2):97-103.[https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(03\)00005-8](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(03)00005-8).
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. 2002. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 23(8):1819-1829.[https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00308-8](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00308-8)
- Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. 1975. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res*. 9(5):373-387.[10.1159/000260179](https://doi.org/10.1159/000260179)
- Simon Y, Mortier E, Dahoun A, Gerdolle D. 2008. Video-controlled characterization of polymerization shrinkage in light-cured dental composites. *Polymer Testing*. 27(6):717-721

- Skinner EW, Phillips RW. 1973. Skinner's science of dental materials. Philadelphia PA: WB Saunders Co.275
- Smith DL, Schoonover I. 1953. Direct filling resins: dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption. *The Journal of the American Dental Association*. 46(5):540-544
- Soares CJ, Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A. 2013. Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. *J Adhes Dent*. 15(4):341-350
- Soh M, Yap AU. 2004. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *Journal of dentistry*. 32(4):321-326
- Stefanski S, van Dijken JW. 2012. Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: a 2-year evaluation. *Clinical Oral Investigations*. 16(1):147-153
- Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. 1993. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dental Materials*. 9(1):6-10.[https://doi.org/10.1016/0109-5641\(93\)90096-9](https://doi.org/10.1016/0109-5641(93)90096-9)
- Sultan A, Moorthy A, Fleming GJ. 2014. The adhesive potential of dentin bonding systems assessed using cuspal deflection measurements and cervical microleakage scores. *Dental materials*. 30(10):1154-1160
- Sumitani Y, Hamba H, Nakamura K, Sadr A, Nikaido T, Tagami J. 2018. Micro-CT assessment of comparative radiopacity of adhesive/composite materials in a cylindrical cavity. *Dental materials journal*.2017-2310
- Sun J, Lin-Gibson S. 2008. X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. *Dental Materials*. 24(2):228-234.<https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.001>
- Takahashi R, Nikaido T, Tagami J, Hickel R, Kunzelmann KH. 2012. Contemporary adhesives: marginal adaptation and microtensile bond strength of class II composite restorations. *Am J Dent*. 25(3):181-188
- Takemura Y, Hanaoka K, Kawamata R, Sakurai T, Teranaka T. 2014. Three-dimensional X-ray micro-computed tomography analysis of polymerization shrinkage vectors in flowable composite. *Dent Mater J*. 33(4):476-483.[10.4012/dmj.2013-288](https://doi.org/10.4012/dmj.2013-288)
- Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. 2004. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dental Materials*. 20(6):535-542
- Tauböck TT, Feilzer AJ, Buchalla W, Kleverlaan CJ, Krejci I, Attin T. 2014. Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites. *European Journal of Oral Sciences*. 122(4):293-302
- Todd J, Braziulis E. *Wissenschaftliche Dokumentation Adhese® Universal*. Schaan, Liechtenstein. 2015.
- Todd J, Wanner M. *Wissenschaftliche Dokumentation Tetric EvoCeram® Bulk Fill*. Ivoclar Vivadent AG. Schaan, Liechtenstein. 2014.
- Tosco V, Vitiello F, Furlani M, Gatto ML, Monterubbianesi R, Giuliani A, Orsini G, Putignano A. 2021. Microleakage Analysis of Different Bulk-Filling Techniques for Class II Restorations: μ -CT, SEM and EDS Evaluations. *Materials*. 14(1):31
- van Dijken JW, Horstedt P, Meurman JH. 1985. SEM study of surface characteristics and marginal adaptation of anterior resin restorations after 3–4 years. *European Journal of Oral Sciences*. 93(5):453-462

- van Dijken JW, Pallesen U. 2011. Clinical performance of a hybrid resin composite with and without an intermediate layer of flowable resin composite: a 7-year evaluation. *dental materials*. 27(2):150-156
- van Dijken JW, Pallesen U. 2012. A 7-year randomized prospective study of a one-step self-etching adhesive in non-cariou cervical lesions. The effect of curing modes and restorative material. *Journal of dentistry*. 40(12):1060-1067
- van Dijken JW, Pallesen U. 2017. Bulk-filled posterior resin restorations based on stress-decreasing resin technology: a randomized, controlled 6-year evaluation. *European journal of oral sciences*. 125(4):303-309
- Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. 2017. Bulk-fill composites: a review of the current literature. *J Adhes Dent*. 19(2):95-109
- Van Ende A, Van de Casteele E, Depypere M, De Munck J, Li X, Maes F, Wevers M, Van Meerbeek B. 2015. 3D volumetric displacement and strain analysis of composite polymerization. *Dental Materials*. 31(4):453-461
- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. 2003. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 28(3):215-235
- Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. 1996. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*. 75(3):871-878. [10.1177/00220345960750030301](https://doi.org/10.1177/00220345960750030301)
- Wang Z, Chiang MYM. 2016. Correlation between polymerization shrinkage stress and C-factor depends upon cavity compliance. *Dental Materials*. 32(3):343-352. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.11.003>
- Watts D, Al Hindi A. 1999. Intrinsic 'soft-start' polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dental Materials*. 15(1):39-45
- Watts DC, Cash A. 1991. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dental Materials*. 7(4):281-287
- Watts DC, Satterthwaite JD. 2008. Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. *Dental Materials*. 24(1):1-8
- Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. 2005. Siloranes in dental composites. *Dental Materials*. 21(1):68-74. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.10.007>
- WHO. 2017. Sugars and dental caries (WHO Technical Information Note). World Health Organization (WHO). World Health Organization.
- Wieczkowski Jr G, Joynt R, Klockowski R, Davis E. 1988. Effects of incremental versus bulk fill technique on resistance to cuspal fracture of teeth restored with posterior composites. *The Journal of prosthetic dentistry*. 60(3):283-287
- Winer B, Brown D, Michels K. 1991. Analysis of variance assumptions. *Statistical principles in experimental design*. 3 ed. New York: McGraw-Hill series in psychology. p. 100-101.
- Wohlleb T. 2018. Charakterisierung des Adhäsivverbunds an Restdentin nach selbstlimitierender Kariestherapie [Dissertation]. [Munich]: LMU.
- Wohlleb T, Kaisarly D, Rösch P, Kunzelmann K-H. 2020. Self-limiting caries excavation with a polymer bur: Adhesive bonding to residual dentin. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 98:102509
- Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J et al. 2004. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*. 83(6):454-458. [10.1177/154405910408300604](https://doi.org/10.1177/154405910408300604)

Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, Petschelt A, Taschner M. 2015. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental materials*. 31(3):293-301

Danksagung

Ich möchte mich bei einigen Personen bedanken, die während meiner Arbeit an der Dissertation eine große Unterstützung für mich darstellten.

Vielen Dank an Herrn Prof. Dr. med. dent. Reinhard HICKEL für die freundliche Bereitstellung aller Geräte und Materialien.

Bei Prof. Dr. med. dent. Karl-Heinz Kunzelmann, meinem Doktorvater, möchte ich mich ganz herzlich für die Betreuung dieser Arbeit, inklusive spannender Ideen, Gedankengänge sowie für das Vermitteln und Einbringen seiner fachlichen, technischen und wissenschaftlichen Expertise bedanken.

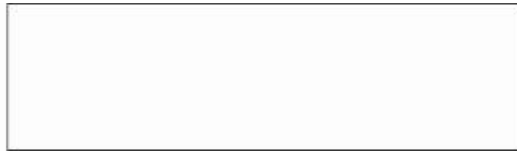
Für die stets freundliche und unkomplizierte Hilfe bei IT-Problemen möchte ich mich bei Herrn Thomas Obermeier bedanken.

Weiter möchte ich mich bei Frau Eva Köbele und Frau Gisela Dachs für ihre großartige Unterstützung bedanken. Sie waren eine sehr große Hilfe bei verschiedensten Problemen. Vielen Dank an Frau Gisela Dachs für die Arbeit am REM und das Fotografieren, sowie für zahlreiche spannende und kurzweilige Gespräche.

Danke an meine Familie für die Motivation und die Unterstützung, ganz besonders bedanke ich mich bei meinen Eltern, die mir die Arbeit und insbesondere die Zeit dafür ermöglicht haben. Danke an meine Partnerin, die mich mit Geduld, Ruhe, Verständnis und auch zahnmedizinischem Wissen unterstützt hat.

Großer Dank gilt meiner Betreuerin, Frau PD Dr. med. dent. Dalia Kaisarly für die immer motivierte und zuverlässige Betreuung. Danke für das Einbringen und Vermitteln des fachlichen und themenspezifischen Wissens, die Geduld, viele motivierende und spannende Gespräche und die vielen Hilfestellungen bei unterschiedlichsten Problemen. Ebenso vielen Dank für Gespräche, die über den fachlichen Rahmen hinaus gingen und auch privat eine große Bereicherung für mich waren.

Affidavit



Eidesstattliche Versicherung

Langenegger, Ruth

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Einfluss von Schichttechniken in Klasse-II-Füllungen auf die Schrumpfungsvektoren von Bulk-Fill-Kompositen

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 26.07.2023

Ruth Langenegger