

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. Reinhard HICKEL

**Auswirkungen eines flowable Liners
auf die Schrumpfungsvektoren
sowie auf die volumetrische Schrumpfung
von Bulk-Fill-Kompositen**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Daniel Josef Meierhofer

aus

München

Jahr

2022

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Bogna Stawarczyk
Prof. Dr. Anja Liebermann

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: PD Dr. Dalia Kaisarly

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 08.12.2022

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	VI
1. Einleitung.....	1
2. Literaturübersicht	3
2.1 Bulk-Fill-Komposite	3
2.2 Lichtpolymerisation	6
2.3 Nachteile beim Einsatz von Komposite	7
2.3.1 Polymerisationsschrumpfung	7
2.3.2 Ungenügende Lichtpolymerisation	9
2.4 Umgang mit der Polymerisationsschrumpfung.....	11
2.4.1 Kontrolle des C-Faktors	11
2.4.2 Schichttechnik.....	13
2.4.3 Flowable Liner.....	14
2.5 Methoden zur Messung der Polymerisationsschrumpfung.....	16
2.5.1 Messung der Volumenänderung	16
2.5.2 Messung der linearen Schrumpfung	18
• Eindimensionale Messung der linearen Schrumpfung	18
• Zweidimensionale Messung der linearen Schrumpfung.....	19
2.5.3 Probleme der bisher vorgestellten Methoden.....	20
2.5.4 Schrumpfstress und Höckerbiegung	21
2.5.5 Simulative Messmethode: Finite Elemente Methode	22
2.5.6 Dreidimensionale Messung im Mikro-CT	23
3. Zielsetzung	28
4. Material und Methoden	29
4.1 Herstellung der Proben	29
4.2 Gruppen	30
4.3 Materialien	32
4.3.1 Silanisierung der Glaskügelchen.....	33
4.4 Micro-CT Aufnahmen	37
4.4.1 Schrumpfungsvektoren	39
4.4.2 Volumetrische Auswertung	41
4.5 Statistische Auswertung.....	42
4.6 REM.....	42

5. Ergebnisse	44
5.1 Schrumpfungsvektoren	44
5.1.1 Visualisierung der Schrumpfungsvektoren.....	44
5.1.2 Gruppe Bulk	45
5.1.3 Gruppe TEF0,5mm	46
5.1.4 Gruppe Increments	48
5.1.5 Gruppe TEF2mm	51
5.1.6 Gruppe SDR2mm	53
5.1.7 Werte der Schrumpfungsvektoren	55
5.1.8 Dreidimensionale Analyse.....	55
5.2 Volumetrische Schrumpfung	57
5.2.1 Visualisierung der volumetrischen Schrumpfung	57
5.2.2 Gruppe Bulk	57
5.2.3 Gruppe TEF0,5mm	58
5.2.4 Gruppe Increments	59
5.2.5 Gruppe TEF2mm	60
5.2.6 Gruppe SDR2mm	61
5.2.7 Werte der volumetrischen Schrumpfung.....	62
6. Diskussion	64
6.1 Methode	66
6.1.1 Kavitätenform.....	66
6.1.2 Lichtpolymerisation	67
6.1.3 Limitation des Mikro-CT	67
6.1.4 Schrumpfungsvektoren und volumetrische Schrumpfung	68
6.2 Ergebnisse	69
6.2.1 Flowable Liner und Schichttechnik.....	69
6.2.2 Schrumpfungsvektoren	72
6.2.3 Volumetrische Schrumpfung	75
6.2.4 Luftblasen im Komposit.....	77
6.2.5 REM-Bilder.....	78
6.2.6 Anwendung in der Praxis	79
6.3 Schlussfolgerung	82
6.4 Ausblick.....	82
7. Zusammenfassung	85
Literaturverzeichnis	87
Anhang A: Schrumpfungsvektoren	100
Anhang B: Volumetrische Schrumpfung	104
Danksagung	108

Affidavit..... 109

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Negative Folgen, die bei Kompositrestaurationen auftreten können (Tantbirojn et al. 2004). Modifiziert nach Kaisarly (Kaisarly 2014). Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Dr. Dalia Kaisarly (2021).....	10
Abbildung 2 Darstellung verschiedener Kavitäten und deren C-Faktor (Feilzer et al. 1987), sowie der Entwicklung des Schrumpfstresses in Bezug auf den C-Faktor. Basierend auf Chiang (Chiang 2009). Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch SAGE Publications/RightsLink (2021).....	12
Abbildung 3 Übersicht über die Methoden zur Schrumpfungsmessung.....	16
Abbildung 4 Versuchsaufbau des wassergefüllten Dilatometers (Lai and Johnson 1993). Modifiziert nach Lai and Johnson 1993. Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Elsevier/RightsLink (2021).....	17
Abbildung 5 Darstellungsmöglichkeiten der Schrumpfung im Mikro-CT. a) volumetrische Schrumpfung (Sampaio et al. 2019). Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Elsevier/RightsLink (2021). b) Schrumpfvektoren; oben zweidimensional, unten dreidimensional (Kaisarly 2014). Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Dr. Dalia Kaisarly (2021).....	27
Abbildung 6 Polymerisationslampe und dentales Radiometer. a) Bluephase Style (Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein), b) Bluephase Meter II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	30
Abbildung 7 Übersicht über die einzelnen Gruppen (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).....	32
Abbildung 8 Arbeitsschritte zur Silanisierung der Glasperlen. Modifiziert nach Kaisarly (Kaisarly 2014). Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Dr. Dalia Kaisarly (2021).....	34
Abbildung 9 Fotos der verwendeten Materialien: a) Adhese Universal, b) Tetric EvoFlow Bulk Fill (TEF), c) Tetric EvoCeram Bulk Fill (TBF), d) SDR flow+ (SDR).....	36
Abbildung 10 Arbeitsablauf (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021)	37
Abbildung 11 Micro-CT 40, Scanco Medical AG, Schweiz. Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Dr. Dalia Kaisarly (2021) (Kaisarly 2014).....	38
Abbildung 12 Probenhalter fürs Micro-CT. a) präparierter und gefüllter Zahn, b) Abdeckung der Probe mit lichtundurchlässiger Kappe, c) Polymerisation durch Lichthärtung für 40 Sekunden nach dem ersten Scan. Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Dr. Dalia Kaisarly (2021) (Kaisarly 2014).....	38
Abbildung 13 Rasterelektronenmikroskop ZEISS GEMINI® FESEM, SUPRA™ 55VP, Carl Zeiss SMT AG, Oberkochen, Deutschland. Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Dr. Dalia Kaisarly (2021) (Kaisarly 2014).....	43

Abbildung 14 Sphärensegmentierung und -registrierung. a) Darstellung der Sphären, die sich aus der Sphärensegmentierung ergeben. b) Überlagerung der Präpolymerisations- und Postpolymerisationsscans in der Sphärenregistrierung. Die Sphären sind im Präpolymerisationsscan in Graustufen und im Postpolymerisationsscan farbig dargestellt. Die Schrumpfungsvektoren zeigen schließlich die Verschiebung der Sphären aufgrund der Polymerisationsschrumpfung (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).....	44
Abbildung 15 Schrumpfungsvektoren und REM-Bilder der Gruppe Bulk (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).....	45
Abbildung 16 Schrumpfungsvektoren und REM-Bilder der Gruppe TEF0,5mm (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).....	47
Abbildung 17 Schrumpfungsvektoren und REM-Bilder der Gruppe Increments (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).....	49
Abbildung 18 Schrumpfungsvektoren und REM-Bilder der Gruppe TEF2mm (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).....	52
Abbildung 19 Schrumpfungsvektoren und REM-Bilder der Gruppe SDR2mm (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).	54
Abbildung 20 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe Bulk.	57
Abbildung 21 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe TEF0,5mm.....	58
Abbildung 22 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe Increments.....	59
Abbildung 23 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe TEF2mm.....	60
Abbildung 24 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe SDR2mm.....	61
Abbildung 25 Vektorenlänge in Abhängigkeit von Schichtdicke. Bei Schichtdicke des flowable Liners von 0,5 mm: a) kurze Vektoren im flowable Liner, b) lange Vektoren in der Deckschicht. Bei Schichtdicke des flowable Liners von 2 mm: c) lange Vektoren im flowable Liner, d) kurze Vektoren in der Deckschicht (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).....	74
Abbildung 26 Volumenschrumpfung und Schrumpfungsrichtung in den Luftblasen sowie im Komposit	77
Abbildung 27 Schrumpfungsvektoren und Häufigkeit der Vektorenlängen: a) bei Ablösung vom Kavitätenboden und Kavitätenwand, b) ohne Ablösungen.....	83

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Häufig verwendete Monomere und deren Polymerisationsschrumpfung (Verstegen 2010)	7
Tabelle 2 Materialien	35
Tabelle 3 Mittelwerte und Standardabweichungen der Schrumpfungsvektoren (μm)	56
Tabelle 4 Mittelwerte und Standardabweichung der volumetrischen Schrumpfung (%).....	63

1. Einleitung

Statistisch gesehen nehmen aufgrund der besseren Aufklärung zur Mundhygiene und regelmäßiger Zahnarztbesuche Zahnverluste seit mehreren Jahren konstant ab. Bedingt durch die längere Verweildauer der Zähne ist die Anzahl der gefüllten und kariösen Zähne bei den Senioren jedoch gestiegen und wird voraussichtlich auch mindestens bis 2030 weiter zunehmen (Jordan et al. 2019). Ebenso zeigen Studien, dass die Prävalenz der Karies bei Kindern in der Welt weiterhin als hoch einzustufen ist (Kazeminia et al. 2020).

Heutzutage werden statt anderer Füllungsmaterialien zunehmend dentale Komposite zur Versorgung kariöser Zähne eingesetzt. Das Amalgam gerät aufgrund des Quecksilbers zunehmend in Kritik (Hickel et al. 1998) und darf mittlerweile nicht mehr bei Kindern und Schwangeren eingesetzt werden. Die skandinavischen Länder haben den Einsatz bereits sogar komplett verboten, weshalb wohl auch in Deutschland eine Einstellung bis 2030 erwartet wird. Dies ist auch in Übereinstimmung mit dem Minamata-Übereinkommen über Quecksilber (UN 2013), weswegen eine Alternative umso dringender wird. Hierbei soll die Alternative schnell applizierbar und die Ausarbeitung sowie Politur einfach sein. Das Material soll dabei eine geringe Techniksensitivität erfordern und keine aufwendige Farbauswahl anbieten. Eine zahnhartsubstanzschonende Präparation ist heute unabdingbar und die Adhäsion am Zahn muss stark genug sein, dass sie die übrig bleibende Zahnhartsubstanz stabilisiert und die Auswirkungen der Polymerisation (Polymerisationsschrumpfung und -stress) dabei gering bleiben (Manhart and Hickel 2014).

Hinzu kommt die Zunahme des Ästhetikempfindens der Patienten mit dem verstärkten Wunsch und höherer Nachfrage nach zahnfarbenen Restaurationsmaterialien (Deligeorgi et al. 2001), wodurch die Wahl hauptsächlich auf Komposite fällt, die jedoch deutlich teurer sind als die von den Krankenkassen getragenen Amalgamfüllungen und zudem noch einige Nachteile aufweisen.

Ein Nachteil der Komposite ist deren Polymerisationsreaktion, die immer zu einer Schrumpfung der Restauration führt. Durch die Schrumpfung entsteht eine Spannung in der Hybridschicht zwischen Zahn und Restauration, wodurch sich Teile der Füllung von den Kavitätenwänden sowie vom Boden der Kavität ablösen (Sakaguchi and Powers 2012). Verschiedene Ansätze durch Modifikationen der Fülltechnik versuchen, die Spannung zu minimieren. Hierdurch soll die Füllung länger halten, eine Ablösung verhindern und vor Sekundärkaries schützen (Braga and Ferracane 2004; Küstermann 2009).

Diese Fülltechniken eignen sich jedoch nicht als Alternative zu Amalgam, da sie deutlich teurer und zeitaufwendiger sind. Als ein neuer Ansatz gelten hier die Bulk-Fill-Komposite, die als bis zu 4 bis 5 mm dicke Inkremente eingebracht werden und somit die komplette Kavität füllen können (Manhart and Hickel 2014). Die Zeitersparnis ist aber nur bei hochviskosen Bulk-Fill-Kompositen verglichen mit konventionellen Kompositen möglich, nicht jedoch bei fließfähigen Bulk-Fill-Kompositen (Bellinaso et al. 2019). Bei den Bulk-Fill-Kompositen gibt es nur ein reduziertes Farbspektrum, was die Auswahl des Farbtons schneller und einfacher macht. Im Gegensatz zu konventionellen Kompositen kommen die Bulk-Fill-Komposite nur im Seitenzahnbereich in Frage. Das Potential von Bulk-Fill-Kompositen, Amalgam abzulösen, ergibt sich aus deren besseren Polymerisationseigenschaften mit größeren Aushärtungstiefen (Yap et al. 2016), deren niedrigeren Schrumpfungsspannungen (Algamaiah et al. 2017), der geringeren Höckerauslenkung (Demirel et al. 2020) und der Erhöhung der Schichtdicke (Furness et al. 2014).

Der Einsatz ist unter optimalen Bedingungen fast so einfach und schnell wie bei Amalgam. Als weiterer Vorteil von Kompositwerkstoffen allgemein muss auch unbedingt die zahnhartsubstanzschonende Präparation erwähnt werden, da wegen der Adhäsivtechnik und der mikromechanischen Retention keine retentive Präparation mehr notwendig ist (Manhart and Hickel 2014).

2. Literaturübersicht

2.1 Bulk-Fill-Komposite

Diese relativ neue Art von Kompositen weist alle Merkmale auf, die als Alternative zu Amalgam wichtig erscheinen: die Verarbeitung soll durch die verminderte Polymerisationszeit und der bis zu 4 - 5 mm möglichen Schichtdicke schnell und wenig techniksensitiv sein sowie eine schnelle Farbauswahl ermöglichen, dabei die Zahnhartsubstanz durch den adhäsiven Verbund schonen und Spannungen durch die Polymerisationsschrumpfung im Material minimieren (Burtscher 2011; Manhart and Hickel 2014).

Der große Unterschied zwischen den Bulk-Fill-Kompositen und den herkömmlichen Kompositen ergibt sich aus optimierten Lichtinitiatorsystemen wie Ivocerin (Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) (Burtscher 2013), einer höheren Transluzenz, einem geringeren Füllkörperanteil sowie der Zugabe von sogenannten Schrumpfstress-Relaxatoren, welche Schrumpfungsspannungen über Matrix- und Füllermifikationen kontrollieren (Kaisarly et al. 2021b). Hierzu haben sich verschiedene Hersteller jeweils ein eigenes Konzept überlegt. Ein Hersteller eines Bulk-Fill-Komposits (Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent) beschreibt diesen sogenannten Schrumpfstress-Relaxator als zusätzlichen, mit Silanen funktionalisierten Füllkörper, der sich durch sein niedriges Elastizitätsmodul bei der Polymerisation ausdehnt, dabei wie eine Feder wirkt und zusammen mit der Matrix und dem Adhäsiv den Verbund zur Kavitätenwand unterstützen soll (Todd and Wanner 2014). Des Weiteren werden Bulk-Fill-Komposite in einem reduzierten Farbspektrum (Universalfarbe) angeboten. So stehen beispielsweise bei Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) nur drei Farben zur Verfügung, welche als IVA (Farbton zwischen A2 und A3), IVB (Farbton zwischen B2 und B3) und IVW (Farbton weiß für Milchzähne) bezeichnet werden (Todd and Wanner 2014). Dies ermöglicht einerseits eine schnellere Farbauswahl, andererseits beschränkt sich die Anwendung dadurch nur auf den Seitenzahnbereich (Manhart and Hickel 2014). Im Vergleich zu konventionellen Kompositen wurde auch eine Veränderung der organischen Matrix vorgenommen, bei der neben Bis-GMA auch Monomere mit einer höheren Kon-

versionsrate wie UDMA eingesetzt werden (Hellwig et al. 2018). Die höhere mögliche Schichtdicke ergibt sich unter anderem aus der höheren Transluzenz des Komposits, was aber mit Einbußen in der Ästhetik einhergeht. Diese kann durch Veränderung der Brechungsindizes der Füllkörper und der organischen Matrix, durch Reduktion der Farbpigmente, durch Reduktion des Füllkörperanteils oder durch den Einsatz kleinster Füllkörper, die kleiner als die Wellenlänge des sichtbaren Lichts (380 - 780 nm) sind, gesteuert werden. Eine andere Möglichkeit, die Schichtdicke zu erhöhen, gelang durch den Einsatz eines verbesserten Photoinitiators, wie des Ivocerinsystems (Ivoclar Vivadent), welches eine deutlich höhere Photoreaktivität im Vergleich zu Kampherchinon aufweist und somit einen ausreichenden Polymerisationsgrad in tiefen Schichten erreicht (Burtscher 2013). Der Hersteller (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) eines Bulk-Fill Komposits (Tetric PowerFill, Ivoclar Vivadent) wirbt mittlerweile bei einer Schichtdicke von bis zu 4 mm mit einer auf drei Sekunden verkürzten Belichtungszeit. Diese lässt sich jedoch nur mit einer speziellen Polymerisationslampe desselben Herstellers (Bluephase PowerCure, Ivoclar Vivadent) bei 3000 mW/cm² erreichen (Blunck and Ilie 2019; Ernst 2020). Eine weitere Möglichkeit die Schichtdicke sogar auf 5 mm zu erhöhen, ergab sich durch die Reversible Additions-Fragmentierungs-Kettenübertragungs-Polymerisation (in Filtek One, 3M), mit der es nun auch möglich war, ästhetischere Materialien mit einer höheren Opazität einzusetzen. Hierbei soll das im Komposit enthaltene AFM-Monomer zur Vernetzung mit benachbarten Polymerketten führen und eine dritte reaktive Stelle im Molekül enthalten, die sich während der Polymerisation durch einen Fragmentierungsprozess spaltet und dadurch das Polymernetzwerk entspannt. Diese Fragmente sind weiterhin reagibel und stehen einer Neuvernetzung bereit (3M 2017).

Aufgeteilt werden können Bulk-Fill-Komposite in zwei große Gruppen: zum einen die fließfähigen und zum anderen die stopfbaren Komposite. Die fließfähigen Komposite besitzen hierbei weniger oder aber größere Füllkörper. Sie weisen auch einen prozentual größeren Anteil an kurzkettigen Monomeren auf, während die Stopfbaren hoch gefüllt, somit weniger transluzent sind und bessere mechanischen Eigenschaften aufweisen. Bei der Anwendung muss beachtet werden, dass alle fließfähigen Komposite aufgrund ihrer größeren Abrasion immer eine Deckfüllung benötigen (Hickel 2012; Stark 2014). Untersuchungen zu den makromechanischen (Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul) und mikromechanischen

(Eindringmodul und Vickershärte) Eigenschaften von fließfähigen Bulk-Fill-Kompositen konnten die Notwendigkeit einer Deckschicht mit herkömmlichen oder stopfbaren Bulk-Fill-Kompositen bestätigen (Ilie and Stawarczyk 2014).

Untersuchungen mehrerer verschiedener Bulk-Fill-Komposite kamen zu dem Ergebnis, dass der Konversionsgrad bei Lichthärtung auch in 4 mm Tiefe nicht signifikant schlechter ist als in der Tiefe von 2 mm oder an der Oberfläche, wobei sich jedoch durch eine verlängerte Aushärtezeit verbesserte Polymerisationseigenschaften ergaben. Somit kann eine Aushärtung der Bulk-Fill-Komposite in einer Tiefe von 4 mm für 20 s bei einer Lichtintensität von 1000 mW/cm² empfohlen werden. Die Ergebnisse zeigten jedoch auch eine reduzierte Vickershärte in den tieferen Schichten (Czasch and Ilie 2013; Stark 2014; Zorzin et al. 2015), weshalb die Belichtungszeit an die Schichtdicke angepasst werden muss (Leprince et al. 2010). Zudem zeigten sich in der Finite Elemente Methode in 4 mm tiefen Kavitäten der Klasse I unter Verwendung eines Bulk-Fill-Komposits ($E = 12$ GPa) mit 1 % linearer Schrumpfung ungünstige Spannungsverteilungen im tiefen Dentin und an der Schmelzoberfläche (Ausiello et al. 2019a).

Untersuchungen konnten zeigen, dass sich stopfbare Bulk-Fill-Komposite bezüglich ihrer Adaption an den Zahn ähnlich verhalten wie konventionelle Komposite in der Schichttechnik, wobei bei diesen Untersuchungen die konventionellen Komposite des Herstellers GC (G-aenial Flo, G-aenial Universal Flo, Kalore) mit den Bulk-Fill-Kompositen des selben Herstellers (G-aenial Flo bulk fill, G-aenial Universal Flo bulk fill, Kalore bulk fill) verglichen wurden (Rengo et al. 2015). Weitere Studien kamen jedoch zu dem Ergebnis, dass fließfähige Bulk-Fill-Komposite (SDR, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) eine bessere Adaption aufweisen als stopfbare Bulk-Fill-Komposite (SonicFill, Kerr; Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent; Filtek Bulk Fill, 3M ESPE) (Orlowski et al. 2015; Peutzfeldt et al. 2018). Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass die inkrementelle Applikation von fließfähigen Bulk-Fill-Kompositen zu kleineren Schrumpfungsvektoren als in der Bulk-Anwendung führt (Kaisarly et al. 2021b).

2.2 Lichtpolymerisation

Um eine ausreichende Polymerisation von Kompositen zu erreichen, ist es notwendig, Komposite lange genug (20 s) bei einer gegebenen Mindestlichtintensität (ca. 1000 mW/cm²) zu belichten. Diese benötigte Energiemenge unterscheidet sich je nach Komposit und wird als Belichtungs-dosis (Einheit: mWs/cm²) bezeichnet, welche sich aus dem Produkt von Bestrahlungsstärke (Einheit: mW/cm²) und Belichtungszeit (Einheit: s) ergibt und idealerweise im Bereich zwischen 12.000 - 16.000 mWs/cm² liegen sollte (Koran and Kürschner 1998).

Bei der Polymerisation muss der Anwender zwingend darauf achten, dass das Licht der Polymerisationslampe im Wellenlängenbereich des Absorptionsmaximums des Photoinitiators liegt (Kampherchinon 460 - 485 nm; Lucerin 330 - 380 nm; Ivocerin 400 - 435 nm (Burtscher 2013)) (Hellwig et al. 2018). Dadurch können die Photoinitiatoren optimal aktiviert werden, zu freien Radikalen zerfallen, mit den einzelnen Monomere reagieren und sich dabei zu großen Netzwerken (Polymeren) vernetzen. Die gängige Belichtungsdauer liegt hierbei bei standardmäßigen LED-Lampen bei 20 s (Hellwig et al. 2018). Der Hersteller eines Bulk-Fill-Komposits wirbt bei seinem Produkt Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) mit einer nur zehn-sekündigen Belichtungszeit. Hierbei wird versprochen, dass es bei einer Lichtintensität von mehr als 1000 mW/cm² bei bis zu 4 mm dicken Inkrementen zu keinen Beeinträchtigungen der physikalischen Eigenschaften kommen würde. Dies liege zum einen an der höheren Transluzenz des Werkstoffs, wodurch das Licht besser in die tieferen Schichten gelangen kann sowie an der Verwendung des Photoinitiators Ivocerin, einer Kombination aus Kampherchinon und Lucerin, welches den Polymerisationsprozess beschleunigen soll (Todd and Wanner 2014). Wissenschaftlich nachgewiesen werden konnte in einer Tiefe von 4 mm ein tatsächlicher Konversionsgrad von mindestens 80 % des maximal erreichbaren Werts, wodurch bestätigt werden konnte, dass der Gebrauch von Tetric EvoCeram Bulk Fill mit dieser Schichtdicke sicher ist. Jedoch zeigte eine Belichtungszeit von nur zehn Sekunden bei 1170 mW/cm² eine signifikante Abnahme des Konversionsgrads, erst nach 30 s konnte diese nicht mehr nachgewiesen werden (Tarle et al. 2015).

Beim Einsatz von standardmäßigen LED-Lampen ist zu beachten, dass diese zwar einen hohen Wirkungsgrad jedoch ein relativ schmales Emissionsspektrum

in Bezug auf die Wellenlänge besitzen und daher nicht bei allen Materialien (z. B. nicht bei Lucerin) eingesetzt werden können (Price et al. 2015). Dies veranlasste einige Hersteller dazu, Multi-Peak-LED-Lampen auf den Markt zu bringen, die LED-Lampen verschiedener Wellenlängen zwischen 385 bis 515 nm einsetzen, um alle Photoinitiatoren optimal anregen zu können (Blunck and Ilie 2019; Leprince et al. 2010).

2.3 Nachteile beim Einsatz von Komposite

Der Einsatz von Kompositen bringt auch nachteilige Effekte mit sich, auf die im Folgenden genauer eingegangen wird.

2.3.1 Polymerisationsschrumpfung

Beim Aushärten von Kompositen entstehen aus den Initiatoren (z.B. Kampherchinon, welches der Standardinitiator in dentalen Kompositen ist) freie Radikale, die zur Vernetzung der Monomere und durch die Annäherung der Moleküle während der Polymerisation zu einer Schrumpfung von 2 - 6 % des Komposits führen. Tabelle 1 gibt eine Übersicht über die prozentuale Schrumpfung häufig verwendeter Monomere. Letztlich entsteht durch die Polymerisationsschrumpfung eine Spannung von 5 - 15 MPa zwischen dem Zahn und dem Komposit (Feilzer et al. 1987; Hellwig et al. 2018).

Tabelle 1 Häufig verwendete Monomere und deren Polymerisationsschrumpfung (Verstegen 2010)

Methacrylatname	Molmasse [g mol ⁻¹]	Polymerisationsschrumpfung [Vol. %]
Methylmethacrylat (MMA)	100	21
Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA)	330	15
Urethandimethacrylat (UDMA)	473	7
Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA)	512	6

Die Polymerisation beginnt mit der Prägelphase, dem der Gelpunkt folgt und endet mit der Postgelphase. In der Prägelphase kann durch Nachfließen ein Teil der Polymerisationsschrumpfung kompensiert werden. Dies ändert sich mit Erreichen des Gelpunkts, bei dem das Komposit starr wird (Davidson and Feilzer 1997; Keßler et al. 2019). Somit entsteht die Spannung größtenteils in der Postgelphase, in der ein Nachfließen des Komposits von der freien Oberfläche des zuvor plastischen Materials nicht mehr möglich ist, da bereits ein zu großer Anteil an Monomeren umgesetzt ist (Davidson and Feilzer 1997). Eine Methode, mit der versucht wurde, den Gelpunkt hinauszuzögern, um den Schrumpfstress inklusive der daraus resultierenden Polymerisationsschrumpfung zu mindern, ist die Soft-Start-Polymerisation, die sich jedoch klinisch nicht breitflächig durchgesetzt hat. Hierbei wird das Komposit zu Beginn mit geringer Lichtintensität vorpolymerisiert und anschließend bei voller Intensität nachpolymerisiert, wodurch der Gelpunkt hinausgezögert wird (Mehl et al. 1997). Dadurch sollen Kontraktionsspannungen durch ein verspätetes Aushärten und der damit verbundenen Möglichkeit des Nachfließens innerhalb des Komposits ausgeglichen werden können ohne dabei den Konversionsgrad zu beeinflussen (Sakaguchi and Berge 1998), da ein niedriger Konversionsgrad immer mit schlechteren physikalischen Eigenschaften einhergehen würde (Ferracane 1995). Untersuchungen konnten bereits zeigen, dass die Soft-Start-Polymerisation in der klinischen Situation keinen zusätzlichen Vorteil in Bezug auf die Belastung und die mechanischen Eigenschaften bringt (Visvanathan 2008). Weitere Studien kamen schließlich zu dem Ergebnis, dass dieses Verfahren die Mikrohärtigkeit nicht beeinflusst, aber den Biegemodul und die Biegefestigkeit erhöht und zugleich noch zu einer besseren Randadaptation führt (Mehl et al. 1997) sowie die Adhäsionswerte verbessert (Koran and Kürschner 1998), jedoch in tiefen Schichten den Aushärtungsgrad mindert (Ilie et al. 2011).

Die bei der Polymerisation entstehenden Spannungen sind äquivalent zur Konversionsrate, was bedeutet, dass eine höhere Rate an durch die Polymerisation entstehenden kovalenten Bindungen zwischen den Monomeren mit einer umso größeren Schrumpfung einhergeht. Daraus resultieren einerseits bessere physikalische Eigenschaften der Restauration (Ferracane and Greener 1986), andererseits bilden sich jedoch verstärkt Randspalten (Ferracane 1995).

Durch die entstehenden Kontraktionskräfte kann es bei Versagen des adhäsiven Verbundes zu Ablösungen der Restauration vom Zahn kommen, wodurch Spalten im Mikrometerbereich entstehen (Ferracane 1995). Übersteigt die Spannung die Zugfestigkeit des Schmelzes, ohne dass dabei der adhäsive Verbund versagt, resultieren daraus Höckerdeformation, die zu Schmelzrissen, Schmelzfrakturen (Bowen et al. 1983; Bowen et al. 1982) und ebenso zu einer Ablösung der Füllung mit Ausbildung eines Randspaltes führen können. Experimentell zeigte die Höckerdeformation eine Reduktion der bukkalen und lingualen Kontur senkrecht zur Oberfläche (Tantbirojn et al. 2004). Dies kann schließlich zu postoperativer Sensibilität/Überempfindlichkeit, Pulpitis und Sekundärkaries führen, welche in Abbildung 1 dargestellt sind (Ferracane 2005; 2008; Kleverlaan and Feilzer 2005; Labella et al. 1999; Tantbirojn et al. 2004).

2.3.2 Ungenügende Lichtpolymerisation

Ein Problem, das sich durch ein adäquates Aushärten mit einer entsprechenden Lichtintensität leicht vermeiden lässt, ist die unzureichende Lichtpolymerisation. Auch wenn die Füllung bereits nach wenigen Sekunden an der Oberfläche ausgehärtet wirkt, kann sie doch in den tiefen Schichten noch ungenügend polymerisiert sein und schlechtere physikalische Werte aufweisen. Hierbei sollten die Herstellerangaben genauestens befolgt werden (Rueggeberg et al. 2009), da es zu einigen nachteiligen Effekten beim Einsatz von Kompositen kommen kann. So zeigte sich eine verstärkte Freisetzung zytotoxischer Substanzen, eine geringere Härte verbunden mit einer höheren Abrasion, verringerte Haftwerte, postoperative Sensibilität, Verfärbungen, Sekundärkaries sowie Füllungsfrakturen, welche in Abbildung 1 dargestellt sind (Ak et al. 2010; Brackett et al. 2007; Ferracane et al. 1998; Ferracane et al. 1997; Price et al. 2015; Tantbirojn et al. 2004).

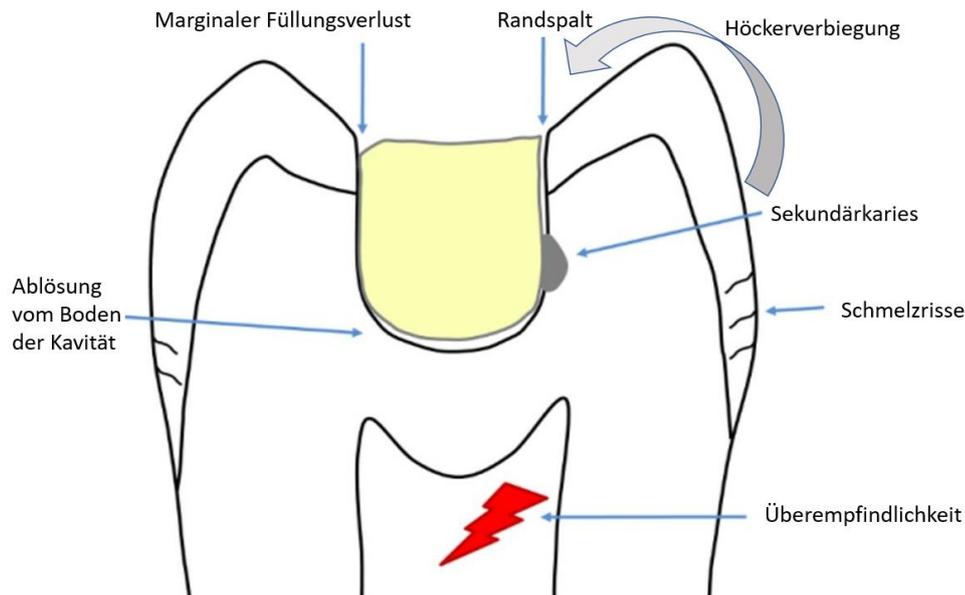


Abbildung 1 Negative Folgen, die bei Kompositrestaurationen auftreten können (Tantbirojn et al. 2004). Modifiziert nach Kaisarly (Kaisarly 2014). Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Dr. Dalia Kaisarly (2021).

Da sich die Monomere in Kompositen nie vollständig zu Polymeren vernetzen, bleiben stets einzelne Monomere zurück, die aus der Füllung beim Kauvorgang freigesetzt und anschließend verschluckt werden. Es konnte eine Korrelation zwischen dem Konversionsgrad und dem Anteil an freigesetzten Monomeren festgestellt werden, bei der sich bei einem höheren Konversionsgrad, eine niedrigere Zytotoxizität ergab (Caughman et al. 1991; Ferracane and Condon 1990). Tierexperimente zeigten, dass HEMA, TEGDMA und BisGMA resorbiert und im Körper zu Kohlenstoffdioxid abgebaut werden. Bei dieser Verstoffwechslung entsteht unter anderem auch das Epoxy-Intermediat 2,3-Epoxy-methacrylsäure, dem eine kanzerogene und mutagene Wirkung nachgesagt wird. Aufgrund der doch sehr geringen freigesetzten Menge muss das Risiko für den Menschen als sehr gering eingestuft werden. Dennoch konnte mittlerweile bewiesen werden, dass die in dentalen Kompositen verwendeten Methacrylate allergische Reaktionen und andere Nebenwirkungen wie Gingivitis, Lichen planus, Ekzeme, Ulzerationen, Atemwegserkrankungen und Erytheme auslösen können (Reichl 2011).

2.4 Umgang mit der Polymerisationsschrumpfung

2.4.1 Kontrolle des C-Faktors

Eine Möglichkeit, Ablösungen von direkten Kompositrestaurationen gering zu halten ist durch die Reduktion des C-Faktors möglich. Der C-Faktor beschreibt den Quotienten aus gebundener zu freier Oberfläche und kann durch das intelligente Einbringen der einzelnen Inkremente gesteuert werden (Feilzer et al. 1987; Unterbrink and Liebenberg 1999). Es muss jedoch beachtet werden, dass der C-Faktor nur ein Modell darstellt, lediglich experimentell ermittelt und nicht direkt auf die klinische Situation übertragen werden kann, da die Geometrien einer Kavität durch die Substanzdefekte bestimmt werden und somit viel komplexer sind. Andere Faktoren wie die Feuchtigkeit des Dentins und der adhäsive Verbund des Komposits mit dem Zahn haben einen großen Einfluss und müssen ebenso beachtet werden (Feilzer et al. 1987).

Berechnet man den C-Faktor anhand der Black-Kavitätenklassen stellt sich dieser bei Klasse-I-Restaurationen am ungünstigsten dar, da hier fünf Flächen (Boden + vier Wände) gebunden sind, aber nur eine Fläche (Oberfläche) frei ist. Dies ergibt einen C-Faktor von $5:1=5$. Hier wird bereits deutlich, dass es sich dabei nur um ein stark vereinfachtes Modell handelt, da hier eine kubische Kavität berechnet wird, welche unrealistisch ist. In diesem Modell erscheinen somit Klasse-IV-Restaurationen am günstigsten, da hier nur eine gebundene Fläche vorhanden ist, während die restlichen Flächen frei sind (Feilzer et al. 1987).

Unter Anwendung des Modells haben Experimente gezeigt, dass der C-Faktor idealerweise unter eins liegen sollte, damit es zu keinen Ablösungen kommt. Abbildung 2 veranschaulicht den C-Faktor verschiedener Kavitäten. Liegt er zwischen eins und zwei treten bereits einzelne Kohäsionsbrüche auf, die bei größer als zwei schon in allen Proben entstanden sind (Feilzer et al. 1987). Dies bedeutet, dass man beim Einbringen und Aushärten des Füllungsmaterials dringend darauf achten sollte, dass maximal ein bis zwei Flächen des Inkrements in Kontakt mit dem Zahn stehen, auch wenn die Kavitätenform dabei vom Behandler nicht beeinflusst werden kann (Unterbrink and Liebenberg 1999).

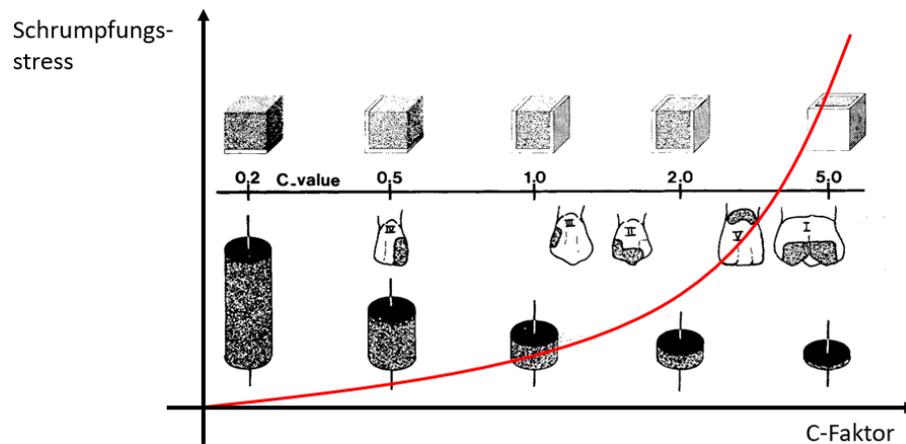


Abbildung 2 Darstellung verschiedener Kavitäten und deren C-Faktor (Feilzer et al. 1987), sowie der Entwicklung des Schrumpfungssresses in Bezug auf den C-Faktor. Basierend auf Chiang (Chiang 2009). Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch SAGE Publications/RightsLink (2021).

In der Literatur finden sich widersprüchliche Ergebnisse zum Zusammenhang zwischen dem Polymerisationsschrumpfungssstress und dem C-Faktor, weswegen die Anwendung des C-Faktors lange Zeit umstritten war. Diese widersprüchlichen Ergebnisse resultieren aus unterschiedlichen Messmethoden. In einigen Experimenten mit starren Messinstrumenten wurde festgestellt, dass sich der Polymerisationsschrumpfungssstress mit höherem C-Faktor erhöhte (Alster et al. 1997; Feilzer et al. 1987; Witzel et al. 2007), während sich dieser in Untersuchungen mit nachgiebigen Instrumenten mit höherem C-Faktor verringerte bzw. kein Zusammenhang zwischen dem Polymerisationsschrumpfungssstress und dem C-Faktor festgestellt werden konnte (Boaro et al. 2013; Bouschlicher et al. 1997; Lee et al. 2007; Watts et al. 2003). Dies machte weitere komplexe Untersuchungen notwendig, mit deren Hilfe es möglich war, die widersprüchlichen Informationen zu erklären und eine Aussage über die Bedeutung des C-Faktors in der Praxis zu treffen. Hierbei wurde festgestellt, dass bei den nachgiebigen Messinstrumenten der Polymerisationsschrumpfungssstress mit zunehmenden C-Faktor abnahm. Dieser Trend verringerte sich jedoch allmählich und kehrte sich schließlich um, wenn die Nachgiebigkeit des Messinstruments verringert wurde. Nachgiebige Instrumente sind jedoch dem Verhalten eines Zahnes ähnlicher und somit klinisch relevanter, da die Kavitätenwände selbst auch bei der Polymerisationsschrumpfung nachgeben, was durch die Höckerverbiegung belegt werden kann. Der Polymerisationsschrumpfungssstress ist daher weniger vom C-Faktor als von der Nachgiebigkeit des Zahnes abhängig (Wang and Chiang 2016). Dies

konnte in anderen Studien in Klasse-I-Kavitäten ebenso belegt werden, bei denen die Schrumpfungsspannungen mit zunehmender Nachgiebigkeit der Kavitätenwände abnahmen (Rodrigues et al. 2012).

Insgesamt kann gesagt werden, dass der C-Faktor eine untergeordnete Rolle spielt. Neben der Kavitätengeometrie und der Nachgiebigkeit des Zahnes sind weitere relevante Einflussgrößen wie die Zusammensetzung des Komposits, die Benetzung der Kavität mit dem Adhäsiv, die Applikationstechnik und die Dauer bis zum Erreichen des Gelpunktes zu berücksichtigen (Feilzer et al. 1987).

2.4.2 Schichttechnik

Ein Ansatz, um die Polymerisationsschrumpfung zu mindern ist die sogenannte Schichttechnik, die als Goldstandard der Fülltechnik gilt. Hierbei wird der C-Faktor, also das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Fläche, reduziert sowie die Polymerisationsschrumpfung in einem gewissen Grad kompensiert. Dabei ergibt sich der Vorteil, dass mehr Initiatorradikale durch die geringere Schichtdicke gebildet werden können, da bei der Schichttechnik berücksichtigt wird, dass die Bestrahlungsstärke mit größerer Tiefe exponentiell abnehmen würde (Emami and Söderholm 2004). Untersuchungen konnten die Erhöhung des Konversionsgrads bestätigen (Braga et al. 2005; Ferracane 2005; 2008), wobei beachtet werden muss, dass bei konventionellen Kompositen kein Inkrement dicker als 2 mm sein darf, um einen adäquaten Grad an Polymerisation zu erreichen (Craig 1981; Kaisarly and Gezawi 2016; Lutz and Phillips 1983; Lutz et al. 1983; Rueggeberg et al. 2017; Yearn 1985). Noch dazu ist der Konversionsgrad auch abhängig von der Opazität und der Farbe des Komposits: Je opaker und dunkler das Material, umso geringer die Aushärtungstiefe (Lutz and Phillips 1983; Rueggeberg et al. 2009).

Hierbei können bei der Füllungstherapie mehrflächiger oder approximaler Kavitäten zwei Techniken unterschieden und voneinander abgegrenzt werden:

2.4.2.1 Schalentechnik

Bei der Schalentechnik werden zuerst die Approximalkontakte durch eine Wand hergestellt. So entsteht beispielsweise aus einer Klasse-II- eine Klasse-I-Kavität. Diese wird in einem nächsten Schritt ganz oder teilweise mit mehreren horizontalen Inkrementen gefüllt und endet mit dem Modellieren der Höcker. Daraus ergibt sich ein ungünstiger C-Faktor (Bichacho 1994; Hellwig et al. 2018).

2.4.2.2 Konventionelle Schichttechnik

Bei der konventionellen Schichttechnik werden je nach Tiefe der Kavität zuerst ein oder mehrere horizontale maximal 2 mm dicke Inkremente in die Kavität eingebracht und einzeln ausgehärtet. Anschließend werden die Randleisten sowie die Höcker modelliert und ausgehärtet (Asmussen and Munksgaard 1988; Hellwig et al. 2018; Lutz et al. 1986; Lutz et al. 1991; Lutz and Phillips 1983).

2.4.3 Flowable Liner

Als weiterer Ansatz gilt es, einen flowable Liner zur Reduktion des Polymerisationsschrumpungsstressses zu verwenden. Dieser wird in der Kavität als erste Schicht auf das Adhäsiv appliziert und besteht aus einem niedrigviskosen Komposit, welches aber mit einer höheren Schrumpfung einhergeht, da der Monomeranteil verglichen mit stopfbaren Kompositen erhöht und der Füllkörperanteil verringert ist (Braga and Ferracane 2004; Choi et al. 2000; Hellwig et al. 2018; Ritter et al. 2019). Die durch fließfähige Komposite ausgelöste Spannung ist dabei aber aufgrund des Hook'schen Gesetzes auch nicht größer, da ihr E-Modul geringer ist als bei stopfbaren Kompositen (Kemp-Scholte and Davidson 1990; Küstermann 2009).

Dem flowable Liner wird eine spannungsabsorbierende Wirkung zugeschrieben. Erklärt werden kann dies entweder durch eine bessere Benetzung der Kavität oder durch eine verringerte Schrumpfungsspannung aufgrund der größeren Eigenelastizität des fließfähigen Komposits (Labella et al. 1999; Montes et al. 2001). Weitere Forschung zu dieser Thematik ist notwendig, da bis jetzt noch nicht hinreichend untersucht und geklärt werden konnte, welcher der beiden Ansätze der Richtige ist. Im Folgenden werden beide Ansätze genauer beschrieben.

2.4.3.1 Adaptionverhalten

Eine flowable Linerschicht kann den Verbund zwischen Zahn und Komposit verbessern, da eine alleinige und zu dünne ungefüllte Adhäsivschicht häufig nicht genügend polymerisiert und somit aufgrund der Sauerstoffinhibitionsschicht kein ausreichender Verbund hergestellt werden kann. Dieses Problem kann mit einer Schicht des flowable Liners, die die Aushärtung des Adhäsivs unterstützt, umgangen werden. Ebenso zeigt sich unter Anwendung eines flowable Liners eine bessere Adaption durch eine bessere Anpassung der Füllung an die Kavität. Aus einer guten Benetzung soll also ein verbesserter Verbund mit weniger Spalten folgen (Labella et al. 1999; Montes et al. 2001; Unterbrink and Liebenberg 1999). Klinische Studien an Patienten bestätigten jedoch keine besseren Ergebnisse in Bezug auf die Adaption bzw. auf eine längere Haltbarkeit (Lindberg et al. 2005; Perdigao et al. 2004; Stefanski and van Dijken 2012; van Dijken and Pallesen 2011).

2.4.3.2 Stress-breaker

Eine Schicht des flowable Liners kann die Spannung, die im nachfolgenden stopfbaren Komposit durch die Polymerisationsschrumpfung entsteht, an der Verbundgrenze aufnehmen und durch Dehnung teilweise absorbieren (Braga and Ferracane 2004; Leevailoj et al. 2001). In-vitro-Versuche konnten dies bereits nachweisen. Zurückzuführen ist dieses Phänomen auf die spannungsreduzierende Wirkung einer höheren Elastizität, welche die Schrumpfungsspannung des nachfolgenden stopfbaren Komposits der Deckschicht gleichmäßig auf die gebundenen Flächen verteilt und aufnimmt (Giachetti et al. 2007).

Jüngste Untersuchungen verschiedener Materialkombinationen mit Hilfe der Finite Elemente Methode zeigten, dass die Spannungsreduktion nicht nur durch Anwendung eines flowable Liners möglich ist. Hierbei wurden verschiedene Methoden zur Spannungsreduktion verglichen, bei denen die erste Schicht entweder aus einem Adhäsiv und einem flowable Liner, aus einem Glasionomerzement oder nur aus einem Adhäsiv bestand. Der Rest der Kavität wurde mit einem hybriden Bulk-Fill-Komposit gefüllt. Hierbei wurde festgestellt, dass sich im Vergleich zum flowable Liner unter Einsatz eines Glasionomerzements ein reduziertes Spannungsniveau im Dentin, in der unteren Restaurationsschicht und keine Spannungen am Kavitätenboden zeigten (Ausiello et al. 2019a).

2.5 Methoden zur Messung der Polymerisationsschrumpfung

Im Laufe der Zeit wurden viele verschiedene Möglichkeiten zur Messung der Polymerisationsschrumpfung entwickelt, die in zahlreichen wissenschaftlichen Studien Anwendung fanden. Folgende Abbildung 3 gibt eine Übersicht über die Möglichkeiten zur Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung (Kaisarly and Gezawi 2016).

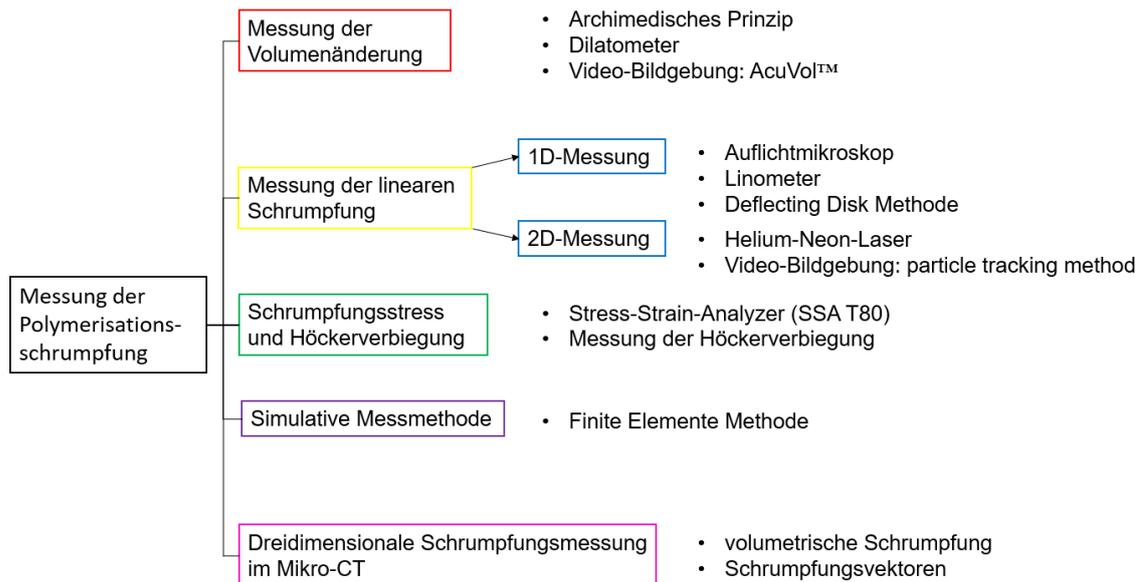


Abbildung 3 Übersicht über die Methoden zur Schrumpfungsmessung

2.5.1 Messung der Volumenänderung

2.5.1.1 Archimedisches Prinzip

Eine einfache Methode zur Bestimmung der volumetrischen Polymerisations-schrumpfung beruht auf dem Archimedisches Prinzip, welches sich die Auftriebskraft zu Nutze macht (Nordt et al. 1999; Weinmann et al. 2005). Dieses Prinzip fand Anwendung durch Puckett and Smith in der Methode „Spezifisches Gewicht und Dichte von Kunststoffen durch Verdrängung“. Hierbei wird das Gewicht sowie die Differenz der verdrängten Menge 23°C warmen destillierten Wassers vor und nach der Polymerisation eines Kompositblockes mit den vorgegebenen Maßen von 15 mm x 2 mm gemessen und verglichen. Die Nachteile dieser Methode sind jedoch die bereits vorgegebenen Maße, die nicht dem Umfang einer Kavität entsprechen sowie die mögliche Wasseraufnahme des Komposits (Puckett and Smith 1992).

2.5.1.2 Dilatometer

Eine weitere Methode ist die Bestimmung der volumetrischen Schrumpfung durch den Abfall des Wasserpegels in einem wassergefüllten Dilatometer, welches aus einem Dichtemessglas mit einem Volumen von 25 ml besteht. An diesem ist ein Kapillarröhrchen mit einer Länge von 15 cm und einem Innendurchmesser von 0,5 mm befestigt. An diesem Kapillarröhrchen kann nach dem Aushärten des Komposits ein Pegelabfall beobachtet werden, der dann mathematisch in einen Volumenverlust, verursacht durch die Polymerisationsschrumpfung, umgerechnet werden kann. Dabei ist zu beachten, dass die Temperatur des Wassers konstant bleibt, da es sonst zu Messfehlern kommt (Lai and Johnson 1993). Daher eignet sich die Methode nur bedingt bei lichthärtenden Kompositen, da die von der Polymerisationslampe ausgehende Wärmeentwicklung bereits zu Temperaturveränderungen führt. Des Weiteren kam zur Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung ein modifiziertes Quecksilberdilatometer zum Einsatz, welches aber nach demselben Prinzip arbeitet (de Gee et al. 1981). Der Einsatz dessen eignet sich aufgrund der Lichtundurchlässigkeit des Quecksilbers jedoch nicht bei lichthärtenden Kompositen (Watts and Cash 1991).

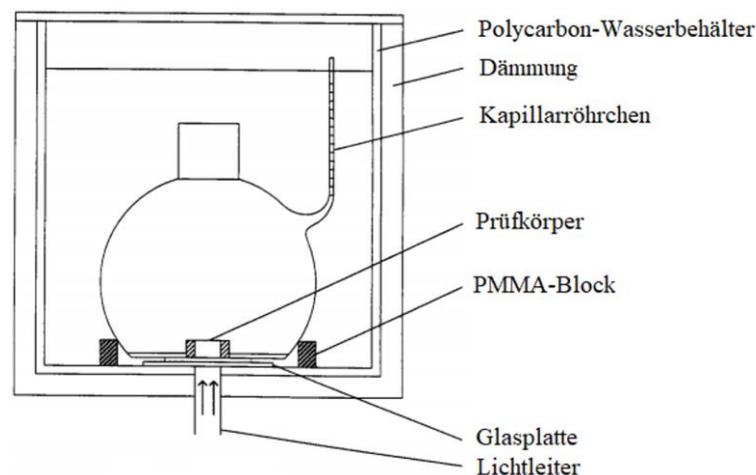


Abbildung 4 Versuchsaufbau des wassergefüllten Dilatometers (Lai and Johnson 1993). Modifiziert nach Lai and Johnson 1993. Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Elsevier/RightsLink (2021).

2.5.1.3 Video-Bildgebung: AcuVol™

Eine weitere Methode zur Messung der Volumenänderung wurde mit einem Video-Bildgebungsgerät (AcuVol™; Bisco, Inc.) und einer Sony XC75-X Schwarzweiß-CCD-Videokamera möglich, dessen Objektiv auf das Zentrum einer sich

drehenden Kompositprobe gerichtet ist, die von zwei gegenüberliegenden Seiten mit roten Leuchtdioden (Wellenlänge 655 nm) beleuchtet wird. Hierbei lässt man eine halbkugelförmige Probe zuerst für drei Minuten ruhen, polymerisiert diese anschließend für 40 Sekunden, zeichnet die volumetrische Schrumpfung dann mit der Kamera dreidimensional auf und misst die Schrumpfung dann mit AccuVol™ (Sharp et al. 2003).

2.5.2 Messung der linearen Schrumpfung

Die folgenden Methoden sind zwar schnell durchführbar, haben jedoch den Nachteil, dass sie alle zu geringeren Schrumpfungswerten führen. Dies liegt daran, dass die lineare Schrumpfung lediglich ein- bzw. zweidimensional erfasst werden kann, dann aber in eine Volumenschrumpfung umgerechnet wird. Relevante Einflussgrößen auf das Schrumpfungsverhalten innerhalb einer Kavität können hierbei nicht berücksichtigt werden. Ein weiterer Nachteil ergibt sich aus dem Trägermaterial (Messing, Aluminium, Glas) selbst, welches das Nachfließen des Komposits in der Prägelphase während der Schrumpfung beeinflusst.

- **Eindimensionale Messung der linearen Schrumpfung**

2.5.2.1 Auflichtmikroskop

Eine Möglichkeit der linearen Schrumpfungsmessung ist mit Hilfe des Auflichtmikroskops möglich. Bei dieser Methode wird Komposit in eine experimentelle, längliche Kavität in einem Messingblock eingebracht, an deren beiden äußeren Enden sich ein Dorn befindet. Der Abstand der beiden Dornen wird einmal vor und einmal nach der Polymerisation mit einem Auflichtmikroskop gemessen und die Schrumpfung anschließend mathematisch berechnet (Aw Tar and Nicholls 1997).

2.5.2.2 Linometer

Eine weitere Methode zur Bestimmung der linearen Polymerisationsschrumpfung ist mit Hilfe des Linometers möglich, welches den Weg eines durch die Lichtpolymerisation schrumpfenden Komposits mit Hilfe eines elektronischen Verschiebungssensors aufzeichnet. Dies geschieht dadurch, dass Komposit als eine 1,5

mm dünnen Scheibe mit einem Durchmesser von 5 mm zwischen einer Glasplatte und einem Aluminiumträger aufgetragen wird und anschließend durch die Glasplatte gehärtet wird, wodurch sich der Aluminiumträger nach oben bewegt. Aus der zurückgelegten Strecke und der gegebenen Dicke des Komposits vor und nach der Polymerisation kann die Schrumpfung berechnet werden (de Gee et al. 1993).

2.5.2.3 Deflecting Disk Methode

Auf eine ähnliche Weise erfolgt auch die Messung der Polymerisationsschrumpfung mit der Deflecting Disk Methode, welche auch als „Watts Methode“ bezeichnet wird. Hier wird allerdings das Komposit als 1,5 mm x 8 mm Scheibe in einen Messingring eingebracht, von oben mit einem Deckgläschen abgedeckt und von unten beleuchtet. Die Schrumpfung verursacht hierbei eine Verformung des Deckgläschens, welche von einem Verschiebungssensor aufgezeichnet wird. Aus dieser kann dann wiederum die Schrumpfung berechnet werden (Watts and Cash 1991).

- **Zweidimensionale Messung der linearen Schrumpfung**

2.5.2.4 Helium-Neon-Laser

Eine Möglichkeit, die lineare Schrumpfung zweidimensional zu erfassen, ergibt sich unter der Verwendung eines Helium-Neon-Lasers, dessen Wellenlänge (632.8 nm) sich außerhalb des Absorptionsspektrums der Photoinitiatoren (≈ 450 nm) bewegt. Hierbei wird die Größe unter Abtastung der Probe mit Hilfe eines parallelen Lichtstroms ermittelt. Dieser erzeugt auf einem photoelektrischen Element eine Spannung, die in Impulse umgewandelt wird, welche dann gezählt werden können. So entstehen nach der Polymerisation mehr Impulse, da der Prüfkörper nun geschrumpft ist und mehr Strahlenbündel das photoelektrische Element erreichen (Fano et al. 1997).

2.5.2.5 Video-Bildgebung: particle tracking method

Eine weitere zweidimensionale Methode stellt die „particle tracking method“ dar, bei der die lineare Schrumpfung mit einer Farbvideokamera aufgezeichnet und mit einer Bildverarbeitungs- und Analysesoftware (IMAQ Vision and Labview 7.0, National Instrument, Austin, TX, USA) berechnet wird. Dabei wird ein auf der

Probe platziertes Markierungspartikel von der Kamera erkannt und dessen Koordinaten vor und nach der Polymerisation auf dem Bildspeicher aufgezeichnet. Aus den Änderungen der Koordinaten wird dann die Schrumpfung berechnet (Lee et al. 2012).

2.5.3 Probleme der bisher vorgestellten Methoden

Die bisherigen Methoden haben alle ein gemeinsames Problem: die Messung der Polymerisationsschrumpfung erfolgte nie in einer präparierten Kavität eines natürlichen Zahnes, weswegen auch nie eine Aussage zum tatsächlichen Schrumpfungsverhalten innerhalb einer Kavität gemacht werden konnte. Daher konnte auch weder der Einfluss eines adhäsiven Verbundes auf die Polymerisationsschrumpfung noch der Einfluss der Kavitätenwände selbst und deren Nachgiebigkeit, die zur Höckerverformung führt, berücksichtigt werden. Des Weiteren wurden die Messungen hauptsächlich nur ein- bzw. zweidimensional durchgeführt, wodurch zwar verschiedene Komposite in Bezug auf ihre lineare Schrumpfung verglichen werden konnten, diese jedoch keine Relevanz für den Zahnarzt besitzen. Außerdem arbeiten viele Methoden mit unrealistischen und vorgegebenen Prüfkörperformen, was eine Übertragung in die tägliche Praxis unmöglich macht. Ein weiterer Aspekt, der berücksichtigt werden muss, ist der, dass die Prüfkörperform sowie das Trägermaterial die Fließvorgänge des Komposits während der Polymerisation beeinflussen. Dabei hat auch das E-Modul der Form einen Einfluss auf das Ergebnis (Kaisarly and Gezawi 2016).

Auch wenn die oben dargestellten Methoden schon in einigen Untersuchungen zum Einsatz kamen, besitzen sie aus den genannten Gründen für Zahnärzte nur eine untergeordnete Rolle. Da jedoch Chemiker bei der Entwicklung neuer Komposite andere Ansätze verfolgen, kann auf einige der Methoden nicht verzichtet werden, weswegen beispielweise das Archimedische Prinzip dennoch eine wichtige Untersuchungsmethode bleibt, da hierbei eine echte Volumenänderung erfasst werden kann. Andere Ansätze verfolgen dabei Zahnmediziner, für die die Spannungsmessung und Höckerverbiegung eher relevant ist, da die durch die Polymerisationsschrumpfung ausgelöste Spannung die Ursache der Spaltbildung ist. Im Folgenden werden nun Methoden vorgestellt, die eine große Relevanz in der zahnmedizinischen Forschung besitzen.

2.5.4 Schrumpfungstress und Höckerverbiegung

2.5.4.1 Schrumpfungstressmessung: Stress-Strain-Analyzer (SSA T80)

Eine Möglichkeit, die aus der Polymerisationsschrumpfung resultierende Kontraktionskraft zu messen, gelang mit dem Stress-Strain-Analyzer (SSA T80, Engineering Consultancy, Peter Dullin, Jr., München, Deutschland). Dieses Messgerät besteht aus zwei gegenüberliegenden Aluminiumaufsätzen mit einem Abstand von 4 mm, von denen einer mit einem Kraftsensor und der andere mit einem Piezo-Aktuator verbunden ist. Der Piezo-Aktuator ist wiederum mit einem Messprogramm verbunden, das die Kontraktionskraft des Komposites während der Polymerisation kontinuierlich aufzeichnet und dabei kompensiert. Die Polymerisationslampe ist dabei über der Probe befestigt, welche zwischen den beiden Aluminiumaufsätzen im Sinne der Adhäsivtechnik befestigt wird. Dabei ist die Probengröße mit $4 \times 4 \times 2$ mm vorgegeben und soll ein klinisch relevantes Inkrement simulieren (Chen et al. 2001). Einflussfaktoren innerhalb einer Kavität können jedoch nicht berücksichtigt werden.

2.5.4.2 Messung der Höckerverbiegung

Die Messung der Höckerverbiegung ermöglichte es, eine Schrumpfungsmessung innerhalb einer Kavität zu untersuchen, wodurch auch die Adhäsivtechnik berücksichtigt werden kann, welche das Nachfließverhalten des Komposits bereits während der Prägephase beeinflusst. Allerdings wurden die Experimente mit verschiedenen Techniken ohne standardisierten Ausgangsbedingungen durchgeführt und wichtige Einflussgrößen wie die Zahngröße, die Restdentinstärke oder die Restaurationstechnik selbst nicht berücksichtigt, weswegen sich die Ergebnisse nur schwer miteinander vergleichen lassen. Die Höckerauslenkung ist sehr stark abhängig von der Begrenzung der Restauration, wobei die E-Module von Schmelz (höheres E-Modul) und Dentin (niedrigeres E-Modul) eine große Rolle spielen. Die Untersuchungsmethode ist eher in Klasse-II-Kavitäten geeignet jedoch weniger in Klasse-I-Kavitäten, da hierbei der obere Teil der Kavität rundherum von Schmelz umgeben ist, dieser jedoch ein hohes E-Modul hat, somit starr ist und dadurch zu einer geringen Höckerauslenkung führt. Hinzu kommt das niedrige E-Modul des Dentins in der restlichen Kavität, welches die Schrumpfungsspannung abfedert. Je nach Technik und Ausgangsbedingung lag

die Höckerauslenkung, welche hauptsächlich durch die verbleibende Zahnstruktur und das Kavitätdesign beeinflusst wird, zwischen 15 und 50 μm . Weitere Studien kombinierten die Höckerauslenkung mit Spannungsmessungen oder der Untersuchung von Randspalten, welche die Höckerverbiegung verringert (Kaisarly and Gezawi 2016).

2.5.5 Simulative Messmethode: Finite Elemente Methode

Versuche zur Untersuchung der Polymerisationsschrumpfung wurden auch schon mit Hilfe der Finite Elemente Methode unternommen. Dabei handelt es sich um eine numerische Technik zur Lösung von Differentialgleichungen, bei der das zu untersuchende Objekt in viele kleine Elemente mit einfachen Geometrien unterteilt wird, um diese mit bekannten Formeln berechnen zu können (Clough 1960). In der Zahnmedizin wurde die Technik eingesetzt, um die Richtung der Kompositschrumpfung während der Aushärtung zu analysieren. Hierbei ging es um die Ermittlung des Schrumpfungsmusters, wodurch die Theorie der Schrumpfung der Komposite zum Licht in Frage gestellt wurde. Dabei zeigte sich, dass die Schrumpfrichtung nicht von der Orientierung des einfallenden Lichts beeinflusst (Versluis et al. 1998), sondern vor allem durch den Verbund der Restauration mit dem Zahn und durch die freien Oberflächen bestimmt wird (Kaisarly 2014; Versluis et al. 1998). Dabei kann die Finite Elemente Methode sowohl den Spannungs- und Dehnungszustand der Materialien als auch die Leistung von Materialien in spezifischen Geometrien bewerten (Ausiello et al. 2001; Ausiello et al. 2020a; Ausiello et al. 2019a; Ausiello et al. 2020b; Ausiello et al. 2019b; Campaner et al. 2021). Der Nachteil dieser Methode ergibt sich aus den Randbedingungen, die zu Artefakten führen können.

2.5.6 Dreidimensionale Messung im Mikro-CT

2.5.6.1 Entwicklung der Methode

Durch die Entwicklung des Mikro-CTs war es möglich, mit Hilfe von Röntgenstrahlung Objekte im Mikrometerbereich zerstörungsfrei zu untersuchen. So war es möglich histomorphometrische Untersuchungen, wie Struktur- und Dichteanalysen trabekulärer Knochen durchzuführen, ohne, dass diese zerstört werden mussten (Eckstein et al. 2007; Lochmüller et al. 2008). Weitere Verbesserungen erlaubten auch hochauflösende Weichteiluntersuchungen an Tieren (Recheis et al. 2005), die auch später dann an Mäusen und Ratten In-Vivo erfolgten (Ford et al. 2017). In zahnmedizinischen Untersuchungen wurde das Mikro-CT schließlich unter anderem im Rahmen der Mineralgehaltsbestimmung in der Kariesforschung (Clementino-Luedemann and Kunzelmann 2006), zur Untersuchung der volumetrischen Schrumpfung vor allem bei Klasse-II-Kavitäten mit Bulk-Fill-Kompositen (Algamaiah et al. 2017; Atria et al. 2018; Hirata et al. 2015; Sampaio et al. 2017a; Sampaio et al. 2017b; Sun et al. 2009a; Sun et al. 2009b; Sun and Ling-Gibson 2008; Zeiger et al. 2009) und zur Visualisierung von Schrumpfungsvektoren von Kompositen eingesetzt (Chiang et al. 2010; Kaisarly 2014).

Erste Untersuchungen der Schrumpfung anhand von Schrumpfungsvektoren wurden in Tokio durchgeführt. Dabei wurden zu Beginn röntgenopake Zirkonoxid-Füllkörper in Komposite eingebettet, gescannt, lichtgehärtet und anschließend nochmal gescannt. Die Füllkörper konnten hierbei manuell identifiziert, deren Positionsänderung erfasst und anschließend die Bewegung zweidimensional dargestellt werden (Inai N et al. 2002).

Später wurde durch Chiang et al. ein automatisiertes Verfahren entwickelt, mit dem es möglich war, sowohl den Betrag als auch die Richtung der Schrumpfungsvektoren zweidimensional zu bestimmen und zu visualisieren. Hierzu wurden röntgenstrahlendurchlässige Glaskügelchen in ein fließfähiges Komposit eingebettet und sowohl vor als auch nach der Polymerisation gescannt. Zur Auswertung wurden die Micro-CT-Daten mit der Bildregistrierung kombiniert, woraus sich aus der Verschiebung der Glaskügelchen ein zweidimensionales Vektorenfeld ergab (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Kaisarly and Gezawi 2016; Rösch et al. 2009). Dieses Konzept wurde zur dreidimensionalen Darstellung von Schrumpfungsvektoren von Chiang et al. 2009 weiterentwickelt (Chiang et al.

2009). Auf Grundlage eines Block-Matching-Algorithmus war es möglich, eingebettete Glaskügelchen zu identifizieren und die Positionsänderung der Glaskügelchen aufgrund der Polymerisationsschrumpfung zu verfolgen. Hierfür war eine umfangreiche Datenverarbeitung notwendig, welche in mehreren Schritten erfolgte. In einem ersten Schritt wurden in der starren Registrierung die Zahnkonturen sowie die Schmelz-Dentin-Grenze erfasst und in den beiden Scans zur exakten Positionsbestimmung abgeglichen. Nun wurden die Sphärensegmentierung und Sphärenregistrierung durchgeführt, bei der die Glaskügelchen erfasst wurden. Die Position derer wurde in beiden Scans abgeglichen, woraus sich aus der durch die Polymerisationsschrumpfung entstandenen Bewegung dreidimensionale Vektorenfelder ergaben. Durch die Auswertung der Schrumpfungsvektoren ist es möglich geworden, die Größe sowie die Richtung der Schrumpfung durch die Länge und Ausrichtung der Schrumpfungsvektoren zu zeigen (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly and Gezawi 2016).

In späteren Experimenten wurden durch Cho et al. Mikro-CT-Scandaten von Kompositfüllungen vor und nach der Polymerisation in eine speziell angefertigte Software importiert. Mit Hilfe eines Cluster-Labeling-Algorithmus war es möglich Bewegungsstrecken von Zirkonoxidfüllkörpern zu erkennen sowie dreidimensional darzustellen, auch wenn diese auf die axiale Bewegung in Bezug zur Lichtquelle beschränkt war. Dabei können jedoch radioopaque Zirkonoxidfüllkörper zu Rekonstruktionsartefakten führen (Cho et al. 2011; Kaisarly and Gezawi 2016).

Takemura et al. nutzte später im Material vorhandene Luftbläschen sowie deren Bewegungen zur Visualisierung der Schrumpfungsvektoren (Kaisarly and Gezawi 2016; Takemura et al. 2014).

Weitere Grundlagenforschung zur Darstellung von Schrumpfungsvektoren erfolgte durch Kaisarly et al. 2014 sowie van Ende et al. 2015. So nutzte van Ende et al. 2015 nun im Material vorhandene Füllstoffe des Komposits als tracer particles. Bei diesen Versuchen wurden Schrumpfungsvektoren sowie die begleitenden Schrumpfungsspannungen in kleinen und großen Restaurationen untersucht (Kaisarly 2014; Kaisarly and Gezawi 2016; Van Ende et al. 2015). In den Experimenten von Kaisarly et al. wurde der Einfluss verschiedener Kavitätenformen auf die Schrumpfungsvektoren sowie die Haftung unter verschiedenen Rahmenbe-

dingungen erprobt. Hierbei wurden die Schrumpfrichtungen in Keramikkavitäten und nicht-haftenden Teflon-Kavitäten im Kontrast zur optimalen Haftung an Schmelz beurteilt (Kaisarly 2014; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b). Abbildung 5b zeigt eine Darstellung von Schrumpfungsvektoren, welche sich aus der Bewegung von Glaskügelchen ergaben.

Des Weiteren wurden niedrig- und hochviskose Bulk-Fill-Komposite in Bulk-Applikation und Schichttechnik appliziert, um den Einfluss der Applikationstechnik in Bezug auf die Schrumpfungsvektoren zu untersuchen. (Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly/Meierhofer et al. 2021). Basierend auf diesem Vorwissen, müssen in einem nächsten Schritt konsequenterweise die Auswirkungen eines flowable Liners auf die Schrumpfungsvektoren untersucht werden. Dabei kann geklärt werden, ob der flowable Liner wegen seiner besseren Benetzung bessere Ergebnisse erzielt oder ob er tatsächlich als stress-breaker wirkt.

2.5.6.2 Schrumpfungsvektoren und volumetrische Schrumpfung

Das Verfahren, Proben im Micro-CT zu scannen, sowie die Auswertung der Schrumpfungsvektoren sind zeitaufwendig und kompliziert. Außerdem ist die entsprechende Software nicht kommerziell erhältlich. Dennoch lohnt sich der Aufwand, da man eine dreidimensionale Darstellung selbst kleinster Objekte im Mikrometerbereich in hoher räumlicher Auflösung erhält, wodurch man die Möglichkeit hat, das Materialverhalten innerhalb einer gegebenen geometrischen Form beispielsweise einer Kavität zerstörungsfrei zu analysieren (Atria et al. 2018; Sampaio et al. 2017b; Sun and Lin-Gibson 2008).

Diese Methode hat sich bereits vielfach in wissenschaftlichen Untersuchungen bewährt. Dies erfolgte einerseits durch die Visualisierung der Schrumpfungsvektoren (Chiang et al. 2010; Kaisarly 2014), andererseits durch die Auswertungen der volumetrischen Schrumpfung (Algamaiah et al. 2017; Atria et al. 2018; Hirata et al. 2015; Sampaio et al. 2017a; Sampaio et al. 2017b). Mit dieser Methode können klinisch relevante Informationen in Bezug auf die Adaption und die Polymerisationsschrumpfung von Kompositfüllungen geliefert werden, da man einen Einblick in das interne Schrumpfungsverhalten in Bezug auf Größe und Richtung der Schrumpfung erhält und darüber hinaus beurteilen kann, wie die Schrumpfung die Adaption der Restauration beeinflusst (Chiang et al. 2010).

Andere Untersuchungsmethoden von Kompositen können nur außerhalb von präparierten Kavitäten durchgeführt werden und somit nur vergleichende Informationen zur Polymerisationsschrumpfung liefern und nicht die Wirkung des adhäsiven Verbundes berücksichtigen, der jedoch einen erheblichen Einfluss auf die Polymerisationsschrumpfung und Schrumpfrichtung hat. Ebenso können bei den anderen Untersuchungsmethoden verschiedene Applikationsmethoden nicht ausgetestet werden. Auch wenn die Experimente nur In-Vitro durchgeführt werden können, können die daraus gewonnenen Erkenntnisse und das Wissen auf die klinische Situation übertragen und so Füllungstechniken optimiert werden (Chiang et al. 2010).

Die Analyse erfolgt ohne jegliche Veränderung der Probe. Dadurch wird es möglich, die Probe beliebig oft, je nach Anzahl der Inkremente, zu scannen. Nachteilig sind jedoch die langen Zeitabstände wegen der Scandauer, welche mindestens 45 Minuten je Schicht pro Scan in Anspruch nimmt. Als vorteilhaft erweist sich die Methode, da die gesamte Restauration durch die große Anzahl an horizontalen und vertikalen Schnitten genau betrachtet werden und Aufschluss über das Vorhandensein von Spalten an der Hybridschicht geben kann (Meleo et al. 2012).

Vorteile der volumetrischen Auswertung sind vor allem die Möglichkeiten der dreidimensionalen Darstellung sowie der zerstörungsfreien Untersuchungen von Volumenverlusten, auch wenn diese Art der Untersuchung mit einem hohen Zeitaufwand verbunden ist (Sampaio et al. 2017b). Durch die volumetrische Auswertung wurde es möglich, die Adaption adhäsiver Restaurationen sowie die Ablösungen vom Kavitätenboden und entstehende Randspalten zu erfassen, wobei diese aufgrund der typischen Auflösungsgrenze des Mikro-CTs von 6-8 μm erst Spaltgrößen ab 25-30 μm detektiert werden können (Kwon and Park 2012; Meleo et al. 2012; Nyquist 1928; Sun and Lin-Gibson 2008). Eine beispielhafte Darstellungsmöglichkeit der volumetrischen Schrumpfung ist in Abbildung 5a zu sehen.

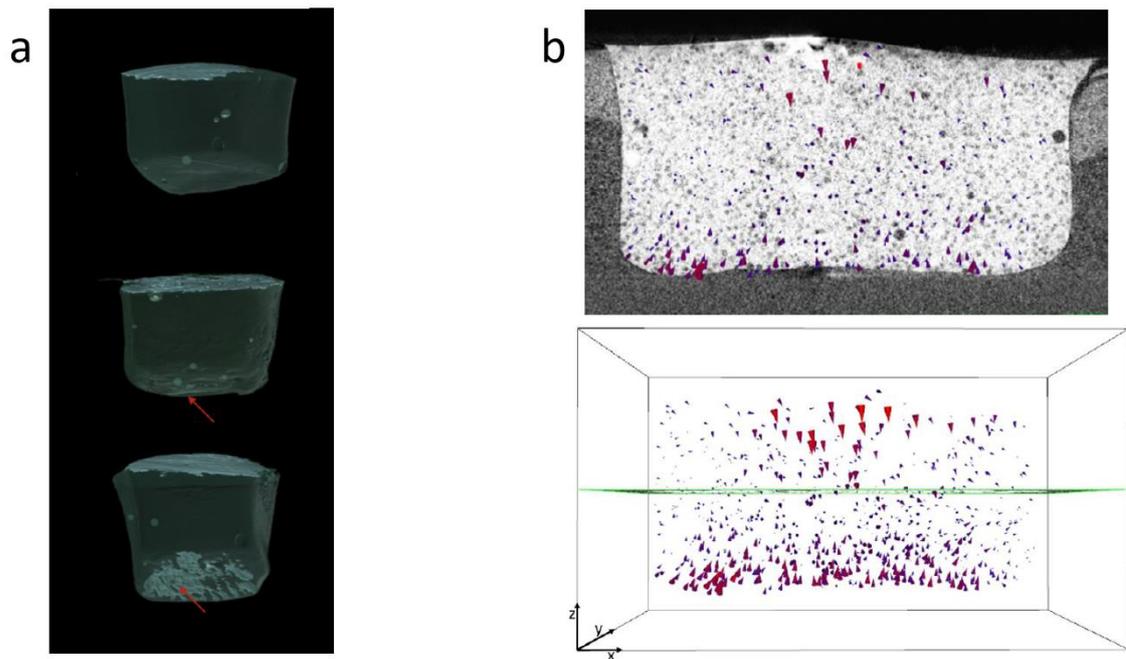


Abbildung 5 Darstellungsmöglichkeiten der Schrumpfung im Mikro-CT. a) volumetrische Schrumpfung (Sampaio et al. 2019). Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Elsevier/RightsLink (2021). b) Schrumpfvektoren; oben zweidimensional, unten dreidimensional (Kaisarly 2014). Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Dr. Dalia Kaisarly (2021).

3. Zielsetzung

Das Ziel dieser Untersuchung war es, innerhalb von Klasse-I-Kavitäten den Einfluss eines flowable Liners zu untersuchen. In der Literatur finden sich zwei Gründe für den Einsatz eines flowable Liners:

- Hypothese 1: flowable Liner verbessert Haftung wegen besserer Adaption
- Hypothese 2: flowable Liner verbessert Haftung durch elastische Dehnung der Linerschicht, wodurch die Schrumpfungsspannungen des restlichen Komposits teilweise kompensiert werden können

Wir wollen mit dieser Untersuchung klären, welcher der beiden Punkte die richtige Erklärung darstellt. Hierzu wird das Schrumpfungsverhalten in standardisierten Kavitäten untersucht, die keinen, eine dünne sowie eine dicke Schicht des flowable Liners enthalten. Ebenso soll der Einfluss der Schichttechnik in diese Untersuchung miteinbezogen werden. Die Veränderung der Schrumpfung wird anhand von Schrumpfungsvektoren untersucht und dabei der Einfluss in der Variation der Dicke des Liners analysiert. Die Vektoren geben uns hierbei genauen Aufschluss über die Schrumpfrichtung. Im Falle einer Dehnung des Liners müssten die Vektoren demnach ihre Richtung zur Deckfüllung hin ändern.

Untersucht werden die Proben anschließend mit einem Rasterelektronenmikroskop, um die Adaption sowie Randspalten beurteilen zu können. Hierbei sollten in der Gruppe ohne Liner die stärksten Ablösungen auftreten, da dem Komposit dort keine Möglichkeiten zur Spannungsabsorption zur Verfügung stehen. In der Gruppe mit der dicken Schicht des Liners sollten demnach die geringsten Ablösungen auftreten, da sich der Liner hier am längsten dehnen kann. Sollte der flowable Liner lediglich die Haftung durch eine bessere Benetzung verbessern, sollten bei den Randspalten keine Unterschiede zwischen dem dicken und dem dünnen Liner erkennbar sein, da beide die Kavität zuverlässig benetzen.

In einem nächsten Schritt wollen wir auch noch den Einfluss des flowable Liners und der Schichttechnik auf die volumetrische Schrumpfung untersuchen. Hierbei sollte aus der Dehnung des Liners eine geringere volumetrische Schrumpfung der Deckschicht folgen.

4. Material und Methoden

4.1 Herstellung der Proben

Zur Herstellung der Proben wurden in verschiedenen Praxen und in den Kliniken der Ludwigs-Maximilians-Universität extrahierte Weisheitszähne menschlichen Ursprungs gesammelt und im Dunkeln bei 8°C gelagert. Als Lagermedium diente Wasser, dem Natriumazid als Konservierungsmittel hinzugesetzt war. Hierbei wurde darauf geachtet, dass keiner dieser Zähne älter als drei Monate alt war und dass die Zähne keine Schäden aufwiesen. Insgesamt wurden 40 Zähne benötigt, die in 5 Gruppen mit je acht Proben aufgeteilt wurden. Nach der Genehmigung der experimentellen Verfahren durch die Ethikkommission der LMU München wurde mit der Herstellung der Proben begonnen (18-360 UE).

Hierbei wurden mit einem KaVo-Rotring-Winkelstück bei einer Drehzahl von 40.000 U/min und einer Übersetzung von 1:5 zylindrische Kavitäten der Black Klasse I mit einem Durchmesser von 6 mm und einer Tiefe von 4 mm unmittelbar vor Beginn des jeweiligen Experiments präpariert. Dies erfolgte unter ständiger maximaler Wasserkühlung zuerst mit einem flachen groben Zylinder (Grünring) und anschließendem Finieren mit einem flachen feinen Zylinder (Rotring). Diese Form der Kavität wurde in Übereinstimmung mit früheren Untersuchungen präpariert (Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2021b). Anschließend wurde der Zahn apikal mittels Komposit im Probenhalter fixiert, um Bewegungen während des Scans zu verhindern. Die Reinigung der Kavität erfolgte nun mit einem dentalen Luft-Wasser-Spray bis alle sichtbaren Abriebe entfernt waren. Nach Trocknung mittels dentalem Luftpuster wurde die Kavität im Sinne des Self-Etch-Ansatzes mit einem Universaladhäsiv (Adhese Universal, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) nach Herstellerangaben für 20 s einmassiert, die Überschüsse mit dem Luftpuster entfernt und anschließend für 20 s lichtgehärtet (Bluephase Style, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Ein Universaladhäsiv wurde aufgrund des häufigen klinischen Einsatzes und der ausreichenden Haftung gewählt (Sai et al. 2016; Tsujimoto et al. 2017).

Zur Sicherstellung einer konstanten Lichtintensität (1100 mW/cm^2) wurde diese wöchentlich mit einem dentalen Radiometer (Bluephase Meter II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) überprüft. Die Messwerte, die Bluephase Meter II liefert, sind mit Labormessgeräten vergleichbar (Shimokawa et al. 2016).

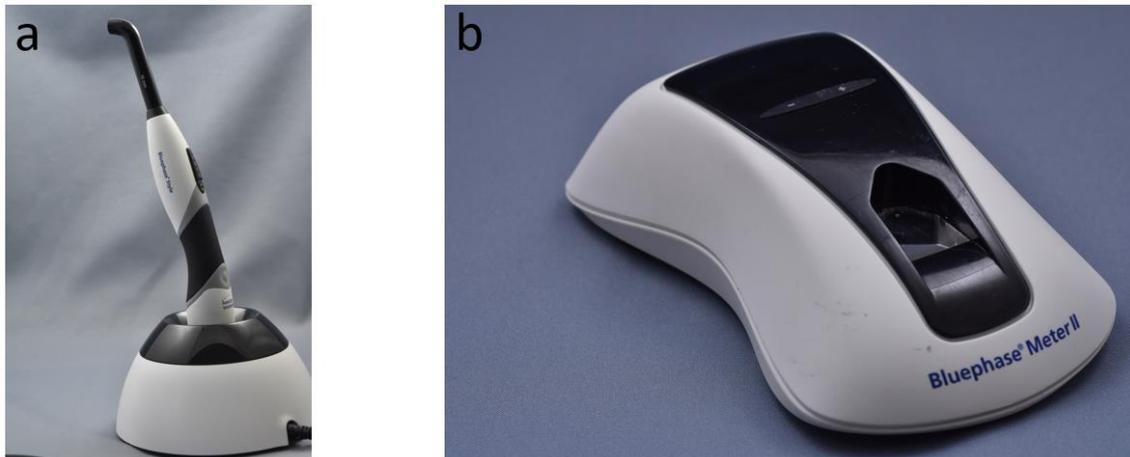


Abbildung 6 Polymerisationslampe und dentales Radiometer. a) Bluephase Style (Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein), b) Bluephase Meter II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

4.2 Gruppen

Alle für diese Studie verwendeten Materialien finden sich in Tabelle 2.

In allen Kavitäten wurde das stopfbare Bulk-Fill-Komposit Tetric EvoCeram Bulk Fill (TBF, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) verwendet. Dies wurde entweder als alleiniges Füllmaterial verwendet, um die maximale Schichtdicke (4 mm lt. Hersteller) zu erproben, in Schichttechnik oder in Verbindung mit einem fließfähigem Komposit je nach Gruppe als 0,5 mm bzw. 2 mm dicke Schicht eingebracht.

Als fließfähige Komposite wurden hier entweder das Bulk-Fill-Komposit Tetric EvoFlow Bulk Fill (TEF, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) oder SDR flow+ (SDR, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) appliziert, um einen Vergleich zwischen diesen ziehen zu können. Hierbei ist zu erwähnen, dass beide fließfähigen Komposite ähnliche Elastizitätsmodule aufweisen (Lassila et al. 2019), während das stopfbare Komposit einen deutlich höheren aufweist und deshalb als Deckfüllung im direkten Antagonistenkontakt besser geeignet ist (Rizzante et al. 2019).

Insgesamt wurden fünf Gruppen untersucht, die in Abbildung 7 dargestellt sind und im Folgenden beschrieben werden. Jede einzelne Schicht wurde direkt vor dem jeweiligen Scan 40 Sekunden lang lichtgehärtet.

Die Gruppe Bulk, in der die Kavität komplett in einer Schicht (d.h. in bulk) gefüllt wurde, um die maximale Aushärtetiefe auszutesten, diente hierbei als Kontrollgruppe. Der Hersteller empfiehlt diese Art der Applikation (Todd and Wanner 2014), welche auch in der Praxis breite Anwendung findet.

In der Gruppe TEF0,5mm wurde zuerst eine Schicht mit dem flowable Liner TEF von 0,5 mm appliziert und mit einer 3,5 mm dicken Füllung TBF gedeckt. Mit dieser Gruppe sollte geklärt werden, ob die gute Adaption und das geringe E-Modul des flowable Liners zu einem günstigeren Schrumpfungsverhalten im Vergleich zur Gruppe Bulk führen.

Die Gruppe Increments unterschied sich hiervon, dass die Deckfüllung auf zwei Inkremente aufgeteilt wurde, wobei die erste Schicht eine Dicke von 2 mm aufwies und die abschließende Füllung 1,5 mm dick war. Hierbei sollte bestimmt werden, ob es nicht vielleicht doch vorteilhaft wäre, TBF inkrementell zu applizieren, um die Randqualität zu verbessern.

In der Gruppe TEF2mm und in der Gruppe SDR2mm wies sowohl das Inkrement des fließfähigen als auch des stopfbaren Komposits eine Schichtdicke von 2 mm auf. In Gruppe TEF2mm wurde TEF und in Gruppe SDR2mm SDR als flowable Liner appliziert. Die größere Schichtdicke wurde gewählt, da angenommen werden kann, dass ein niedrigviskoses Material mit geringem E-Modul dem Hookeschen Gesetz folgt und sich dadurch bei gleicher Spannung länger dehnt und somit einen stärkeren Spannungsausgleich ermöglicht. Die Gruppe TEF2mm ermöglichte also einen direkten Vergleich der Schrumpfungseigenschaften zwischen der 0,5 mm dicken Schicht der Gruppe TEF0,5mm und der 2 mm dicken Schicht der Gruppe TEF2mm. Hierbei wurde auch davon ausgegangen, dass eine dickere Schicht eine größere Schrumpfung aufweisen würde. Die Gruppe SDR2mm diente dazu, um einen Vergleich zwischen den beiden fließfähigen Kompositen in der Funktion als stress-breaker ziehen zu können. Untersuchungen zufolge hat SDR flow+ ($5,0 \pm 0,3$ GPa) ein ähnliches E-Modul wie Tetric EvoFlow Bulk Fill ($4,7 \pm 1,6$ GPa) (Lassila et al. 2019), müsste aber wegen des verzögerten Gel-Punktes die Schrumpfungsspannung der Deckschicht besser

ausgleichen können (Kaisarly et al. 2021b). Zusätzlich besitzt SDR im Vergleich zu TEF mehr flexible Anteile, die zu einem reduzierten Polymerisationsstress im Vergleich zu TEF führen sollten. Des Weiteren unterscheiden sich die Initiatorsysteme der beiden Komposite, wobei hierbei das SDR in tieferen Schichten besser aushärtet (DentsplySirona 2017).

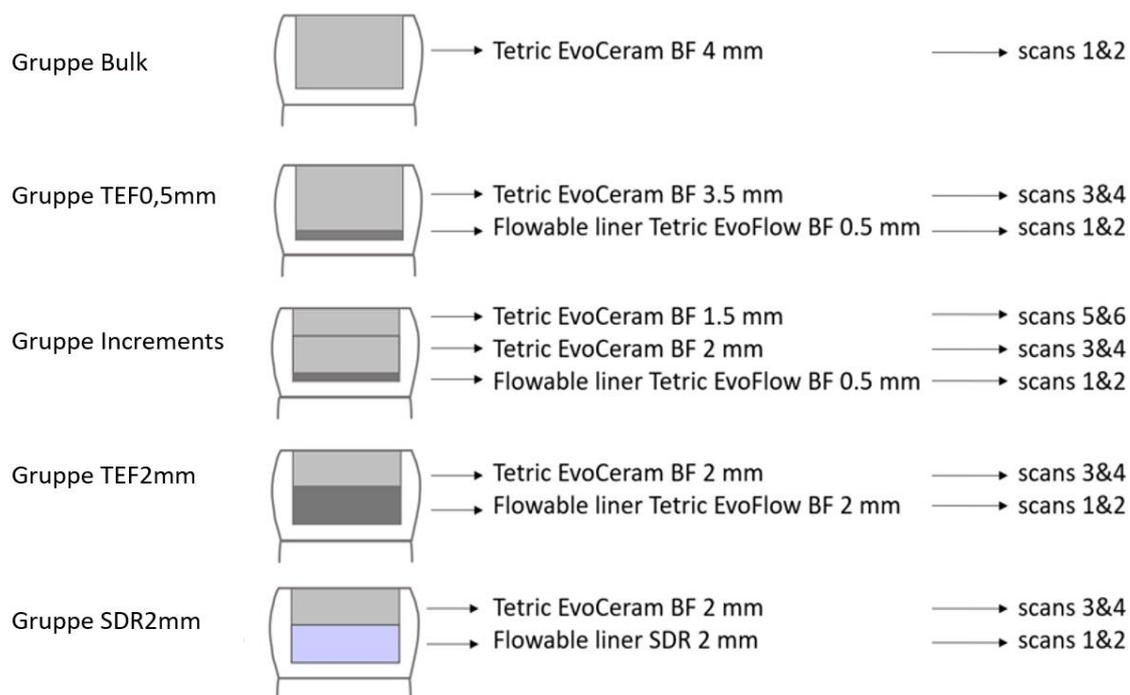


Abbildung 7 Übersicht über die einzelnen Gruppen (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021)

4.3 Materialien

Alle für diese Studie verwendeten Materialien sind in Tabelle 2 aufgelistet.

Bei den fließfähigen Kompositen Tetric EvoFlow Bulk Fill und SDR flow+ werden zwei Gewichtsprozent silanisierter röntgenstrahlendurchlässige Glaskügelchen mit einer mittleren Partikelgröße von 40 - 70 μm (Sigmund Lindner GmbH, Warmensteinach, Deutschland) zur besseren Nachverfolgbarkeit hinzugegeben (Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly et al. 2021b). Die Positionen dieser Marker werden dann vor und nach dem Lichthärten detektiert. Zur besseren chemischen Bindung zwischen den Glaskügelchen und der Harzmatrix des Komposits erfolgt eine vorherige Silanisierung (Kaisarly 2014; Liu et al. 2001). Das stopfbare Komposit wird im

Originalzustand belassen, da hier die im Komposit enthaltenen kleine Luftbläschen zur Nachverfolgbarkeit der Bewegung aufgrund der Polymerisations-schrumpfung genügen (Kaisarly 2014; Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).

4.3.1 Silanisierung der Glaskügelchen

Im ersten Schritt werden 97 ml Ethanol (99,9 %) mit 3 ml Sil Silane Coupling Agent (3M ESPE) vermischt. Diesem Gemisch werden im zweiten Schritt 15 g (=10 ml Volumen) Glasperlen hinzugegeben und dies dann für 30 Minuten bei Raumtemperatur und anschließend für weitere 30 Minuten bei 60°C gerührt. Im dritten Schritt wird das Gemisch für 10 Minuten bei 4000 Umdrehungen zentrifugiert, wobei sich die Glasperlen am Boden des Reagenzglases absetzen. Die Flüssigkeit kann nun abgegossen werden. Anschließend müssen die nun bereits silanisierten Glasperlen mit 20 ml Aceton dreimal gewaschen und als letzten Schritt über Nacht getrocknet werden. Die einzelnen Arbeitsschritte sind in Abbildung 8 dargestellt (Kaisarly 2014; Liu et al. 2001).

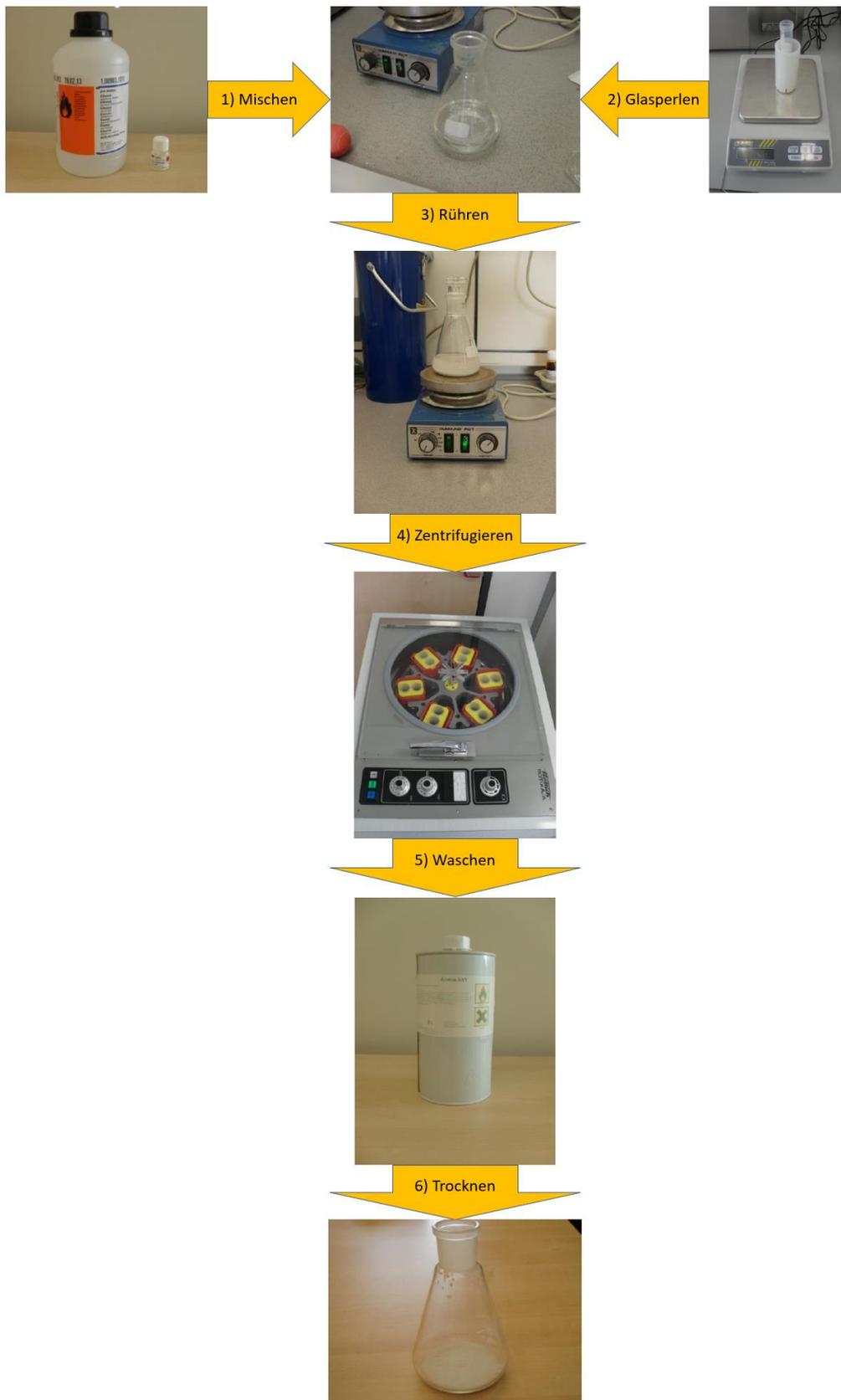


Abbildung 8 Arbeitsschritte zur Silanisierung der Glasperlen. Modifiziert nach Kaisarly (Kaisarly 2014). Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Dr. Dalia Kaisarly (2021).

Tabelle 2 Materialien

Material	Chemische Zusammensetzung	Lot-Nr.	Firma
Adhese Universal (selbststützendes Adhäsiv)	Methacrylate (67 Gew. -%), Wasser, Ethanol (25 Gew. -%), hochdisperses Siliziumdioxid (4 Gew. -%), Initiatoren und Stabilisatoren (4 Gew. -%)	W97834	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Tetric EvoFlow Bulk Fill, Farbton IVA (TEF, fließfähiges bulk-fill Komposit)	Dimethacrylate (28 Gew. -%), Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid und Copolymere (71 Gew. -%), Additive, Initiatoren, Stabilisatoren und Pigmente (<1,0 Gew. -%), der Gesamtgehalt an anorganischen Füllstoffen beträgt 68,2 Gew. -%, die Teilchengrößen der anorganischen Füllstoffe liegen zwischen 0,1 µm und 30 µm	W95972	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Tetric EvoCeram Bulk Fill, Farbton IVA (TBF, hybrides bulk-fill Komposit)	Dimethacrylate (19,7 Gew. -%), Prepolymer (17,0 Gew. -%), Bariumglas-Füllstoff, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid (62 Gew. -%), Additive, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmente (<1,0 Gew. -%)	W93586	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
SDR flow+, Farbton universal (SDR, fließfähiges bulk-fill Komposit)	Modifiziertes Urethandimethacrylatharz, TEGDMA, polymerisierbares Dimethacrylatharz, polymerisierbares Trimethacrylatharz, Campherchinon (CQ)-Photoinitiator, Ethyl-4(dimethylamino)benzoat-Photobeschleuniger, butyliertes Hydroxyltoluol (BHT), Fluoreszenzmittel und UV-Stabilisator, Füllstoffe (70,5 Gew. -%): Barium-Aluminium-Fluor-Borosilicatglas, Strontium-Aluminium-Fluor-Silicatglas, Ytterbiumtrifluoridglas, Siliziumdioxid, Partikel aus anorganischem Füllstoff im Bereich von 20 nm bis 10 µm	1807000856	Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany
Glaskügelchen (wurden dem flowable Liner hinzugegeben)	SiO ₂ (72,50 wt%), Na ₂ O (13,00 wt%), CaO (9,06 wt%), MgO (4,22 wt%), Al ₂ O ₃ (0,58 wt%), Diameter: 40 - 70 µm	Art. no. 5211	Sigmund Lindner GmbH, Warmensteinach, Deutschland

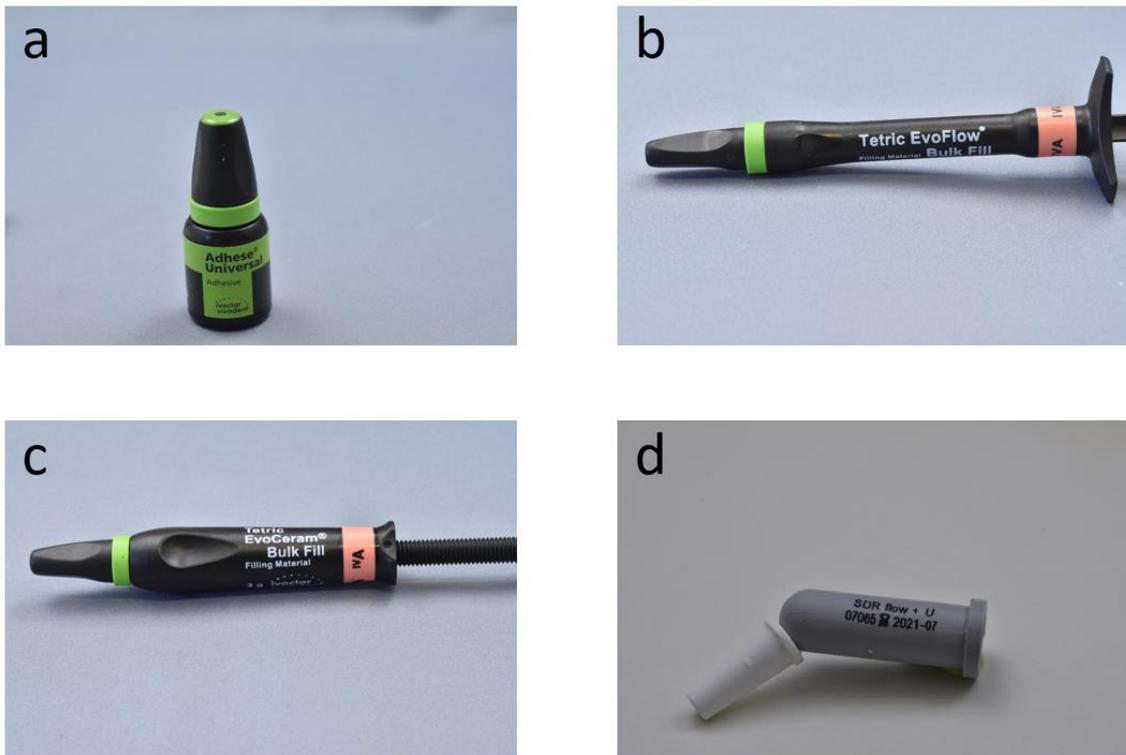


Abbildung 9 Fotos der verwendeten Materialien: a) Adhese Universal, b) Tetric EvoFlow Bulk Fill (TEF), c) Tetric EvoCeram Bulk Fill (TBF), d) SDR flow+ (SDR)

4.4 Micro-CT Aufnahmen

Der Arbeitsablauf ist in Abbildung 10 dargestellt. Die Proben werden in einem Mikrocomputertomographen (Micro-CT 40, Scanco Medical AG, Schweiz) bei einer mittleren Auflösung von 16 μm gescannt. Die Beschleunigungsspannung beträgt hierbei 70 kV, der Kathodenstrom 114 μA und die Integrationszeit 600 ms. Das verwendete Micro-CT ist in Abbildung 11 zu sehen. Aufgrund der langen Scanzeit wird dem Probenhalter Wasser hinzugegeben, um den Zahn vor Austrocknung oder Überwärmung zu schützen. Um eine vorzeitige Polymerisation der Komposite zu verhindern wird der Probenhalter mit einer röntgenstrahlendurchlässigen Kappe abgedeckt (Chiang et al. 2010; Chiang et al. 2008; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly/Meierhofer et al. 2021). Der eingesetzte Probenhalter mit Kappe ist in Abbildung 12 zu sehen.

Der erste Scan erfolgt im unausgehärteten Zustand. Anschließend wird die Probe für 40 s lichtgehärtet und dann im ausgehärteten Zustand mit den gleichen Parametern erneut gescannt.

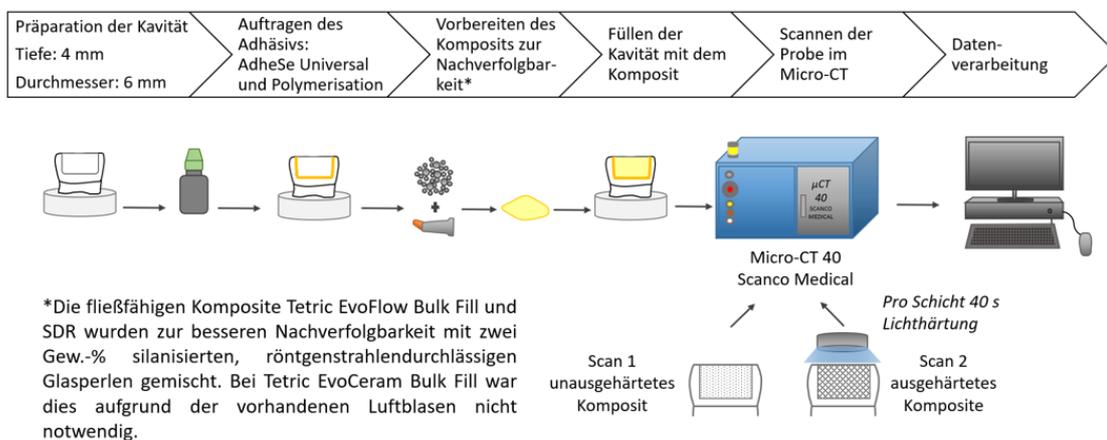


Abbildung 10 Arbeitsablauf (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021)



Abbildung 11 Micro-CT 40, Scanco Medical AG, Schweiz. Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Dr. Dalia Kaisarly (2021) (Kaisarly 2014).

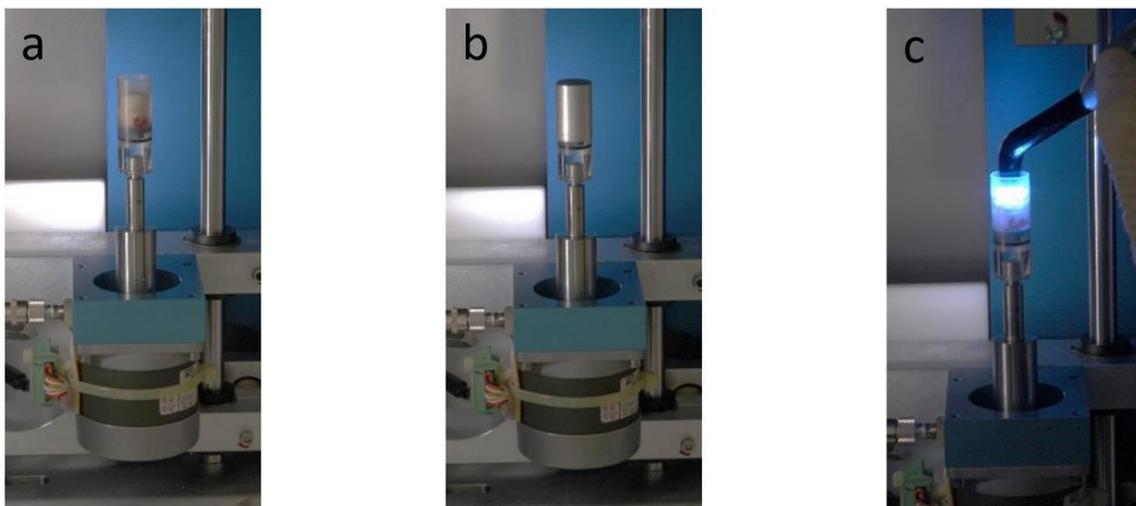


Abbildung 12 Probenhalter fürs Micro-CT. a) präparierter und gefüllter Zahn, b) Abdeckung der Probe mit lichtundurchlässiger Kappe, c) Polymerisation durch Lichthärtung für 40 Sekunden nach dem ersten Scan. Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Dr. Dalia Kaisarly (2021) (Kaisarly 2014).

4.4.1 Schrumpfungsvektoren

4.4.1.1 Datenverarbeitung

Bei der Datenverarbeitung werden beide Scans, also vor und nach der Polymerisation, überlagert. Die Datenverarbeitung selbst wird in verschiedenen Schritten durchgeführt, die aus einer starren Registrierung, gefolgt von einer Sphärensegmentierung und Sphärenregistrierung besteht. Diese erfolgt auf Basis eines Block-Matching Algorithmus. Hierbei werden die eingebetteten Glaskügelchen im flowable Liner bzw. die im Bulk-Fill-Komposit vorhandenen kleinen Luftbläschen als röntgendurchlässige Sphären identifiziert. (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Chiang et al. 2008; Kaisarly 2014; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly/Meierhofer et al. 2021; Rösch et al. 2009).

4.4.1.2 Starre Registrierung

Zuerst wird eine starre Registrierung durchgeführt, um eine perfekte Übereinstimmung der Position des Zahnes und der Füllung in den beiden Scans vor und nach der Polymerisation zu erreichen. Dabei werden mit Hilfe von Insight Toolkit, ITK (www.itk.org) die äußeren Konturen des Zahnes sowie die Schmelz-Dentin-Grenze abgeglichen und als Referenzpunkte bestimmt (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Chiang et al. 2008; Kaisarly 2014; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly/Meierhofer et al. 2021; Rösch et al. 2009). Eine genaue Anleitung zur starren Registrierung befindet sich im Anhang A: Schrumpfungsvektoren, Punkt 5 a - f.

4.4.1.3 Sphärensegmentierung und Sphärenregistrierung

Im Micro-CT-Scan erscheinen die Glaskügelchen und die kleinen Luftbläschen als radioluzente Sphären, deren Positionsänderung, die durch die Polymerisationsschrumpfung entstanden ist, in diesem Schritt erfasst werden kann. Für die Berechnungen werden die Daten mit Fiji (<http://fiji.sc/Fiji>) vorbereitet (Kaisarly 2014; Schindelin et al. 2012). Die Sphärensegmentierung dient dazu, die Glasperlen zu identifizieren, was aufgrund deren Graustufen sowie deren charakteristischer Größe von 40 - 70 μm möglich ist. Hierbei wird darauf geachtet, dass nur diejenigen Objekte erfasst werden, die in beiden Scans eindeutig als Sphäre identifiziert werden können. Somit werden auch nur diese registriert und verfolgt,

die übrigen werden entfernt. Die Sphärenregistrierung dient schließlich dazu, die Position der Sphären in beiden Scans zu bestimmen (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Chiang et al. 2008; Kaisarly 2014; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly/Meierhofer et al. 2021; Rösch et al. 2009).

Zuerst werden in den Scans vor der Polymerisation die größeren Sphären aufgesucht. Sind diese identifiziert kann davon ausgegangen werden, dass sich diese nach der Polymerisation in unmittelbarer Nähe zur vorher bestimmten Position befinden und die Sphären sich teilweise überlappen, wodurch sie somit erneut aufgefunden werden können. Vergleicht man beide Positionen ergibt sich ein Hinweis auf die Richtung der Kontraktionsbewegung entstehend aus der Polymerisationsschrumpfung. Die Vektoren entstehen schließlich aus der Bestimmung des Zentrums der Sphären und deren Positionsveränderung vor und nach der Polymerisation. Diese Positionsveränderung ist der Nachweis für die Polymerisationsschrumpfung und Grundlage für deren Quantifizierung (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Chiang et al. 2008; Kaisarly 2014; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly/Meierhofer et al. 2021; Rösch et al. 2009). Eine genaue Anleitung zur Sphärensegmentierung und Sphärenregistrierung befindet sich im Anhang A: Schrumpfungsvektoren, Punkt 6 a - h.

4.4.1.4 Visualisierung der Schrumpfungsvektoren

Die Schrumpfungsvektoren ergeben sich aus der Position der Sphären vor und nach der Polymerisation. Die dreidimensionale Visualisierung erfolgte mit vtk (www.vtk.org). Hierbei werden die Schrumpfungsvektoren als Pfeile dargestellt und zur besseren Sichtbarkeit mit dem Faktor 10 vergrößert. Alle Vektoren zusammen ergeben ein Vektorenfeld, mit dem das Schrumpfungsverhalten genau analysiert werden kann (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Chiang et al. 2008; Kaisarly 2014; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly/Meierhofer et al. 2021; Rösch et al. 2009).

4.4.1.5 Werte der Schrumpfungsvektoren

Die Komponenten der Schrumpfungsvektoren ergeben sich aus den Ergebnissen der Datenverarbeitung und sind in Form einer Textdatei, in der alle x-, y- und z-

Koordinaten der identifizierten Sphären vor (Prepoly) und nach (Postpoly) der Polymerisation aufgelistet werden, abgespeichert. Die absoluten Werte der Schrumpfungsvektoren können schließlich aus dem euklidischen Abstand der Schwerpunkte der Füllkörper berechnet werden (Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly et al. 2021b; Rösch et al. 2009).

Dies Berechnung des euklidischen Abstandes erfolgt mit der folgenden Formel (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Kaisarly 2014):

$$V = \sqrt{(x_{Postpoly} - x_{Prepoly})^2 + (y_{Postpoly} - y_{Prepoly})^2 + (z_{Postpoly} - z_{Prepoly})^2}$$

4.4.2 Volumetrische Auswertung

Im Anschluss an die starre Registrierung werden die Mikro-CT-Scans der Proben mit Hilfe der Software Fiji (<https://imagej.net/Fiji>) weiterverarbeitet (Schindelin et al. 2012). Der für die weitere Kalkulation relevante Bereich der Füllung wird mit der Funktion „Threshold“ markiert und in binäre Bilder (schwarz-weiß) umgewandelt. Als nächstes erfolgt das Glätten der Restaurationsgrenzen mit der „erode“-Funktion. Der „Image Calculator“ dient dazu, den Mikro-CT-Scan der Proben nach der Polymerisation mit dem Micro-CT-Scan vor der Polymerisation zu vergleichen und die Veränderung der Volumina zwischen den beiden Scans durch Subtraktion zu ermitteln. Die Volumendifferenz aufgrund der Polymerisations-schrumpfung wird sowohl zweidimensional (2D) als auch dreidimensional (3D) mit Fiji dargestellt. Abschließend wird das Volumen anhand der Voxelanzahl der ausgehärteten von der unausgehärteten Restauration subtrahiert und die Polymerisationsschrumpfung prozentual ermittelt (Kaisarly et al. 2021a; Schindelin et al. 2012; Wohlleb 2018; Wohlleb et al. 2020). Eine genaue Anleitung zur volumetrischen Schrumpfung befindet sich im Anhang B: Volumetrische Schrumpfung.

Die Berechnung der volumetrischen Schrumpfung in Prozent erfolgt mit folgender Formel:

$$\text{Vol. Schrumpfung (\%)} = \frac{\text{Vol}_{Prepolymerisation} - \text{Vol}_{Postpolymerisation}}{\text{Vol}_{Prepolymerisation}} \times 100$$

4.5 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung werden die Werte mit dem Shapiro-Wilk-Test auf deren Normalverteilung überprüft. Anschließend werden die Mittelwerte sowie die Standardabweichungen der Schrumpfungsvektoren in allen drei Dimensionen und in der z-Richtung sowie der prozentualen volumetrischen Polymerisations-schrumpfung berechnet und schließlich statistisch mittels Einweg-ANOVA mit einem paarweisen post hoc-Vergleich nach Tamhane's T2 mit Hilfe von IBM SPSS Statistics 25 analysiert (Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).

4.6 REM

Zur Untersuchung des Randspaltes wird jeder Gruppe eine Probe entnommen, diese längs geschnitten, deren Wurzel entfernt und drei Minuten im Ultraschallbad gereinigt. Nun wird die Probe 24 Stunden getrocknet, im Anschluss daran auf einem Probenhalter montiert und mit Gold-Palladium besputtert. Die Untersuchung der Adaption der Füllung erfolgt mit einem Rasterelektronenmikroskop (ZEISS GEMINI® FESEM, SUPRA™ 55VP, Carl Zeiss SMT AG, Oberkochen, Deutschland) bei 200facher Vergrößerung. Hierbei werden die Restaurationsgrenzen sowohl an den Wänden als auch am Kavitätenboden auf Ablösungen untersucht (Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).

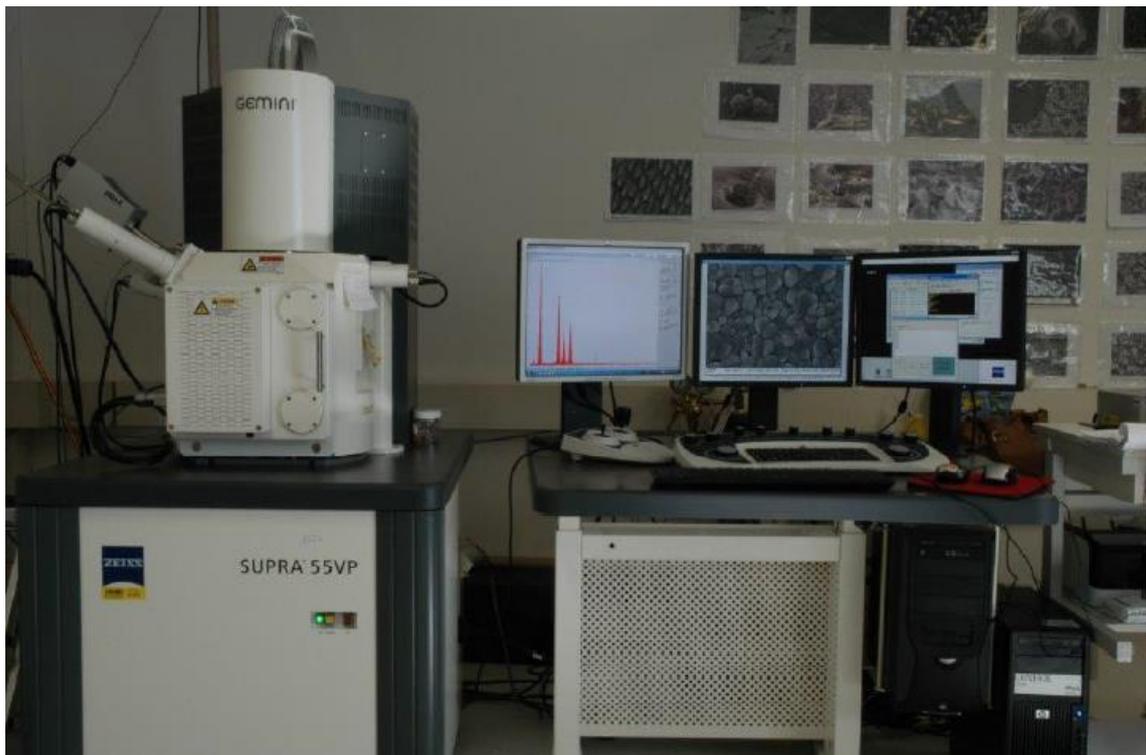


Abbildung 13 Rasterelektronenmikroskop ZEISS GEMINI® FESEM, SUPRA™ 55VP, Carl Zeiss SMT AG, Oberkochen, Deutschland. Wiederverwendung der Bilder mit freundlicher Genehmigung durch Dr. Dalia Kaisarly (2021) (Kaisarly 2014).

5. Ergebnisse

5.1 Schrumpfungsvektoren

5.1.1 Visualisierung der Schrumpfungsvektoren

Zunächst werden je nach Komposit entweder die eingebetteten Glaskügelchen oder kleine Luftbläschen identifiziert und deren Position vor und nach der Polymerisation registriert. Die identifizierten Sphären sind in Abbildung 14 dargestellt. Aus deren unterschiedlicher Lage ergibt sich ein Vektor, der berechnet und visualisiert wird und schließlich die Richtung und die Größe der Schrumpfung zeigt. In jeder Probe entstehen somit Vektorenfelder, die sich aus Schrumpfungsvektoren zusammensetzen und anschließend interpretiert werden können (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).

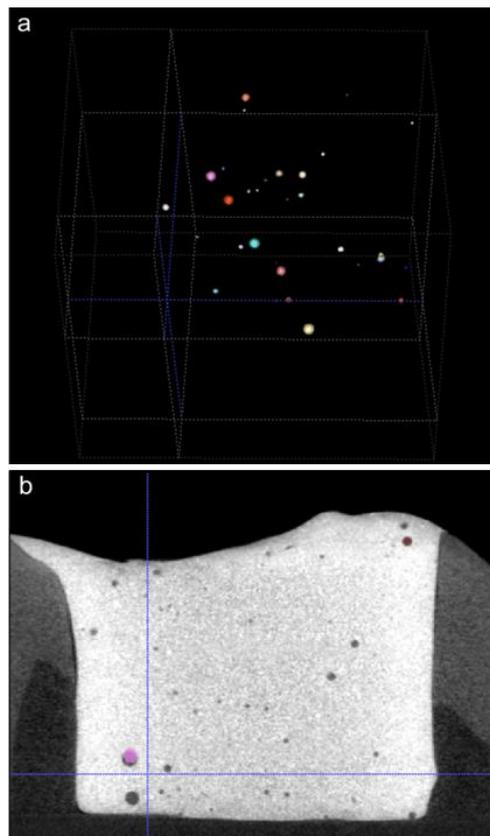


Abbildung 14 Sphärensegmentierung und -registrierung. a) Darstellung der Sphären, die sich aus der Sphärensegmentierung ergeben. b) Überlagerung der Präpolymerisations- und Postpolymerisationsscans in der Sphärenregistrierung. Die Sphären sind im Präpolymerisationsscan in Graustufen und im Postpolymerisationsscan farbig dargestellt. Die Schrumpfungsvektoren zeigen schließlich die Verschiebung der Sphären aufgrund der Polymerisationsschrumpfung (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).

5.1.2 Gruppe Bulk

In Gruppe Bulk zeigten sich große Schrumpfungsvektoren, deren Betrag sich nach oben hin verkleinerte. Ihre Richtung zeigte vom Boden weg nach koronal und zu einer Seite der Kavität. Bei Betrachtung des Restaurationsbodens im Rasterelektronenmikroskop war schließlich ein etwa 50 μm großer Spalt zu sehen. Die Ränder waren auf einer Seite gut adaptiert, auf der anderen Seite jedoch leicht abgelöst. Abbildung 15 zeigt die Schrumpfungsvektoren sowie die Rasterelektronenmikroskopaufnahmen der Gruppe Bulk. Bei den weiteren Zähnen der Gruppe ergab sich eine ähnliche Schrumpfungsrichtung, wobei bei einigen Zähnen zusätzlich große Schrumpfungsvektoren an der freien Oberfläche auftraten und zum Boden der Kavität gerichtet waren. Allen gemein war jedoch eine Schrumpfung zum Schmelz und zu einer Seite der Kavität.

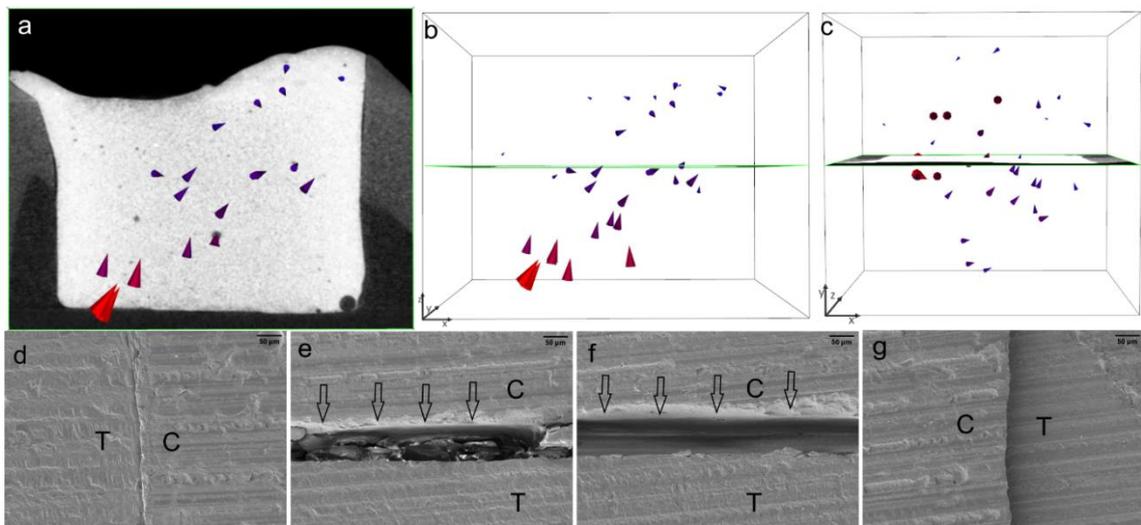


Abbildung 15 Schrumpfungsvektoren und REM-Bilder der Gruppe Bulk (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).

a) - c) Die Schrumpfungsvektoren sind zur besseren Darstellung mit dem Faktor 10 vergrößert. Die unterschiedlichen Ebenen des Mikro-CT-Scans sind im Hintergrund zu erkennen.

a) + b) Orovestibuläre Ansicht der Schrumpfungsvektoren, welche am Restaurationsboden sehr groß sind, sich aber nach oben hin verkleinern und vom Boden weg nach koronal und zu einer Seite der Kavität zeigen

c) Sicht auf Schrumpfungsvektoren von koronal, welche größtenteils zu einer Seite und nach oben gerichtet sind

d) - g) REM-Bilder bei 200facher Vergrößerung:

d) + g) gute Adaption der Restauration (C) an den Zahn (T) erkennbar

e) + f) Ablösung der Restauration vom Kavitätenboden

5.1.3 Gruppe TEF0,5mm

In Gruppe TEF0,5mm formte sich die Oberfläche des flowable Liner direkt nach dem Einbringen konkav. Dies kann durch große Adhäsionskräfte an den Kavitätenwänden, die die Kräfte der Oberflächenspannung übersteigen, erklärt werden.

Es zeigten sich in der dünnen Schicht des fließfähigen Komposits horizontal gerichtete kurze Vektoren, die einen Wirbel bildeten. Dieser konnte durch die Sicht von oben auf die Restauration visualisiert werden und trat bei allen Zähnen auf. Dies ist in Abbildung 16 a) – c) zu sehen.

Die Füllung, bestehend aus dem stopfbaren Komposit in der Bulk-Anwendung, zeigte große Schrumpfvektoren, die nach unten gerichtet waren und hauptsächlich von der freien Oberfläche ausgingen. Dazu traten weitere kleine Vektoren in der Schicht des flowable Liners auf, die größtenteils nach oben und teilweise horizontal gerichtet waren. In der Sicht von koronal waren alle Vektoren zu einer Seite der Restauration gerichtet. Dies ist in Abbildung 16 d) - f) zu erkennen.

In den REM-Aufnahmen zeigte sich eine Ablösung der Füllung auf einer Seite der Restauration zwischen dem flowable Liner und der Kavitätenwand, was ebenso zwischen dem flowable Liner und dem Kavitätenboden zu beobachten war, während die anderen Anteile der Restauration keine Ablösungen zeigten. Dies ist in Abbildung 16 g) - k) dargestellt.

Abbildung 16 zeigt die Schrumpfvektoren sowie die REM-Aufnahmen der Gruppe TEF0,5mm.

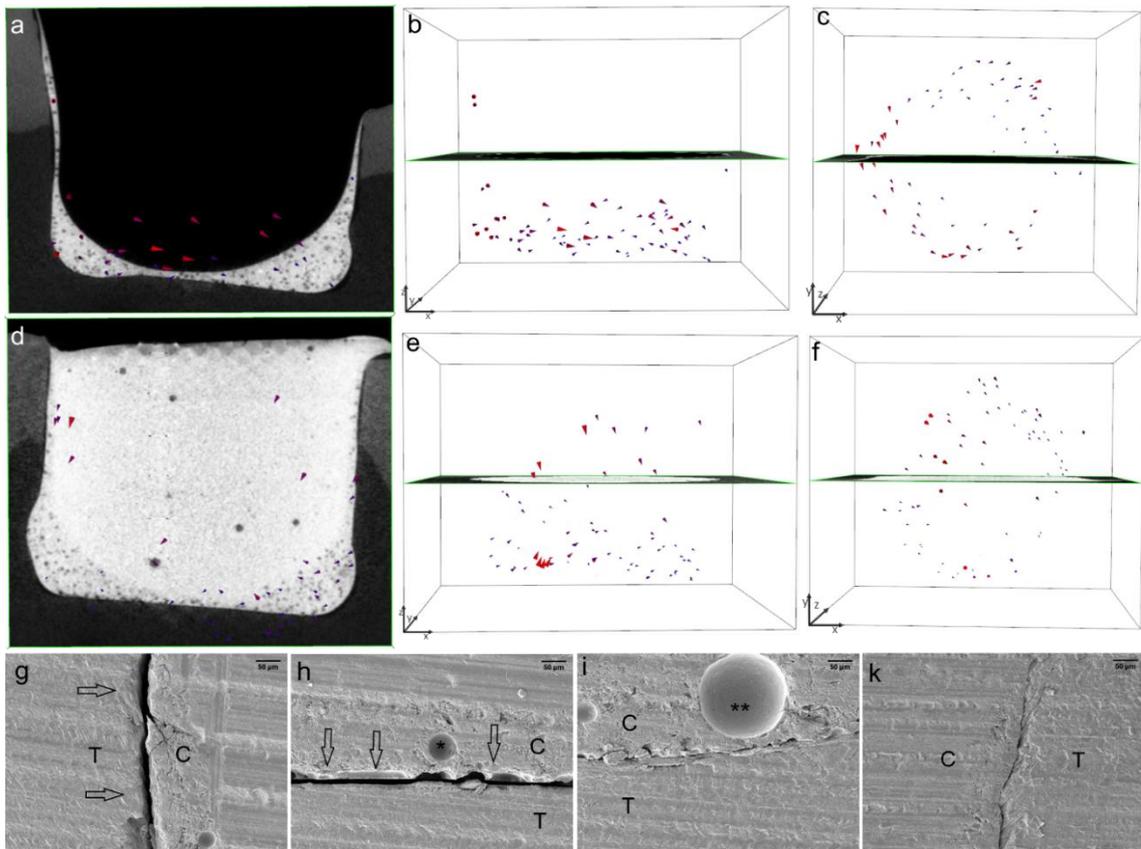


Abbildung 16 Schumpfungsvektoren und REM-Bilder der Gruppe TEF0,5mm (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).

a) - f) Schumpfungsvektoren sind mit dem Faktor 10 vergrößert. Die unterschiedlichen Ebenen des Mikro-CT-Scans sind im Hintergrund zu erkennen.

a) + b) Orovestibuläre Ansicht der Schumpfungsvektoren in Tetric EvoFlow Bulk Fill, welche horizontal zur rechten Seite gerichtet und relativ klein sind

c) Sicht auf Schumpfungsvektoren in Tetric EvoFlow Bulk Fill von koronal, welche einen Wirbel zeigen

d) + e) Orovestibuläre Ansicht der langen überwiegend nach unten gerichteten Schumpfungsvektoren in Tetric EvoCeram Bulk Fill, sowie weitere kleine Vektoren in der Schicht des flowable Liners

f) Sicht auf die Schumpfungsvektoren in Tetric EvoCeram Bulk Fill von koronal, die überwiegend in eine Richtung zeigen

g) - k) REM-Bilder bei 200facher Vergrößerung von der Kavitätenwand:

g) Ablösung der Restauration (C) vom Zahn (T) erkennbar

h) Ablösung der Restauration vom Kavitätenboden; *Glaskügelchen

i) gute Adaption der Restauration am Kavitätenboden; **Luftblase

k) gute Adaption der Restauration (C) an den Zahn (T) erkennbar

5.1.4 Gruppe Increments

In der Gruppe Increments zeigten die meisten Schrumpfungsvektoren des fließfähigen Komposits von der freien Oberfläche weg nach schräg links unten zu einer gebundenen Seite der Kavität, wenige waren vom Boden der Kavität weg nach oben gerichtet. In der Sicht von koronal konnten sehr viele Vektoren auf einer Seite der Füllung betrachtet werden, während auf der anderen Seite nur wenige auftraten. Die Schrumpfungsvektoren zeigten jedoch alle in dieselbe Richtung. Dies ist in Abbildung 17 a) – c) zu sehen. In weiteren Zähnen war teilweise auch wieder eine Wirbelbildung im flowable Liner erkennbar.

In den beiden oberen Inkrementen, bestehend aus stopfbarem Komposit, waren nur sehr wenige kleine Schrumpfungsvektoren zu sehen, die alle horizontal und in eine Richtung gerichtet waren. Auch hier traten wieder Vektoren in der Schicht des fließfähigen Liners auf, die größtenteils leicht nach links oben gerichtet waren bzw. in einigen Zähnen eine Wirbelbildung zeigten. Dies ist in Abbildung 17 d) - i) zu erkennen.

An den Rändern der Füllung zeigten sich in den REM-Aufnahmen keine Ablösungen, wobei sich jedoch am Boden der Kavität zwischen dem flowable Liner und dem Dentin ein kleiner Spalt bildete. Dies ist in Abbildung 17 k) - n) dargestellt.

Abbildung 17 zeigt die Schrumpfungsvektoren sowie die REM-Aufnahmen der Gruppe Increments.

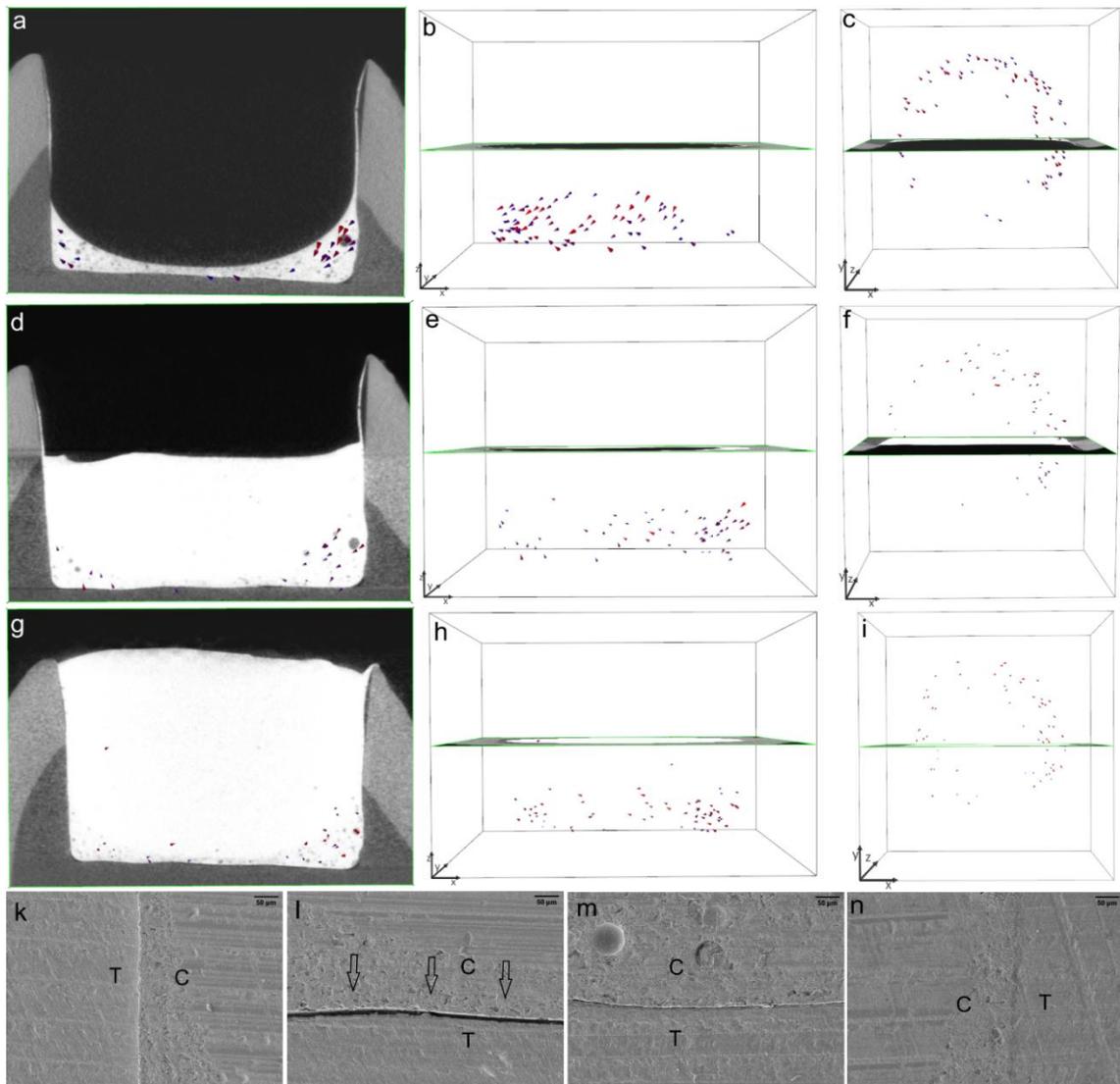


Abbildung 17 Schrupfungsvektoren und REM-Bilder der Gruppe Increments (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).

a) - i) Schrupfungsvektoren sind mit dem Faktor 10 vergrößert. Die unterschiedlichen Ebenen des Mikro-CT-Scans sind im Hintergrund zu erkennen.

a) + b) Orovestibuläre Ansicht der Schrupfungsvektoren in Tetric EvoFlow Bulk Fill, die eine mittlere Länge aufweisen, hauptsächlich nach links unten gerichtet zu einer Seite der Kavität zeigen

c) Sicht auf Schrupfungsvektoren in Tetric EvoFlow Bulk Fill von koronal, in der die meisten Vektoren lediglich auf einer Seite der Füllung auftreten, aber gleichgerichtet sind

d) + e) Orovestibuläre Ansicht der Schrupfungsvektoren des ersten Inkrements in Tetric EvoCeram Bulk Fill, die klein erscheinen und horizontal gerichtet sind

f) Sicht auf die Schrupfungsvektoren des ersten Inkrements in Tetric EvoCeram Bulk Fill von koronal, die klein und einseitig auftreten, aber gleichgerichtet sind

g) + h) Orovestibuläre Ansicht der Schrupfungsvektoren des zweiten Inkrements in Tetric EvoCeram Bulk Fill, die klein erscheinen und horizontal gerichtet sind

i) Sicht auf die Schrumpfungsvektoren des zweiten Inkrements in Tetric EvoCeram Bulk Fill von koronal, die klein erscheinen und einseitig verstärkt auftreten

k) - n) REM-Bilder bei 200facher Vergrößerung:

k) + n) keine Ablösung der Restauration (C) vom Zahn (T), bzw. den Kavitätenwänden erkennbar

l) Ablösung der Restauration vom Kavitätenboden

m) gute Adaption der Restauration am Kavitätenboden

5.1.5 Gruppe TEF2mm

In Gruppe TEF2mm waren große Schrumpfungsvektoren in der 2 mm dicken Schicht des fließfähigen Komposits von der freien Oberfläche weg nach apikal zum Kavitätenboden gerichtet. Wie zu erwarten war, zeigten sich die Vektoren aufgrund einer anzunehmenden linearen Schrumpfung in einer dickeren Schicht des flowable Liners auch größer. Es bildete sich auch hier eine konkave Oberfläche. In der Sicht von koronal waren diese hauptsächlich in eine Richtung der Kavität gerichtet. Dies ist in Abbildung 18 a) – c) zu sehen. Bei weiteren Zähnen war auch wieder eine Wirbelbildung erkennbar.

Die Deckschicht aus stopfbarem Komposit zeigte ebenfalls nach unten gerichtete Schrumpfungsvektoren, die in der Sicht von koronal jedoch in die entgegengesetzte Richtung als in der ersten Schicht zeigten. Des Weiteren traten an dem bereits zuvor ausgehärteten fließfähigen Komposit zahlreiche kleine Schrumpfungsvektoren auf, die zwar größtenteils nach oben, teilweise aber auch horizontal gerichtet waren und durch eine Nachpolymerisation erklärt werden können. Dies ist in Abbildung 18 d) - f) zu erkennen.

In den REM-Bildern zeigte sich eine sehr gute Adaption der Füllung an die Kavitätenwand (g, k), wobei auch hier der Boden eine geringe Ablösung der Restauration aufwies (h, i). In diesem Fall zeigte sich, dass das Adhäsiv zum einen Teil am Komposit und zum anderen Teil am Dentin versagte. Dies ist in Abbildung 18 g) - k) dargestellt.

Abbildung 18 zeigt die Schrumpfungsvektoren sowie die REM-Aufnahmen der Gruppe TEF2mm.

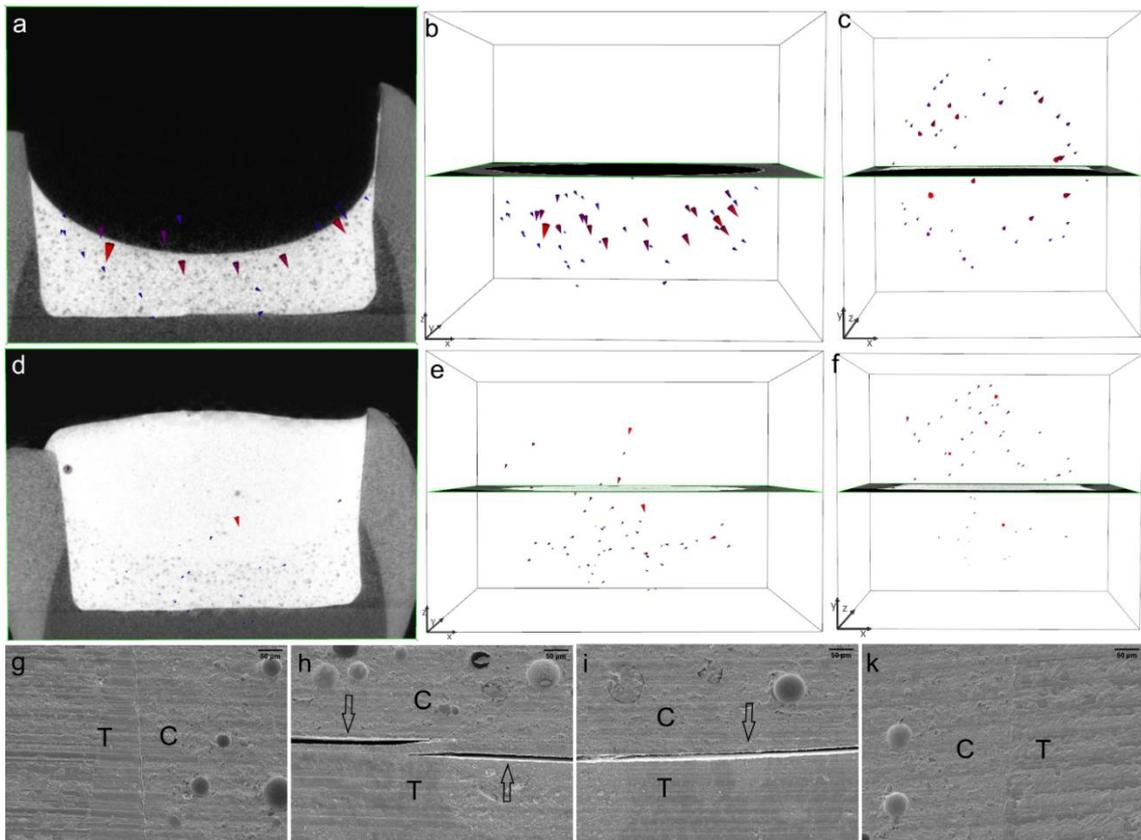


Abbildung 18 Schrupfungsvektoren und REM-Bilder der Gruppe TEF2mm (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).

a) - f) Schrupfungsvektoren sind mit dem Faktor 10 vergrößert. Die unterschiedlichen Ebenen des Mikro-CT-Scans sind im Hintergrund zu erkennen.

a + b) Orovestibuläre Ansicht der Schrupfungsvektoren in Tetric EvoFlow Bulk Fill, die relativ groß erscheinen und nach apikal gerichtet sind

c) Sicht von koronal auf Schrupfungsvektoren in beiden Schichten, die zu einer Seite der Kavität gerichtet sind

d + e) Orovestibuläre Ansicht der Schrupfungsvektoren in beiden Schichten, die hauptsächlich nach unten gerichtet sind

f) Sicht auf die Schrupfungsvektoren in Tetric EvoCeram Bulk Fill von koronal, die größtenteils in eine Richtung zeigen

g) - k) REM-Bilder bei 200facher Vergrößerung:

g + k) keine Ablösung der Restauration (C) vom Zahn (T), bzw. den Kavitätenwänden erkennbar

h) Ablösung der Restauration vom Kavitätenboden, wobei das Adhäsiv zum einen Teil am Dentin und zum anderen Teil am Komposit versagte

i) geringe Ablösung der Restauration vom Kavitätenboden

5.1.6 Gruppe SDR2mm

In der Gruppe SDR2mm zeigte der SDR-Liner ein uneindeutiges Bild. Die Schrumpfungsvektoren zeigten im Bereich der freien Oberfläche nach unten, während sie vom Kavitätenboden nach oben gerichtet waren und wiederum andere Schrumpfungsvektoren horizontal zur Kavitätenwand verliefen. Dabei variierten auch die Längen der Vektoren. Trotz dieser großen Varianz war der Durchschnitt der Vektorenlänge in zu erwartender Größe. In der Sicht von koronal war wieder ein Wirbel zu erkennen. Die Oberfläche des SDR stellte sich konkav dar. Dies ist in Abbildung 19 a) – c) zu sehen.

In der Deckfüllung zeigten sich wenige Vektoren, wobei diese zum Boden der Kavität zeigten. Zugleich entstanden weitere Vektoren im SDR, die nach oben und zur rechten Seite der Restauration gerichtet waren. Dies ist in Abbildung 19 d) - f) zu erkennen.

Die REM-Aufnahmen präsentierten das Bild einer guten Adaption der Füllung an die vertikalen Kavitätenwänden (e, f), dabei löste sich die Füllung auch hier leicht vom Boden der Kavitäten ab (g, h). Dies ist in Abbildung 19 g) - k) dargestellt.

Abbildung 19 zeigt die Schrumpfungsvektoren sowie die REM-Aufnahmen der Gruppe SDR2mm.

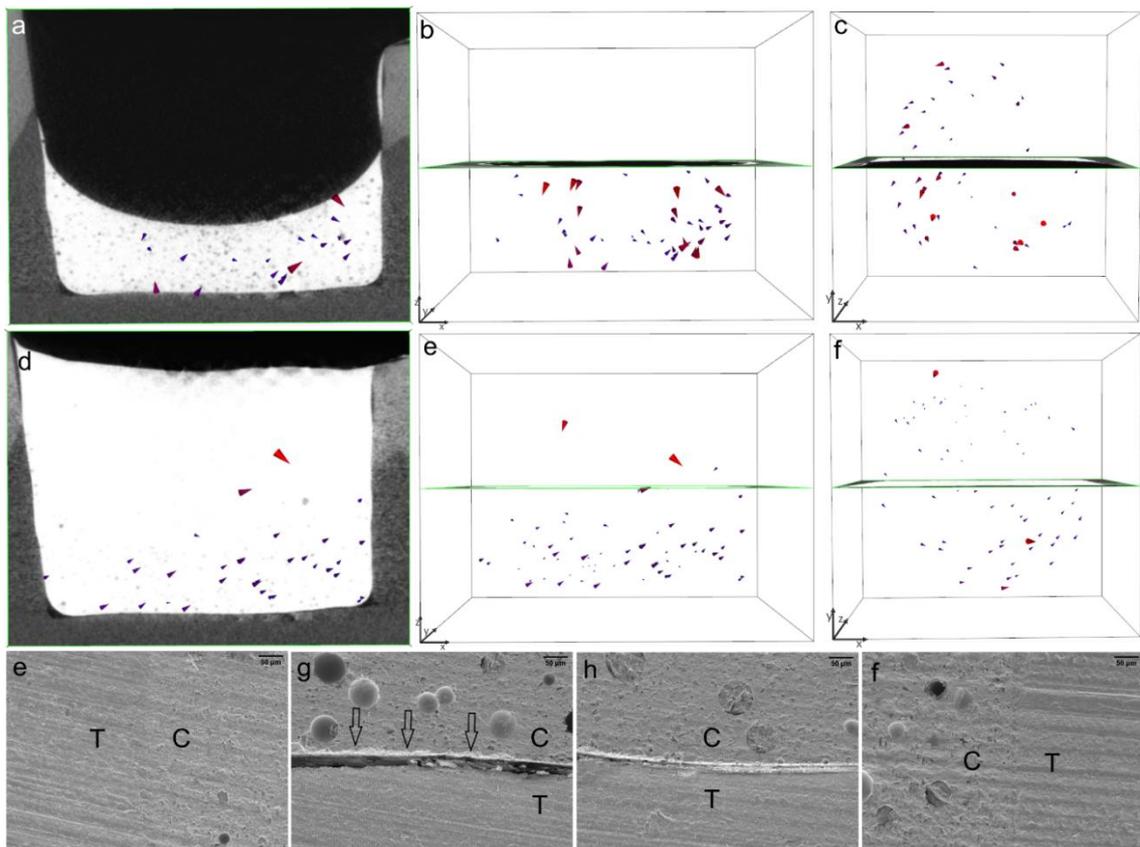


Abbildung 19 Schumpfungsvektoren und REM-Bilder der Gruppe SDR2mm (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021).

a) - f) Schumpfungsvektoren sind mit dem Faktor 10 vergrößert. Die unterschiedlichen Ebenen des Mikro-CT-Scans sind im Hintergrund zu erkennen.

a + b) Orovestibuläre Ansicht der Schumpfungsvektoren in SDR, die einerseits teils nach apikal, teils nach koronal zeigen und andererseits zudem auch noch horizontal verlaufen

c) Sicht auf Schumpfungsvektoren in SDR von koronal, die einen Wirbel bilden

d + e) Orovestibuläre Ansicht der Schumpfungsvektoren in Tetric EvoCeram Bulk Fill, die nach unten gerichtet sind. Weitere Vektoren in SDR zeigen nach oben und in eine Richtung

f) Sicht auf die Schumpfungsvektoren in Tetric EvoCeram Bulk Fill von koronal, bei der eine weitere Wirbelbildung im SDR entsteht

e) - h) REM-Bilder bei 200facher Vergrößerung:

e + f) keine Ablösung der Restauration (C) vom Zahn (T), bzw. den Kavitätenwänden erkennbar

g) Ablösung der Restauration vom Kavitätenboden

h) geringe Ablösung der Restauration vom Kavitätenboden

5.1.7 Werte der Schrumpfungsvektoren

Die Werte der Schrumpfungsvektoren waren nicht in allen Gruppen normalverteilt ($p < 0,05$). Anova ist jedoch robust gegen Abweichungen von der Normalverteilung und konnte dennoch zuverlässige Ergebnisse liefern. (Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly/Meierhofer et al. 2021; Winer et al. 1991).

5.1.8 Dreidimensionale Analyse

Bei der deskriptiven dreidimensionalen Analyse der Beträge der Schrumpfungsvektoren zeigte sich, dass in Gruppe Bulk bei Fehlen des flowable Liners die größten Schrumpfungsvektoren im Füllungsmaterial (TBF: $37,1 \pm 31,0 \mu\text{m}$) auftraten und somit signifikant größer waren als in Gruppe TEF0,5mm mit Applikation des flowable Liners (TEF: $15,1 \mu\text{m} \pm 7,2 \mu\text{m}$; TBF: $24,0 \mu\text{m} \pm 18,8 \mu\text{m}$). Bei einem Vergleich der Gesamtrestauration zwischen Gruppe TEF0,5mm und Gruppe TEF2mm kann festgestellt werden, dass in Gruppe TEF0,5mm unter Anwendung eines nur 0,5 mm dünnen flowable Liners größere Schrumpfungsvektoren (TEF: $15,1 \mu\text{m} \pm 7,2 \mu\text{m}$; TBF: $24,0 \mu\text{m} \pm 18,8 \mu\text{m}$) als in Gruppe TEF2mm mit einem 2 mm dicken flowable Liner auftraten (TEF: $21,5 \mu\text{m} \pm 21,6 \mu\text{m}$; TBF: $20,6 \mu\text{m} \pm 33,6 \mu\text{m}$). In Gruppe Increments unter Applikation eines 0,5 mm dünnen flowable Liners und Aufteilung der Deckfüllung in zwei Inkremente traten in der Gesamtbetrachtung die kleinsten Schrumpfungsvektoren auf (TEF: $16,4 \mu\text{m} \pm 6,3 \mu\text{m}$; TBFInkrement1: $12,5 \mu\text{m} \pm 6,7 \mu\text{m}$; TBFInkrement2: $13,4 \mu\text{m} \pm 6,0 \mu\text{m}$). SDR als flowable Liner führte in Gruppe SDR2mm zu etwas kleineren Schrumpfungsvektoren (SDR: $24,2 \mu\text{m} \pm 23,1 \mu\text{m}$; TBF: $18,1 \mu\text{m} \pm 26,7 \mu\text{m}$) für die gesamte Restauration als in Gruppe TEF2mm (TEF: $21,5 \mu\text{m} \pm 21,6 \mu\text{m}$; TBF: $20,6 \mu\text{m} \pm 33,6 \mu\text{m}$).

Die Ergebnisse der Mittelwerte der Vektoren können der Tabelle 3, Spalte „Schrumpfungsvektoren in $\mu\text{m} \pm$ Standardabweichung“ entnommen werden.

Einweg-ANOVA ergab einen signifikanten Unterschied ($F = 33,772$; $Df = 94,454$; $p < 0,001$) und der paarweise Post-hoc-Vergleich mittels Tamhane's T2-Test zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

Signifikante Unterschiede können ebenso der Tabelle 3 entnommen werden und sind hinter den jeweiligen Werten mit Buchstaben gekennzeichnet. Unterschiedliche Buchstaben weisen auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen innerhalb einer Spalte hin.

Tabelle 3 Mittelwerte und Standardabweichungen der Schrumpfungsvektoren (μm)

Gruppen	Materialien der einzelnen Schichten	Schrumpfungsvektoren Mittelwerte \pm Standardabweichung (μm)
Gruppe Bulk	TBF	37 ± 31 (a)
Gruppe TEF0,5mm	TEF	15 ± 7 (f, g, h)
	TBF	24 ± 19 (b, c, d, e)
Gruppe Increments	TEF	16 ± 6 (d, f, g, h)
	TBF Inkrement 1	13 ± 7 (i)
	TBF Inkrement 2	13 ± 6 (i)
Gruppe TEF2mm	TEF	22 ± 22 (b, c, d, e, f)
	TBF	21 ± 34 (b, c, d, e, f, g)
Gruppe SDR2mm	SDR	24 ± 23 (b, c, d, e)
	TBF	18 ± 27 (c, d, f, g, h)

5.2 Volumetrische Schrumpfung

5.2.1 Visualisierung der volumetrischen Schrumpfung

Die Mikro-CT-Scans der Proben werden zur Visualisierung der volumetrischen Polymerisationsschrumpfung weiterverwendet.

5.2.2 Gruppe Bulk

In Gruppe Bulk zeigte sich, wie in Abbildung 20 dargestellt, eine starke volumetrische Schrumpfung am Kavitätenboden sowie an der freien Oberfläche, während die Schrumpfung an den Kavitätenwänden geringer, aber asymmetrisch ausfiel. Auffallend waren hier zahlreiche Blasenbildungen innerhalb des Komposits und insbesondere eine größere Luftblase am Boden.

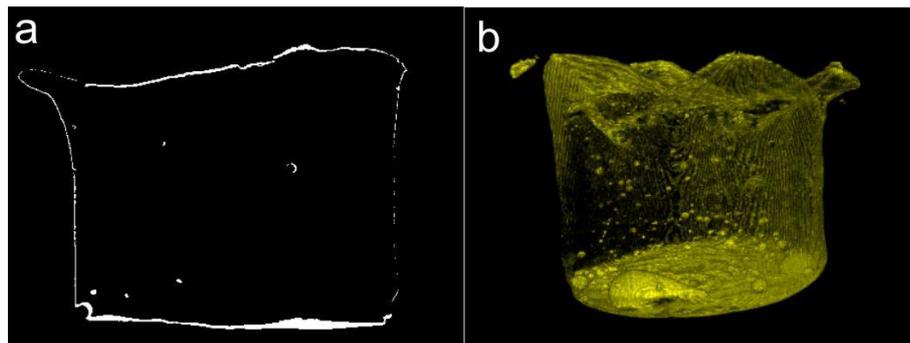


Abbildung 20 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe Bulk.

a) + b) 2D-Darstellung mit starker Schrumpfung am Boden sowie an der freien Oberfläche und 3D-Darstellung mit Schrumpfung am Kavitätenboden sowie einseitig mäßiger und gegenüberliegend geringer Schrumpfung. Eine größere Luftblase am Kavitätenboden und mehrere kleine Blasen innerhalb der Kompositfüllung sind zu erkennen. (TBF)

5.2.3 Gruppe TEF0,5mm

In der zweiten Gruppe zeigte sich in der dünnen Schicht des flowable Liners eine geringe Schrumpfung an den Kavitätenwänden sowie am Kavitätenboden. Eine mittlere Schrumpfung trat an der freien Oberfläche auf, welche sich konkav formierte.

Die Füllung in bulk wies eine große Schrumpfung an der freien Oberfläche auf, welche an den Kavitätenwänden und am Boden geringer ausfiel. In dieser Füllung zeigten sich ebenso zahlreiche Blasenbildungen. Dies ist Abbildung 21 zu entnehmen. Alle Zähne dieser Gruppe wiesen ein ähnliches Schrumpfungsverhalten auf.

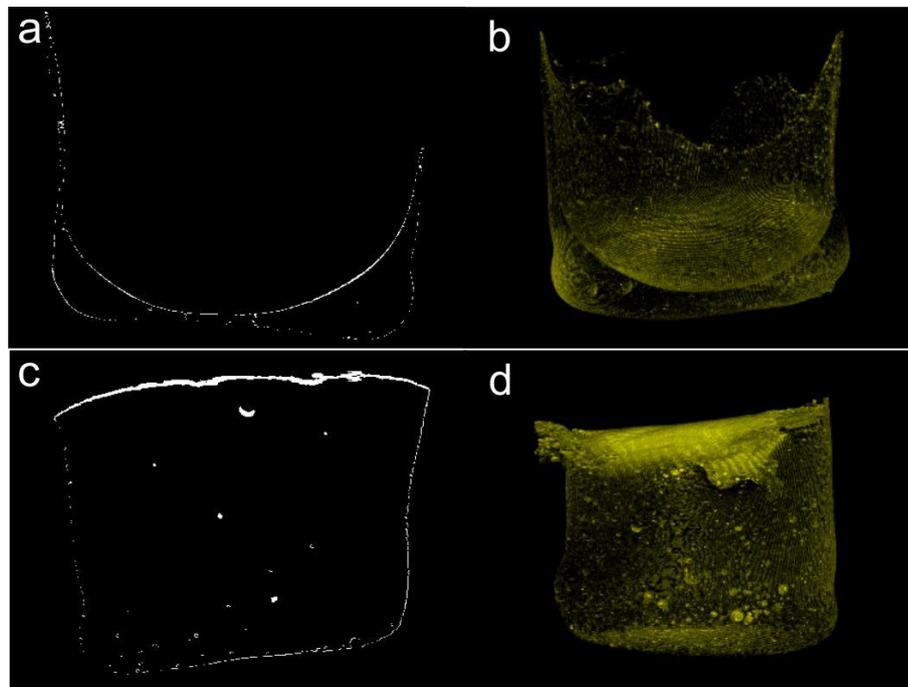


Abbildung 21 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe TEF0,5mm.

a) + b) 2D-Darstellung und 3D-Darstellung mit mäßiger Schrumpfung des flowable Liners an der freien Oberfläche und geringer Schrumpfung am Boden sowie an den Wänden. (TEF)

c) + d) 2D-Darstellung und 3D-Darstellung mit starker Schrumpfung an der freien Oberfläche der Füllung in bulk. (TEF+TBF)

5.2.4 Gruppe Increments

Der flowable Liner zeigte generell eine gleichmäßige geringe Schrumpfung an allen Seiten mit einer konkaven Oberfläche. Während das erste Inkrement auf der rechten Seite stark schrumpfte, war auf der linken Seite kaum eine Schrumpfung zu quantifizieren. Die freie Oberfläche zeigte auch eine starke Schrumpfung. Dies war bei allen Zähnen zu beobachten. Das zweite Inkrement zeigte nur noch minimale Schrumpfungen auf der linken Seite, an der Oberfläche sowie am Kavitätenboden. Die rechte Seite zeigte hierbei nahezu keine Schrumpfung mehr. Dies ist in Abbildung 22 zu erkennen. Eine einseitig starke Volumenschrumpfung zeigte sich auch bei den anderen Zähnen der gleichen Gruppe.

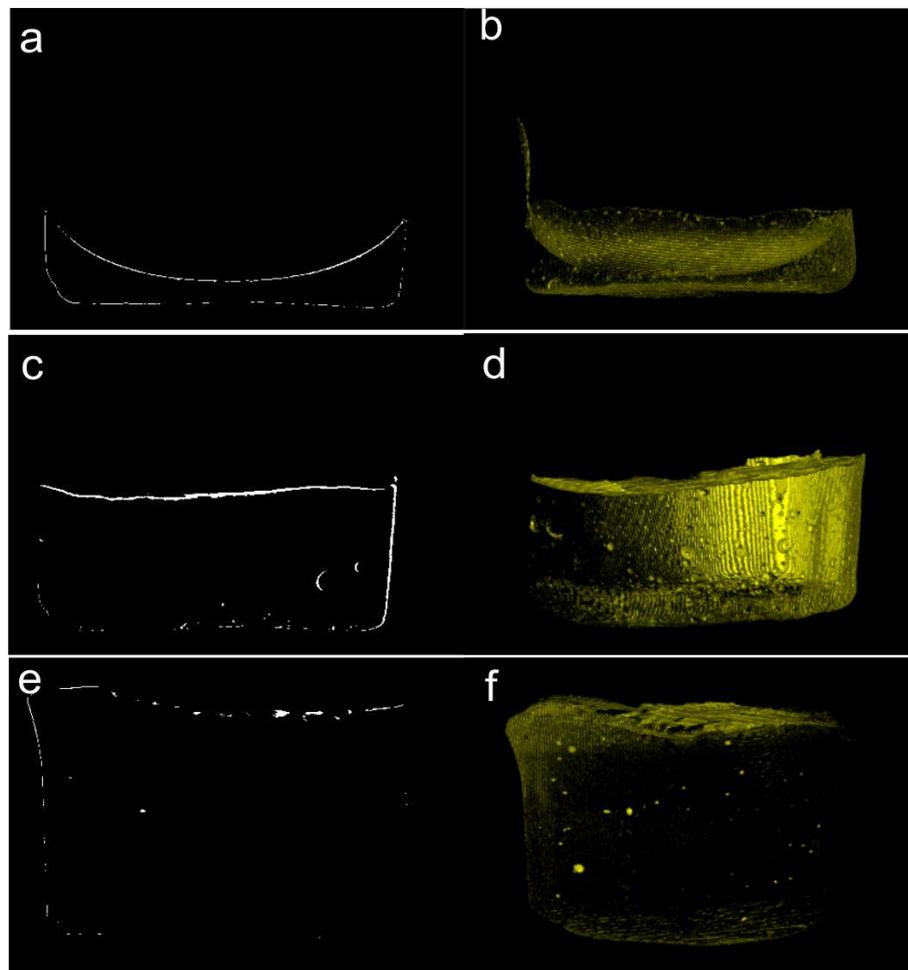


Abbildung 22 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe Increments.

a) + b) 2D-Darstellung und 3D-Darstellung einer mäßigen Schrumpfung an Boden, Wänden und der freien Oberfläche. (TEF)

c) + d) 2D-Darstellung und 3D-Darstellung mit asymmetrischer Schrumpfung an den Wänden. (TEF+TBF1)

e) + f) 2D-Darstellung und 3D-Darstellung der insgesamt geringsten Schrumpfung. (TEF+TBF1+TBF2)

5.2.5 Gruppe TEF2mm

In Gruppe TEF2mm zeigte das Inkrement des fließfähigen Komposits TEF eine geringe Schrumpfung am Kavitätenboden sowie an einer Seite der Kavitätenwand, während die andere nahezu keine zeigte. Hierbei stellte sich die freie Oberfläche wieder konkav dar und fiel durch eine mittlere Schrumpfung auf.

Die TBF-Füllung wies ebenso nur eine mittlere Schrumpfung an der freien Oberfläche auf, während die Füllung an den Wänden einseitig gering und auf der anderen Seite nahezu gar nicht schrumpfte. Der Kavitätenboden war ebenso nahezu schrumpfungsfrei. Dies ist in Abbildung 23 dargestellt. Bei einem Vergleich mit den anderen Zähnen der Gruppe zeigte sich ein ähnliches Schrumpfungsbild.

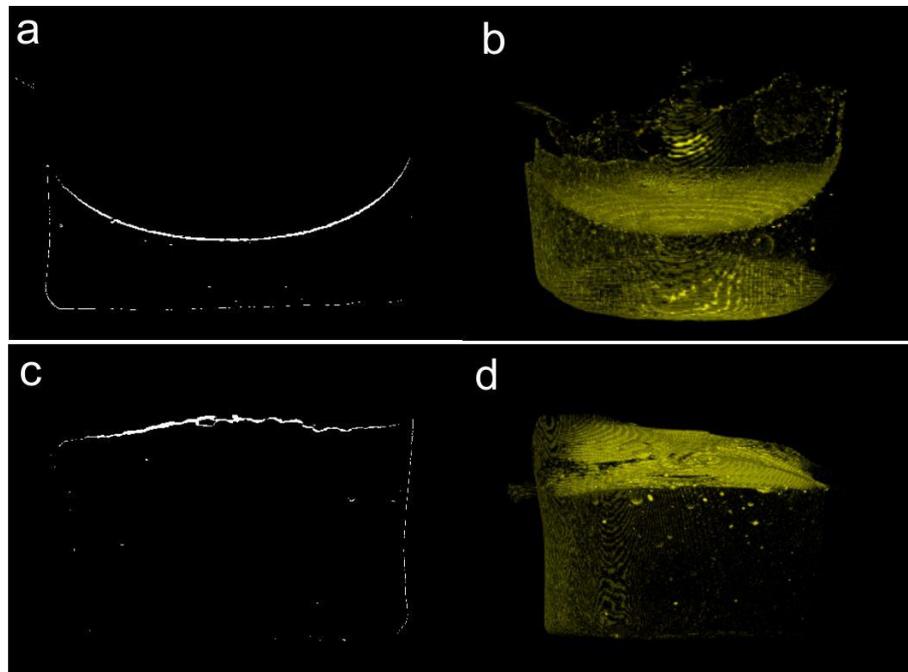


Abbildung 23 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe TEF2mm.

a) + b) 2D-Darstellung und 3D-Darstellung einer mäßigen Schrumpfung der freien Oberfläche mit asymmetrischer kleiner Schrumpfung an den Kavitätenwänden und dem Kavitätenboden. (TEF)

c) + d) 2D-Darstellung und 3D-Darstellung der mäßigen Schrumpfung an der freien Oberfläche und einer asymmetrischen kleinen Schrumpfung an den Wänden. (TEF+TBF)

5.2.6 Gruppe SDR2mm

Die SDR-Schicht wies sowohl am Kavitätenboden als auch an der freien Oberfläche, welche sich konkav formierte, eine mittlere Schrumpfung auf. An den Wänden fiel diese geringer und gleichmäßig aus.

Die TBF-Füllung zeigte eine starke Schrumpfung an der freien Oberfläche, dafür jedoch eine geringe am Boden sowie an den Wänden der Kavität. Dies kann Abbildung 24 entnommen werden. Diese beschriebene Volumenschrumpfung zeigte sich in etwa gleichem Ausmaß auch bei den anderen Zähnen der Gruppe.

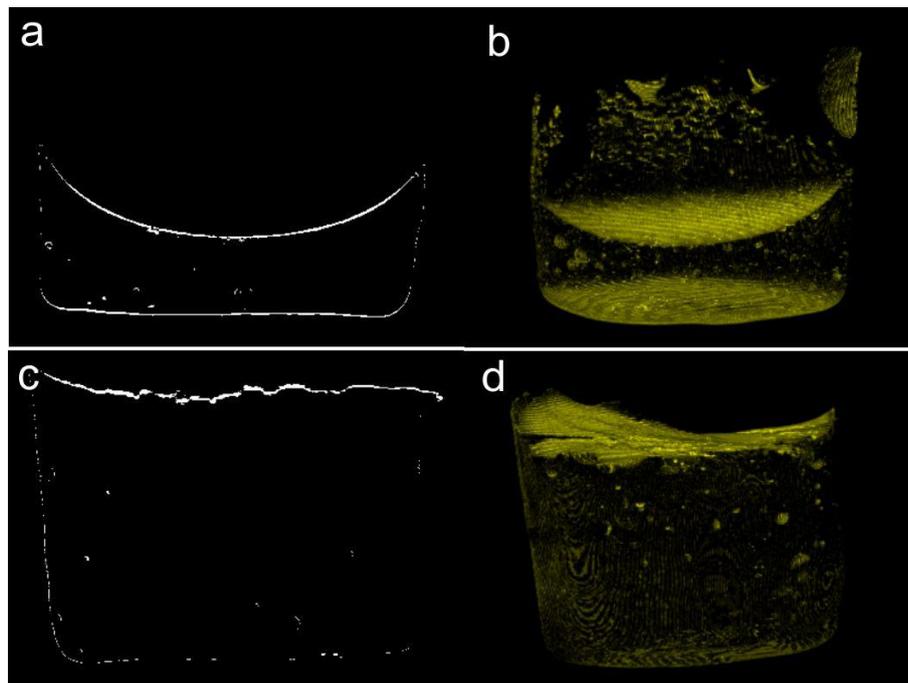


Abbildung 24 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe SDR2mm.

a) + b) 2D-Darstellung und 3D-Darstellung einer mäßigen Schrumpfung der freien Oberfläche sowie des Kavitätenbodens. (SDR)

c) + d) 2D-Darstellung und 3D-Darstellung der mäßigen Schrumpfung an der freien Oberfläche. (SDR+TBF)

5.2.7 Werte der volumetrischen Schrumpfung

Bei der Analyse der volumetrischen Schrumpfung zeigten sich die größten Schrumpfungen in der Schicht des flowable Liners sowie in der TBF-Füllung in bulk. Die insgesamt größte Schrumpfung trat in der SDR-Schicht in Gruppe SDR2mm auf ($3,7 \pm 0,2$ %). In den flowable Liner Schichten der Gruppe TEF0,5mm und Gruppe TEF2mm waren die Schrumpfungen (Gruppe TEF0,5mm: $2,9 \pm 0,2$ %; Gruppe TEF2mm: $2,9 \pm 0,4$ %) nahezu gleich. Diese zeigte sich in TEF in Gruppe Increments etwas geringer ($2,8 \pm 0,6$ %).

Die Schrumpfung in TBF war in Gruppe Bulk am größten ($2,5 \pm 0,3$ %), gefolgt von TBF in Gruppe TEF0,5mm ($2,1 \pm 0,5$ %). Im ersten Inkrement in Gruppe Increments fiel sie etwas geringer aus ($2,0 \pm 0,9$ %) und in der TBF Schicht in Gruppe SDR2mm ($1,6 \pm 0,2$ %) zeigte sie sich zwar immer noch auf hohem Niveau am geringsten.

Während kleinere Schrumpfungen in TBF der Gruppe TEF2mm ($1,4 \pm 0,6$ %) auftraten, zeigte sich die insgesamt geringste Polymerisationsschrumpfung in TBF im zweiten Inkrement der Gruppe Increments ($1,0 \pm 0,4$ %).

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der prozentualen Polymerisationsschrumpfung können der Tabelle 4 „Ergebnisse der volumetrischen Schrumpfung“ entnommen werden. Signifikante Unterschiede können ebenso der Tabelle 4 entnommen werden. Unterschiedliche Buchstaben weisen auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen hin.

Die Daten wurden mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalität geprüft und waren normalverteilt ($p > 0,05$). Einweg-ANOVA ergab einen signifikanten Unterschied ($F = 25,518$; $Df = 9,70$; $p < 0,001$) und der paarweise Post-hoc-Vergleich mittels Tamhane's T2-Test zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

Tabelle 4 Mittelwerte und Standardabweichung der volumetrischen Schrumpfung (%)

Gruppen	Materialien einzelnen Schichten	der	Volumetrische Polymerisa- tionsschrumpfung Mittelwert \pm Standardabweichung
Gruppe Bulk	TBF		2,5 \pm 0,3 (a, b, c, d)
Gruppe TEF0,5mm	TEF		2,9 \pm 0,4 (a, b, c, d)
	TBF		2,1 \pm 0,5 (a, b, c, d, f)
Gruppe Increments	TEF		2,8 \pm 0,6 (a, b, c, d, g)
	TBF Inkrement 1		2,0 \pm 0,9 (a, b, c, d, e, f)
	TBF Inkrement 2		1,0 \pm 0,4 (d, e, f,)
Gruppe TEF2mm	TEF		2,9 \pm 0,2 (a, b, c, d)
	TBF		1,4 \pm 0,6 (b, d, e, f)
Gruppe SDR2mm	SDR		3,7 \pm 0,2 (c, g)
	TBF		1,6 \pm 0,2 (b, d, e, f)

6. Diskussion

Das Ziel dieser Studie war es, den Einfluss eines flowable Liners auf das Polymerisationsschrumpfungsverhalten anhand von Schrumpfungsvektoren in Klasse-I-Restorationen zu untersuchen. Die Anwendung eines flowable Liners geht auf eine Zeit zurück, in der Adhäsive noch ungefüllt waren und nur eine sehr dünne Schicht mit einer Stärke von unter 20 μm bildeten. Dabei waren die Seitenzahnkomposite noch schlecht adaptierbar und mussten durch Stopfen stark konzentriert werden. Der flowable Liner sollte die Adaption der Seitenzahnkomposite verbessern (Montes et al. 2001).

In dieser Studie sollen die zwei folgenden alternativen Erklärungsmodelle überprüft werden, um zu entscheiden, welches der beiden zutrifft.

- Hypothese 1: flowable Liner verbessert Haftung wegen besserer Adaption
- Hypothese 2: flowable Liner verbessert Haftung durch elastische Dehnung der Linerschicht, wodurch die Schrumpfungsspannungen des restlichen Komposits teilweise kompensiert werden können. Dieses Konzept wurde in der Literatur unter dem Namen „stress breaker“ bekannt.

Geht man nun von folgender Situation aus:

- Kavität sei 4000 μm breit
- Komposit schrumpft 1 - 2 %, also 40 - 80 μm

Dann ist Hypothese 2 bei Anwendung eines flowable Liners mit einer Schichtdicke von 500 μm und einem E-Modul von 2 GPa schwer vorstellbar, da dies bedeuten würde, dass sich der Liner um etwa 10 % dehnen müsste.

Somit lässt sich folgende Hypothese aufstellen, die mit dieser Untersuchung geklärt werden soll:

- Dicke flowable Linerschichten sind besser in der Lage, sich zu dehnen

Um dies herauszufinden, wurden die Ergebnisse der Gruppe TEF0,5mm mit denen der Gruppe TEF2mm verglichen.

Als nächstes sollte geklärt werden, ob mit Bulk-Fill-Kompositen tatsächlich auf die Schichttechnik verzichtet werden kann, oder, ob nicht doch bessere Ergebnisse in der Inkrementtechnik erzielt werden können. Chemikern gelang es, neue

Monomere zu entwickeln, die eine reduzierte Schrumpfung aufwiesen und in tieferen Schichten eine ausreichende Polymerisation aufwiesen. Diese neuen Komposite hätte man im Sinne einer Werkstoffevolution nutzen können, um bessere Füllungen in der Schichttechnik herstellen zu können. Da jedoch Amalgam aufgrund des Minamata-Übereinkommens zur Reduktion von Quecksilber politisch vor dem Aus stand, wurde ein neues Material benötigt, das als Alternative zu Amalgam kostengünstig verarbeitet werden kann. Dabei kam die Industrie auf den Gedanken, statt einer besseren Füllung in Inkrementtechnik, eine gleich gute oder nur minimal schlechtere Füllung in der Bulk-Fill-Technik herzustellen. Die Kostenreduktion ergibt sich hierbei aus der schnelleren Anwendung durch eine geringere Anzahl an Inkrementen.

Da sich Tetric EvoCeram Bulk Fill aufgrund seiner hohen Viskosität schlecht adaptieren lässt, wurde die Schichttechnik in Kombination mit einer Unterfüllung aus einer dünnen Schicht des flowable Liners Tetric EvoFlow Bulk Fill untersucht. Hierzu wurden die Ergebnisse einer Gruppe mit einer 0,5 mm dicken flowable Liner Schicht (Gruppe TEF0,5mm) mit denen einer Gruppe in der Schichttechnik (Gruppe Increments) verglichen, um herauszufinden, ob Füllungen in der Schichttechnik ein besseres Schrumpfungsverhalten zeigen als Füllungen in bulk.

Das Adaptionsverhalten von Tetric EvoCeram Bulk Fill wurde ebenso untersucht und mit einer Unterfüllung bestehend aus einer dünnen Schicht des flowable Liners aus Tetric EvoFlow Bulk Fill verglichen. Dieser Vergleich konnte durch die bereits oben genannte Gruppe mit einer 0,5 mm dicken flowable Linerschicht (Gruppe TEF0,5mm) und einer Füllung in bulk (Gruppe Bulk) gezogen werden.

In einem nächsten Schritt wurde SDR von DentsplySirona als flowable Liner verwendet, welches auch in der Praxis breite Anwendung findet. SDR soll laut Marketing ein leicht zu verarbeitendes Material sein. Dies liege unter anderem an der dünnen Metallkanüle, die zu weniger Blasenbildung führen soll. Zugleich Sorge es aufgrund seiner Viskosität für eine gute Benetzung und härte auch in tiefen Kavitäten gut aus. Das Einzigartige an SDR ist jedoch lediglich der Name, der viele Zahnärzte und Forscher geblendet hat, wobei festgehalten werden muss, dass die mechanischen Eigenschaften des SDR (E-Modul SDR: 2 GPa) mit natürlichem Dentin (E-Modul Dentin: 18 GPa) nicht vergleichbar sind. SDR kann

somit schon aus biomechanischen Gründen kein Dentinersatz („dentin replacement“) sein. Zudem kann SDR nicht ohne Deckfüllung eingesetzt werden, weswegen das Argument der Zeitersparnis hinfällig ist. Da für die Deckfüllung ein zweites Material erforderlich ist, sind die Restaurationen sogar teurer.

Die beiden Gruppen mit einer 2 mm dicken Linerschicht aus Tetric EvoFlow Bulk Fill (Gruppe TEF2mm) und SDR (Gruppe SDR2mm), sollten zeigen, dass jedes niedrigviskose Komposit die Behauptungen der guten Adaption an die Kavität wand aus dem Marketing des SDR erfüllt.

6.1 Methode

6.1.1 Kavitätenform

Um genauere Ergebnisse in der Vektoranalyse erhalten zu können, entschieden wir uns für eine okklusale F1-Kavität, in der kein Spannungsausgleich durch eine Bewegung der Höcker stattfinden kann. Für unsere Versuche sind mod-Kavitäten nicht geeignet, da die Höckerbewegung aufgrund der unterschiedlichen Zahngrößen zu einem unterschiedlich stark ausgeprägten Spannungsausgleich führt, welcher die Ergebnisse stark beeinflusst. Zylindrische Kavitäten der Black-Klasse-I haben den ungünstigsten C-Faktor und zeigen somit den Worst Case. Diese Kavitätenform, die in Übereinstimmung mit früheren Untersuchungen präpariert wurde (Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2021b), eignet sich sehr gut in experimentellen Verfahren, da sie keine geometrischen Variationen und ein standardisiertes großes Volumen von 113 mm³ aufweist und die maximale Aushärtetiefe von 4 mm unter Extrembedingungen mit einem sehr ungünstigen C-Faktor ausgetestet werden kann. Vorherige Studien, die die Auswirkungen des flowable Liners auf das Schrumpfungsverhalten von Kompositfüllungen untersuchten, fokussierten sich hauptsächlich auf Klasse-II-Kavitäten, um in diesen den approximalen Randschluss durch die Randspaltanalyse zu beurteilen (Chuang et al. 2011; Chuang et al. 2003; Dewaele et al. 2006; Figueiredo Reis et al. 2003; Lindberg et al. 2005; Perdigao et al. 2004; Stefanski and van Dijken 2012; van Dijken and Pallesen 2011). Unsere Experimente haben jedoch den Anspruch, Aufschluss über das interne Schrumpfungsverhalten zu geben.

6.1.2 Lichtpolymerisation

Um eventuelle Schwankungen der Lichtintensität sowie unwillkürliche Positionsänderungen der Polymerisationsleuchte auszugleichen, haben wir uns entschieden, jede Schicht der Komposite für jeweils 40 s zu härten. Variationen der Belichtung wurden daher, wie bereits in einigen vorherigen Studien, durch „overcuring“ ausgeglichen, um eine ausreichende Polymerisation gewährleisten zu können (Price et al. 2011; Zorzin et al. 2015).

6.1.3 Limitation des Mikro-CT

In der vorliegenden Studie wurde der Randspalt mit lediglich einem Schnitt in einer Probe aus jeder Gruppe mit Hilfe des REM untersucht, aber nicht anhand der Mikro-CT-Scans, da die Randspaltanalyse durch das Auflösungsverhalten des Mikro-CTs mit typischen Auflösungsgrenzen von 6 - 8 μm limitiert ist und erst Spaltgrößen ab 25 - 30 μm detektiert werden können (Kwon and Park 2012; Meleo et al. 2012; Nyquist 1928; Sun and Lin-Gibson 2008).

Des Weiteren kann das Mikro-CT auch nicht uneingeschränkt genutzt werden, da Materialien mit keiner oder nur geringer Röntgenopazität schwer bis gar nicht darstellbar sind (Chiang et al. 2010; Papadogiannis et al. 2009). Somit ist beispielsweise eine Unterscheidung zwischen Adhäsiv und Luft nur schwer möglich, da Adhäsive ungefüllt oder lediglich mit Nanofüllern gefüllt sind (Sadr et al. 2011). Folglich sind Randanalysen, alleinig basierend auf Mikro-CT-Aufnahmen, nicht in vollem Umfang möglich, da nicht sicher festgestellt werden kann, ob es sich tatsächlich um eine Spaltbildungen oder nur um die Adhäsivschicht handelt. Daher sollte die Analyse um REM-Aufnahmen, die eine noch größere Auflösung ermöglichen, ergänzt werden (Tosco et al. 2021), auch wenn jüngste Untersuchungen zu dem Ergebnis kamen, dass das Rasterelektronenmikroskop im direkten Vergleich mit dem Mikro-CT qualitativ ähnliche Bilder hinsichtlich des Randspalts liefert (Sampaio et al. 2020).

Eine bessere Methode zum Erkennen von Randspalten wäre die optische Kohärenztomographie (OCT). Hierbei handelt es sich ursprünglich um eine nicht-invasive ophthalmologische Untersuchungsmethode der Netzhaut, welches eine hohe räumliche Auflösungsfähigkeit besitzt und auch bereits Einzug in die Zahnmedizin erhalten hat. Dieses röntgenstrahlungsfreie, bildgebende Verfahren kam

bereits zur Kariesdiagnostik, zur Diagnostik von Zahnfrakturen und zum Erkennen von adhäsiven Defekten in Kompositrestaurationen zum Einsatz. Die maximale Eindringtiefe in die Zahnhartsubstanz beträgt bei dieser Methode 2,5 mm (Haak et al. 2018; Park et al. 2013; Schneider et al. 2017; Shimada et al. 2015).

6.1.4 Schrumpfungsvektoren und volumetrische Schrumpfung

Die in dieser Studie gewählte Kombination gibt genauen Aufschluss über das exakte Schrumpfungsverhalten von Kompositen. Dies liegt daran, dass das Schrumpfungsverhalten einerseits durch die Richtung der Schrumpfung anhand von Schrumpfungsvektoren sichtbar gemacht und dieses andererseits noch durch die Visualisierung der volumetrischen Schrumpfung ergänzt wird. Das Schrumpfungsverhalten zeigte sich in beiden Methoden identisch. So konnten die Bereiche mit starker volumetrischer Schrumpfung mit Schrumpfungsvektoren abgeglichen werden. Hier zeigten die Vektoren von den Bereichen der starken volumetrischen Schrumpfung weg zu den Bereichen der Kavität, die einen guten Haftverbund und somit eine geringe volumetrische Schrumpfung aufwiesen.

Auch wenn bereits zahlreiche Studien die volumetrische Schrumpfung untersuchten, haben nur wenige die Schrumpfungsvektoren in Bulk-Fill-Kompositen berechnet. Durch die volumetrische Schrumpfung können unsere Ergebnisse mit denen anderer Studien verglichen werden. So zeigten sich in vorherigen Studien zur volumetrischen Schrumpfung ebenso Schrumpfungen sowohl in Klasse-I-Kavitäten (Hirata et al. 2015; Sampaio et al. 2017b; Sampaio et al. 2019) als auch in Klasse-II-Kavitäten (Algamaiah et al. 2017) hauptsächlich an der freien Oberfläche sowie am Kavitätenboden. Die Auswertung von Schrumpfungsvektoren in Kombination mit volumetrischer Schrumpfung in Klasse-I-Kavitäten ergab in vorherigen Experimenten größere Schrumpfungsvektoren bei der Applikation in bulk als bei der Schichttechnik, obwohl die volumetrische Schrumpfung keinen Unterschied hinsichtlich der Applikationsmethoden zeigte. Dies kann mit einer anisotropen Schrumpfung erklärt werden, die durch die Schrumpfungsvektoren angezeigt wird, aber nicht durch die volumetrische Auswertung quantifiziert werden kann (Kaisarly et al. 2021a). Desweiteren hat man durch die volumetrische Schrumpfungsanalyse die Möglichkeit, die Schrumpfung prozentual gut vergleichen zu können, auch wenn hierdurch keine Aussage zu den Bereichen der größten Schrumpfung sowie zur Schrumpfrichtung gemacht werden kann. So

decken sich die prozentualen Schrumpfungswerte unserer Versuche (Tetric EvoCeram Bulk fill: $2,5 \pm 0,3$ %; Tetric EvoFlow Bulk Fill: $2,8 \pm 0,6$ %) mit denen in anderen Versuchsreihen (Tetric EvoCeram Bulk Fill: $2,31 \pm 0,14$ % / $2,44 \pm 0,47$ % / $2,7 \pm 0,5$ %; Tetric EvoFlow Bulk Fill: $2,75 \pm 0,32$ %) (Algamaiah et al. 2017; Kaisarly et al. 2021a; Sampaio et al. 2019).

6.2 Ergebnisse

6.2.1 Flowable Liner und Schichttechnik

Ziel dieser Untersuchung war es unter Anderem, den Einfluss des flowable Liners zu untersuchen, der bereits Anwendung zur Reduktion der Polymerisations-schrumpfung fand, als Adhäsive noch ungefüllt waren (Choi et al. 2000; Montes et al. 2001). Obwohl in früheren In-Vivo-Studien bei Anwendung eines flowable Liners keine Verbesserung der postoperativen Sensibilitäten festgestellt werden konnten (Boeckler et al. 2012; Lindberg et al. 2005; Perdigao et al. 2004; Stefanski and van Dijken 2012; van Dijken and Pallesen 2011), zeigten einige In-Vitro-Studien unter Anwendung eines flowable Liners eine bessere Haftung durch eine reduzierte Polymerisationsschrumpfungsspannung, die auf die spannungsabsorbierende Wirkung des flowable Liners zurückzuführen ist. Erklärt wird dies mit dem geringeren Elastizitätsmodul des flowable Liners, welcher als niedrigviskose Zwischenschicht zwischen dem hochviskosen Komposit und dem Dentin durch sein elastisches Verhalten die Randdichtigkeit durch Dehnung verbessert und die Haltbarkeit des Dentinverbundes erhöht (Montes et al. 2001). Andere Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass die bessere Haftung auf die bessere Adaption des flowable Liners an die Kavität zurückzuführen ist. Erklärt wird dies mit dem hervorragenden Fließverhalten eines niedrigviskosen Komposits, welches In-Vitro zu einer vollständigen Benetzung der Zahnoberfläche, zu einem intakten Haftverbund und schließlich zu geringeren Randspalten geführt hat (Ausiello et al. 2002; Braga and Ferracane 2004; Choi et al. 2000; Labella et al. 1999; Leevailoj et al. 2001). Unsere Experimente legen nahe, dass der flowable Liner eher als stress-breaker wirkt und die Polymerisationsschrumpfungsspannung durch eine Dehnung des niedrigviskosen Komposits reduziert wird. Dies zeigt sich bei Betrachtung der relativen Schrumpfung. Geht man von einer

linearen Schrumpfung der Schrumpfungsvektoren mit Abnahme der Schichtdicke aus, so bestätigt sich unsere These der Funktion des flowable Liners als stress-breaker. Die Vektorenlänge in TBF der Gruppe Bulk betrug bei einer Schichtdicke von 4 mm $37 \pm 31 \mu\text{m}$. Bei einer linearen Schrumpfung müsste sie demnach bei einer 3,5 mm dicken TBF-Schicht in Gruppe TEF0,5 bei etwa $32 \mu\text{m}$ liegen. In unseren Experimenten lag sie jedoch nur bei $24 \pm 19 \mu\text{m}$.

Andererseits wurde festgestellt, dass flowable Liner, die durch die Polymerisation entstehenden Schrumpfungsspannungen nicht reduzieren können, da keine messbaren Unterschiede bei der Höckerverformung festgestellt werden konnten. Eine mögliche Ursache hierbei scheint die stärkere Polymerisationsschrumpfung von niedrigviskosen Kompositen zu sein (Kwon et al. 2012; Oliveira et al. 2010). Hierzu muss jedoch ergänzt werden, dass sich mittlerweile die Zusammensetzungen verändert haben und die einzelnen Komponenten verbessert wurden. So werden durch moderne Modifikationen wie optimierte Kombinationen von Monomeren und Füllern, verbesserte Lichtinitiatorsysteme und Schrumpfungstress-Relaxatoren in Tetric EvoCeram Bulk Fill und in SDR Schrumpfungsspannungen reduziert (Rizzante et al. 2019; Todd and Wanner 2014). Unsere Experimente zeigten jedoch bessere Ergebnisse in Bezug auf die Polymerisationsschrumpfung unter Anwendung des flowable Liners, auch wenn wir die Höcker- auslenkung nicht untersucht haben. In der Gruppe Bulk ohne flowable Liner lag die Vektorenlänge in TBF bei $37 \pm 31 \mu\text{m}$, welche sich in Gruppe TEF0,5mm in TBF auf $24 \pm 19 \mu\text{m}$ reduzierte und somit deutlich unter der zu erwartenden Vektorenlänge von etwa $32 \mu\text{m}$ in einer 3,5 mm dicken TBF-Schicht lag.

Des Weiteren hatten unsere Experimente den Anspruch, die Anwendung der Schichttechnik, die als Goldstandard beim Einbringen von Kompositfüllungen gilt, zu untersuchen. Hierbei sollte bestimmt werden, inwieweit inkrementell applizierte Komposite die Polymerisationsschrumpfung beeinflussen und die Randqualität verbessern. Die Schichttechnik ist wichtig, um die Schrumpfung des vorherigen Inkrements zu kompensieren, einen ausreichenden Polymerisationsgrad zu erreichen und um Spannungen, entstehend aus der Polymerisationsschrumpfung und des ungünstigen C-Faktors zu minimieren, welcher in Klasse-I-Kavitäten mit nur einer freien Oberfläche besonders hoch ist. Daraus resultiert eine bessere Adaption der Restauration an die Kavitätenwände, geringere Ablösungen von diesen sowie ein geringerer Versagensmodus des Bondings, da aus der

geringeren Spannung auch eine geringere Höckerdeformation folgt (Bicalho et al. 2014; Braga et al. 2005; Ferracane 2005; 2008; Rueggeberg et al. 2017; Versluis et al. 1996). In unseren Experimenten konnten auch bessere Ergebnisse unter Anwendung der Schichttechnik erzielt werden. Während die Schrumpfungen der TEF-Schichten aufgrund derselben Schichtdicke von 0,5 mm mit $15 \pm 7 \mu\text{m}$ (Gruppe TEF0,5mm) und $16 \pm 6 \mu\text{m}$ (Gruppe Increments) nahezu gleich waren, zeigte sich ein Unterschied in der Deckfüllung. Die 3,5 mm dicke TBF-Schicht zeigte in Gruppe TEF0,5mm $24 \pm 19 \mu\text{m}$ lange Schrumpfungsvektoren. Zu erwarten wären bei einer angenommenen linearen Schrumpfung im folgenden Inkrement 1 mit einer Schichtdicke von 2 mm somit $14 \mu\text{m}$. Tatsächlich betrug die Vektorenlänge $13 \pm 7 \mu\text{m}$. In Inkrement 2 betrug die Vektorenlänge $13 \pm 6 \mu\text{m}$, d.h. es konnte keine weitere Reduktion der Vektorenlänge mehr festgestellt werden. Erklärt werden kann dies mit der bereits ausgehärteten Zwischenschicht des TBF in Inkrement 1, welche eine weitere Dehnung des flowable Liners verhindert. Dies führt schließlich dazu, dass die Linerschicht die Schrumpfung des Inkrement 2 nicht mehr beeinflussen kann.

Als weiterer entscheidender Faktor muss auch die Kavitätengröße berücksichtigt werden, da es bei kleinen Kavitäten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Füllungstechniken gab, bei großen Kavitäten die Bulk-Füllungen jedoch nur geringe Haftwerte aufwiesen (He et al. 2007). Es wurde empfohlen, fließfähige Komposite besser als 2 mm dicke statt als dünnere Schicht einzubringen. Diese Empfehlung basiert auf einer Studie zur Randspaltbildung in Klasse-II-Kavitäten beim Einsatz von flowable Linern, welche die gingivalen Randspalten einer 0,5 mm dünnen und einer 2 mm dicken Schicht untersuchte. Die Proben wurden mit 300 Zyklen in einem Thermowechselbad gegeben und anschließend in 50 % Silbernitrat zum Einfärben getaucht. Der Randspalt konnte nach einem Halbschnitt des Zahnes unter dem Lichtmikroskop auf Ablösungen untersucht werden. Dabei konnten bei den okklusalen Rändern nahezu keine und an den gingivalen Rändern bei einer Schichtstärke des Liners von 2 mm signifikant weniger Ablösungen festgestellt werden als bei einer Schichtstärke von 0,5 mm (Malmstrom et al. 2002). Aus diesem Grund entschieden wir uns bei unseren Experimenten auch für diese Schichtstärken.

6.2.2 Schrumpfungsvektoren

Die Schrumpfungsvektoren zeigen die Richtung der Schrumpfung, sagen aber nichts über die Schrumpfungsspannung aus, da lange Vektoren differenzierter betrachtet werden müssen und sich sowohl positiv als auch negativ auswirken können. Entscheidend ist hierbei der Zeitpunkt der Schrumpfung. Findet die Bewegung vor dem Gelpunkt statt, reduziert sich die Schrumpfungsspannung wegen des noch möglichen freien Nachfließens. Nach dem Gelpunkt stattfindende Bewegungen wirken sich negativ aus und erhöhen den Schrumpfungsstress, was zu Ablösungen der Restauration von der Kavität führen kann. Ablösungen zeigen sich an großen Vektoren weg von dem Bereich der Ablösung.

Wie zu erwarten war, zeigte sich ein deutlicher Unterschied in der Länge der Schrumpfungsvektoren. Die Schrumpfung wurde einerseits beeinflusst durch die Applikationsmethode, der Applikation eines flowable Liners, durch die Dicke dieses Liners sowie durch die unterschiedliche Dicke der Inkremente der Deckfüllung. Hierbei muss beachtet werden, dass größere Volumina logischerweise zu größeren Schrumpfungsvektoren führen. Auch die Dauer der Prägelphase hat einen Einfluss auf die Länge der Schrumpfungsvektoren. Je länger die Prägelphase dauert, desto länger sind die Schrumpfungsvektoren, da ein längeres Nachfließen des Komposits möglich ist. Da niedrigviskose Komposite immer eine längere Prägelphase haben und somit länger nachfließen, haben sie auch längere Schrumpfungsvektoren als hochviskose Komposite. Das Erreichen des Gelpunktes wird in vorherigen Arbeiten bei einer Schichtdicke von 2 mm für das niedrigviskose SDR mit 4,03 s und für das hochviskose Tetric EvoCeram Bulk Fill mit 2,64 s angegeben (Kaisarly et al. 2021b).

Unter Anwendung des flowable Liners traten kleinere Schrumpfungsvektoren in TBF auf, wenn diese in Relation zur Vektorenlänge ohne Liner gesetzt werden. Daraus kann gefolgert werden, dass es einen Zusammenhang zwischen der Länge der Schrumpfungsvektoren der TBF-Schicht und der vorherigen Applikation eines Liners gibt. Der Liner reduziert also die relative Länge der Schrumpfungsvektoren der Deckschicht. Erklärt werden kann diese Abnahme der Vektorenlänge in TBF mit der größeren Elastizität und der daraus resultierenden Dehnung des flowable Liners, der die durch die Polymerisation entstehenden Spannungen aufnimmt. So zeigten sich in Gruppe TEF0,5mm im flowable Liner $15 \pm$

7 μm und im TBF $24 \pm 19 \mu\text{m}$ lange Vektoren, während sie in der Füllung in Gruppe Bulk 37 ± 31 lang waren.

Des Weiteren wurde festgestellt, dass die Deckfüllung noch kleinere Schrumpfungsvektoren aufweist, wenn der flowable Liner mit größerer Schichtdicke in die Kavität eingebracht wird. Im flowable Liner selbst traten in dünneren Schichten kleinere, in dickeren Schichten größere Schrumpfungsvektoren auf. So waren die Vektoren in Gruppe TEF0,5mm im flowable Liner $15 \pm 7 \mu\text{m}$ lang, während sie in Gruppe TEF2mm eine Länge von $22 \pm 22 \mu\text{m}$ aufwiesen. Dies beeinflusste die Deckschicht dahingehend, dass aus kürzeren Vektoren im flowable Liner längere in der Deckschicht und aus längeren Vektoren im flowable Liner schließlich kürzere in der Deckschicht folgten. Diese lagen in TBF in Gruppe TEF0,5mm bei $24 \pm 19 \mu\text{m}$ und in Gruppe TEF2mm bei $21 \pm 34 \mu\text{m}$. SDR zeigte im Vergleich zu TEF in der 2mm dicken flowable Linerschicht ähnliche Ergebnisse: SDR $24 \pm 32 \mu\text{m}$ und TBF $18 \pm 27 \mu\text{m}$. In der Linerschicht selbst traten häufig Wirbelbildungen auf. Es könnte vermutet werden, dass es während der starren Registrierung Probleme mit dem Abgleich der beiden Scans gegeben haben könnte. Allerdings war dieses Phänomen bereits in vorherigen Studien zu beobachten und kann durch Ablösungen an vielen einzelnen kleinen Stellen am Kavitätenboden und der Kavitätenwände erklärt werden (Kaisarly et al. 2018b). Ebenso decken sich die Längen unserer Schrumpfungsvektoren mit den Werten niedrigviskoser Komposite aus vorherigen Experimenten und liegen im Bereich der zu erwartenden Schrumpfung in zylindrischen Kavitäten (Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2021b).

Zusammengefasst kann gesagt werden: Je länger die Vektoren im flowable Liner, desto kürzer die Vektoren in der Deckschicht. Begründet werden kann dies ebenso mit der oben genannten größeren Eigenelastizität des flowable Liners, der sich als dickere Schicht weiter dehnen kann, ohne von den Kavitätenwänden abzureißen. Die Richtungsänderung der Vektoren kann als weiterer Hinweis auf die Dehnung des flowable Liners gesehen werden. So zeigten nach dem Aushärten der Deckfüllung die Vektoren des flowable Liners deutlich häufiger nach oben als beim Aushärten des Liners selbst, was ein Indiz dafür ist, dass die Polymerisationsschrumpfung der Deckfüllung die Schicht des flowable Liners mit-

gezogen hat bzw. diese sich gedehnt hat. Der Einfluss der Schichtdicke des flowable Liners auf die Länge der Schrumpfungsvektoren kann Abbildung 25 entnommen werden.

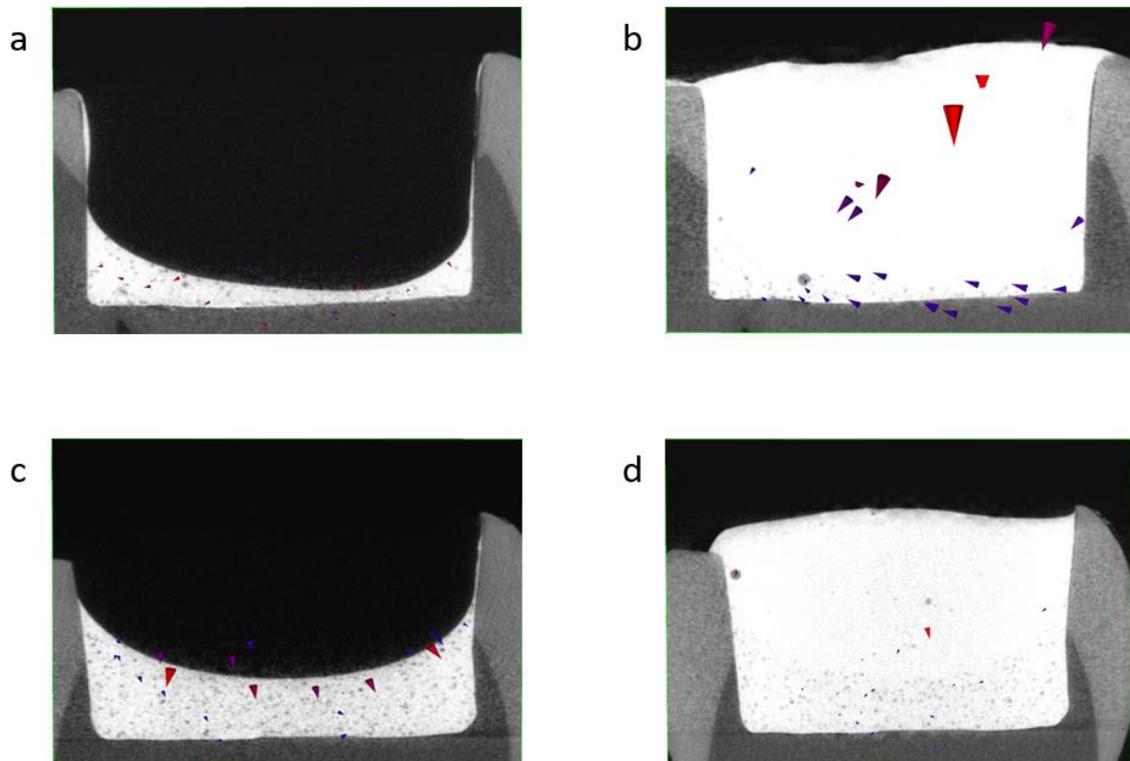


Abbildung 25 Vektorenlänge in Abhängigkeit von Schichtdicke. Bei Schichtdicke des flowable Liners von 0,5 mm: a) kurze Vektoren im flowable Liner, b) lange Vektoren in der Deckschicht. Bei Schichtdicke des flowable Liners von 2 mm: c) lange Vektoren im flowable Liner, d) kurze Vektoren in der Deckschicht (Kaisarly/Meierhofer et al. 2021)

Der größte Unterschied in den Längen der Schrumpfungsvektoren trat zwischen dem vollständigen Füllen der Kavität mit dem Bulk-Fill-Komposit als ein einziges Inkrement in bulk und der Gruppe mit vorheriger Applikation eines flowable Liners und dem Aufteilen der Deckfüllung in zwei Inkremente auf. Dies folgt allerdings auch dem Grundsatz: Größeres Volumen, größere Schrumpfung. Folglich je mehr Schichten, umso kleiner das Volumen und umso kleiner die Vektoren. So zeigten sich in Gruppe Bulk wegen des großen Volumens mit $37 \pm 31 \mu\text{m}$ die größten Schrumpfungsvektoren, bei Anwendung des flowable Liners und der horizontalen Schichttechnik in Gruppe Increments wegen des geringen Volumens eine geringere Schrumpfung mit den insgesamt kleinsten Schrumpfungsvektoren im flowable Liner ($16 \pm 6 \mu\text{m}$), Inkrement 1 ($13 \pm 7 \mu\text{m}$) und Inkrement 2 ($13 \pm 6 \mu\text{m}$). Die Vektoren zeigen vor allem die Massenbewegung in der Prägelphase,

daraus kann aber kein Rückschluss auf die entstehende Spannung gezogen werden. Die Spannungsbewegung folgt dem Hookeschem Gesetz und ist viel geringer. Eine geringere Spannung erhöht die Wahrscheinlichkeit für eine geringere Spaltbildung.

Dem Grundsatz „größeres Volumen, größere Schrumpfung“ folgend, waren ebenso in der dünneren Schicht des fließfähigen Komposits kleinere Schrumpfungsvektoren als in der dickeren Schicht zu beobachten, welche aber bei einer angenommenen linearen Schrumpfung in der dickeren Schicht niedriger ausfielen, als dies zu erwarten war. Die Schichtdicke wurde um den Faktor 4 zwischen Gruppe TEF0,5mm und Gruppe TEF2mm erhöht, was jedoch nur zu einer Zunahme der Vektorenlänge von 46 % in der 2 mm dicken Schicht im Vergleich zur 0,5 mm dünnen Schicht geführt hat. Die Vektorenlänge betrug in den 0,5 mm dünnen Schichten des flowable Liners in der Gruppe TEF0,5mm $15 \pm 7 \mu\text{m}$ und in der Gruppe Increments $16 \pm 6 \mu\text{m}$, während sie in der 2 mm dicken Schicht in der Gruppe TEF2mm $22 \pm 22 \mu\text{m}$ lang waren. Dies stimmt ebenso mit der Beobachtung überein, dass die axiale Schrumpfungsspannung sowohl vom C-Faktor als auch vom Volumen abhängig ist (Braga et al. 2006; Watts and Satterthwaite 2008).

6.2.3 Volumetrische Schrumpfung

Die insgesamt größte volumetrische Schrumpfung im stopfbaren Komposit trat in der Gruppe Bulk ohne flowable Liner auf und betrug insgesamt $2,5 \pm 0,3 \%$. Diese zeigte sich insbesondere am Kavitätenboden sowie an der freien Oberfläche und kann durch das große Volumen des eingebrachten Komposits erklärt werden. Die starke Volumenschrumpfung, die am Boden entstand, scheint auch Ursache des Versagens des Bondings sowie der Ablösung vom Boden selbst zu sein oder im Umkehrschluss kann auch das Versagen des Bondings Ursache der starken Volumenschrumpfung am Kavitätenboden sein. Als Ursache muss auch aufgrund der besseren Haftung einer Füllung am Schmelz eine Schrumpfung des Komposits zum Schmelzrand hin diskutiert werden, was bereits in vorherigen Studien bewiesen wurde (Kaisarly et al. 2019). So kann auch in unseren Experimenten die Ablösung am Kavitätenboden durch den starken Haftverbund mit dem Schmelz bedingt sein, wodurch die gesamte Füllung fast ausschließlich zum Schmelz hin, also vom Boden weg, geschrumpft ist.

Unter Anwendung eines flowable Liners kann beim stopfbaren Komposit eine geringere prozentuale Volumenschrumpfung festgestellt werden. Dies kann wieder mit der größeren Eigenelastizität und der Spannungsaufnahme des flowable Liners erklärt werden und als weiterer Beweis für die Wirksamkeit des flowable Liners als stress-breaker gesehen werden, dessen Effektivität sich als dickere Schicht noch stärker zeigt.

Wie Tabelle 4 Mittelwerte und Standardabweichung der volumetrischen Schrumpfung (%) entnommen werden kann, lag die Volumenschrumpfung der TBF-Deckschicht in Gruppe TEF0,5mm nach einem 0,5 mm dünnen TEF-Liner bei $2,1 \pm 0,5$ %. Diese zeigte sich in Gruppe TEF2mm unter Anwendung einer 2 mm dicken Schicht des TEF in der TBF-Deckschicht mit $1,4 \pm 0,6$ % deutlich niedriger. Im Vergleich hierzu führte in Gruppe SDR2mm das SDR mit einer Schichtdicke von 2 mm in der TBF-Deckschicht mit $1,6 \pm 0,2$ % zu einer etwas größeren Volumenschrumpfung als in der Gruppe TEF2mm.

Die Volumenschrumpfung des flowable Liners aus Tetric EvoFlow Bulk Fill zeigte sich in allen Gruppen unabhängig von der Schichtstärke gleich stark. Diese lag bei Gruppe TEF0,5mm mit einer Schichtdicke von 0,5 mm bei $2,9 \pm 0,4$ %. In Gruppe Increments, welche dieselbe Schichtdicke von 0,5 mm aufwies, war die Schrumpfung mit $2,8 \pm 0,6$ % in etwa gleich groß, was bei demselben Material und derselben Schichtdicke zu erwarten war. Auch in Gruppe TEF2mm konnte bei einer Schichtdicke von 2 mm bei $2,9 \pm 0,2$ % kein Unterschied festgestellt werden. Bei SDR in Gruppe SDR2mm mit einer Schichtdicke von 2 mm war die Volumenschrumpfung am größten und lag bei $3,7 \pm 0,2$ %. Diese Werte können der Tabelle 4 Mittelwerte und Standardabweichung der volumetrischen Schrumpfung (%) entnommen werden.

Die in den vorherigen Schichten weiter stattfindende Volumenschrumpfung an den Grenzen der Restauration lässt sich durch die Nachpolymerisation (Hellwig et al. 2018) bzw. auch durch einen guten Verbund der einzelnen Schichten erklären, wodurch die vorherigen Schichten bei der Polymerisation der nachfolgenden Schichten mitgezogen werden. Die Volumenschrumpfung zeigte sich an der freien Oberfläche am stärksten, während sie an den gebundenen Flächen deutlich niedriger war. Die Schrumpfung verteilte sich gleichmäßig auf die gesamte Fläche, also auf die gesamte Verbundgrenze zwischen der Restauration und der

Zahnoberfläche. Es konnten somit keine Bereiche stärkerer bzw. schwächerer Schrumpfung festgestellt werden. Dieses gleichmäßige Schrumpfen der Restauration bestätigt somit auch die bereits festgestellte Schrumpfung des Komposits nach zentral im Falle einer nicht-adhäsiv befestigten Füllung (Kaisarly et al. 2018b).

6.2.4 Luftblasen im Komposit

Bei den Auswertungen der Ergebnisse fielen zahlreiche Luftblasen unterschiedlicher Größe in der gesamten Restauration bei allen Materialien in allen Gruppen auf. Dies konnte bereits in vorherigen Experimenten beobachtet werden (Algamaiah et al. 2017; Sampaio et al. 2019). Ein direkter Einfluss auf die Vektorrichtung scheint nicht stattgefunden zu haben, jedoch lässt sich in den Blasen eine Schrumpfrichtung in der volumetrischen Auswertung ableiten. So zeigte sich die Schrumpfung in den Blasen verstärkt an der Seite, an der das Bonding einen guten Haftverbund aufwies, bzw. auf der zur freien Oberfläche abgewandten Seite. Die Blasen schrumpfen also im Vergleich zum Komposit in die entgegengesetzte Richtung. Die Bereiche der Volumenschrumpfung sowie die Schrumpfrichtung in den Blasen und im Komposit sind in Abbildung 26 dargestellt.

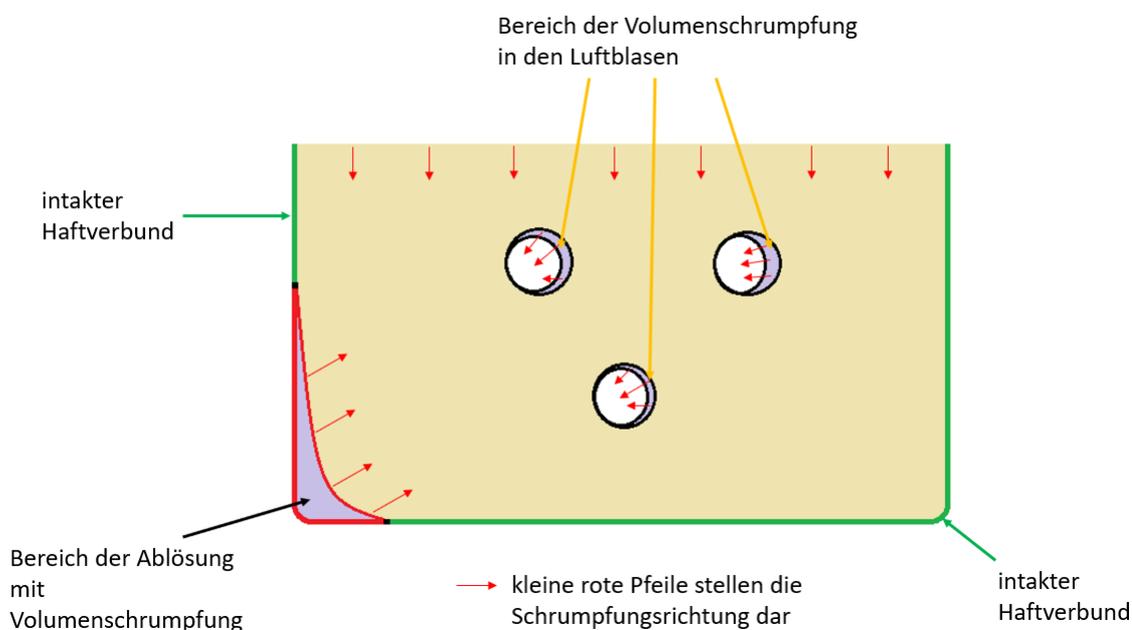


Abbildung 26 Volumenschrumpfung und Schrumpfrichtung in den Luftblasen sowie im Komposit

Es könnte angenommen werden, dass die Blasen im fließfähigen Material durch das Mischen mit den Glaskügelchen entstanden sein könnten, allerdings traten diese ebenso zahlreich im stopfbaren Komposit auf. Daher ist davon auszugehen, dass die Blasen bereits vorher im Komposit vorhanden waren und sich somit nicht vermeiden lassen. Dabei ist auch zu erwähnen, dass die Blasen in allen herausgedrückten Portionen auftraten.

Weitere Untersuchungen sind zur Quantifizierung der Blasen in den verschiedenen Materialien und in den einzelnen Portionen notwendig, um festzustellen, ob es einen Unterschied zwischen der ersten und den darauffolgenden Portionen gibt. Dabei sollten die Karpulen vor Entnahme gescannt und verschiedene Applikationsmethoden untersucht werden.

6.2.5 REM-Bilder

Bei der Betrachtung der REM-Bilder ist zu beachten, dass aus jeder Gruppe immer nur ein einziger Zahn untersucht und von dem einen Zahn nur ein Schnitt gemacht wurde, weswegen die folgenden Aussagen nicht verallgemeinert werden können. Allerdings zeigten sich trotz der verschiedenen Applikationsmethoden und der unterschiedlichen Längen der Schrumpfungsvektoren in allen Gruppen Ablösungen und ein Versagen des Bondings in der Hybridschicht zwischen dem Zahn und der Restauration, wobei es jedoch quantitative Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen gab. Dabei ist unbedingt zu erwähnen, dass die für die Betrachtung im REM erforderlichen Arbeitsschritte zur Spaltbildung beigetragen haben könnten (Yahagi et al. 2012). Für das REM war es nötig, die Zähne in einem ersten Schritt zu zersägen, anschließend zu trocknen und schließlich in einem Vakuum mit einem leitfähigen Metall zu besputtern. Allerdings zeigte die volumetrische Schrumpfung ebenso deckungsgleiche Bereiche am Kavitätenboden mit einer großen Schrumpfung, was eher für ein Versagen des Bondings und einem Ablösen der Restauration spricht. Daher ist davon auszugehen, dass die Risse nicht erst durch die Herstellung der Schnitte verursacht wurden.

Die Ablösungen traten in den REM-Bildern teilweise nur am Kavitätenboden auf, während die Wände einen guten Verbund aufwiesen. Eine mögliche Erklärung wäre, dass in den tiefen Schichten, in diesem Fall am Kavitätenboden, das Bonding trotz „over-curing“ nicht richtig ausgehärtet war. Besonders stark zeigte sich dies am Kavitätenboden im stopfbaren Komposit in Gruppe Bulk, in der sich mit

einer Breite von etwa 50 μm der insgesamt größte Spalt am Kavitätenboden bildete, die Wände jedoch eine gute Adaption zeigten. Unter Anwendung einer dünnen Schicht des flowable Liners in Gruppe TEF0,5mm löste sich die Restauration sowohl von einer Wand als auch teilweise vom Kavitätenboden, wenn auch mit einer maximalen Breite von etwa 20 μm deutlich geringer als in bulk. Die insgesamt geringsten Ablösungen mit weniger als 10 μm traten unter Applikation einer dünnen Schicht des flowable Liners und gleichzeitiger Anwendung der Schichttechnik in Gruppe Increments auf, welche auch nur am Kavitätenboden zu sehen waren. Mit einer dicken Schicht des flowable Liners in Gruppe TEF2mm zeigten die Wände einen intakten Verbund und kleinere Ablösungen von etwa 10 μm am Kavitätenboden, wobei auffiel, dass das Adhäsiv zum Teil im Dentin und zum anderen Teil im Komposit versagte. Unter Anwendung einer dicken Schicht SDR in Gruppe SDR2mm zeigten sich auch kleine Ablösungen von etwa 20 μm am Kavitätenboden, während der Haftverbund an den Wänden intakt war. Es konnte also im Vergleich zwischen dem Tetric EvoFlow Bulk Fill und dem SDR ein deutlicher Unterschied festgestellt werden, wobei das Tetric EvoFlow Bulk Fill besser abschnitt.

Zusammenfassend kann jedoch gesagt werden, dass sowohl die Schichttechnik als auch der flowable Liner aus TEF in einer Schichtdicke von 2 mm zu empfehlen sind, da diese mit Spaltbreiten von etwa 10 μm am Kavitätenboden zu den insgesamt geringsten Ablösungen geführt haben.

6.2.6 Anwendung in der Praxis

Es muss beachtet werden, dass, obwohl der flowable Liner gleichmäßig aufgetragen wurde, die Schichtdicken dieses Liners innerhalb der Kavität teilweise stark abwichen. Statt einer zum Kavitätenboden parallelen Oberfläche befand sich im Zentrum der Kavität nur eine dünne, in den Ecken jedoch eine dicke Schicht. So entstand eine gleichmäßige konkave Oberfläche dieser Schicht, welche mit den Beobachtungen aus vorherigen Studien mit SDR übereinstimmen (Kaisarly et al. 2021b). Ein ähnliches Verhalten war auch bereits im Adhäsiv zu beobachten (Sumitani et al. 2018). Diese Form der Adaption von niedrigviskosen Kompositen wurde bereits früher vermutet und lässt sich durch die großen Adhäsionskräfte zwischen den Kavitätenwänden und dem Komposit erklären, die die

Kräfte der Oberflächenspannung übersteigen (Baroudi and Rodrigues 2015; Labella et al. 1999; Montes et al. 2001).

Unsere Untersuchungen zeigen auch, dass deutlich bessere Ergebnisse erzielt werden, wenn zuerst ein fließfähiges Komposit eingebracht und die darauffolgende Deckschicht -je nach Kavitätentiefe- in mehrere Inkremente aufgeteilt wird. Dies ist in Übereinstimmung mit früheren Beobachtungen, bei der niedrigviskose Bulk-Fill-Komposite in der Schichttechnik zu kleineren Schrumpfungsvektoren als in der Bulk-Anwendung führten, was mit dem kleineren Volumen der Inkremente zusammenhängen könnte (Kaisarly et al. 2021b). Frühere Arbeiten konnten ebenso eine bessere Adaption der Füllung an die Kavitätenwand unter Anwendung der Schichttechnik im Vergleich zur Bulk-Technik nachweisen (Alqudaihi et al. 2019; Kaisarly et al. 2021b), welche durch unsere Ergebnisse bestätigt werden kann.

Der flowable Liner soll in unseren Experimenten die Funktion eines stress-breakers übernehmen und Spannungen, die aus der Schrumpfung der Deckschicht entstehen durch seine größere Eigenelastizität aufnehmen. Die Wirksamkeit des flowable Liners zeigt sich demnach in der Dehnung des niedrigviskosen Komposits, wodurch am Übergang vom Zahn zum Adhäsiv weniger Spannungen ankommen und es dadurch zu kleineren Schrumpfungsvektoren und einer geringeren Spaltbildung kommt. Unsere Experimente beweisen, dass der Einsatz eines flowable Liners tatsächlich zu kleineren Schrumpfungsvektoren, zu einer niedrigeren volumetrischen Schrumpfung und schließlich zu kleineren Spaltbildungen führt. Erklären lässt sich dies mit der höheren Elastizität des flowable Liners, der sich durch die Schrumpfung der Deckfüllung dehnt. Dafür sprechen die Schrumpfungsvektoren, die beim Aushärten der Deckschicht im flowable Liner aufgetreten sind und nun nicht mehr zum Kavitätenboden, sondern zur Deckschicht gerichtet waren. Insgesamt kann gesagt werden, dass das Vorhandensein eines flowable Liners die Schrumpfungsvektoren hauptsächlich auf ihren Betrag und in einem gewissen Maß auch auf ihre Richtung günstig beeinflusst.

Weiterhin konnte ebenso in unseren Experimenten nachgewiesen werden, dass die Bindung der Restauration an den Kavitätenboden von der Art des verwend-

ten Komposits abhängig ist, wobei fließfähige Komposite einen zufriedenstellenden Haftverbund aufweisen. Dies stimmt ebenso mit früheren Beobachtungen überein (Van Ende et al. 2016; Van Ende et al. 2013).

Die Ergebnisse unserer Studie zeigen, dass sowohl dünne als auch dicke Schichten eines flowable Liners zu empfehlen sind. Beides führt zu besseren Ergebnissen, wobei die 2 mm dicke Schicht zu bevorzugen ist, da hier im Vergleich zur dünnen Schicht des flowable Liners geringere Ablösungen an der Kavitätenwänden auftraten.

Eine Umsetzung ist in der Praxis schwierig, da aufgrund des Wirtschaftlichkeitsgebotes (§12 SGB V) eine zahnärztliche Leistung für gesetzlich Versicherte ausreichend, zweckmäßig und wirtschaftlich sein muss. Die geringe Entlohnung für eine konservierende Versorgung lässt dabei wenig Handlungsspielraum zu und zwingt den Zahnarzt dazu, eine kosteneffiziente Füllung zu legen, die weder die Anwendung eines flowable Liners noch die Schichttechnik in der Praxis zulässt, da diese Füllungstechniken mit einem hohen zeitlichen Aufwand verbunden sind. Dies liegt unter anderem daran, dass zwei verschiedene Materialien eingesetzt werden müssen und eine zusätzliche Polymerisation der einzelnen Schichten erfolgen muss. Aufgrund der zwei verschiedenen Materialien sind auch zwei verschiedene Karpulen notwendig, was die Füllung an sich auch noch teurer macht. Betrachtet man jedoch die Qualität einer Füllung in bulk mit dessen problematischer Polymerisationsschrumpfung, die zu starken Ablösungen führt, stellt sich die Frage nach der Wirtschaftlichkeit einer solchen Füllung erneut. Zwangsläufig zeigt sich bei diesen Füllungen früher eine Insuffizienz und es ist mit einem höheren Füllungsverlust zu rechnen, was eine erneute konservierende Versorgung notwendig macht. Des Weiteren ist zu betonen, dass aufgrund der sich in den Restaurationsspalten bildenden Sekundärkaries erneut Zahnhartsubstanz verloren geht. Dies führt im schlimmsten Fall zu einer Wurzelkanalbehandlung oder macht eine prothetische Versorgung erforderlich, was mit noch höheren Folgekosten verbunden ist. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die augenscheinlich günstigen Bulk-Fill-Füllungen damit weder ausreichend noch zweckmäßig oder wirtschaftlich sind.

6.3 Schlussfolgerung

Insgesamt kann festgestellt werden, dass der flowable Liner aufgrund seines niedrigen E-Moduls die relative Länge der Schrumpfungsvektoren in der Deckschicht aus hochviskosen Komposit günstig beeinflusst und zu kürzeren Vektoren führt. Außerdem führt der flowable Liner zu geringeren Ablösungen, einer verbesserten Adaption und einer geringeren volumetrischen Schrumpfung im nachfolgenden Inkrement. Diese Eigenschaften können als Indiz für die Funktion des flowable Liners als stress-breaker gesehen werden.

Niedrigviskose Komposite sind leichter zu applizieren und benetzen die Zahnoberfläche besser. Außerdem scheinen sie auch die Schrumpfung nicht negativ zu beeinflussen. Eine Aussage dazu, ob sich diese Schichtung negativ auf Fatigue auswirkt, kann jedoch nicht getroffen werden. Aufgrund eines hohen E-Modulwechsels von niedrig im flowable Liner auf hoch in der Deckschicht, kann nicht ausgeschlossen werden, dass sich die Schichten früher lösen bzw. der Verbund früher bricht.

6.4 Ausblick

Diese Studie kann als Beginn einer Studienreihe gesehen werden. So empfehlen sich weitere Untersuchungen mit dieser Methode an mehrflächigen Kavitäten. Ebenso könnte eine endodontische Zugangskavität untersucht werden, die aufgrund ihrer Tiefe und ihres großen Volumens hervorragend in der Lage ist, die maximal zulässigen Schichtdicken auszureizen. In weiteren Untersuchungen können schließlich auch andere Materialien unterschiedlicher Hersteller verwendet, sowie Unterschiede der Adhäsivtechniken untersucht und eingeschlossene Luftblasen quantifiziert werden.

Weitere Untersuchungen sind auch hinsichtlich des Schrumpungsverhaltens nach einem Versagen des adhäsiven Verbundes notwendig, welche mit unseren Untersuchungen noch nicht abschließend geklärt werden konnten, da aus jeder Gruppe lediglich die Randspalten eines einzelnen Zahnes untersucht wurden. Für eine abschließende Beurteilung sollte hierbei jedoch jeder Zahn untersucht werden. Es ist davon auszugehen, dass nicht nur die Inkrementdicke die Länge der Schrumpfungsvektoren beeinflusst, sondern auch Ablösungen von den Kavitätenwänden und Kavitätenboden zu veränderten Schrumpfungsvektoren führen,

da durch die Ablösung eine freie Schrumpfung ermöglicht wird. Dabei sollten, wie in Abbildung 27 a dargestellt, lange Schrumpfungsvektoren auftreten und weg vom Bereich der Ablösung in Richtung Schmelz zeigen, da Komposite immer zum Schmelz hin schrumpfen. In der Probe bei intaktem Klebeverbund ohne Ablösungen sollten kleine Schrumpfungsvektoren, wie in Abbildung 27 b dargestellt, weg von der freien Oberfläche in Richtung Kavitätenboden zeigen (Kaisarly 2014; Kaisarly et al. 2019). Die dazugehörigen Histogramme darunter zeigen die in diesen Fällen auftretenden Häufigkeiten der Vektorenlängen. Dabei sollte die Länge L_3 zwischen den Längen L_1 und L_2 liegen.

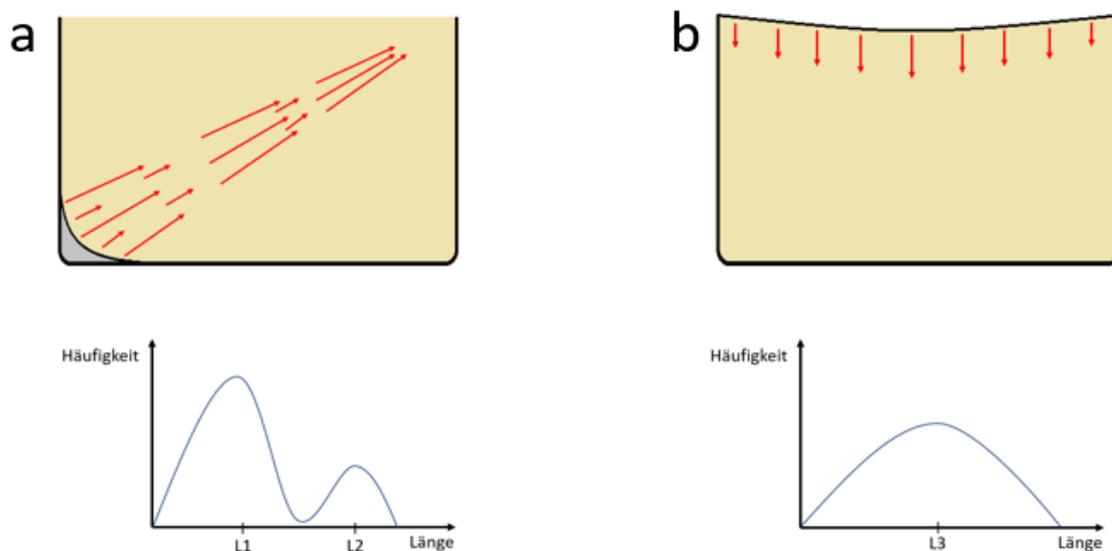


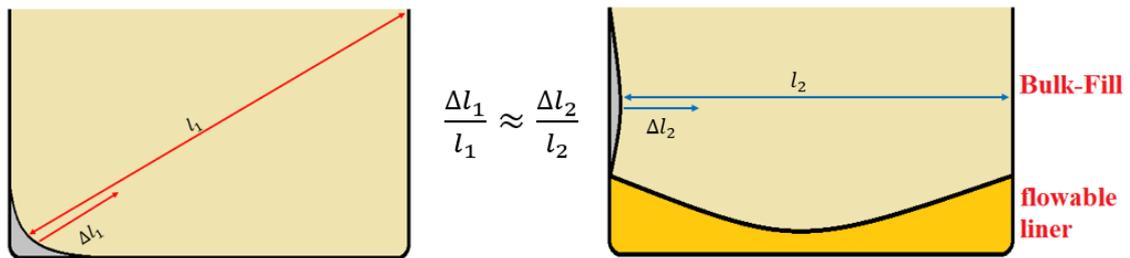
Abbildung 27 Schrumpfungsvektoren und Häufigkeit der Vektorenlängen: a) bei Ablösung vom Kavitätenboden und Kavitätenwand, b) ohne Ablösungen

Aus der Längenänderung sollte sich die Dehnung berechnen lassen, da die Dehnung ε als der Quotient aus Längenänderung und absoluter Länge definiert ist.

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$$

Dabei lassen sich folgende vier Hypothesen aufstellen, welche durch weitere Untersuchungen geklärt werden sollten:

1. Der Quotient aus der Längenänderung und der absoluten Länge sollte bei den Vektoren l_1 und l_2 etwa gleich groß sein.



2. Die mittlere Dehnung sollte in allen Kavitäten bei gleichen Materialien gleich sein. Wenn lange Vektoren auftreten, sollten gleichzeitig viele kurze Vektoren vorkommen. Der Mittelwert sollte also wieder gleich sein verglichen mit einer Probe mit vielen Vektoren mittlerer Länge.
3. Die mittlere Dehnung ε ist bei gleichen Werkstoffen gleich, unterscheidet sich jedoch bei unterschiedlichen Werkstoffen.
4. Wenn bei gleichen Materialien die mittlere Dehnung unterschiedlich ist und sich je nach Applikationstechnik unterscheidet, bedeutet dies entweder, dass bei der Applikationstechnik mit kleinerer mittlerer Dehnung das Material nicht gleich gut ausgehärtet wurde oder dass im System mehr „residual stresses“ enthalten sind, bei denen dann früher unter zyklischer Belastung mit einem Versagen, wie Bruch oder Spaltbildung zu rechnen ist.

7. Zusammenfassung

In der restaurativen Zahnheilkunde werden heutzutage häufig dentale Komposite zum Füllen von Kavitäten eingesetzt, welche ästhetisch ansprechend sind und eine minimalinvasive Kariestherapie ermöglichen. Nachteilig an dieser Füllungs-therapie ist jedoch der höhere Zeitaufwand sowie der technisch hohe Anspruch, beispielweise durch die nötige Trockenlegung. Hinzu kommt die unvermeidbare Polymerisationsschrumpfung, die eine Hauptthematik der aktuellen Forschung ist und das Ziel verfolgt die Schrumpfung beispielweise durch unterschiedliche Applikationsmethoden, bzw. Schichttechniken zu vermindern. Im letzten Jahrzehnt brachten diverse Hersteller zunehmend mehr Bulk-Fill-Komposite auf den Markt mit einer Aushärtetiefe von ≥ 4 mm, wodurch eine schnellere Füllungstherapie ermöglicht werden soll. Des Weiteren beinhalten diese Materialien optimierte Photoinitiatorsysteme, Modifikationen der Matrix und der Füllstoffe sowie Stressrelaxatoren, die den Schrumpfungsspannungen entgegenwirken und somit den adhäsiven Verbund weniger beanspruchen sollen.

Das Ziel dieser Untersuchung war es, innerhalb von Klasse-I-Kavitäten den Einfluss eines fließfähigen Komposits als „flowable Liner“ in der Funktion eines stress-breakers herauszufinden und die Veränderung der Schrumpfung anhand von Vektoren zu untersuchen sowie den Einfluss in der Variation der Dicke des Liners zu analysieren. Außerdem sollte die Studie Aufschluss zur Adaption des Füllungsmaterials in verschiedenen Applikationsmethoden in Klasse-I-Restaurationen geben. In dieser Studie wurden ein hochviskoses hybrides Komposit (Tetric EvoCeram Bulk Fill) und zwei niedrigviskose fließfähige Komposite (Tetric EvoFlow Bulk Fill und SDR) in unterschiedlichen Applikationsmethoden mit einem Universaladhäsiv (Adhese Universal) im Self-Etch-Verfahren angewendet. Die Auswertungsmethode der Schrumpfungsvektoren basiert auf der Arbeit von Chiang et al. (Chiang 2009). Die einzelnen Schichten wurden jeweils vor und nach der Polymerisation im Mikro-CT gescannt. Im Anschluss erfolgte die Datenverarbeitung, welche aus der starren Registrierung, gefolgt von der Sphärensegmentierung und Sphärenregistrierung bestand. Diese ermöglichte die Berechnung und Visualisierung der Vektoren und der Volumina.

In der Kontrollgruppe wurde nur das hochviskose Komposit in bulk (4 mm) angewendet und erzielte die größten Vektoren (37 μm). In den weiteren vier Gruppen

wurden die niedrigviskosen Komposite als „flowable Liner“ in unterschiedlicher Schichtstärke appliziert. Die Anwendung einer dünnen Schicht (0,5 mm) des fließfähigen Komposits führte in der Deckschicht des hybriden Komposits (3,5 mm) zu relativ kürzeren Vektoren (24 μm). Die weitere Schichtung des hybriden Komposits in Kombination mit der dünnen Schicht des fließfähigen Komposits ergab die insgesamt kleinsten Vektoren (13 μm). In den letzten beiden Gruppen wurden sowohl die flowable Liner als auch die Deckschicht in einer Schichtstärke von jeweils 2 mm appliziert. Daraus resultierten Vektoren mit Längen zwischen 18 - 24 μm . Eine Ablösung vom Kavitätenboden ließ sich jedoch in keiner Gruppe vermeiden. Besonders stark waren die Ablösungen am Kavitätenboden in der Kontrollgruppe, in der sich der größte Spalt am Kavitätenboden bildete, die Wände zeigten jedoch eine gute Adaption.

Ebenso konnte bestätigt werden, dass ein flowable Liner einen Einfluss auf die volumetrische Polymerisationsschrumpfung hat, welche auch durch die Dicke des Liners selbst sowie durch die Wahl des Materials beeinflusst werden kann. Auch hier wurde festgestellt, dass ein größeres Volumen zu einer größeren Schrumpfung führt. Die Schrumpfung des nachfolgenden Inkrements kann durch den Liner verringert werden, welche sich bei Anwendung eines dicken Liners noch geringer als bei einem dünnen Liner zeigt.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Anwendung eines fließfähigen Komposits als flowable Liner zu kleineren Schrumpfungsvektoren in der Deckschicht des hybriden Komposits führt. Dieses Phänomen kann durch die höhere Elastizität des niedrigviskosen Komposits erklärt werden, welche eine stärkere Dehnung des Liners zulässt und somit spannungsabbauend wirkt. Daher kann für die tägliche Praxis empfohlen werden, zuerst eine Schicht des flowable Liners in die Kavität einzubringen, da sich bei unseren Untersuchungen bei beiden Schichtdicken (0,5 mm und 2 mm) günstigere Schrumpfungseigenschaften zeigten. Die Deckfüllung soll mit hochviskosen Kompositen erfolgen, wobei zusätzlich auch die Schichttechnik zu bevorzugen ist.

Literaturverzeichnis

- 3M. 2017. 3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative, Technical Product Profile. <https://multimedia.3m.com/mws/media/1417440O/filtek-one-bulk-fill-technical-product-profile.pdf>
- Ak AT, Alpoz AR, Bayraktar O, Ertugrul F. 2010. Monomer Release from Resin Based Dental Materials Cured With LED and Halogen Lights. *Eur J Dent.* 4(1):34-40. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20046478>
- 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. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/jerd.12275>
- Alqudaihi FS, Cook NB, Diefenderfer KE, Bottino MC, Platt JA. 2019. Comparison of Internal Adaptation of Bulk-fill and Increment-fill Resin Composite Materials. *Operative dentistry.* 44(1):E32-e44.
- Alster D, Venhoven BAM, Feilzer AJ, Davidson CL. 1997. Influence of compliance of the substrate materials on polymerization contraction stress in thin resin composite layers. *Biomaterials.* 18(4):337-341. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961296001408>
- Asmussen E, Munksgaard EC. 1988. Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques. *International dental journal.* 38(2):97-104. <http://europepmc.org/abstract/MED/3045012>
- Atria PJ, Sampaio CS, CACeres E, FernÁNdez J, Reis AF, Giannini M, Coelho PG, Hirata R. 2018. Micro-computed tomography evaluation of volumetric polymerization shrinkage and degree of conversion of composites cured by various light power outputs. *Dental materials journal.* 37(1):33-39.
- 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.
- Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 2001. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech.* 34(10):1269-1277.
- Ausiello P, Ciaramella S, De Benedictis A, Lanzotti A, Tribst JPM, Watts DC. 2020a. The use of different adhesive filling material and mass combinations to restore class II cavities under loading and shrinkage effects: a 3D-FEA. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 1-11.
- Ausiello P, Ciaramella S, Di Rienzo A, Lanzotti A, Ventre M, Watts DC. 2019a. Adhesive class I restorations in sound molar teeth incorporating combined resin-composite and glass ionomer materials: CAD-FE modeling and analysis. *Dental Materials.* 35(10):1514-1522.
- Ausiello P, Gloria A, Maietta S, Watts DC, Martorelli M. 2020b. Stress Distributions for Hybrid Composite Endodontic Post Designs with and without a Ferrule: FEA Study. *Polymers (Basel).* 12(8).
- Ausiello PP, Ciaramella S, Lanzotti A, Ventre M, Borges AL, Tribst JP, Dal Piva A, Garcia-Godoy F. 2019b. Mechanical behavior of Class I cavities restored by different material combinations under loading and

- polymerization shrinkage stress. A 3D-FEA study. *American journal of dentistry*. 32(2):55-60.
- Aw Tar C, Nicholls JI. 1997. Polymerization Shrinkage of Restorative Resins Using Laser and Visible Light Curing. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*. 15(3):137-141.
<https://www.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/clm.1997.15.137>
- Baroudi K, Rodrigues JC. 2015. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*. 9(6):Ze18-24.
- Bellinaso MD, Soares FZM, Rocha RO. 2019. Do bulk-fill resins decrease the restorative time in posterior teeth? A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Journal of investigative and clinical dentistry*. e12463.
- Bicalho AA, Pereira RD, Zanatta RF, Franco SD, Tantbiroj D, Versluis A, Soares CJ. 2014. Incremental filling technique and composite material--part I: cuspal deformation, bond strength, and physical properties. *Operative dentistry*. 39(2):E71-82.
- Bichacho N. 1994. The centripetal build-up for composite resin posterior restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 6(3):17-23; quiz 24.
- Blunck U, Ilie N. 2019. Lichtpolymerisation heute. *zm online*. Heft 23_24/2019.
https://www.zm-online.de/archiv/2019/23_24/zahnmedizin/lichtpolymerisation-heute/seite/alle/
- Boaro LCC, Meira JBC, Ballester RY, Braga RR. 2013. Influence of specimen dimensions and their derivatives (C-factor and volume) on polymerization stress determined in a high compliance testing system. *Dental Materials*. 29(10):1034-1039.
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564113001735>
- Boeckler A, Schaller HG, 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 (Berlin, Germany : 1985)*. 43(4):279-286.
- Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. 1997. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *American journal of dentistry*. 10(2):88-96.
- Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE. 1983. Adhesive Bonding of Various Materials to Hard Tooth Tissues: Forces Developing in Composite Materials during Hardening. *The Journal of the American Dental Association*. 106(4):475-477.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002817783640193>
- Bowen RL, Rapson JE, Dickson G. 1982. Hardening Shrinkage and Hygroscopic Expansion of Composite Resins. *Journal of dental research*. 61(5):654-658. <https://doi.org/10.1177/00220345820610050701>
- Brackett MG, Brackett WW, Browning WD, Rueggeberg FA. 2007. The Effect of Light Curing Source on the Residual Yellowing of Resin Composites. *Operative dentistry*. 32(5):443-450. <https://doi.org/10.2341/06-129>
- 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 LCC, Kuroe T, Azevedo CLN, 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. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564105002939>
- Braga RR, Ferracane JL. 2004. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 12(spe):1-11.
- Burtscher P. 2011. Von geschichteten Inkrementen zur Vier-Millimeter-Bulk-Fill-Technik – Anforderungen an Komposit und Lichthärtung. *DZW / Die Zahnarzt Woche*. 39/2011:6-8.
- Burtscher P. 2013. Ivocerin im Vergleich zu Campherchinon in: Report aus der Forschung und Entwicklung der Ivoclar Vivadent AG.
- Campaner LM, Silveira MPM, de Andrade GS, Borges ALS, Bottino MA, Dal Piva AMO, Lo Giudice R, Ausiello P, Tribst JPM. 2021. Influence of Polymeric Restorative Materials on the Stress Distribution in Posterior Fixed Partial Dentures: 3D Finite Element Analysis. *Polymers (Basel)*. 13(5).
- Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. 1991. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*. 12(8):737-740.
- Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. 2001. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dental Materials*. 17(3):253-259. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564100000798>
- Chiang Y, Rösch P, Lin C, Hickel R, Kunzelmann K-H. 2009. Deformation analysis of composite polymerization shrinkage from μ CT images. *Dental Materials - DENT MATER*. 25.
- Chiang YC. 2009. Polymerization Shrinkage with Light-Initiated Dental Composites. [München]: LMU.
- Chiang YC, Rösch P, Dabanoglu A, Lin CP, Hickel R, Kunzelmann KH. 2010. Polymerization composite shrinkage evaluation with 3D deformation analysis from microCT images. *Dental Materials*. 26(3):223-231.
- Chiang YC, Rösch P, Lin CL, Hickel R, Kunzelmann K. 2008. Deformation Analysis of Composite Polymerization Shrinkage from μ CT Images. Annual Meeting of the Academy of Dental Materials.
- 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. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21820729>
- Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. 2000. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *Journal of dental research*. 79(3):812-817.
- Chuang SF, Chang CH, Chen TY. 2011. Spatially resolved assessments of composite shrinkage in MOD restorations using a digital-image-correlation technique. *Dental Materials*. 27(2):134-143.
- Chuang SF, Jin YT, Lin TS, Chang CH, Garcia-Godoy F. 2003. Effects of lining materials on microleakage and internal voids of Class II resin-based composite restorations. *American journal of dentistry*. 16(2):84-90.
- Clementino-Luedemann TNR, Kunzelmann K-H. 2006. Mineral concentration of natural human teeth by a commercial micro-CT. *Dental materials journal*. 25(1):113-119. <https://doi.org/10.4012/dmj.25.113>
- . The Finite Element Method in Plane Stress Analysis. 1960.

- Craig RG. 1981. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am.* 25(2):219-239.
- Czasch P, Ilie N. 2013. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations.* 17(1):227-235. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0702-8>
- Davidson CL, Feilzer AJ. 1997. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of dentistry.* 25(6):435-440. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571296000632>
- 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(1):36-42.
- de Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. 1993. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dental Materials.* 9(1):11-14. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/010956419390097A>
- Deligeorgi V, Mjör I, Wilson N. 2001. An Overview of Reasons for the Placement and Replacement of Restorations. *Primary Dental Journal.* os8:11 - 15.
- Demirel G, Baltacioglu I, Kolsuz M, Ocak M, Bilecenoglu B, Orhan K. 2020. Volumetric Cuspal Deflection of Premolars Restored With Different Paste-like Bulk-fill Resin Composites Evaluated by Microcomputed Tomography. *Operative dentistry.* 45(2):143-150. <https://doi.org/10.2341/19-019-L>
- DentsplySirona. 2017. Scientific Manual SDR® flow+ Bulk Fill Flowable https://assets.dentsplysirona.com/flagship/en/explore/restorative/sdr_flow_plus_eu-version/SM%20SDR%20FlowPlus%20V01%202017-12-08.pdf
- Dewaele M, Asmussen E, Devaux J, Leloup G. 2006. Class II restorations: influence of a liner with rubbery qualities on the occurrence and size of cervical gaps. *European journal of oral sciences.* 114(6):535-541.
- Eckstein F, Matsuura M, Kuhn V, Priemel M, Müller R, Link TM, Lochmüller E-M. 2007. Sex Differences of Human Trabecular Bone Microstructure in Aging Are Site-Dependent. *Journal of Bone and Mineral Research.* 22(6):817-824. <https://asbmr.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1359/jbmr.070301>
- Emami N, Söderholm K-J. 2004. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured composites. *European journal of oral sciences.* 111:536-542.
- Ernst CP. 2020. Kompositpolymerisation in 3 Sekunden? Das 3s-PowerCure-Produktsystem. *zmk-aktuell.* https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/zahnerhaltung/story/kompositpolymerisation-in-3-sekunden-das-3s-powercure-produktsystem_8716.html
- Fano V, Ortalli I, Pizzi S, Bonanini M. 1997. Polymerization shrinkage of microfilled composites determined by laser beam scanning. *Biomaterials.* 18(6):467-470. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961296001718>
- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. 1987. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of dental research.* 66(11):1636-1639.
- Ferracane JL. 1995. Current Trends in Dental Composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine.* 6(4):302-318. <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/10454411950060040301>

- Ferracane JL. 2005. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dental Materials*. 21(1):36-42.
- Ferracane JL. 2008. Buonocore Lecture. Placing dental composites--a stressful experience. *Operative dentistry*. 33(3):247-257.
- Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. 1998. In vitro aging of dental composites in water—Effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of biomedical materials research*. 42(3):465-472. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/%28SICI%291097-4636%2819981205%2942%3A3%3C465%3A%3AAID-JBM17%3E3.0.CO%3B2-F>
- Ferracane JL, Condon JR. 1990. Rate of elution of leachable components from composite. *Dental Materials*. 6(4):282-287. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564105800120>
- 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(1):121-131.
- Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. 1997. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of dental research*. 76(8):1508-1516.
- Figueiredo Reis A, Giannini M, Ambrosano GM, Chan DC. 2003. The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. *Journal of dentistry*. 31(1):59-66.
- Ford N, McCaig L, Jeklin A, Lewis J, Veldhuizen R, Holdsworth D, Drangova M. 2017. A respiratory-gated micro-CT comparison of respiratory patterns in free-breathing and mechanically ventilated rats. *Physiological Reports*. 5:e13074.
- Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. 2014. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 42(4):439-449.
- Giachetti L, Bertini F, Bambi C, Scaminaci Russo D. 2007. A rational use of dental materials in posterior direct resin restorations in order to control polymerization shrinkage stress. *Minerva Stomatol*. 56(3):129-138.
- Haak R, Schmidt P, Park KJ, Häfer M, Krause F, Ziebolz D, Schneider H. 2018. OCT for early quality evaluation of tooth-composite bond in clinical trials. *Journal of dentistry*. 76:46-51.
- He Z, Shimada Y, Tagami J. 2007. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. *Dental materials*. 23(5):533-538.
- Hellwig E, Schäfer E, al. e. 2018. Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. Deutscher Ärzteverlag. 700. 9783769136524.
- Hickel R. 2012. Neueste Komposite – viele Behauptungen. Was ist für die Praxis wichtig, welche Fehler passieren am häufigsten? *Bayerisches Zahnärzteblatt*. 50-53.
- Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. 1998. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J*. 48(1):3-16.
- 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. *Journal of Biomedical*

- Materials Research Part B: Applied Biomaterials. 103(4):798-806.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jbm.b.33258>
- 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.
<https://doi.org/10.1007/s00784-009-0354-5>
- Ilie N, Stawarczyk B. 2014. Bulk-Fill-Komposite: neue Entwicklungen oder doch herkömmliche Komposite? *ZMK*. 30.
- Inai N, Katahira N, Hashimoto K, Tagami J, Hirakimoto A, SJ M. 2002. Microfocus X-ray CT Analysis of Shrinking Direction in Resin Composite. *J DENT RES* 81(O3556A):A260.
- Jordan RA, Krois J, Schiffner U, Micheelis W, Schwendicke F. 2019. Trends in caries experience in the permanent dentition in Germany 1997-2014, and projection to 2030: Morbidity shifts in an aging society. *Sci Rep*. 9(1):5534.
- Kaisarly D. 2014. The effect of boundary conditions on the polymerization shrinkage vectors of light-cured dental resin composites. [Germany]: Ludwig-Maximilians-University Munich. urn:nbn:de:bvb:19-190234.10.5282/edoc.19023. <https://edoc.ub.uni-muenchen.de/19023/>
- 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.
<https://doi.org/10.1007/s00784-017-2304-y>
- Kaisarly D, El Gezawi M, Nyamaa I, Rosch 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.
- Kaisarly D, El Gezawi M, Rösch P, Kunzelmann K-H. 2021a. Shrinkage vectors and volumetric shrinkage percentage of differently applied composites. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 105:102793.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0143749620302566>
- Kaisarly D, El Gezawi M, Xu X, Rösch P, Kunzelmann K-H. 2018b. Shrinkage vectors of a flowable composite in artificial cavity models with different boundary conditions: Ceramic and Teflon. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 77(Supplement C):414-421.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616117304332>
- Kaisarly D, Elgezawi M, Kessler A, Rösch P, Kunzelmann K-H. 2021b. Shrinkage vectors in flowable bulk-fill and conventional composites: bulk versus incremental application. *Clinical Oral Investigations*. 25.
- Kaisarly D, Gezawi ME. 2016. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. *Odontology*. 104(3):257-270.
- Kaisarly/Meierhofer D, El Gezawi M, Rösch P, Kunzelmann KH. 2021. Effects of flowable liners on the shrinkage vectors of bulk-fill composites. *Clinical Oral Investigations*. <https://doi.org/10.1007/s00784-021-03801-2>
- Kazeminia M, Abdi A, Shohaimi S, Jalali R, Vaisi-Raygani A, Salari N, Mohammadi M. 2020. Dental caries in primary and permanent teeth in children's worldwide, 1995 to 2019: a systematic review and meta-analysis. *Head Face Med*. 16(1):22-22.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33023617>
- Kemp-Scholte CM, Davidson CL. 1990. Complete Marginal Seal of Class V Resin Composite Restorations Effected by Increased Flexibility. *Journal of dental research*. 69(6):1240-1243.
<https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/00220345900690060301>

- Keßler A, Kaisarly D, Hickel R, Kunzelmann K-H. 2019. Effect of fiber incorporation on the contraction stress of composite materials. *Clinical Oral Investigations*. 23(3):1461-1471. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2572-1>
- Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. 2005. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dental Materials*. 21(12):1150-1157.
- Koran P, Kürschner R. 1998. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *American journal of dentistry*. 11(1):17-22.
- Küstermann BJ. 2009. Einfluss von Kavitätentiefe, Komposit und Schichttechnik auf die Höckerdeformation während der Polymerisation bei Klasse II-Füllungen. [Würzburg]: Julius-Maximilians-Universität. <https://opus.bibliothek.uni-wuerzburg.de/frontdoor/index/index/docId/3014>
- Kwon O-H, Park S-H. 2012. Evaluation of internal adaptation of dental adhesive restorations using Micro-CT. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 37:41.
- Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. 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.
- Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. 1999. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials*. 15(2):128-137.
- Lai JH, Johnson AE. 1993. Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. *Dental Materials*. 9(2):139-143. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0109564193900914>
- Lassila L, Säilynoja E, Prinssi R, Vallittu P, Garoushi S. 2019. Characterization of a new fiber-reinforced flowable composite. *Odontology*. 107(3):342-352. <https://doi.org/10.1007/s10266-018-0405-y>
- Lee I-B, Min S-H, Seo D-G. 2012. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of composites using a particle tracking method with computer vision. *Dental Materials*. 28(2):212-218. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564111008682>
- Lee SH, Chang J, Ferracane J, Lee IB. 2007. Influence of instrument compliance and specimen thickness on the polymerization shrinkage stress measurement of light-cured composites. *Dental Materials*. 23(9):1093-1100. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564106002624>
- Leevailoj C, Cochran MA, Matis BA, Moore BK, Platt JA. 2001. Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Operative dentistry*. 26(3):302-307.
- Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. 2010. Pulpal-temperature Rise and Polymerization Efficiency of LED Curing Lights. *Operative dentistry*. 35(2):220-230. <https://doi.org/10.2341/09-203-L>
- Lindberg A, van Dijken JW, Horstedt P. 2005. In vivo interfacial adaptation of class II resin composite restorations with and without a flowable resin composite liner. *Clin Oral Investig*. 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. *Journal of biomedical materials research*. 57(3):384-393.

- Lochmüller EM, Kristin J, Matsuura M, Kuhn V, Hudelmaier M, Link TM, Eckstein F. 2008. Measurement of trabecular bone microstructure does not improve prediction of mechanical failure loads at the distal radius compared with bone mass alone. *Calcif Tissue Int.* 83(4):293-299.
- Lutz E, Krejci I, Oldenburg TR. 1986. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 17(12):777-784.
- Lutz F, Krejci I, Barbakow F. 1991. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dental Materials.* 7(2):107-113. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0109564191900554>
- Lutz F, Phillips RW. 1983. A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 50(4):480-488. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0022391383905668>
- Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T. 1983. Composites-classification and assessment. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 93(10):914-929.
- Malmstrom HS, Schlueter M, Roach T, Moss ME. 2002. Effect of thickness of flowable resins on marginal leakage in class II composite restorations. *Operative dentistry.* 27(4):373-380.
- Manhart J, Hickel R. 2014. «Bulk fill»-Komposite. Neuartige Einsatztechnik von Kompositen im Seitenzahnbereich. *Swiss Dental Journal* 124. 124:19–28
- Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. 1997. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *Journal of dentistry.* 25(3-4):321-330.
- Meleo D, Manzon L, Pecci R, Zuppante F, Bedini R. 2012. A proposal of microtomography evaluation for restoration interface gaps. *Ann Ist Super Sanita.* 48(1):83-88.
- Montes MA, de Goes MF, da Cunha MR, Soares AB. 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.
- Nordt PN, Clark Hill W, Rohr KL, Nordt JC. 1999. Practical applications of specific gravity determination to platinum jewelry manufacturing: the uses and limitations of Archimedes Principle. 3:10.
- Nyquist H. 1928. Certain Topics in Telegraph Transmission Theory. *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers.* 47(2):617-644.
- Oliveira LC, Duarte S, Jr., Araujo CA, Abrahao A. 2010. Effect of low-elastic modulus liner and base as stress-absorbing layer in composite resin restorations. *Dental Materials.* 26(3):e159-169.
- Orlowski M, Tarczydło B, Chalas R. 2015. Evaluation of Marginal Integrity of Four Bulk-Fill Dental Composite Materials: In Vitro Study. *The Scientific World Journal.* 2015:8. <http://dx.doi.org/10.1155/2015/701262>
- Papadogiannis D, Kakaboura A, Palaghias G, Eliades G. 2009. Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites. *Dental Materials.* 25(12):1509-1516.
- Park KJ, Schneider H, Haak R. 2013. Assessment of interfacial defects at composite restorations by swept source optical coherence tomography. *J Biomed Opt.* 18(7):076018.
- Perdigao J, Anauate-Netto C, Carmo AR, Hodges JS, Cordeiro HJ, 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* (Berlin, Germany : 1985). 35(10):777-784.
- Peutzfeldt A, Muhlebach S, Lussi A, Flury S. 2018. Marginal Gap Formation in Approximal "Bulk Fill" Resin Composite Restorations After Artificial Ageing. *Operative dentistry*. 43(2):180-189.
- Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. 2015. Light-Curing Units:A Review of What We Need to Know. *Journal of dental research*. 94(9):1179-1186. <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0022034515594786>
- 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:b9.
- Puckett AD, Smith R. 1992. Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 68(1):56-58. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0022391392902851>
- Recheis W, McLennan G, Ross A, Hoffman E. 2005. Imaging the Mouse Lung with Micro-CT. p. 135-169.
- Reichl FX. 2011. Neueste Erkenntnisse zur Komposit-Toxikologie. *zm*. 101:6. <https://www.saremco.ch/wp-content/uploads/2019/12/Komposit-Toxikologie-Prof.-Reichl-D-01-2011.pdf>
- Rengo C, Spagnuolo G, Ametrano G, Goracci C, Nappo A, Rengo S, Ferrari M. 2015. Marginal leakage of bulk fill composites in Class II restorations: A microCT and digital microscope analysis. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 60:123-129. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0143749615000573>
- Ritter A, Boushell L, Walter R. 2019. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 8 - Clinical Technique for Direct Composite Resin and Glass Ionomer Restorations*. Elsevier Inc.:530. 219-263. 978-0-323-47833-5. <https://doi.org/10.1016/C2015-0-05603-9>.
- Rizzante FAP, Mondelli RFL, Furuse AY, Borges AFS, Mendonça G, Ishikiriyama SK. 2019. Shrinkage stress and elastic modulus assessment of bulk-fill composites. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 27:e20180132-e20180132. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30624465>
- Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC, Ballester RY. 2012. Finite element analysis of bonded model Class I 'restorations' after shrinkage. *Dental Materials*. 28(2):123-132. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564111008645>
- Rösch P, Chiang Y, Kunzelmann K. 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).
- Rueggeberg FA, Cole MA, Looney SW, Vickers A, Swift EJ. 2009. Comparison of Manufacturer-Recommended Exposure Durations with Those Determined Using Biaxial Flexure Strength and Scraped Composite Thickness Among a Variety of Light-Curing Units. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 21(1):43-61. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1708-8240.2008.00231.x>
- Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. 2017. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Brazilian oral research*. 31(suppl 1):e61.

- Sadr A, Shimada Y, Mayoral JR, Hariri I, Bakhsh T, Sumi Y, Tagami J. 2011. Swept source optical coherence tomography for quantitative and qualitative assessment of dental composite restorations. SPIE BiOS. SPIE. 7884. 10. <https://doi.org/10.1117/12.877351>.
- Sai K, Shimamura Y, Takamizawa T, Tsujimoto A, Imai A, Endo H, Barkmeier WW, Latta MA, Miyazaki M. 2016. Influence of degradation conditions on dentin bonding durability of three universal adhesives. *Journal of dentistry*. 54:56-61.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571216301804>
- Sakaguchi RL, Berge HX. 1998. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *Journal of dentistry*. 26(8):695-700.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571297000481>
- Sakaguchi RL, Powers JM. 2012. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed. Philadelphia: Elsevier/Mosby. p. 161-198.
- Sampaio C, Garcés G, Kolakarnprasert N, Atria P, Giannini M, Hirata R. 2020. External Marginal Gap Evaluation of Different Resin-filling Techniques for Class II Restorations—A Micro-CT and SEM Analysis. *Operative dentistry*. 45(4):E167-E175. <https://doi.org/10.2341/19-053-L>
- Sampaio CS, Barbosa JM, Cáceres E, Rigo LC, Coelho PG, Bonfante EA, Hirata R. 2017a. Volumetric shrinkage and film thickness of cementation materials for veneers: An in vitro 3D microcomputed tomography analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 117(6):784-791.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391316304413>
- Sampaio CS, Chiu KJ, Farrokhmanesh E, Janal M, Puppini-Rontani RM, Giannini M, Bonfante EA, Coelho PG, Hirata R. 2017b. Microcomputed Tomography Evaluation of Polymerization Shrinkage of Class I Flowable Resin Composite Restorations. *Operative dentistry*. 42(1):E16-e23.
- Sampaio CS, Fernandez Arias J, Atria PJ, Cáceres 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 muCT and OCT in vitro analysis. *Dental Materials*. 35(11):1568-1575.
- 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. <https://doi.org/10.1038/nmeth.2019>
- Schneider H, Park K-J, Häfer M, Rüter C, Schmalz G, Krause F, Schmidt J, Ziebolz D, Haak R. 2017. Dental Applications of Optical Coherence Tomography (OCT) in Cariology. *Applied Sciences*. 7(5):472.
<https://www.mdpi.com/2076-3417/7/5/472>
- Sharp LJ, Choi IB, Lee TE, Sy A, Suh BI. 2003. Volumetric shrinkage of composites using video-imaging. *Journal of dentistry*. 31(2):97-103.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571203000058>
- Shimada Y, Sadr A, Sumi Y, Tagami J. 2015. Application of Optical Coherence Tomography (OCT) for Diagnosis of Caries, Cracks, and Defects of Restorations. *Current Oral Health Reports*. 2(2):73-80.
<https://doi.org/10.1007/s40496-015-0045-z>
- Shimokawa CA, Harlow JE, Turbino ML, Price RB. 2016. Ability of four dental radiometers to measure the light output from nine curing lights. *Journal of dentistry*. 54:48-55.

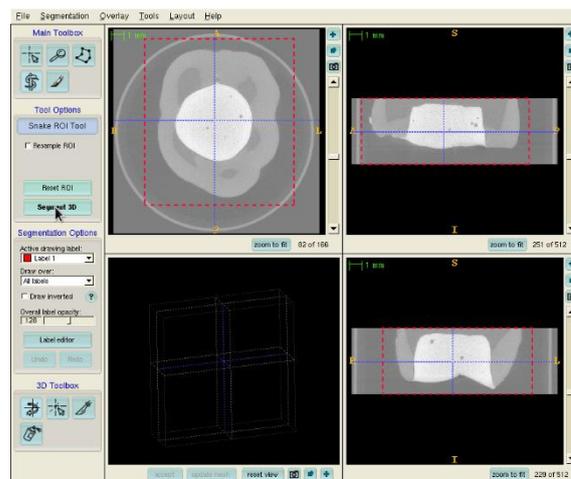
- Stark K. 2014. In vitro Untersuchung von Bulk-Fill Kompositmaterialien unter besonderer Betrachtung der Transluzenz, Aushärtetiefe sowie mikromechanischen Eigenschaften. [München]: LMU München.
- Stefanski S, van Dijken JW. 2012. Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: a 2-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 16(1):147-153.
- 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.* 37(4):634-641.
- Sun J, Eidelman N, Lin-Gibson S. 2009a. 3D mapping of polymerization shrinkage using X-ray micro-computed tomography to predict microleakage. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 25(3):314-320.
- Sun J, Fang R, Lin N, Eidelman N, Lin-Gibson S. 2009b. Nondestructive quantification of leakage at the tooth-composite interface and its correlation with material performance parameters. *Biomaterials.* 30(27):4457-4462. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19515419>
- Sun J, Lin-Gibson S. 2008. X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. *Dental Materials.* 24(2):228-234. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564107001017>
- 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. *Dental materials journal.* 33(4):476-483.
- 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. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564103001581>
- Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. 2015. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clinical Oral Investigations.* 19(4):831-840. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1302-6>
- Todd JC, Wanner M. 2014. Scientific Documentation Tetric EvoCeram Bulk Fill. <http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/composites/restorative-materials/tetric-evoceram-bulk-fill>
- 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. <https://www.mdpi.com/1996-1944/14/1/31>
- Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson WW, Latta MA, Miyazaki M. 2017. Comparison between universal adhesives and two-step self-etch adhesives in terms of dentin bond fatigue durability in self-etch mode. *European journal of oral sciences.* 125(3):215-222.
- UN. 2013. Minamata convention on mercury.324. <http://www.mercuryconvention.org/Convention/tabid/3426/Default.aspx>
- Unterbrink GL, Liebenberg WH. 1999. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985).* 30(4):249-257.

- 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 Ende A, De Munck J, Van Landuyt K, Van Meerbeek B. 2016. Effect of Bulk-filling on the Bonding Efficacy in Occlusal Class I Cavities. *The journal of adhesive dentistry*. 18(2):119-124.
- Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. 2013. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dental materials*. 29(3):269-277.
- 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.
- Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. 1996. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *Journal of dental research*. 75(3):871-878.
- Versluis A, Tantbiroj D, Douglas WH. 1998. Do Dental Composites Always Shrink Toward the Light? *Journal of dental research*. 77(6):1435-1445. <https://doi.org/10.1177/00220345980770060801>
- Verstegen I. 2010. Untersuchung der Materialeigenschaften (Biegefestigkeit, E-Modul, Wasseraufnahme, Löslichkeit, Polymerisationsschrumpfung) von sechs experimentellen Füllungskompositen mit neuen Matrixharzen im Vergleich zu einem Handelsprodukt vor und nach Thermocycling. [Düsseldorf]: Heinrich-Heine-Universität. <https://docserv.uni-duesseldorf.de/servlets/DocumentServlet?id=17302>
- Visvanathan A. 2008. Influence of various light curing regimes on the polymerization shrinkage and stress of dental restorative materials. [Munich]: LMU Munich. https://edoc.ub.uni-muenchen.de/8972/1/Visvanathan_Anuradha.pdf.pdf
- Wang Z, Chiang MY. 2016. Correlation between polymerization shrinkage stress and C-factor depends upon cavity compliance. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 32(3):343-352.
- Watts DC, Cash AJ. 1991. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dental Materials*. 7(4):281-287. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564105800302>
- Watts DC, Marouf AS, Al-Hindi AM. 2003. Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development. *Dental Materials*. 19(1):1-11. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564102001239>
- 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 : official publication of the Academy of Dental Materials*. 21(1):68-74.
- Winer BJ, Brown DR, Michels KM. 1991. *Analysis of Variance Assumptions. Statistical Principles in Experimental Design*. 3rd ed. New York. p. 100-101; 1057.
- Witzel MF, Ballester RY, Meira JBC, Lima RG, Braga RR. 2007. Composite shrinkage stress as a function of specimen dimensions and compliance of the testing system. *Dental Materials*. 23(2):204-210. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564106000169>

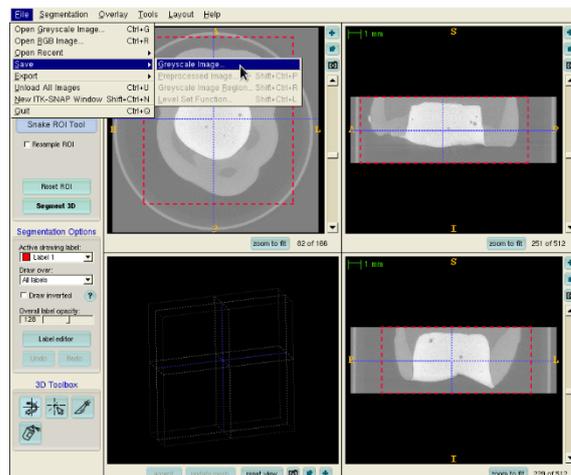
- Wohlleb T. 2018. Charakterisierung des Adhäsivverbunds an Restdentin nach selbstlimitierender Kariestherapie. [Munche]: LMU Munich.
- Wohlleb T, Kaisarly D, Rösch P, Kunzelmann K-H. 2020. Self-limiting caries excavation with a polymer bur: Adhesive bonding to residual dentin. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 98:102509. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0143749619302593>
- Yahagi C, Takagaki T, Sadr A, Ikeda M, Nikaido T, Tagami J. 2012. Effect of lining with a flowable composite on internal adaptation of direct composite restorations using all-in-one adhesive systems. *Dental materials journal*. 31:481-488.
- Yap AU, Pandya M, Toh WS. 2016. Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. *Dental materials journal*. 35(3):503-510.
- Yearn JA. 1985. Factors affecting cure of visible light activated composites. *International dental journal*. 35(3):218-225. <http://europepmc.org/abstract/MED/2932391>
- Zeiger DN, Sun J, Schumacher GE, Lin-Gibson S. 2009. Evaluation of dental composite shrinkage and leakage in extracted teeth using X-ray microcomputed tomography. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 25(10):1213-1220. <http://europepmc.org/abstract/MED/19481246>
- 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.

Anhang A: Schrumpfungsvektoren

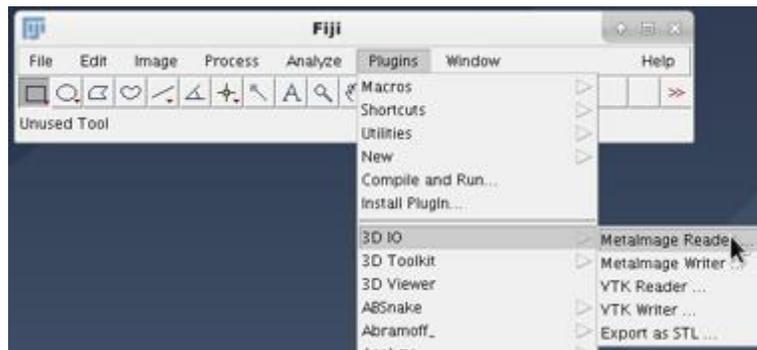
1. Die beiden dreidimensionalen Datensätze (ISQ-Dateien) werden zur weiteren Verarbeitung auf den lokalen Computer heruntergeladen.
2. Die Daten werden sortiert und jede Auswertung wird in einem eigenen Unterverzeichnis gespeichert.
3. Erforderlichen Dateien und Befehle werden aus einer Vorlage extrahiert, die speziell für das aktuelle Projekt erstellt wurde.
4. Anschließend wird die Datei mit `selectSubimages.sh` editiert und der Pfad zu den ISQ-files `filledISQ` und `hardenedISQ` eingegeben und gespeichert.
5. Es folgt die starre Registrierung:
 - a. ITK-SNAP öffnen und das Fadenkreuz in die Mitte der Füllung setzen, Segmentierung (Schlangensymbol) wählen und den roten Rahmen so einstellen, dass er den gesamten Zahn umfasst.
 - b. Anschließend Segment 3D wählen.



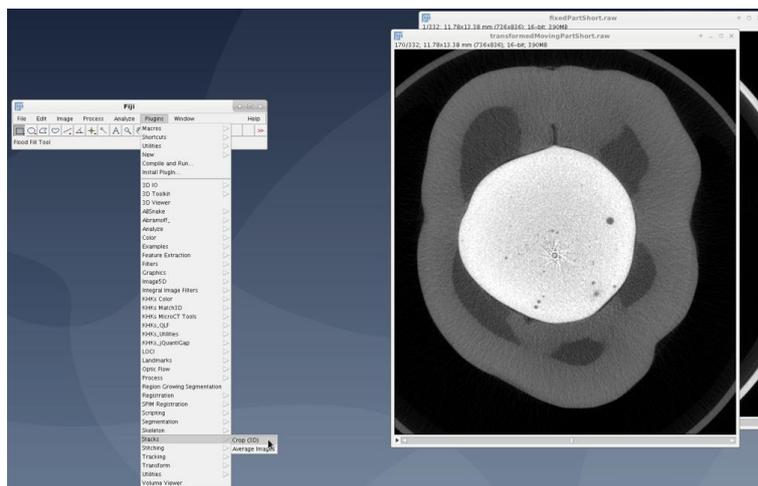
- c. Das Speichern erfolgt im Menü „File“. Hier zuerst „Save“ und dann „Greyscale Image“ wählen.



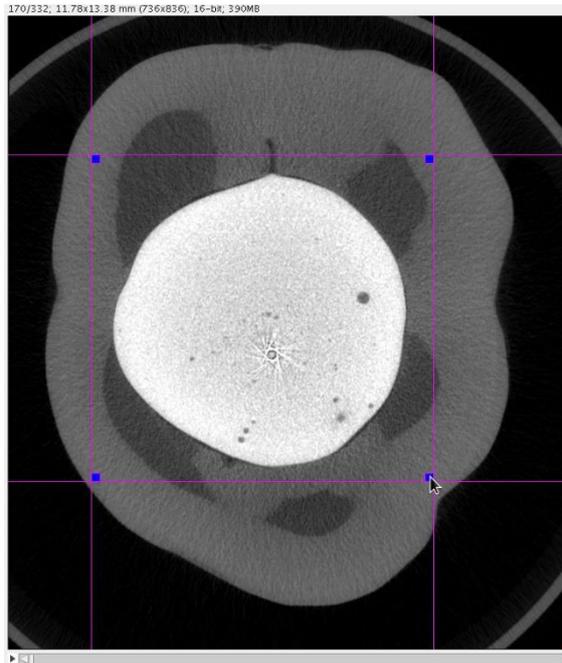
- d. Es öffnet sich nun das Fenster „Save image wizard“. Hierbei zuerst „Browse“ und dann die Datei „fixedPartTemplate.mhd“ wählen.
 - e. Anschließend „OK“ und „Save“ wählen und ITK-SNAP mit „File“ und „Quit“ schließen.
 - f. Die Berechnung mit „./registration.sh“ starten
6. Nun folgen die Sphärensegmentierung und Sphärenregistrierung
- a. Zuerst werden die Bilder mit dem Programm Fiji und den Befehlen „Plugins“; „3D IO“ und „MetalImage Reader“ geöffnet.



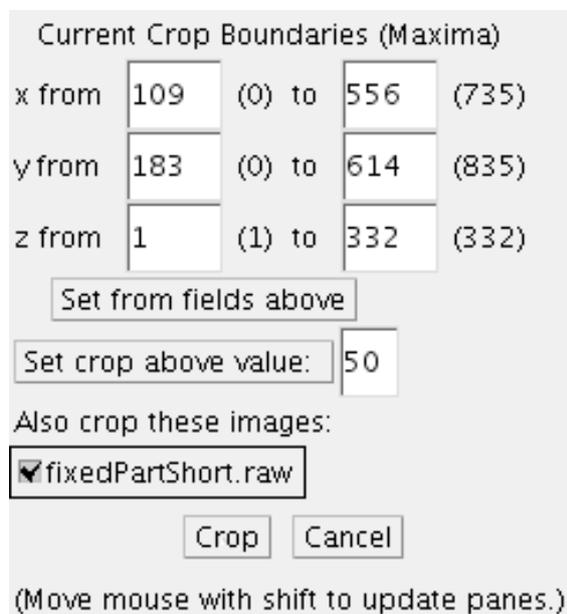
- b. Hierbei werden als die Dateien ./maskedRigidReg2/mhd/part/fixePartShort.mhd und ./maskedRigidReg2/mhd/reg/transformedMovingPartShort.mhd importiert.
- c. Hierbei ist nur die Füllung von Interesse. Das Ausschneiden der Füllung erfolgt mit der Funktion „Plugins“; „Stacks“ und „Crop(3D)“.



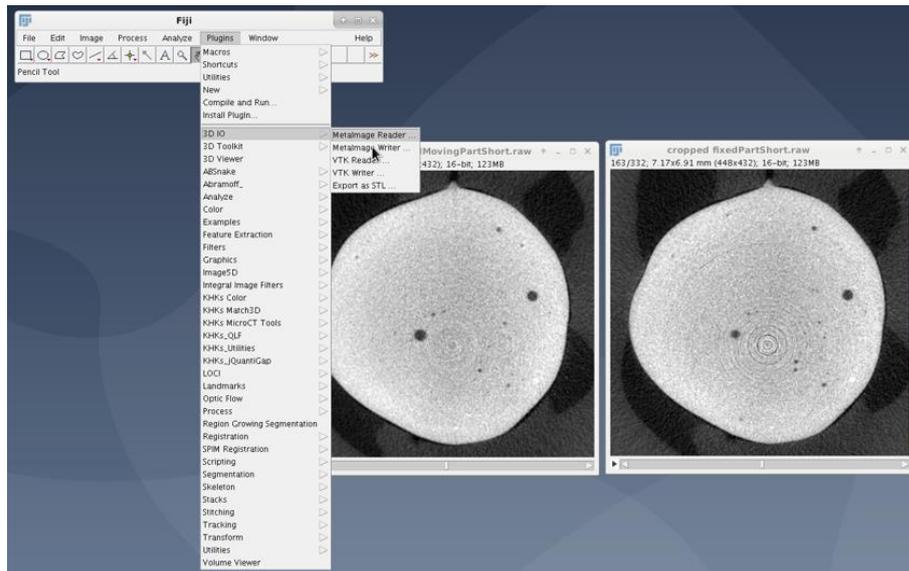
- d. Nun wird die Füllung mit Hilfe des Rahmens ausgewählt.



- e. Das Format wird auf das zweite Bild übertragen. Hierbei auf "Set from fields above" klicken und das zweite Bild mit "Also crop these images:" auswählen. Anschließend erfolgt das Ausschneiden mit der Funktion "Crop".



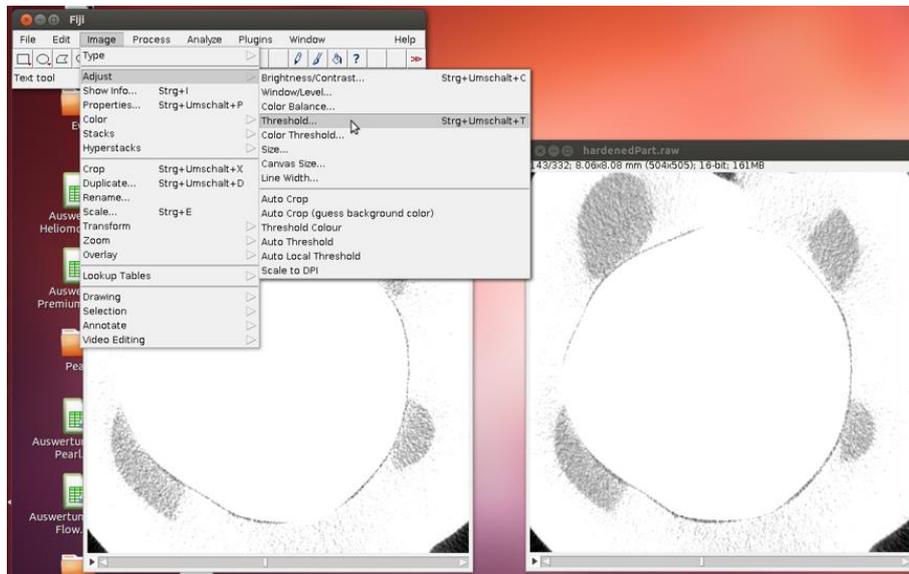
- f. Es entstehen zwei neue Bilder, welche nun exportiert werden müssen. Hierzu „Plugins“; „3D IO“ und „MetalImage Writer“ wählen.



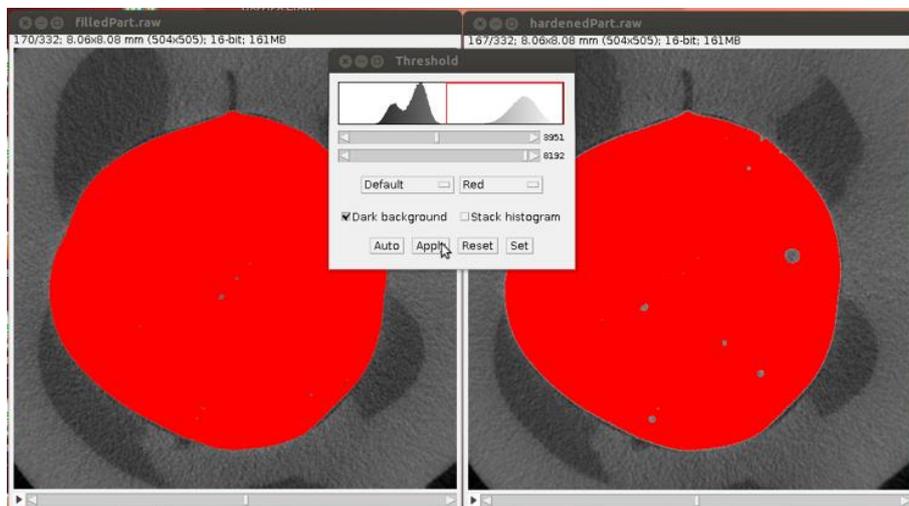
- g. Anschließend das Programm mit „File“ und „Quit“ das Programm schließen und die Berechnung im Terminal mit „./registration2.sh“ starten.
- h. Nach der Berechnung kann das Vektorenbild mit „/glassSphereRegElasticOnly python sphereShift.py mhd/part/filledPart.mhd txt/registeredSpheres2.txt“ geöffnet werden.

Anhang B: Volumetrische Schrumpfung

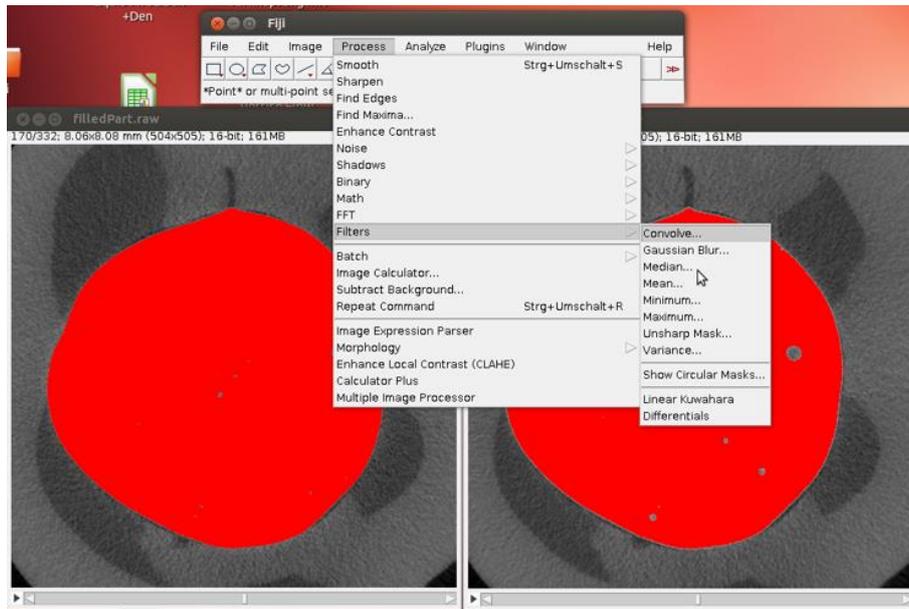
1. Die Volumetrische Schrumpfung kann mit Fiji berechnet und visualisiert werden. Hierbei zuerst aus „Plugins“; „3D IO“ und „Metalimage Reader“ die Dateien „filledPart.raw“ und „hardenedPart.raw“ öffnen.
2. Nun über „Image“ und „Adjust“ die Funktion „Threshold“ wählen.



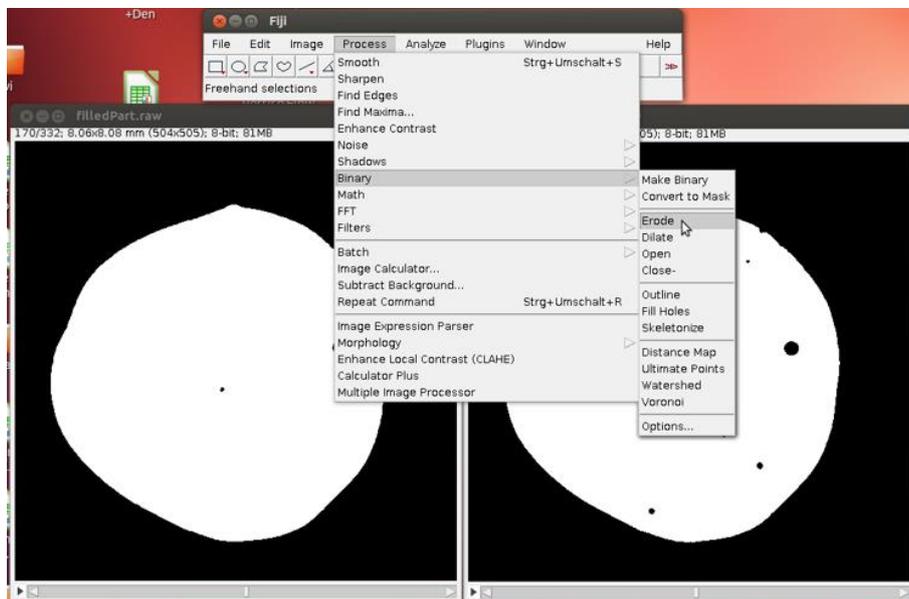
3. Als nächstes wird die Füllung mit Hilfe der Grauwerte segmentiert. Hierbei den Wert so einstellen, dass auch nur die Füllung rot markiert ist.



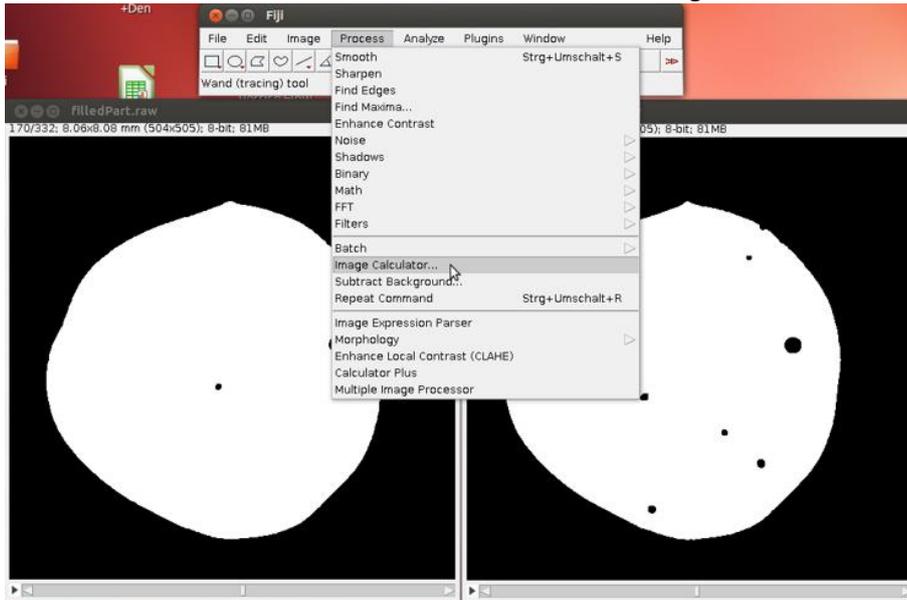
4. Nun entsteht mit der Funktion „Process“; „Filters“ und „Median“ ein binäres schwarz-weiß Bild.



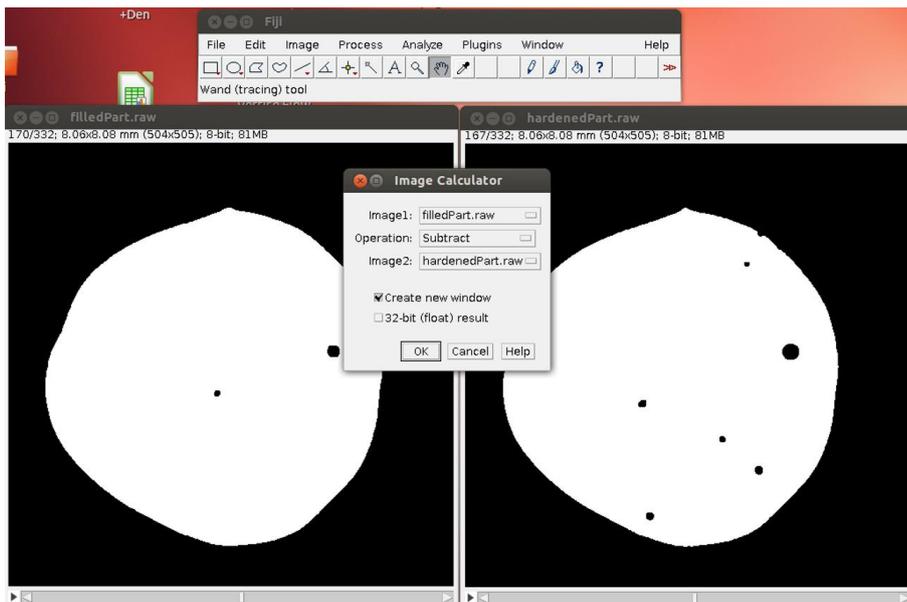
5. Über „Process“ und „Binary“ kommt man zu den Funktionen „Erode“ und „Fill Holes“. Mit „Erode“ werden die Ränder geglättet und mit „Fill Holes“ kleine Luftblasen geschlossen.



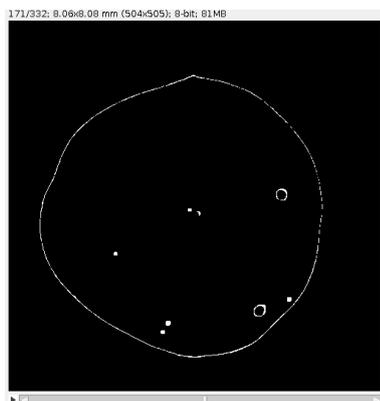
6. Als nächstes wird über „Process“ der „Image Calculator“ geöffnet.



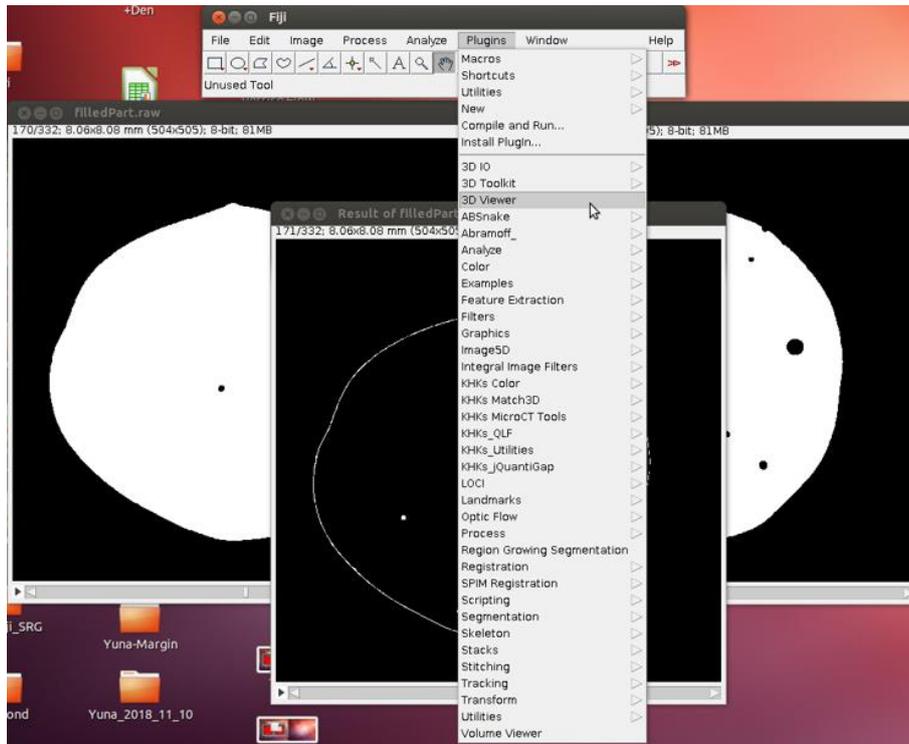
7. Nun wird der zweite Scan „hardenedPart“ vom ersten Scan „filledPart“ subtrahiert.



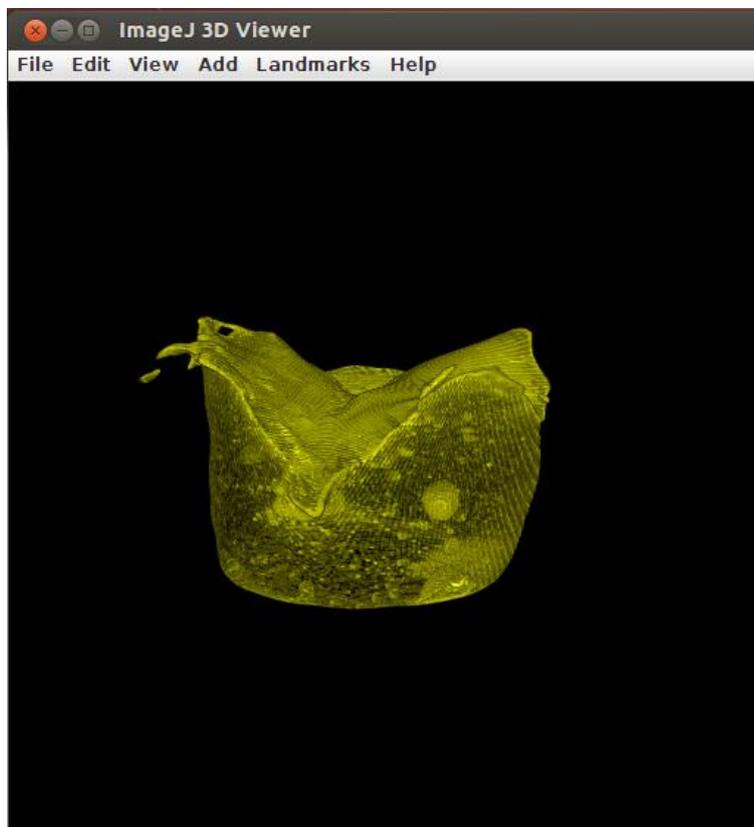
8. Es entsteht ein 2D-Bild der volumetrischen Schrumpfung.



9. Das 2D-Bild kann unter „Plugins“ mit Hilfe des „3D-Viewers“ in ein 3D-Bild umgewandelt werden.



10. Dieses kann nun im 3D-Viewer betrachtet werden.



Danksagung

Am Ende dieser Arbeit möchte ich mich bei jenen Personen bedanken, die mir stets mit Rat und Tat zur Seite standen, mich motivierten und mental unterstützten.

Zuerst möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel für die Bereitstellung aller Geräte und Materialien bedanken.

Mein großer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. med. dent. Karl-Heinz Kunzelmann, den ich bereits als Student in den Vorlesungen für seine spannenden wissenschaftlichen Arbeiten bewundert habe, mich dabei auch zu einer kritischen Hinterfragung ermutigte und in mir ein großes Interesse an der konservierenden Zahnheilkunde geweckt hat. Ich danke ihm von ganzem Herzen für die Überlassung dieses spannenden Themas und für seine gute Betreuung.

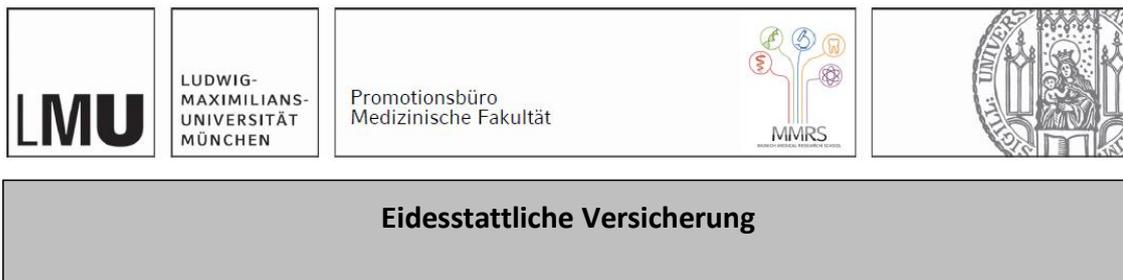
Ebenso möchte ich meiner lieben Betreuerin Dr. med. dent. Dalia Kaisarly danken. Schon als Student im Phantom III schätzte ich sie als Assistenz Zahnärztin ganz besonders für ihre freundliche und liebenswerte Art, ihre guten Tipps und ihr Fachwissen. Als Betreuerin meiner Doktorarbeit stand sie mir zu jeder Uhrzeit, ob persönlich, per Mail oder am Telefon, immer hilfsbereit zur Seite, motivierte mich stets weiterzumachen, hatte immer Geduld mit mir und ein offenes Ohr für jedes Problem. Ohne sie wäre alles viel schwerer gewesen. Ganz lieben Dank für alles.

Des Weiteren möchte ich Frau Gisela Dachs und Frau Eva Köbele ganz herzlich danken. Sie hatten auch jederzeit ein offenes Ohr, waren anregende Gesprächspartnerinnen und standen bei Problemen immer hilfsbereit zur Seite. Ganz lieben Dank an Frau Dachs auch für die Erstellung der Fotos.

Ebenso gilt mein Dank Herrn Thomas Obermeier, der bei Problemen mit dem Computer immer erreichbar war und sich schnell um eine Lösung bemühte.

Ganz besonders möchte ich auch meiner Familie danken, ganz vorneweg meinem Vater und meinem Ehemann Thai Khoem, die mich während des Studiums und der Doktorarbeit immer motivierten weiterzumachen. Meinem Ehemann gilt zusätzlich Dank dafür, dass er immer geduldig mit mir war und stets Verständnis dafür aufbrachte, wenn ich wegen der Doktorarbeit keine Zeit für ihn hatte.

Affidavit



Eidesstattliche Versicherung

Meierhofer, Daniel Josef

Name, Vorname

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

**Auswirkungen eines flowable Liners
auf die Schrumpfungsvektoren
sowie auf die volumetrische Schrumpfung
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.

Erding, 12.12.2022

Daniel Josef Meierhofer

Ort, Datum

Unterschrift Doktorand