

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München



**Schrumpfungsvektoren in dreiflächigen Füllungen bei unterschiedlicher  
Applikation von Bulk-Fill Kompositen**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Jan Nicolas Reuver

aus

Speyer

Jahr

2025

---

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Erste Gutachterin: PD Dr. med. dent. Dalia Kaisarly  
Zweiter Gutachter: Prof. Dr. Moataz Elgezawi  
Dritter Gutachter: PD Dr. Dr. Oliver Schubert

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 21. November 2025

---

Hinweis:

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen und Gebrauchsbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein patent- oder urheberrechtlicher Schutz besteht.

# Inhaltsverzeichnis

<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>7</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>9</b>
<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>11</b>
<b>TABELLENVERZEICHNIS .....</b>	<b>13</b>
<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>14</b>
<b>1 EINLEITUNG .....</b>	<b>15</b>
<b>2 LITERATURÜBERSICHT.....</b>	<b>16</b>
<b>2.1 KARIES.....</b>	<b>16</b>
2.1.1 HÄUFIGKEIT VON KARIES .....	16
2.1.2 THERAPIE DER KARIES .....	16
<b>2.2 KOMPOSITE .....</b>	<b>17</b>
2.2.1 ZUSAMMENSETZUNG DER KOMPOSITE .....	18
<b>2.3 LICHTHÄRTUNG - KLINISCHE ASPEKTE .....</b>	<b>20</b>
<b>2.4 BULK-FILL-KOMPOSITE .....</b>	<b>21</b>
2.4.1 TETRIC POWERFILL UND TETRIC POWERFLOW .....	23
2.4.2 FILTEK ONE BULK FILL UND FILTEK BULK FILL FLOWABLE.....	24
<b>2.5 SCHRUMPUNG DER KOMPOSITE.....</b>	<b>25</b>
2.5.1 POLYMERISATIONSTRESS .....	26
2.5.2 METHODEN ZUR MESSUNG DER POLYMERISATIONSSCHRUMPUNG.....	28
<b>3 ZIELSETZUNG .....</b>	<b>36</b>
<b>4 MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>37</b>
<b>4.1 HERSTELLUNG DER PROBEN .....</b>	<b>37</b>
4.1.1 VERSUCHSZÄHNE.....	37

---

4.1.2	VORBEREITEN DES KOMPOSITIS .....	41
4.1.3	GRUPPEN.....	41
4.1.4	LICHTHÄRTUNG.....	46
<b>4.2</b>	<b>MIKRO-TOMOGRAPHISCHE UNTERSUCHUNG .....</b>	<b>47</b>
<b>4.3</b>	<b>SCHRUMPFUNGSVEKTOREN .....</b>	<b>48</b>
4.3.1	STARRE REGISTRIERUNG „RIGID REGISTRATION“ .....	48
4.3.2	SPHÄRENSEGMENTIERUNG UND SPHÄRENREGISTRIERUNG: BERECHNUNG DER SCHRUMPFUNGSVEKTOREN .....	49
4.3.3	ERMITTLUNG DER AUSWERTUNGSPARAMETER .....	50
<b>4.4</b>	<b>VOLUMETRISCHE SCHRUMPFUNG .....</b>	<b>52</b>
<b>4.5</b>	<b>RASTERELEKTRONENMIKROSKOPIE-AUFNAHMEN (REM) .....</b>	<b>53</b>
<b>4.6</b>	<b>STATISTISCHE AUSWERTUNG .....</b>	<b>55</b>
<b>5</b>	<b><u>ERGEBNISSE .....</u></b>	<b><u>56</u></b>
<b>5.1</b>	<b>EINSTELLUNG DER AUSWERTUNGSPARAMETER .....</b>	<b>56</b>
5.1.1	PARAMETER FÜR GLASKUGELN ODER SPHÄREN (GLASS SPHERE PARAMETERS) .....	57
5.1.2	PARAMETER DES SPHÄRIZITÄTSTESTS (SPHERICITY TEST PARAMETERS) .....	59
<b>5.2</b>	<b>WERTE DER SCHRUMPFUNGSVEKTOREN.....</b>	<b>61</b>
<b>5.3</b>	<b>SCHRUMPFUNGSVEKTOREN UND VOLUMETRISCHE SCHRUMPFUNG .....</b>	<b>64</b>
5.3.1	GRUPPE 1 BULK-POWERFILL .....	64
5.3.2	GRUPPE 2 WAND-POWERFILL.....	68
5.3.3	GRUPPE 3 BULK-POWERFLOW .....	72
5.3.4	GRUPPE 4 BULK-FILTEK ONE .....	76
5.3.5	GRUPPE 5 WAND-FILTEK ONE.....	79
5.3.6	GRUPPE 6 BULK-FILTEK-BF-FLOWABLE .....	82
<b>6</b>	<b><u>DISKUSSION.....</u></b>	<b><u>84</u></b>
<b>6.1</b>	<b>DISKUSSION DER ERGEBNISSE .....</b>	<b>84</b>
<b>6.2</b>	<b>DISKUSSION VON MATERIAL UND METHODE.....</b>	<b>92</b>
<b>7</b>	<b><u>FAZIT .....</u></b>	<b><u>101</u></b>
<b>8</b>	<b><u>AUSBLICK.....</u></b>	<b><u>102</u></b>

---

<b><u>9</u></b>	<b><u>ANHANG.....</u></b>	<b><u>103</u></b>
<b>9.1</b>	<b>VORVERSUCHE.....</b>	<b>103</b>
9.1.1	HERSTELLUNG EINES ADAPTERS KAUSIMULATOR - $\mu$ -CT.....	103
9.1.2	VISUALISIERUNG VON LEAKAGE ANHAND VON SILBERNITRATLÖSUNG .....	104
<b>9.2</b>	<b>NACHWEIS DER ETHIKKOMMISSION .....</b>	<b>105</b>
<b><u>10</u></b>	<b><u>LITERATURVERZEICHNIS .....</u></b>	<b><u>106</u></b>
<b><u>11</u></b>	<b><u>DANKSAGUNG .....</u></b>	<b><u>120</u></b>
<b><u>12</u></b>	<b><u>AFFIDAVIT.....</u></b>	<b><u>121</u></b>
<b><u>13</u></b>	<b><u>PUBLIKATIONSLISTE .....</u></b>	<b><u>122</u></b>

## Zusammenfassung

Komposite werden regelmäßig zur Restauration von kariösen Läsionen und anderer Zahnhartsubstanzverluste genutzt, da sie gegenüber anderer Füllungsmaterialien große Vorteile bieten. In den letzten Jahren haben Bulk-Fill-Komposite Einzug in die Praxis gehalten, um auch ausgedehnte Kavitäten effizient und schnell zu füllen. Der plastische Füllungswerkstoff wird in die konditionierte Kavität appliziert und härtet anschließend durch Polymerisation aus. Die damit verbundene Schrumpfung des Komposits führt zu Spannungen im Bereich des Adhäsivverbunds, wodurch Komplikationen, wie Spaltbildung oder Ablösung begünstigt werden.

Nachdem vorherigen Arbeiten grundlegende Einflussfaktoren auf die Polymerisations-schrumpfung in ein- und zweiflächigen Füllungen untersucht wurden, sollen in der vorliegenden Studie Bulk-Fill-Komposite in einer dreiflächigen Kavität hinsichtlich der Schrumpfung evaluiert werden. Die Kavität setzt sich aus einem 6 mm und einem 4 mm tiefen approximalen Kasten sowie einem 3 mm zentralen Isthmus zusammen.

Zur Untersuchung wurden jeweils ein hochvisköses und ein fließfähiges Bulk-Fill-Komposit zweier Hersteller (Ivoclar, Schaan, Lichtenstein und 3M, Seefeld, Deutschland) in drei verschiedenen Schichtungsweisen miteinander kombiniert: Tetric PowerFlow, Tetric PowerFill (Ivoclar) und Filtek Bulk Fill Flowable, Filtek One Bulk Fill (3M). Als Adhäsive wurden die Universaladhäsive Adhese Universal (Ivoclar) und Scotchbond Universal (3M) der entsprechenden Hersteller im self-etch Modus verwendet.

Es wurden drei Schichtungsweisen mit den entsprechenden Materialien beider Hersteller durchgeführt, sodass insgesamt 6 Gruppen mit je 9 Proben untersucht wurden. Die erste Schichtungsweise setzte sich zusammen aus einem 2 mm Inkrement fließfähigem Komposit im tiefen Kasten, sowie einem zweiten Inkrement in bulk bestehend aus stopfbarem Komposit anhand dessen die ganze Kavität gefüllt wurde. Bei der zweiten Schichtungsweise wurde wieder der tiefe Kasten mit fließfähigem Komposit restauriert, bevor die approximalen Wände mit stopfbarem Komposit aufgebaut wurden. In einem weiteren Inkrement wurde schließlich der zentrale Anteil mit stopfbarem Komposit aufgefüllt. Die dritte Schichtungsweise bestand aus einem, den gesamten Kavitätenboden bedeckenden Inkrement fließfähigem Komposit und einer 2 mm Deckschicht aus stopfbarem Komposit. Die Untersuchung fand mittels Mikrocomputertomographie (Mikro-CT) statt indem vor und nach der Polymerisation jeweils ein Scan durchgeführt wurde. Durch eine Software wurden die Zähne überlagert, die Verschiebung kleiner Sphären (eingebettete Glaskugeln) im Komposit konnte ermittelt und die Schrump-

fung schließlich als Vektorenfeld dargestellt werden. Darüber hinaus wurde die volumetrische Schrumpfung der einzelnen Inkremente mit der Software Fiji gemessen. Drei Proben je Gruppe wurden schließlich in mesio-distaler Richtung geteilt und das Zahn-Komposit-Interface mittels Raster-Elektronen-Mikroskop (REM) untersucht.

Die Ergebnisse zeigten signifikante Unterschiede für die Werte der Schrumpfungsvektoren in den verschiedenen Inkrementen. Große Vektoren wurden in Inkrementen mit großen Volumina gemessen, kleine Inkremente führten zu geringeren Werten. So wurden kleine Vektoren in der ersten und zweiten Schichtungsweise im tiefen Kasten berechnet (12,5 – 13,1  $\mu\text{m}$  für Tetric PowerFlow, Ivoclar und 17,6 – 19,3  $\mu\text{m}$  für Filtek Bulk Fill Flowable, 3M). Auch zeigten die fließfähigen Bulk-Fill-Komposite große Vektoren, vor allem in der dritten Schichtungsweise (22,2  $\mu\text{m}$  und 34,8  $\mu\text{m}$ ). Insgesamt zeigten die Vektoren, wie in zuvor durchgeführten Studien, von der freien Oberfläche und den Matrizen hin zum Adhäsivverbund. Jedoch waren in einigen Proben Vektoren vom Kavitätenboden abgewandt, was zum Teil mit einer Auflösung des Zahn-Komposit-Verbundes in den REM-Bildern korrelierte.

Die Werte der Vektoren für die Materialien von 3M (Filtek Bulk Fill Flowable und Filtek One Bulk Fill) waren für die entsprechenden Inkremente insgesamt höher. Da die Ergebnisse dieser Studie aus in-vitro Untersuchungen stammen, können sie jedoch nicht direkt in die Praxis übertragen werden. In der Zukunft sollte die Methode mit weiteren Untersuchungen kombiniert werden, um mehr Rückschlüsse ziehen zu können und die Aussagekraft der Ergebnisse zu erhöhen.

Möglichkeiten für fortsetzende Studien:

- Zusätzliche Kausimulation mit anschließender Materialtestung
- Zusätzliche Messung der Schrumpfungsspannung
- Untersuchung weiterer Komposit- und Adhäsivkombinationen
- Schrumpfungsvektoren in Klasse V Kavitäten und endodontischen Zugängen

Alle Gruppen zeigten günstige Vektorenfelder bei denen die Schrumpfung überwiegend in Richtung des Zahns gerichtet war. Eine klare Empfehlung zu einer Schichtungsweise oder Materialkombination kann nicht abgeleitet werden. Das Einbringen eines Flowable-Liners und das Schichten in kleineren Inkrementen scheint auch im Zeitalter der Bulk-Fill-Komposite Vorteile im Umgang mit der Polymerisationsschrumpfung zu bringen.



---

## Abstract

Composites are regularly used to restore carious lesions and other tooth structure losses, as they offer major advantages over other filling materials. In recent years, bulk-fill composites have found their way into dental practices to fill even extensive cavities efficiently and quickly. The plastic filling material is applied to the conditioned cavity and then hardens through polymerization. The associated shrinkage of the composite leads to stresses at the sites of interfacial adhesive bonds, which promotes complications such as gap formation or detachment.

Previous studies investigated the basic factors influencing polymerization shrinkage in single- and double- surface fillings. In the present study polymerization shrinkage of bulk-fill composites in a three-surface mod cavity were evaluated. The cavity consisted of a 6 mm deep proximal box at one side and a less deep (4 mm) proximal box on the other side as well as a central isthmus (3 mm deep).

A highly viscous and a flowable bulk-fill composite from two manufacturers (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein and 3M Seefeld, Germany) were combined in three different layering methods: Tetric PowerFlow, Tetric PowerFill (Ivoclar) and Filtek Bulk Fill Flowable, Filtek One Bulk Fill (3M) The adhesives used were the universal adhesives Adhese Universal (Ivoclar) and Scotchbond Universal (3M) from the respective manufacturers in self-etch mode.

Three layering methods were carried out with the corresponding materials from both manufacturers, so that a total of 6 groups with 9 samples each were examined. The first layering method consisted of a 2 mm increment of flowable composite in the deep box and a second increment in bulk consisting of hybrid composite, which was used to fill the entire cavity.

In the second layering technique, the deep box was again restored with flowable composite before the proximal walls were built up with a hybrid composite. Finally, in a further increment, the central part was filled with a hybrid composite. The third layering technique consisted of a large increment of flowable composite covering the entire cavity floor and a 2 mm top layer of a hybrid composite. The examination was carried out using micro-computed tomography (micro-CT) by taking a scan before and after polymerization. The teeth were superimposed using a software, the displacement of small spheres in the composite was determined and the shrinkage was finally displayed as a vector field. In addition, the volumetric shrinkage of the individual increments was measured using the Fiji software. Finally, three samples per group were divided in the mesio-distal

direction and the tooth-composite interface was examined using a scanning electron microscope (SEM).

The results showed significant differences for the values of the shrinkage vectors in the different increments. Large vectors were measured in increments with large volumes, small increments led to lower values. Small vectors were calculated in the first and second layering in the deep box (12.5 - 13.1  $\mu\text{m}$  for Tetric PowerFlow, Ivoclar and 17.6 - 19.3  $\mu\text{m}$  for Filtek Bulk Fill Flowable, 3M). The flowable bulk-fill composites also showed large vectors, especially in the third layering (22.2  $\mu\text{m}$  and 34.8  $\mu\text{m}$ ). Overall, as in previous studies, the vectors were from the free surface and matrices to the adhesive bond. However, in some samples, vectors were directed away from the cavity floor, which correlated in part with a dissolution of the tooth-composite bond in the SEM images.

The values of the vectors for Filtek Bulk Fill Flowable, Filtek One Bulk Fill, 3M were higher overall for the corresponding increments. However, as the results of this study originated from in-vitro investigations, they cannot be directly transferred to practice. In the future, the method should be combined with further investigations in order to be able to draw more conclusions and increase the significance of the results.

Opportunities for further studies:

- Additional chewing simulation with subsequent material testing
- Additional measurement of the shrinkage stress
- Investigation of further composite and adhesive combinations
- Shrinkage vectors in class V cavities and endodontic accesses

All groups showed favorable vector fields in which the shrinkage was predominantly directed towards the tooth. A clear recommendation for one specific layering method or material combination cannot be derived. The application of a flowable liner and layering in smaller increments seems to offer advantages in dealing with polymerization shrinkage even in case of bulk-fill composites.

## Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1 METHODEN ZUR MESSUNG DER POLYMERISATIONSSCHRUMPUNG .....	29
ABBILDUNG 2 ÜBERSICHT DES ARBEITSABLAUFS DIESER STUDIE .....	37
ABBILDUNG 3 DIMENSIONEN DER KAVITÄT MIT MARKIERTER SCHMELZ-ZEMENT-GRENZE (SZG) .....	38
ABBILDUNG 4 VORBEREITEN DER PROBEN .....	40
ABBILDUNG 5 ABGEWOGENES KOMPOSIT MIT GLASKÜGELCHEN VOR DEM VERMISCHEN .....	41
ABBILDUNG 6 ÜBERSICHT DER GRUPPEN MIT DEN EINGEBRACHTEN INKREMENTEN UND DEN DURCHFÜHRTEN SCANS .....	42
ABBILDUNG 7 IN DIESER STUDIE VERWENDETE KOMPOSITE UND ADHÄSIVE .....	45
ABBILDUNG 8 GERÄTE ZUR STANDARDISIERTEN LICHTPOLYMERISATION .....	46
ABBILDUNG 9 MIKRO-CT 40, SCANCO MEDICAL AG .....	47
ABBILDUNG 10 VORBEREITUNG DER $\mu$ -CT-SCANS AUF DIE STARRE REGISTRIERUNG: AUSWAHL DER PROBE MIT DER CROP-FUNKTION (ROTER KASTEN) .....	48
ABBILDUNG 11 MIKRO-CT SCANS DER UNTERSCHIEDLICHEN KOMPOSITE WEISEN VERSCHIEDENE RÖNTGENDICHTEN AUF (A) TETRIC POWERFLOW UND POWERFILL; (B) FILTEK BULK FILL FLOWABLE UND FILTEK ONE .....	51
ABBILDUNG 12 BERECHNUNG DER VOLUMETRISCHEN SCHRUMPUNG MIT FIJI .....	53
ABBILDUNG 13 RASTERELEKTRONENMIKROSKOP ZEISS GEMINI® FESEM, SUPRATM 55VP, CARL ZEISS ..	54
ABBILDUNG 14 POSITIONEN 1-10 DER REM-BILDER IM SAGGITALSCHNITT ENTLANG DES FÜLLUNGSRANDS ...	55
ABBILDUNG 15 FEHLENDE ODER WENIGE VEKTOREN IM ZENTRALEN BEREICH DER FÜLLUNGEN (ROTER KREIS) (A) TETRIC POWERFLOW UND POWERFILL; (B) FILTEK BULK FILL FLOWABLE UND FILTEK ONE .....	56
ABBILDUNG 16 ANPASSUNG DER GRAUWERTPARAMETER UND DEREN FOLGEN FÜR DIE AUSWERTUNG .....	58
ABBILDUNG 17 IDENTIFIZIERTE SPHÄREN MIT DER EINSTELLUNG SPHERECITYMAXIMUMALLOWEDDEVIATION: 0.15: IM ZENTRALEN BEREICH DER FÜLLUNG WERDEN KAUM SPHÄREN IDENTIFIZIERT .....	60
ABBILDUNG 18 IDENTIFIZIERTE SPHÄREN MIT DER EINSTELLUNG SPHERECITYMAXIMUMALLOWEDDEVIATION: 0.30: AUCH IM ZENTRALEN BEREICH DER FÜLLUNG WERDEN VEKTOREN IDENTIFIZIERT, IM BEREICH DES FLIEßFÄHIGEN KOMPOSITS WERDEN SEHR VIELE VEKTOREN IDENTIFIZIERT .....	60
ABBILDUNG 19 STRAHLENAUFHÄRTUNG IM ZENTRALEN FÜLLUNGSBEREICH .....	61
ABBILDUNG 20 VEKTORENFELDER DER GRUPPE 1 BULK-POWERFILL .....	65
ABBILDUNG 21 VOLUMETRISCHE SCHRUMPUNG DER GRUPPE 1 BULK-POWERFILL .....	66
ABBILDUNG 22 GRUPPE 1-BULK-POWERFILL REM-AUFNAHMEN DES ADHÄSIVVERBUNDES IN 200-FACHER VERGRÖßERUNG .....	67
ABBILDUNG 23 VEKTORENFELDER DER GRUPPE 2-WAND-POWERFILL .....	69
ABBILDUNG 24 VOLUMETRISCHE SCHRUMPUNG DER GRUPPE 2-WAND-POWERFILL .....	70

ABBILDUNG 25 GRUPPE 2 WAND-POWERFILL REM-AUFNAHMEN DES KAVITÄTENBODENS IN 200-FACHER VERGRÖßERUNG .....	71
ABBILDUNG 26 VEKTORENFELDER DER GRUPPE 3-BULK-POWERFLOW .....	73
ABBILDUNG 27 VOLUMETRISCHE SCHRUMPFUNG DER GRUPPE 3-BULK-POWERFLOW .....	74
ABBILDUNG 28 GRUPPE 3-BULK-POWERFLOW REM-AUFNAHMEN DES KAVITÄTENBODENS IN 200-FACHER VERGRÖßERUNG .....	75
ABBILDUNG 29 VEKTORENFELDER DER GRUPPE 4-BULK-FILTEK ONE .....	77
ABBILDUNG 30 GRUPPE 4-BULK-FILTEK ONE REM-AUFNAHMEN DES KAVITÄTENBODENS IN 200-FACHER VERGRÖßERUNG GRUPPE 5-WAND-FILTEK ONE .....	78
ABBILDUNG 31 VEKTORENFELDER DER GRUPPE 5-WAND-FILTEK ONE .....	80
ABBILDUNG 32 GRUPPE 5-WAND-FILTEK ONE REM-AUFNAHMEN DES KAVITÄTENBODENS IN 200-FACHER VERGRÖßERUNG .....	81
ABBILDUNG 33 GRUPPE 6-BULK-FILTEK-BULK-FILL-FLOWABLE .....	82
ABBILDUNG 34 GRUPPE 6-BULK-FILTEK-BULK-FILL-FLOWABLE REM-AUFNAHMEN DES KAVITÄTENBODENS IN 200-FACHER VERGRÖßERUNG .....	83
ABBILDUNG 35 VERSCHIEDEN DICKER SCHMELZ NACH ABFLACHUNG DER HÖCKER.....	93
ABBILDUNG 36 MODIFIKATION DES KAU-SIMULATOR-PROBENHALTERS(A) UND (B): ABGEDREHTER KAUSIMULATOR-HALTER MIT NUT UND PATTERN-RESIN ADAPTER; (C) BIS (E): $\mu$ CT-PROBENHALTER MIT ADAPTER UND KAUSIMULATOR-HALTER .....	103
ABBILDUNG 37 $\mu$ -CT-SCAN MIT SILBERNITRAT .....	104

---

## Tabellenverzeichnis

TABELLE 1 IN DIESER STUDIE VERWENDETE KOMPOSITE UND ADHÄSIVE.....	44
TABELLE 2 MITTELWERTE DER SCHRUMPFUNGSVEKTOREN IN $\mu\text{M}$ , STANDARDABWEICHUNG UND SIGNIFIKANTE UNTERSCHIEDE ZWISCHEN DEN INKREMENTEN.....	63

---

## Abkürzungsverzeichnis

BisEMA	2,2-Bis[4-Methacryloxypolyethoxyphenyl]Propane
BisGMA	2,2-bis[4-(2-Hydroxy-3-Methacryloxypropoxy)Phenyl-Propane
FBF	Filtek Bulk Fill Flowable
FEA	Finite-Elemente-Analyse
FOB	Filtek One Bulk Fill
Gew%	Gewichtsprozent
h	Stunde
mm	Millimeter
nm	Nanometer
OCT	Optische Kohärenztomografie
PFI	Tetric PowerFill
PFL	Tetric PowerFlow
Procrylat	2,2-Bis[4-(3-Methacryloxypropoxy)Phenyl]Propane
REM	Rasterelektronenmikroskop
UDMA	Urethane Dimethacrylate
µm	Mikrometer
µ-CT	Mikro-Computertomografie

# 1 Einleitung

Weltweit gibt es immer noch viele Länder mit einer hohen Kariesprävalenz. Um die Kaufunktion langfristig zu erhalten, besteht die Therapie im Entfernen des infizierten Gewebes und dem Wiederherstellen der Zahnform mit einer Restauration. Hierzu stehen unterschiedliche direkte und indirekte Restaurationsarten, mit verschiedenen Vor- und Nachteilen, zur Verfügung. Direkte Kompositfüllungen eignen sich gut, um auch größere Zahnhartsubstanzdefekte zu ersetzen und haben sich als Restaurationsmaterial etabliert (Bitter et al. 2021). Durch den adhäsiven Verbund zum Zahn, kann dieser schonend und langfristig versorgt werden. Klinische Studien zeigen, dass auch nach 29 Jahren intakte Kompositfüllungen in Funktion sind (Montag et al. 2018).

Komposite schrumpfen bei der Polymerisation um circa 2 – 4 Vol%, wodurch Spannungen innerhalb des Materials und im Verbund zum Zahn entstehen. Diese Spannungen können die Integrität der Restauration beeinträchtigen (Rosatto et al. 2015). In den letzten Jahren sind Bulk-Fill Komposite auf den Markt gekommen, um mit höheren Durchhärtetiefen von > 4 mm das klinische Prozedere zu vereinfachen. Damit verbunden waren Modifikationen zur Reduzierung der Spannungen.

Seit langem steht das Schrumpfverhalten im Fokus der Kompositforschung. Es wurde eine Vielzahl an Methoden entwickelt, um die lineare und die volumetrische Schrumpfung einzelner Komposite zu berechnen. Auch wurden die negativen Auswirkungen auf die Restauration und den Zahn beleuchtet (Watts and Cash 1991).

1991 beschrieb Watts die Schrumpfung als Vektor, mit einem Betrag und einer Richtung (Watts and Cash 1991). Seit 2009 arbeitet das Team um Prof. Kunzelmann in München mit der Methode der Schrumpfungsvektoren von lichterhärtenden Kompositen. Dabei errechnet ein von Prof. Rösch entwickeltes Computerprogramm, anhand von Mikro-Computertomographischen-Scans, die Verschiebung von Sphären während der Polymerisation. Arbeiten von Chiang und Kaisarly gaben in den letzten Jahren viel Aufschluss über das Ausmaß und die Richtung der Schrumpfung in Klasse I Kavitäten. Dabei wurden verschiedene Materialien, Substrate, Haftbedingungen und Applikationsmethoden miteinander verglichen (Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2021c; Kaisarly 2014). Zuletzt wurde eine zweiflächige Kavität, wie sie im klinischen Alltag häufig vorkommt, untersucht (Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2022).

Die hier vorliegende Arbeit schließt sich in diese Reihe von Studien ein und soll mit Hilfe von Vektoren die Schrumpfung von Bulk-Fill-Kompositen in einer dreiflächigen Kavität visualisieren.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Karies

Karies ist eine multifaktorielle, durch Biofilm unterhaltene orale Erkrankung. Für den Beginn und die Entwicklung einer kariösen Läsion ist entscheidend, dass im Mund eines Wirts vorhandene Kohlenhydrate durch kariogene Mikroorganismen zu organischen Säuren (Gustafsson et al. 1954; Stephan 1944) verstoffwechselt werden. Diese Säuren lösen durch Demineralisation über die Zeit die anorganische Zahnhartsubstanz auf. Beim Gesunden steht diese Demineralisation mit einer Remineralisation im Gleichgewicht. Die Remineralisation erfolgt durch Diffusion von Calcium und Phosphat aus dem gesättigten umgebenden Milieu. Geht das Gleichgewicht längerfristig verloren, überwiegt die Demineralisation und Karies entsteht. Zahnschmelz geht ab einem pH-Wert von 5,5, Dentin ab einem Wert von 6,2 in Lösung über (Ritter et al. 2015).

Bei ausbleibender Therapie der Karies kann diese bis zur Pulpa fortschreiten und im Verlauf zu pulpitischen Beschwerden und Nekrosen der Pulpa führen. Mögliche Folgen sind ausgedehnte Entzündungsprozesse mit den typischen Zeichen Schwellung, Rötung, Überwärmung, Schmerzen und Funktionseinschränkung im Bereich des Alveolarfortsatzes. Als Komplikationen können eine Abszedierung und Fistelungen auftreten (Monse et al. 2010).

#### 2.1.1 Häufigkeit von Karies

Karies stellt weltweit mit 2,3 Milliarden Erwachsenen und 560 Millionen Kindern die häufigste chronische Erkrankung dar (Vos et al. 2016). Vor allem Zentral- und Westeuropa, Nordamerika, Australien, Brasilien, Chile und Peru wiesen hohe DMFT-Werte bei Erwachsenen mittleren Alters auf. In einigen Industrienationen ist ein Rückgang von Karies vor allem bei Kindern zu beobachten. Dies konnte durch effektive Fluoridierung, Änderung der Lebensgewohnheiten und verbesserte Mundhygiene erreicht werden (Petersen et al. 2005).

#### 2.1.2 Therapie der Karies

Das Therapiekonzept einer Karies wird durch die Größe der Läsion und des individuellen Kariesrisikos des Patienten beeinflusst. In jedem Fall ist eine Instruktion zur Verbesserung der Mundhygiene und der Aufklärung über Ernährungsgewohnheiten angezeigt



(Mejäre et al. 2014). Die Therapie kann dann entweder aus Monitoring oder einer invasiven Behandlung bestehen (Murdoch-Kinch and McLEAN 2003). Bei einer Dentinläsion oder dem Austausch erneuerungsbedürftiger Restaurationen ist ein invasives Vorgehen unumgänglich, um Zahnhartsubstanz zu ersetzen (Kielbassa and Ulrich 2014). Dazu werden heute meist adhäsiv verankerte Kompositfüllungen genutzt. Diese vereinen die Möglichkeit zahnschonend zu präparieren, gute Ästhetik und verhältnismäßig geringe Kosten. Aufgrund der kritischen Bewertung von Amalgam (Frankenberger et al. 2021) in Folge der Minamata Konvention (Fisher et al. 2018) und materialtechnischen Innovationen, werden Komposite inzwischen auch für ausgedehnte Restaurationen im Seitenzahnbereich empfohlen (Bitter et al. 2021). Eine Alternative stellt die indirekte Versorgung aus Keramik, Gold oder Komposite dar. Diese sind allerdings in der Regel mit hohen Kosten für den Patienten verbunden (Schardt 2016).

Studien zeigen langfristige Behandlungserfolge von Kompositfüllungen von bis zu 29 Jahren (Montag et al. 2018; Wilder Jr et al. 1999). In einer Untersuchung wurden vergleichbare oder bessere klinische Ergebnisse als mit Amalgam erzielt (Manhart et al. 2004).

Die Entwicklung von Bulk-Fill-Kompositen und Universaladhäsiven in den letzten Jahren soll das techniksensitive Einbringen der Komposite vereinfachen und es ermöglichen auch große Defekte zuverlässig und schnell zu restaurieren (Chesterman et al. 2017).

## 2.2 Komposite

Komposite sind zahnfarbene plastische Füllungsmaterialien. Zu Beginn der 1960er Jahre mischte Bowen Siliziumdioxidpartikel in eine Harzmatrix aus Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat (Bis-GMA). Ziel war es die physikalischen Eigenschaften des Polymernetzwerks zu verbessern (Bowen 1963).

Die drei Hauptbestandteile eines Komposits sind die organische Matrix, die Füllkörper sowie eine Verbundphase. Diese besteht aus 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxisilan (Silan) und bindet die Füller chemisch in die Harzmatrix ein. Zusätzlich werden Pigmente, Initiatoren und Inhibitoren eingemischt. Ist das Komposit in Form gebracht, härtet es durch Polymerisation aus und geht in einen festen Füllungswerkstoff über. Dabei bilden die Monomere über eine radikalische Polymerisationsreaktion ein Polymernetzwerk aus. Um die Reaktion zu starten, zerfallen Initiatoren zu Radikalen, die dann an den C=C Doppelbindungen der Monomere angreifen (Rullmann et al. 2012).

Es werden chemisch härtende, lichthärtende und dualhärtende Komposite unterschieden. Chemisch härtende Komposite werden aus zwei Pasten angemischt, die zum einen

Benzoylperoxid und zum anderen ein tertiäres Amin als Akzelerator beinhalten. Bei lichterhärtenden Kompositen werden, durch das Bestrahlen mit Blaulicht, Initiatoren angeregt und reagieren mit einem aliphatischen Amin. Dieser Komplex zerfällt in Radikale und startet so die Polymerisation. Dualhärtende Komposite besitzen sowohl chemische als auch fotosensitive Initiatoren (Wang et al. 2019).

Die Untersuchungen dieser Arbeit wurden zu modernen lichterhärtenden Kompositen durchgeführt. Weitere Erläuterungen zu dentalen Kompositen beziehen sich also primär auf die Gruppe der lichterhärtenden Vertreter.

## **2.2.1 Zusammensetzung der Komposite**

### **2.2.1.1 Matrix**

Die Matrix besteht aus Dimethacrylaten mit einem organischen Zwischenglied. Die Methylgruppen werden in einer radikalischen Polymerisationsreaktion umgesetzt und bilden ein Netzwerk aus. Die Moleküle liegen nicht mehr, durch schwache van der Waals Kräfte gebunden, locker nebeneinander, sondern sind kovalent verbunden. Dadurch nehmen sie weniger Raum ein, die Masse schrumpft. Die Umsatzrate gibt den Anteil der kovalent gebundenen Moleküle an der Gesamtzahl der Monomer-Moleküle an. Je höher die Umsatzrate ist, desto besser sind die mechanischen Eigenschaften. Das Zwischenglied ist verantwortlich für die physikalischen Eigenschaften, das Ausmaß der Schrumpfung, den Polymerisationsgrad und die Viskosität (Peutzfeldt 1997).

Die Polymerisationsschrumpfung bildet eine inverse Beziehung mit der Viskosität. Je größer das Monomer-Molekül, desto geringer die Schrumpfung und desto höher die Viskosität. Zwar zeigen niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposite eine höhere Schrumpfung als hochvisköse, besitzen in der Regel jedoch auch ein geringeres E-Modul und führen so zu geringeren Spannungen und folglich zu weniger Komplikationen, wie dem Ablösen vom Kavitätenboden (Kim et al. 2015).

### **2.2.1.2 Füller**

Der Fülleranteil beträgt bei modernen Kompositen zwischen 75 – 80 Gew% und macht somit einen Großteil der Masse aus. Die Optimierung des Fülleranteils hat das Ziel die mechanischen Eigenschaften des Komposits zu verbessern. Sie bestehen aus verschiedenen Quarz-, Keramik- und Siliziumdioxidpartikeln sowie Co-Polymerisaten. Die meisten Füllkörper besitzen dabei eine Größe von 1 – 2 µm oder weniger (Turssi et al. 2005). Um die Sichtbarkeit auf Röntgenbildern zu erhöhen, werden Schwermetalle wie Ytterbiumtrifluorid, Barium und Strontium zugesetzt (van Dijken et al. 1989).

Heutzutage enthalten Komposite häufig zusätzlich kleinere Füller im Nanometerbereich. Wenn durch Belastung diese Füllkörper aus der Matrix ausbrechen, bleiben nur geringe Fehlstellen in der Oberfläche zurück. Somit verbessert sich die Oberflächengüte (Marghalani 2010) und damit die Verschleißresistenz (Turssi et al. 2005). Darüber hinaus ergänzen die kleineren Partikel die Räume zwischen den größeren, verdrängen die Harzmatrix und steigern so den Anteil der Füller im Komposit. Mit steigendem Fülleranteil verbessern sich die Druckfestigkeit, Biegebruchfestigkeit, die Härte sowie das E-Modul (Masouras et al. 2008; Yadav and Kumar 2019). Auch die Polymerisationsschrumpfung verringert sich (Moszner and Klapdohr 2004). Durch moderne Fertigungsprozesse werden auch sogenannte Cluster hergestellt, wobei sich viele Nanofüller aneinanderlagern. Dies verringert die spezifische Oberfläche. Die Partikel wirken jedoch als einzelne Bestandteile. So entsteht ein exzellentes Verschleißverhalten und gute Polierbarkeit bei gleichzeitig guter Verarbeitungsmöglichkeit (Ritter et al. 2015).

Darüber hinaus haben die Füllkörper Einfluss auf die Lichthärtung. Ist ihre Größe kleiner als die benötigte Wellenlänge der Initiatoren, kann das Licht ungehindert durch sie hindurch (Fujita et al. 2011). Kleinere Füller führen so zu größeren Durchhärtetiefen.

Ein weiterer Faktor ist die chemische Bindung der anorganischen Füllkörper an die organische Matrix. Dies ist entscheidend für den Widerstand gegen physikalische Belastungen (Lim et al. 2002) und damit den Langzeiterfolg der Restauration.

### **2.2.1.3 Die Verbundphase und weitere Bestandteile**

Die organische Matrix und die anorganischen Füllkörper müssen chemisch gekoppelt werden, um einen innigen Verbund und damit verbesserte mechanische Eigenschaften zu erhalten. Dies geschieht über funktionelle Moleküle, welche mit einem Teil an die organischen Polymere und mit dem anderen an die anorganischen Füller binden (Tee et al. 2007). Silane eignen sich besonders gut, da sie mit Alkoxy-Gruppen auf der einen Seite kovalent an die OH-Gruppen der anorganischen Füller binden. Am anderen Molekülende kann der Rest, je nach verwendeter Matrix, für eine optimale Bindung angepasst werden (Shokoohi et al. 2008). So werden wichtige Eigenschaften der Komposite wie Zug- und Biegefestigkeit sowie die Frakturresistenz erhöht (Shokoohi et al. 2008). Essenzieller Bestandteil sind weiterhin die Lichtinitiatoren. Inhibitoren ermöglichen eine längere Lagerung und Verarbeitungszeit, da sie frühzeitig entstehende Radikale binden, ohne dabei den Polymerisationsstart durch die Polymerisationslampe zu beeinträchtigen. Zugesezte Pigmente, die häufig aus Eisenoxiden bestehen, schaffen eine große Farbauswahl, mit der ästhetische Restaurationen hergestellt werden können (Hellwig et al. 2013).

### 2.3 Lichthärtung - klinische Aspekte

1976 legte Bassiouny von der Turner School of Dentistry in Manchester die erste, mit sichtbarem Licht polymerisierte, Kompositfüllung (Bassiouny and Grant 1978). Heute werden die meisten direkten Kompositrestaurationen durch Polymerisationslampen mit einem Lichtspektrum von 380 – 520 nm ausgehärtet. Es können Plasma-, Halogen- und LED-Geräte verwendet werden (Price et al. 2015). Plasma und Halogen-Lampen zeichnen sich durch ein breites und gleichmäßig verteiltes Lichtspektrum aus und härten somit zuverlässig die meisten Materialien (Paulo et al. 2007). In den letzten Jahren haben sich (Polywave-) LED-Lampen auf Grund ihrer hohen Lichtintensitäten verbreitet. Die Hersteller versprechen mit diesen Geräten eine schnellere Polymerisation und Zeitersparnis im klinischen Alltag. Allerdings konzentriert sich ihr Spektrum auf Emissionsmaxima um 395 - 410 nm und 450 – 470 nm. Daher müssen, für eine suffiziente Polymerisation, die zu härtenden Komposite mit ihren Initiatoren auf die Lampen abgestimmt sein (Price and Felix 2009).

Des Weiteren ist darauf zu achten, dass das Komposit ausreichend stark und lange bestrahlt wird, um eine hohe Konversionsrate der Monomere sicherzustellen (Bragança et al. 2020; Rueggeberg et al. 2017).

Dabei ergibt sich die Gesamtenergie aus der Bestrahlungsstärke pro Fläche und der Zeit (Dewaele et al. 2009). Mit steigendem Abstand des Lichtleiters zum Komposit, nimmt die Intensität des Lichts stark ab. So fanden Price et al., dass in 6 mm Abstand die Lichtintensität nur noch 50% betrug (Price et al. 2000). Die korrekte Führung der Polymerisationslampe durch den Behandler ist daher essentiell (Federlin and Price 2013). Dabei ist auf einen dauerhaft geringen Abstand zwischen Komposit und Lichtaustrittsfenster zu achten. Bei tiefen approximalen Kästen oder endodontischen Zugangsöffnungen ist ein vergrößerter Abstand zwischen Lampe und Komposit unvermeidbar. Dies kann zu einer insuffizienten Polymerisation und negativen Materialeigenschaften führen (Shortall et al. 2013).

So verringert sich die Haftung zum Zahn (Ferreira et al. 2011) und die Härte nimmt ab (Rueggeberg, Giannini et al. 2017, Bragança, Vianna et al. 2020). Bereits 1997 zeigten Ferracane et al., in einer klinischen Studie, dass die Performance von Kompositen, bei inadäquater Härtung, signifikant nachlässt (Ferracane et al. 1997).

In Folge insuffizienter Polymerisation steigt die Freisetzung von Monomeren (Polydorou et al. 2009). In vitro Versuche haben Methacrylaten, die in verschiedenen Kompositen enthalten sind, mutagenes Potential nachgewiesen, (Kleinsasser et al. 2006).

Die Polymerisation durch Licht hat viele Vorteile, wie eine längere Verarbeitungszeit, das zügige Härten und eine hohe Konversionsrate. Jedoch ist auf die korrekte Durchführung zu achten, um nicht den Erfolg der Restauration durch eine insuffiziente Polymerisation zu gefährden.

## 2.4 Bulk-Fill-Komposite

Lichthärtende Komposite werden in einzelnen Inkrementen appliziert, um sicherzustellen, dass die gesamte Füllung ausreichend polymerisiert wird (Lindberg et al. 2005a). Auch soll so die Polymerisationsschrumpfung kompensiert werden (Braga et al. 2005; Ferracane 2005; 2008; Kwon et al. 2012). Auf Grund dessen, war viele Jahre die Schichtstärke auf 2 mm begrenzt (Pianelli et al. 1999). Das Einbringen in Schichten hat verschiedene Nachteile. Es besteht ein erhöhtes Risiko für Hohlräume zwischen den einzelnen Inkrementen. Auch die Verarbeitungszeit steigt und damit das Risiko für Kontamination während der Behandlung, z. B. durch Speichel oder Blut (Abbas et al. 2003).

In den 2000er Jahren entwickelte Dentsply mit QuiXfil das erste Bulk-Fill-Komposit, um diesen Problemen zu begegnen (Franz et al. 2006). Damit konnten Inkremente bis zu 4 mm Tiefe eingebracht und sicher ausgehärtet werden (Roggendorf et al. 2011). In den letzten Jahren sind zahlreiche niedrig- und hochvisköse Bulk-Fill-Komposite auf den Markt gekommen. Seit 2009 hat sich das fließfähige SDR Komposit weit verbreitet und wurde vielfach untersucht (Ilie and Hickel 2011; Rullmann et al. 2012). Alle Bulk-Fill-Komposite vereint eine Durchhärtetiefe von > 4 mm, die durch Optimierung verschiedener Bestandteile erreicht wird. Es wurden die Füllkörper und die Harzmatrix angepasst, so dass das Licht bis in die Tiefe, des zu härtenden Inkrements, durchdringt. Auch wurden neue Lichtinitiatoren entwickelt, die eine effizientere Umsetzung der Monomere garantieren (Kowalska et al. 2021).

Zum einen wird durch weniger und größere Füllkörper eine geringere Lichtstreuung erreicht (Taira et al. 1994). Des Weiteren wurden die Brechungsindices der Füller und der Matrix aufeinander abgestimmt (Kramer et al. 2008). So werden Komposite transluzenter und das Polymerisationslicht kann tiefer eindringen (Aloui et al. 2016).

Zusätzlich wurde auch die Matrix optimiert. Das niedrigvisköse SDR Komposit von Dentsply enthält ein UDMA-Monomer mit photoaktiven Gruppen, um einen höheren Konversionsgrad zu erreichen. Das UDMA ist flexibler als das sonst verwendete Bis-GMA und erlaubt durch seine NH-Gruppen einen Kettentransfer. Dadurch sind die Radikale beweglicher und können besser untereinander reagieren (Sideridou et al. 2002).

Neben den Füllern und der Matrix wurden auch die Photoinitiatoren weiterentwickelt. Die Aktivierung des Initiators durch elektromagnetische Energie fußt auf einer exakten Elektronenkonfiguration des Moleküls und der Wellenlänge des Photons. Jedes Photon kann dabei nur ein Molekül aktivieren (Ritter et al. 2015).

Bulk-Fill Materialien besitzen neben dem Typ-I Initiator Campherchinon spezielle licht-sensitive Moleküle, um auch im tieferen Anteil eines Inkrements eine suffiziente Polymerisation zu erreichen. Zu diesen gehören die Typ-II Initiatoren Lucerin und Ivocerin. Sie besitzen einen hohen Absorptionskoeffizienten und wirken durch direkte Photofragmentation. So bilden sie, pro absorbierten Photon, mehr Radikale (Kowalska et al. 2021; Stansbury 2000).

Die Applikation in großen Inkrementen führt zu ausgedehnten Schrumpfbewegungen (Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly et al. 2021c). Neben der verbesserten Lichthärtung wurde deshalb versucht die polymerisationsbedingten Schrumpfungsspannungen zu minimieren. Viele Bulk-Fill-Komposite enthalten UDMA als Teil ihrer Matrix. Dies ist weniger viskös und flexibler als Bis-GMA und wirkt dadurch auch dem Aufbau von Spannungen entgegen. Das niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposit SDR entwickelte dadurch signifikant weniger Schrumpfstress (Ilie and Hickel 2011).

Darüber hinaus fügten Hersteller Stressrelaxatoren bei. Diese Füller haben ein geringeres E-Modul als andere, können sich durch die entstandenen Spannungen verformen und nehmen so Kräfte auf (3s powercure wissenschaftliche dokumentation 2019; Ilie and Hickel 2011; Tauböck et al. 2015).

Um die Polymerisation kontrollierter ablaufen zu lassen, helfen RAFT (reversible addition-fragmentation transfer) – Monomere. Sie verzögern die Vernetzung indem sie Intermediat-Radikale bilden, verzögern damit das Erreichen des Gelpunktes und geben so dem Material die Möglichkeit nachzufließen und die Schrumpfung zu kompensieren (Park et al. 2012). Vor allem niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposite erzeugen durch all diese Entwicklungen deutlich geringere Schrumpfungsspannungen als herkömmliche Komposite (Ilie and Hickel 2011; Kim et al. 2015).

Um Bulk-Fill-Komposite und deren Einsatz als dauerhafte Restaurationsmaterialien besser einschätzen zu können, bedarf es weiteren Labortests. Auch sollte der hohe Aufwand zur Durchführung klinischer Studien nicht gescheut werden, da in vitro Studien zu Kompositen nur eingeschränkt mit der klinischen Performance korrelieren (Ferracane 2013).

### 2.4.1 Tetric PowerFill und Tetric PowerFlow

Bei Tetric Powerfill handelt es sich um ein hochvisköses Bulk-Fill-Komposit mit einer Durchhärtetiefe von 4 mm. Es ist der Nachfolger des Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar, Schaan, Lichtenstein) und baut auf dessen Technologien auf. Die organische Matrix macht 17 Gew% des Komposits aus. Wie im Tetric EvoCeram Bulk Fill sind dieselben drei Dimetharylate Bis-GMA, Bis-EMA und UDMA, als auch aromatisches Dimethacrylat und Tricyclodecandimethanol-Dimethacrylat enthalten.

Der Füllergehalt liegt bei 79 Gew% und basiert auf den Füllkörpern des Tetric EvoCeram Bulk Fill: Barium-Aluminium-Silikatglas, Isofüller, Ytterbiumfluorid und sphärisches Mischoxid. Die elastischen Isofüller fungieren mit ihrem geringeren E-Modul (10 GPa) als Stressrelaxatoren. Während der Polymerisation dehnen sie sich und nehmen einen Teil der Schrumpfkraft auf. So sollen Spannungen minimiert werden, wenn große Volumina in Einem durchgehärtet werden (Hayashi et al, 2020).

Wie bei allen lichthärtenden Kompositen sind Lichtinitiatoren enthalten. Es kommt Campherchinon mit einem tertiären Amin zum Einsatz, welches als Coinitiator die Polymerisation beschleunigt; das Emissionsmaximum liegt bei 470 nm. Als weiterer Initiator ist, wie im Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivocerin, ein Germanium-Derivat, enthalten. Durch seinen hohen Absorptionskoeffizienten und die starke Reaktivität härtet das Material schneller und ermöglicht Durchhärtungstiefen bis zu 4 mm (3s powercure wissenschaftliche dokumentation 2019; Labrie et al. 2022).

Um eine zu frühe Polymerisation zu verhindern, wird mit einem Lichtcontroller wieder auf eine Technologie des Tetric EvoCeram Bulk Fill zurückgegriffen. Dieser ermöglicht eine Verarbeitungszeit von drei Minuten. Er verhindert eine vorzeitige Polymerisation, ohne deren Start bei der Bestrahlung mit der Polymerisationslampe zu unterbinden.

Tetric PowerFlow ist ein niedrigvisköses Bulk-Fill-Komposit mit einer Durchhärtetiefe von 4 mm. Es ist der Nachfolger des Tetric EvoFlow Bulk Fill und gleicht diesem sehr. Es enthält dieselben Lichtinitiatoren, Stressrelaxatoren und Inhibitoren, sowie eine ähnliche Füller- und Monomerzusammensetzung. Der Monomergehalt liegt bei 34%, um die Fließigenschaften zu garantieren. Auf Grund seiner geringeren Oberflächenhärte muss es im kaulastragenden Bereich mit einem abrasionsfesten Material wie Tetric PowerFill oder Tetric EvoCeram überschichtet werden (Klarić et al. 2022).

### 2.4.2 Filtek One Bulk Fill und Filtek Bulk Fill Flowable

Filtek One Bulk Fill ist ein lighthärtendes Bulk-Fill-Komposit mit einer zugelassenen Durchhärtetiefe von bis zu 5 mm. Die organische Matrix besteht aus vier verschiedenen Methacrylaten. Zum einen das herkömmliche UDMA und DDMA (1,12-Dodecanedioldimethacrylat), zum anderen das aromatische Urethandimethacrylat (AUDMA) und das Additional-Fragmentation-Monomer (AFM). Das AUDMA hilft mit seinem hohen Molekulargewicht die Anzahl der reaktiven Gruppen zu minimieren und wirkt so der Volumenschrumpfung und Sprödeheit der Matrix entgegen. Das AFM baut sich während der Polymerisation in das Polymernetz ein, um an einer dritten Bindungsstelle sich wieder zu öffnen. Das Molekül, mit der wieder freien reaktiven Doppelbindung, bindet sich neu in das Netzwerk ein und führt so zu vermindertem Polymerisationsstress (Ilie 2019).

Der anorganische Füllergehalt im Filtek One Bulk Fill liegt bei 76,5 Gew%. Enthalten ist ein nicht aggregierter 20 nm Siliziumdioxidfüller, ein nicht aggregierter 4 – 11 nm Zirkoniumoxidfüller und ein aggregierter Zirkoniumoxid-/Siliziumdioxid-Cluster sowie ein Ytterbiumtrifluoridfüller (3M 2017).

Filtek Bulk Fill Flowable ist das niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposit von 3M mit einer Durchhärtetiefe von bis zu 4 mm. Die organische Matrix besteht aus den vier Monomeren BisGMA (2,2-bis[4-(2-hydroxy-3-methacryloxypropoxy)phenyl]propane), BisEMA (2,2-Bis[4-methacryloxypropoxyphenyl]propane), Procrylat (2,2-bis[4-(3-methacryloxypropoxy)phenyl]propane) und UDMA (urethane dimethacrylate). UDMA und BisEMA weisen eine relativ geringe Viskosität bei hohem Molekulargewicht auf. Dadurch kann gleichzeitig die Viskosität als auch die Schrumpfung des Komposits geringgehalten werden.

Insgesamt beträgt der Fülleranteil 64,5 Gew%. Hauptbestandteil sind Zirkon und Siliziumpartikel mit einer Größe von 0,01 – 3,5 µm, wobei die durchschnittliche Größe 0,6 µm beträgt. Um die Radioopazität des Materials zu erhöhen, wurden Ytterbium Trifluorid Füller mit einer Größe von 0,1 – 5 µm zugefügt (3M 2017).

Im kaulasttragenden Bereich muss Filtek Bulk Fill Flowable mit einem stabileren Bulk-Fill oder Hybridkomposite überschichtet werden, um die langfristige Stabilität der Restauration sicherzustellen.



## 2.5 Schrumpfung der Komposite

Der größte Nachteil dentaler Komposite ist mitunter ihre Polymerisationsschrumpfung (Demarco et al. 2012). Die Schrumpfung vereint drei Aspekte: Die Richtung und die Größe der Schrumpfung sowie deren Zeitabhängigkeit (Watts and Marouf 2000). Dabei verbinden sich die Monomere der Harzmatrix über C=C Doppelbindungen zu Polymeren. Die Moleküle sind dann nicht mehr über van der Waals Kräfte locker gebunden, sondern kovalent eng verknüpft (Peutzfeldt 1997). Die Polymerisation, des zunächst plastischen Füllmaterials, verleiht dem Komposit, gemeinsam mit den Füllkörpern und der Verbundphase, seine mechanische Festigkeit (Suzuki et al. 2009).

Die Richtung und Größe der Schrumpfung wurde von Watts und Cash 1991 erstmals vereint und mittels eines Vektors beschrieben (Watts and Cash 1991). Einige Jahre später hat die Arbeitsgruppe um Prof. Kunzelmann in München diese Idee wieder aufgenommen. Mittels  $\mu$ -CT-Scans werden Vektoren generiert, um die Schrumpfung von Kompositen zu visualisieren (Chiang 2009; Chiang et al. 2010).

Beeinflusst wird die Schrumpfung durch die Kavität, das Substrat, die Haftbedingungen und die Applikationstechnik (Kaisarly 2021). Eine nach okklusal divergierende Kavität und eine Kavität mit Unterschnitten zeigten deutlichen Einfluss auf die Richtung der Schrumpfungsvektoren. Dabei könnten die Volumenverteilung der Komposite und der verschiedene Lichteinfall für die Unterschiede verantwortlich sein (Kaisarly et al. 2018a).

Auch die Größe der Kavität beeinflusst die Schrumpfung und deren Auswirkung. Komposite in einer großen zylindrischen Kavität zeigte im Gegensatz zu dem in einer kleinen zylindrischen Kavität eher eine Schrumpfung nach oben und vermehrte Ablösung vom Kavitätenboden (Van Ende et al. 2015).

Das Substrat, an welchem das Komposit verankert wird, spielt ebenfalls eine bedeutende Rolle. Dabei schrumpft das Komposit in Richtung des besten Haftverbundes. So fanden Chiang et al., dass in einer einflächigen Kavität die Schrumpfung zum Schmelz ausgerichtet war (Chiang et al. 2010). Dies führten sie auf den besseren Verbund zu Schmelz als zu Dentin zurück (Dos Santos et al. 2005). Ein noch besserer Adhäsivverbund als zum Schmelz kann zu Keramiken hergestellt werden. So wurde in einer Keramik Kavität eine gerichtete Schrumpfbewegung von der freien Oberfläche in die Kavität nach unten Richtung Kavitätenboden festgestellt (Kaisarly et al. 2018b).

Ein weiterer Faktor für das Ausmaß und die Richtung der Schrumpfung sind die Haftbedingungen. Dabei spielen das gewählte Adhäsiv, dessen korrekte Anwendung und ggf. die Ätzung der Zahnschmelz mit Phosphorsäure eine Rolle (Kwong et al. 2000). Auch

die Kontamination der Kavität mit Blut, Speichel, Biofilm oder Adstringenzen können deutlichen Einfluss auf den Verbund haben (Chang et al. 2010; Nair and Ilie 2020).

Nicht zuletzt wirkt sich die Applikation des Komposits auf die Schrumpfung aus. So zeigten größere Inkremente mehr Schrumpfung als in einzelnen Schichten eingebrachtes Material (Kaisarly et al. 2021a). Das Einbringen einer Schicht niedrigviskösen Komposits im Sinne eines Flowable-Liners stellte sich als vorteilhaft heraus. Es wurde weniger Ablösung vom Kavitätenboden als in den Vergleichsgruppen gefunden (Kaisarly et al. 2021c).

Die Lokalisation des zervikalen Kavitätenrandes hat erheblichen Einfluss auf die Randqualität und den Verbund des Komposites zum Zahn. Eine bis ins zervikale Wurzel dentin reichende Kavität bringt verschiedene materialtechnische Herausforderungen mit sich. Zum einen ist die Lichtpolymerisation, durch den erhöhten Abstand zwischen Lichtaustrittsfenster und Kompositoberfläche, deutlich erschwert (Ilie et al. 2013). Auch konnte gezeigt werden, dass die marginale Adaptation von Restaurationen, die im Wurzel dentin zu liegen kamen, weniger gut waren als in schmelzbegrenzten Restaurationen (Shahidi et al. 2017). Es konnte in weiteren Untersuchungen gezeigt werden, dass sich Flowables bei der Restauration tiefer zervikaler Defekte zur Reduktion des Mikroleakage als vorteilhaft erwiesen (Nie et al. 2018).

Das Komposit ist adhäsiv mit dem Zahn verbunden und somit eingeschränkt in seiner Möglichkeit sich zusammenzuziehen. Dadurch entstehen unweigerlich Spannung innerhalb und zwischen Komposit, Adhäsivschicht und Zahn.

Wenn das Komposit eingebracht und dem feuchten Milieu des Mundraums ausgesetzt ist, kommt es neben der Schrumpfung auch zu einer gewissen Quellung des Komposits. Das Material nimmt Wasser auf, was zu einer Volumenzunahme von 1 - 1,5% führt (Smith and Schoonover 1953). Es ist jedoch nicht davon auszugehen, dass das Komposit in denselben Dimensionen quillt, wie es zuvor durch die Polymerisation geschrumpft ist.

### **2.5.1 Polymerisationsstress**

Polymerisationsstress wird schon seit Beginn der Kompositforschung untersucht (Bowen 1967; Feilzer et al. 1987; Smith and Schoonover 1953). Polymerisiert Komposit, bilden die Moleküle der Matrix einen engeren Verbund und das Volumen nimmt ab. Auf Grund des Adhäsivverbundes ist die Möglichkeit des Zusammenziehens eingeschränkt. Es entstehen Spannungen, die 10 – 15 Minuten nach dem Polymerisationsstart ihr Maximum

erreichen (Ferracane 2005). Der überwiegende Teil der Schrumpfung findet in den ersten 5 - 10 Minuten statt (Smith and Schoonover 1953). Um das Ablösen des Füllungswerkstoffs zu verhindern, muss die adhäsive Verankerung zum Zahn stärker sein, als die Zugkräfte durch die Polymerisationsschrumpfung (Bowen 1967). Da dies nicht immer gelingt, sind die auftretenden Spannungen für eine Vielzahl an unerwünschten Effekten verantwortlich.

So fanden Kim et al., eine starke lineare Abhängigkeit von Polymerisationsstress und Bonding-Versagen (Kim et al. 2015). Auch wurde ein vermehrtes Leakage mit starken Schrumpfungsspannung assoziiert (Ferracane and Mitchem 2003). Viele Faktoren haben Einfluss auf die Entwicklung von Schrumpfungsstress. Neben der volumetrischen Schrumpfung ist vor allem auch das E-Modul des Materials entscheidend, für das Ausmaß der auftretenden Kräfte. So führen Komposite mit geringerem E-Modul bei gleicher Volumenschrumpfung zu insgesamt kleineren Spannungen (Braga et al. 2005). Dies gilt vor allem für niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposit, die kleinere Schrumpfungsspannungen als herkömmliche Komposite entwickeln (Ferracane and Mitchem 2003; Ólafsson et al. 2018).

Des Weiteren entstehen Spannungen während der exothermen Polymerisationsreaktion. Grund dafür sind die 5 – 8-fach unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Matrix und Füllkörpern. So kommt es zu Spannungen um die Füllkörper herum, welche über die Verbundphase kovalent in die organische Matrix eingebunden sind (Ferracane 2005).

Darüber hinaus hat der Prozess der Polymerisation entscheidenden Einfluss. Es entwickelt sich bei gleichem Konversionsgrad und geringerer Konversionsrate, d. h. einer langsameren Vernetzung, weniger Spannung (Ferracane 2005). Dies ist einerseits durch die Zugabe von mehr Inhibitoren zu erzielen. Durch sie werden Polymerketten an ihrer Vernetzung gehindert, bis der Inhibitor verbraucht ist (Braga and Ferracane 2002). Andererseits kann durch langsamere Lichthärtung die Konversionsrate und Spannung reduziert werden (Bouschlicher and Rueggeberg 2000). Unterstützt wird diese Idee durch Untersuchungen von Braga und Ferracane. Sie fanden heraus, dass bei gleichem Füllergehalt chemisch härtende Komposite weniger Spannungen entwickeln als dualhärtende. Dies ist auf den langsameren Polymerisationsstart, der nicht durch eine plötzliche Belichtung initiiert wird, zurückzuführen (Braga et al. 2002).

All dies resultiert darin, dass mehr Zeit bleibt, Schrumpfung durch Nachfließen auszugleichen. Das Komposit erreicht seinen Gelpunkt später. Der Gelpunkt beschreibt den Übergang des pastösen Komposits zum festen Füllungswerkstoff. Chemisch bedeutet

dies eine Zunahme an Viskosität, auf Grund steigender Polymervernetzung (Cramer et al. 2011).

Das Komposit kann allerdings nur aus Bereichen nachfließen, die nicht selbst an Kavitätenwände gebunden sind. Der C-Faktor beschreibt das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Kavitätenfläche. Je höher der Anteil gebundener Fläche, desto höher der C-Faktor und damit die zu erwartenden Spannungen (Braga et al. 2006; Feilzer et al. 1987; Watts and Satterthwaite 2008). Allerdings bildet der C-Faktor nur eine weitere Größe bei der Entwicklung von Schrumpfungssstress. Auch die Compliance der Kavitätenwände muss mitberücksichtigt werden. Je rigider die Kavität bei gleichbleibendem C-Faktor, desto größer wird die Schrumpfungsspannung (Wang and Chiang 2016).

Um den Schrumpfungsspannungen entgegenzuwirken und ihre Einflüsse zu reduzieren, empfiehlt es sich einen Flowable-Liner zu applizieren (Ausiello et al. 2002; Braga et al. 2005; Chuang et al. 2001; Kaisarly et al. 2021c). Dabei verbessert eine Schicht niedrigviskösen Komposites die interne Adaption und verringert das Ablösen des Komposites vom Kavitätenboden.

Ferracane et al., fassten zusammen, dass der Schrumpfungssstress zum einen durch Materialzusammensetzung beeinflusst wird. Dazu gehören der Fülleranteil, die Monomerchemie sowie die Interaktion dieser beiden Komponenten. Weiter sind Additive wie Katalysatoren, Inhibitoren, die Polymerisationsrate, die Härtungsmethode und Applikationstechniken zu berücksichtigen (Ferracane 2005).

Sehr viele Faktoren haben Einfluss auf die Entwicklung von Polymerisationsspannung von Kompositen. Daher gibt es bis jetzt keine direkte klinische Evidenz ihrer jeweiligen Auswirkung auf die Performance von Füllungen. Gleichzeitig gelten ihre Auswirkungen durch eine Vielzahl an in vitro Studien als gesichert (Ferracane and Hilton 2016).

### **2.5.2 Methoden zur Messung der Polymerisationsschrumpfung**

Im Laufe der letzten Jahrzehnte wurde mit verschiedensten Methoden die Polymerisationsschrumpfung dentaler Komposite wissenschaftlich untersucht (Abbildung 1). Im Folgenden Abschnitt werden die Methoden und ihre Entwicklung vorgestellt. Zunächst wird auf Untersuchungen, welche sich primär mit der Größe der Schrumpfung beschäftigen, eingegangen. Danach werden Methoden, die die Schrumpfung und deren Auswirkung im Zusammenhang mit Zahnschmelz betrachten, erläutert. Dabei spielen Aspekte des Adhäsivverbundes zum Zahn, die Kavitätenkonfiguration und Applikationsformen bzw. Schichtungstechniken eine entscheidende Rolle. Mit diesen Methoden wird die Schrumpfung der Komposite in Hinsicht der klinischen Anwendung untersucht.

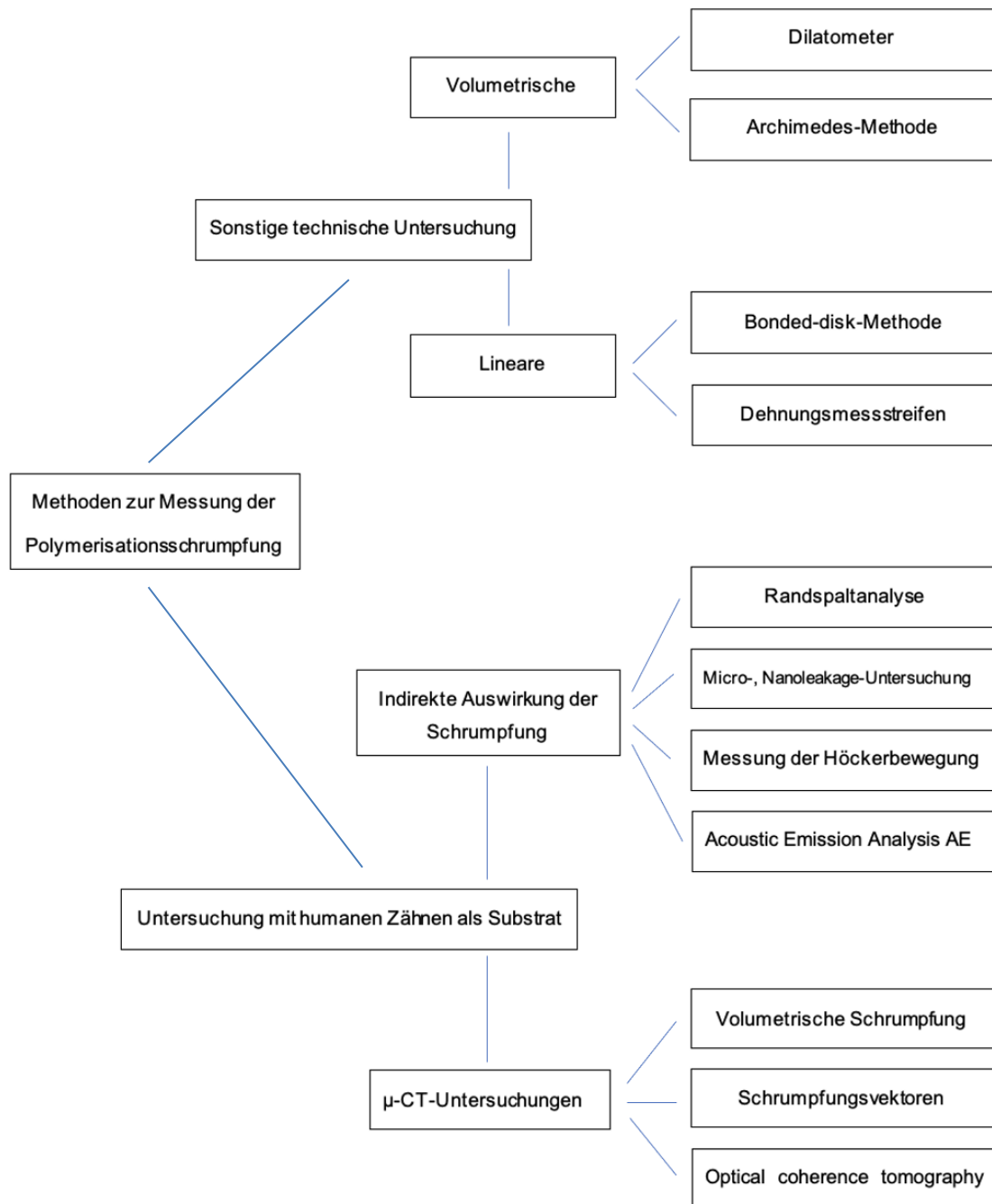


Abbildung 1 Methoden zur Messung der Polymerisationsschrumpfung

### 2.5.2.1 Volumetrische Messmethoden

Schon in den 1950er Jahren wurde die volumetrische Schrumpfung von Kompositen gemessen. Hierzu benutzte man Dilatometer (Bekkedahl 1949; Smith and Schoonover 1953). Die Probe liegt in einem Gefäß mit Flüssigkeit, an das ein schmales Röhrchen angeschlossen ist. Es wurden Quecksilber (De Gee et al. 1981; Feilzer et al. 1988; Penn 1986) oder destilliertes Wasser (Bandyopadhyay 1982) als Medium genutzt. Das Able-

sen gleicht einem Quecksilberthermometer. Durch die steigende oder sinkende Flüssigkeit, können an dem Röhrchen indirekt schon geringe Volumenänderungen der Probe festgestellt werden. Wasser als transparentes Medium erwies sich insofern als vorteilhaft, da es im Gegensatz zum opaken Quecksilber eine bessere Lichthärtung ermöglicht (Watts and Cash 1991).

So konnte auch der Umgang mit dem giftigen Quecksilber und dessen Dämpfen vermieden werden. Die größte Herausforderung allerdings war der Temperaturanstieg durch die Bestrahlung mit ultraviolettem Licht und die darauffolgende exotherme Polymerisationsreaktion. Dadurch dehnt sich die Flüssigkeit aus, was zu Messfehlern führt (Bandyopadhyay 1982; Lai and Johnson 1993; Rees and Jacobsen 1989). Ein weiterer Nachteil ist der hohe Aufwand für die Probenpräparation (De Gee et al. 1993).

1999 untersuchten Cook et al., mittels Gaspycnometer die Volumenschrumpfung von Kompositen. Vorteile der Technik sind der geringe Aufwand, als auch das kontaktlose Messen der Proben vor und nach der Polymerisation (Cook et al. 1999). Über das spezifische Gewicht des Komposits vor und nach Polymerisation errechnete eine andere Gruppe die Schrumpfung und erhielt ähnliche Ergebnisse wie Untersuchungen zuvor. Sie nutzten eine Abwandlung der ASTM Methode D792 "Specific Gravity and Density of Plastics by Displacement" (Puckett and Smith 1992).

Die Messung des Auftriebs mit einer elektromagnetischen Wage ergab eine weitere Möglichkeit, den Volumenverlust während der Polymerisation in Echtzeit zu messen. So konnte die Polymerisationsrate im Verlauf dargestellt werden. Die Autoren beschrieben die Methode als einfach durchführbar und adäquat, um lichthärtende Komposite in Hinsicht auf die Schrumpfung zu evaluieren (Lee et al. 2005; Naoum et al. 2012).

Die DIN 13907/2005 beschreibt die Archimedesmethode zur Messung der „Polymerisationsschrumpfung von Füllungswerkstoffen“. Damit sollen reproduzier- und vergleichbare Messungen der Schrumpfung ermöglicht werden.

#### **2.5.2.2 Lineare Messmethoden**

Watts und Cash entwickelten Anfang der 90er Jahre die „deflecting disk“ oder „bonded disk“ Technik, um mit Hilfe eines Differentialtransformators die Schrumpfung lichthärtender Materialien zu messen. Dabei wird die Probe von unten durch eine Glasscheibe mit einer Polymerisationslampe bestrahlt. Oberhalb schließt sich eine dünne flexible Glasplatte an, welche zusätzlich auf einem Messingring ruht. Schrumpft das zu testende Material, zieht sich diese Scheibe nach unten. Diese Bewegung wird, auf einen Mikrometer

genau, durch den Transformator in ein elektrisches Signal gewandelt. Die Schrumpfungswerte entsprechen annähernd denen der volumetrischen Schrumpfung nach Erreichen des Gelpunktes. Die Methode ist gut reproduzierbar und zeigt die Schrumpfung in Abhängigkeit der Zeit (Watts and Marouf 2000; Watts and Cash 1991).

Sakaguchi et al., etablierten ebenfalls Anfang der 90er Jahre eine Methode, um mittels Dehnungsmessstreifen die Expansion und Schrumpfung von Werkstoffen zu messen. Mit der bereits bekannten Expansion von Gips wurde die Methode validiert. Ähnlich wie die „Bonded-Disk“ Technik messen die Dehnungstreifen die lineare Schrumpfung nach Erreichen des Gelpunktes, denn Schrumpfungsspannungen werden nicht an angrenzende Flächen weitergegeben, solange sie durch nachfließendes Komposit kompensiert werden. Vorteile der Methode sind die kleine Größe und einfache Platzierung der Dehnungsmessstreifen. So können sie Anwendung bei verschiedenen Untersuchungen finden wie z.B. bei der Beurteilung von Höckerflexion durch Polymerisationsstress (Sakaguchi et al. 1991).

### **2.5.2.3 Indirekte Auswirkung der Schrumpfung**

Im folgenden Abschnitt werden Methoden zur Untersuchung von Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung vorgestellt, welche mit humanen Zähnen durchgeführt werden. Dadurch wird das Substrat, die Zahnhartsubstanz, als weiterer Faktor miteinbezogen. Je nach Methode entspricht die Untersuchung dann mehr oder weniger den klinischen Gegebenheiten. Die Schrumpfung, welche nach dem Gelpunkt stattfindet, führt zu Spannungen im Zahn und der Restauration. Ist die Kavität klein und die begrenzenden Zahnwände dick, so entsteht eine große Spannung innerhalb der Restauration und im Bereich des Adhäsivverbundes. Die Zahnhartsubstanz selbst wird wenig beeinflusst. In großen Kavitäten hingegen ist die Spannung im Bereich des Komposits geringer, jedoch wird die Zahnschubstanz durch die Kräfte deformiert. Diese Beobachtungen wurden unabhängig vom C-Faktor gemacht (Tantbirojn et al. 2004).

Ein kritischer Punkt von Restaurationen ist die Schnittstelle zum Zahn. Untersuchungen konnten zeigen, dass die Performance von Kompositfüllungen nach FDI Kriterien (Hickel et al. 2010) mit in vitro Randspaltanalysen korreliert (Al-Harbi et al. 2016). Erste Randanalysen mittels Elektronenmikroskop führten Lee et al. 1970 durch (Lee and Swartz 1970). Inzwischen sind eine Vielzahl von Studien zu dieser Methode, mit unterschiedlichsten Versuchsaufbauten, veröffentlicht. Der Randbereich wird meist mit 200x Vergrößerung abgefahren. Im Anschluss werden die Bilder aneinandergereiht und der gesamte Randverlauf beurteilt (Blunck and Roulet 1989; Roulet et al. 1991).

Mit der Optischen Kohärenz Tomographie (OCT) steht eine hochauflösende optische Methode zur Strukturanalyse von Geweben und Werkstoffen zur Verfügung. Licht wird in zwei Strahlen geteilt, von denen einer als Referenz dient und der andere durch die Probe geschickt wird. Durch die ermittelten Interferenzunterschiede beider Strahlen, entstanden durch verschiedene Reflexion, werden Schnittbilder generiert (Fujimoto and Drexler 2008). So kann OCT bei der dreidimensionalen Kariesdiagnostik oder der Evaluation dentaler Restaurationen genutzt werden. Jedoch beträgt die maximale Durchdringtiefe in die Probe 2 mm, was eine Untersuchung klinisch relevanter Kavitäten stark einschränkt (Hayashi et al. 2019; Makishi et al. 2011).

Die Akustische Emissions Analyse (AEA) wird in vielen Bereichen der Qualitätssicherung und Materialforschung genutzt, um entstehende Risse und Fehlstellen in Echtzeit zu detektieren. Dabei werden elastische Wellen, welche sich vom Ort des Versagens zur Oberfläche der Probe ausbreiten, durch Sensoren mit hoher Sensitivität aufgezeichnet (Hamstad 1986) (Cho et al. 2013). Es wurde unter anderem gezeigt, dass die AEA stark mit dem Bonding-Versagen von Kompositfüllungen korreliert (Li et al. 2011).

Ein ideales Füllungsmaterial bildet einen dichten Zusammenschluss von Restaurationsrand und Zahnschubstanz. Die Schrumpfung der Komposite wirkt dem entgegen, da Spannungen innerhalb sowie zwischen Zahn, Adhäsivschicht und Komposit entstehen. Mikroleakagestudien nutzen verschiedene Methoden, um den Verbund von Zahn und Restauration zu überprüfen. Kidd bezeichnet Mikroleakage als das Passieren von Bakterien, Flüssigkeiten, Molekülen und Ionen zwischen der Kavitätenwände und der Restauration (Kidd 1976). Üblich waren Studien mittels Farbsuspension. Erste Leakage-Untersuchungen fanden bereits 1939 durch Grossmann statt, in denen er temporäre Füllungswerkstoffe beurteilte (Grossman 1939). Weitere Studien nutzen Bakterien, Druckluft, chemische und radioaktive Marker, elektrochemische Verfahren oder elektronenmikroskopische Aufnahmen (Taylor and Lynch 1992).

Später wurde der Fokus auf Leakage innerhalb der Hybridschicht gelegt, das sogenannte Nanoleakage. Ohne vorhandene Randspalten, gelangen dabei Ionen und Moleküle durch Porositäten in die Hybridschicht. Durch infiltrierte Silberionen und anschließende REM-Aufnahmen kann der Adhäsivverbund zwischen Zahn und Komposite evaluiert werden (Sano et al. 1995; Takatsu and Hosoda 1994; Yu et al. 1992). Solche Fehlstellen können möglicherweise die Degradation der Adhäsivschicht begünstigen (Sano et al. 1995).

Ein weiteres Verfahren, um die Auswirkung von Polymerisationsschrumpfung und den dadurch entstandenen Spannungen zu beurteilen, ist das Messen der Höckerbewegung.



Je nach Ausdehnung der Kavität zieht das adhäsiv mit dem Zahn verbundenen Komposite die Restzahnsubstanz zusammen. Dies kann zu Komplikationen, bis hin zu Schmelzfrakturen, führen (Tantbirojn et al. 2004). Zur Aufnahme der Bewegung im Mikrometerbereich werden diverse Methoden verwendet. Zum einen können die Höcker während der Polymerisation durch ein Mikroskop direkt beobachtet werden (Suliman et al. 1993a). Auch können Dehnungsmessstreifen an den entsprechenden Höckern fixiert werden, um Bewegungen aufzuzeichnen (Pearson and Hegarty 1989). Des Weiteren kommen sogenannte LVDT (linear variable differentiation transformers), spezielle Differentialtransformatoren, zum Einsatz, um die Wegstrecke der Flexion zu messen (Meredith and Setchell 1997; Pearson and Hegarty 1989). Suliman et al., nutzen, neben der oben genannten Methode mittels Mikroskops, auch noch ein Michelson Interferometer zur Dokumentation von Höckerbewegung. Dabei wird die Interferenz eines Laserstrahls genutzt, um kleinste Änderungen einer Wegstrecke zu aufzuzeichnen (Dyson 1970; Suliman et al. 1993b).

#### **2.5.2.4 Mikro-Computertomografische (Mikro-CT) Untersuchungen**

Elliott baute bereits 1982 das erste Mikro-CT Gerät und zeigte, in einer Auflösung von 12 µm, das Gehäuse einer tropischen Schnecke (ElliottJC 1982). Mikro-CT- Aufnahmen erlauben eine zerstörungsfreie und dreidimensionale Untersuchung einer Probe in allen Ebenen. Dadurch findet die Methode in einer Vielzahl von biologischen und materialwissenschaftlichen Fragenstellungen Anwendung. In der Zahnheilkunde wurden Studien zur Kariesdiagnostik (Clementino-Luedemann et al. 2006; Heck et al. 2021; Lai et al. 2014), der Wurzelkanalaufbereitung (Bergmans et al. 2001; Richter 2018; Rossi-Fedele and Ahmed 2017; Sousa-Neto et al. 2018), der Knochenaugmentation (SCAFFOLD 2008) und Finite-Element-Analysen (Magne 2007) gemacht.

Mikro-CT (µ-CT) Untersuchungen wurden auch genutzt, um die Polymerisations-schrumpfung dentaler Komposite und deren Auswirkung auf die Integrität des Adhäsivverbundes zu evaluieren (De Santis et al. 2005). Dazu berechneten einige Untersucher die volumetrische Schrumpfung (Algamaiah et al. 2017; Hirata et al. 2015; Sampaio et al. 2017a; Sampaio et al. 2017b; Sun et al. 2009). Es wurden jeweils vor und nach der Lichtpolymerisation Scans der Füllungen durchgeführt und anschließend miteinander verrechnet. Sie zeigten in einem dreidimensionalen Bild, welche Bereiche am meisten Volumenschrumpfung erfuhren.

Erste Schrumpfungsvektoren wurden durch eine Arbeitsgruppe in Tokio generiert. Dabei wurden Zirkonoxidpartikel vor und nach der Lichtpolymerisation im jeweiligen µ-CT-Scan

manuell identifiziert. Die Positionsverschiebung im Koordinatensystem wurde in einen zweidimensional dargestellten Vektor übertragen (Inai et al. 2001).

2007 begann die Arbeitsgruppe um Chiang, Rösch und Kunzelmann die Schrumpfbewegung innerhalb von Kompositfüllungen durch Vektoren darzustellen und zu untersuchen (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Kunzelmann 2008; Rösch et al. 2009). Hilfreich war die Entwicklung einer automatisierten Identifizierung radio-transluzenter Glaskügelchen, die dem zu untersuchenden Komposit beigemischt wurden. Durch einen Block-Matching-Algorithmus konnten die Positionsverschiebungen der Kügelchen erfasst und schließlich in einem dreidimensionalen Vektorenfeld dargestellt werden. Ausmaß und Richtung der Schrumpfung können so anschaulich gezeigt und Einflussfaktoren auf jene untersucht werden.

Takemura et al. konnte in Kompositen inhärente Luftbläschen als radio-transluzente Sphären nutzen, um Vektoren zu generieren (Kaisarly and Gezawi 2016; Takemura et al. 2014). Van Ende verfolgte Füllkörper des Komposits bei der Schrumpfung in einer großen und kleinen Kavität. Zusätzlich wurden entstandene Schrumpfungsspannungen aufgezeichnet und mit den Vektorenfeldern verglichen (Van Ende et al. 2015).

Umfangreiche Untersuchungen zu Einflussfaktoren auf Schrumpfungsvektoren erfolgte durch Kaisarly et al. Um den Einfluss der Haftbedingungen zu beurteilen, wurden eine Teflon-Kavität, eine Keramik-Kavität sowie eine Schmelzkavität gegenübergestellt. Es wurde deutlich, dass die Schrumpfung zu den Kavitätenanteilen mit dem stabilsten Adhäsivverbund ausgerichtet ist (Kaisarly et al. 2018c). Darüber hinaus wurden verschiedene Schichttechniken mit niedrig- und hochviskösen Kompositen hinsichtlich der Schrumpfung mittels der Schrumpfungsvektoren und volumetrische Schrumpfung evaluiert (Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2021b). Flowable Composite zeigten entsprechend ihrer größeren Volumenschrumpfung längere Schrumpfungsvektoren. In bulk eingebrachtes Komposit führte, im Vergleich zu kleineren Inkrementen, zu längeren Vektoren.

Nachdem zahlreiche Erkenntnisse über das Schrumpfverhalten von Kompositen gewonnen waren, wendete man sich klinisch relevanten Schichtungskonzepten zu. Es wurde der Einfluss eines Flowable-Liners in einer okklusalen Kavität betrachtet. Dabei konnte der Nutzen eines Liners hinsichtlich der Schrumpfung nachgewiesen werden (Kaisarly et al. 2021c). Anschließend wurden die Untersuchungen auf eine zweiflächige Kavität übertragen. Dabei wurden verschiedene klinisch relevante Schichttechniken verglichen.

---

Der Aufbau einer approximalen Wand und damit das Überführen in eine Kavität mit ungünstigem C-Faktor, hatte keinen negativen Einfluss auf die Schrumpfung (Kaisarly et al. 2022).

Die hier vorliegende Arbeit schließt sich dieser Reihe von Untersuchungen an und beleuchtet das Schrumpfverhalten in einer dreiflächigen Kavität. Es werden verschiedene Schichtungsvarianten, sowie Bulkfill-Komposite zweier Hersteller einander gegenübergestellt. Dabei werden, wie in vorangegangenen Arbeiten, Vektoren berechnet als auch der Adhäsivverbund mittels REM-Aufnahmen evaluiert.

### 3 Zielsetzung

Die Kariesprävalenz ist in vielen Ländern weiterhin hoch. Eine substanzschonende Restauration, der entstehenden Hartsubstanzdefekte, mit zahnfarbenen Kompositen, ist dabei die Therapie der Wahl. Ein Nachteil der Komposite ist jedoch ihre Schrumpfung während der Polymerisation. Diese wird durch verschiedene Faktoren beeinflusst und stellt vor allem bei ausgedehnten Kavitäten eine Herausforderung dar.

In dieser Untersuchung soll die Polymerisationsschrumpfung verschiedener Bulk-Fill-Komposite in einer dreiflächigen Kavität evaluiert werden. Es werden jeweils ein hoch- und ein niedrigvisköses Material der Firmen Ivoclar und 3M in insgesamt 6 Gruppen gegenübergestellt. Um eine klinisch relevante Situation abzubilden, werden die Komposite in einer ausgedehnten mod-Kavität untersucht. Dazu wird je ein 6 mm tiefer und ein 4 mm tiefer Approximalkasten angelegt.

Neben dem Material werden auch verschiedene Applikationsmethoden und deren Einfluss auf die Schrumpfung beleuchtet. Dazu werden drei Schichtungsweisen mit zwei oder drei Inkrementen verglichen.

Es werden  $\mu$ -CT-Scans vor und nach der Polymerisation des Komposits durchgeführt und überlagert. Durch die Verschiebung von radioluzenten Sphären innerhalb des Komposits kann die Schrumpfung mittels Vektoren qualitativ als auch quantitativ visualisiert werden. Zusätzlich wird die volumetrische Schrumpfung bestimmt. Die Vektoren und die Volumenschrumpfung werden für jedes Inkrement separat berechnet.

Des Weiteren wird die Integrität des Zahn-Komposit-Verbundes anhand von elektronenmikroskopischen Aufnahmen entlang des Kavitätenbodens beurteilt. Das Ablösen des Komposits vom Zahn kann in diesem Bereich erkannt und der Einfluss der Lage des zervikalen Randes in Klasse-II-Kavitäten auf die Randadaption untersucht werden, welcher von klinischer Bedeutung ist.

Damit werden drei Methoden kombiniert, um die Schrumpfung und ihre Auswirkung zu visualisieren und zu beurteilen. So können Füllungstechniken für den klinischen Alltag empfohlen werden, damit auch ausgedehnte Kavitäten effizient und zuverlässig gefüllt werden können.

Die Nullhypothese ist, dass weder die Schichtung noch das verwendete Komposit einen Einfluss auf die Schrumpfungsvektoren und die volumetrische Schrumpfung in einer dreiflächigen Klasse-II-Kavität haben.

## 4 Material und Methode

Die Übersicht des Arbeitsablaufs dieser Studie ist in Abbildung 2 schematisch abgebildet.

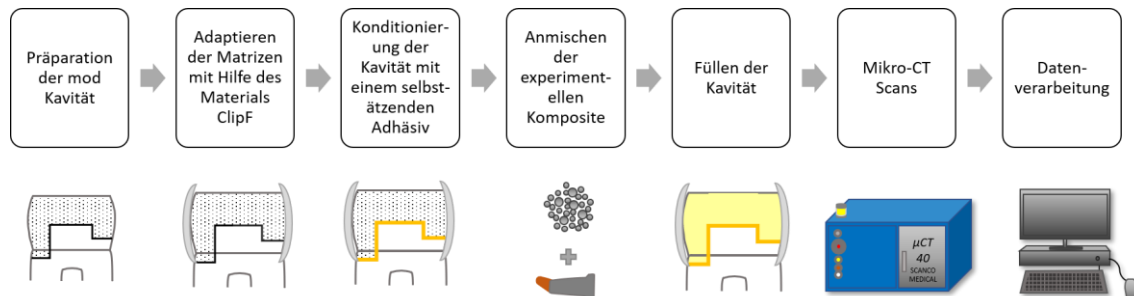


Abbildung 2 Übersicht des Arbeitsablaufs dieser Studie

### 4.1 Herstellung der Proben

#### 4.1.1 Versuchszähne

Die Untersuchung fand mit extrahierten humanen Molaren der zweiten Dentition statt, die vor maximal 3 Monaten im Rahmen einer medizinisch notwendigen Behandlung extrahiert wurden. Auf Grund der Lagerung in Sammelboxen waren sie irreversibel anonymisiert. Somit war auch für die Bearbeiter kein Rückschluss auf personenbezogene Daten möglich. Die Proben wurden vor und nach jeder Manipulation in einer Natriumazid-Lösung feucht gelagert, wodurch ein Austrocknen verhindert wurde. Das Natriumazid verhinderte das Wachstum von Mikroorganismen in den Behältern, ohne dabei die Zahnhartsubstanz zu verändern. Vor Beginn der Untersuchung wurde eine Unbedenklichkeitserklärung (21-0746 KB) von der Ethikkommission der LMU München zur Verwendung der extrahierten Zähne eingeholt.

##### 4.1.1.1 Kavitätenpräparation

An 54 extrahierten humanen Zähnen (n=9 pro Gruppe) wurden mehrflächige mod-Kavitäten präpariert, mit einem 6 mm tiefen approximalen Kasten auf der einer Seite und einem 4 mm tiefen approximalen Kasten auf der anderen Seite (Abbildung 3). Es wurde sichergestellt, dass bei allen Proben der 4 mm tiefe Kasten basal von Schmelz begrenzt ist. Der 6 mm tiefe Kasten kam unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze zu liegen und war somit basal von Dentin begrenzt. So sollte die Kavitätenkonfiguration einer tiefen und einer weniger tiefen kariösen Läsion im Approximalraum simuliert werden. In oro-

vestibulärer Richtung betrug die Breite der beiden Kästen 5 mm. Die okklusale Kavität war jeweils 3 mm tief und breit, siehe Abbildung 3 und die Dimensionen der Kavität ergaben sich aus Angaben vorheriger Arbeiten zur Untersuchung von Kompositen (Kaisarly et al. 2022; Takahashi et al. 2012).

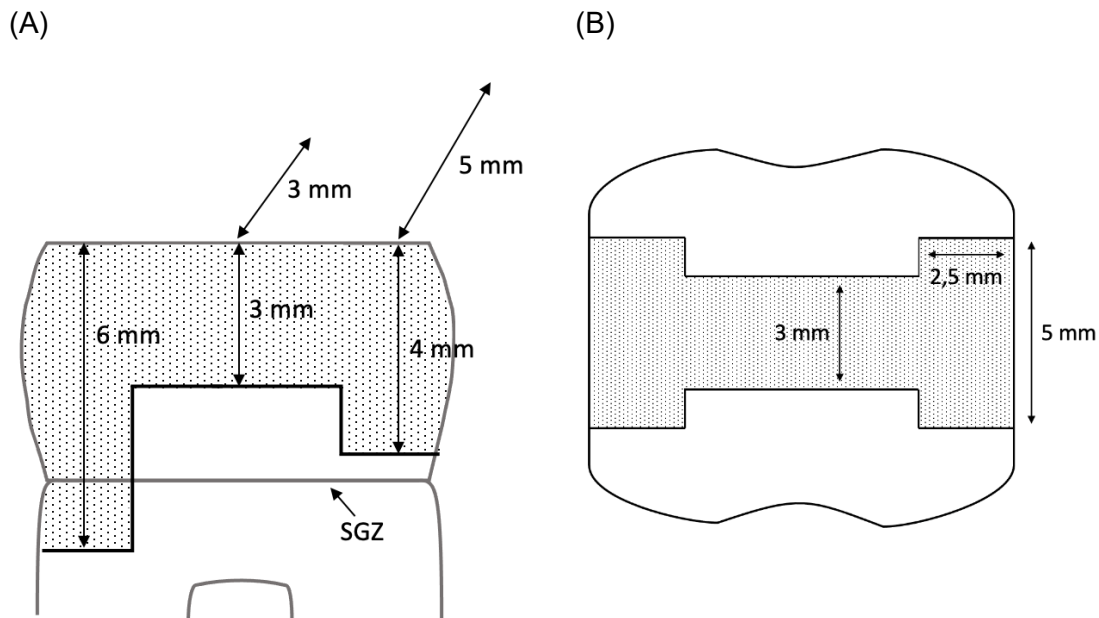


Abbildung 3 Dimensionen der Kavität mit markierter Schmelz-Zement-Grenze (SZG)

(A) in mesiodistaler Ansicht; (B) in okklusaler Ansicht entsprechend (Takahashi et al. 2012)

Das Vorbereiten der Proben erfolgte stets durch denselben Untersucher mit Lupenbrille und koaxialer Beleuchtung (SWiMag 4.5, Starlight Nano 1, starMed, Grafing b. München). Zunächst wurden die Zähne mittels Kürettage von Weichgewebe befreit. Im Anschluss wurde mit einem Winkelstück der Firma Kavo (1:1) und einem Prophylaxebürstchen unter Wasserkühlung bei 15 000 U/min eventuell anhaftender Biofilm entfernt (Abbildung 4 (A)). Danach wurden die Höckerspitzen mit einem Präparationsdiamanten unter Wasserkühlung abgeflacht, um eine größere Standardisierung zu erreichen (Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2018a). Es wurde darauf geachtet den okklusalen Schmelz nicht bis zur Schmelz-Dentin-Grenze zu reduzieren. Die Zähne wurden mit einem Winkelstück der Firma KAVO (1:5), unter Wasserkühlung mit mindestens 50 ml/min, mit groben Diamanten vorpräpariert und anschließend finiert (konische Hohlkehle, rund, Nr. 8856/6856; Brassler, Lemgo, Deutschland) (Abbildung 4 (B)). Der approximale Kasten wurde

mit einem Sonic Flex Handstück (Serie 2003 LX, KaVo, Biberach, Deutschland) und diamantierten Sonic Sys Ansätzen (SFD7; Brassler, Lemgo, Deutschland) finiert. Alle inneren Kanten der Kavität wurden abgerundet.

Die Zähne wurden im Anschluss auf dem Probenhalter des  $\mu$ -CT mit fließfähigem Komposit fixiert. Danach wurde mesial und distal je eine transparente Teilmatrixe (Adapt Sectional, KerrHawe, Bioggio, Schweiz) mit lichthärtendem Provisorienmaterial (Clip F, Voco Cuxhaven, Deutschland) befestigt, um eine anatomisch korrekte Kontur wiederherzustellen (Loomans et al. 2006). In einer vorherigen Untersuchung wurden konventionelle Teilmatrizen aus Metall benutzt (Kaisarly et al. 2022).

Auf Grund der Röntgenopazität von Metallmatrizen wurde bei der vorliegenden Studie auf Kunststoffmatrizen zurückgegriffen, welche auf den  $\mu$ -CT Aufnahmen nicht zu sehen sind Abbildung 4 (D und E). Die Matrizen wurden zusätzlich mit flüssigem Kofferdam (Opaldam, Ultradent, Brunntal, Deutschland) abgedichtet, um zervikale Überschüsse möglichst zu verhindern. Das Vorbereiten der Proben ist in Abbildung 4 dargestellt.

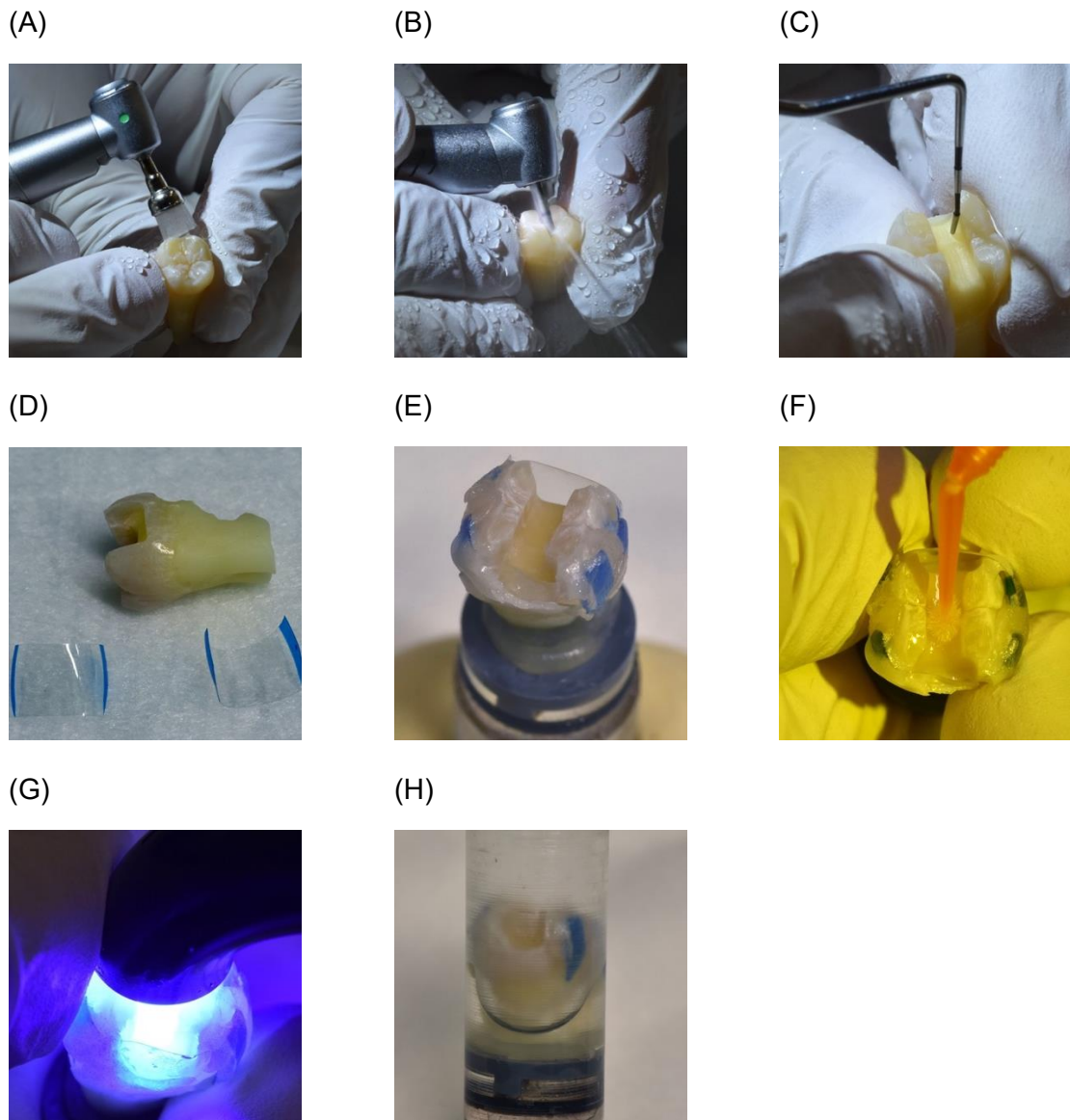


Abbildung 4 Vorbereiten der Proben

(A) Reinigung mit Prophylaxebürste; (B und C) Präparation der Kavität mit Kontrolle der Dimensionen; (D) Präparierter Zahn und Matrizen; (E) Zahn mit fixierten Matrizen auf Probenhalter; (F und G) Aufbringen von Universaladhäsiv mit Microbrush mit anschließender Lichthärtung; (H) Zahn auf Probenhalter mit Wasser zum Schutz vor Dehydratation



### 4.1.2 Vorbereiten des Komposits

Um die Schrumpfungsvektoren zuverlässig darstellen zu können, wurden in alle Komposite radioluzente Glasskugeln (Sigmund Lindner GmbH, Warmensteinach, Deutschland) eingebracht. Die Kugeln, welche einen Durchmesser von 40 – 70 µm haben, wurden vorher silanisiert, um einen stabilen Verbund zur Harzmatrix herzustellen (Chiang et al. 2010; Chiang et al. 2009; Kaisarly et al. 2022; Kaisarly 2014; Liu et al. 2001).

Das Komposit wurde unter Schutz vor UV-Licht aus der Kapsel gedrückt und auf einer Feinwaage (Sartorius research, Deutschland) gewogen, 2 Gew% silanisierte Glasskugeln wurden dazugegeben und eingemischt (Abbildung 5). Es wurde jeweils nur so viel Komposit angemischt, wie für das nächste Inkrement benötigt wurde. Das Vorgehen orientierte sich an zuvor durchgeführten Studien (Chiang et al. 2009; Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly et al. 2018c; Kaisarly et al. 2022; Kaisarly et al. 2021c; Langenegger 2023; Meierhofer 2022).

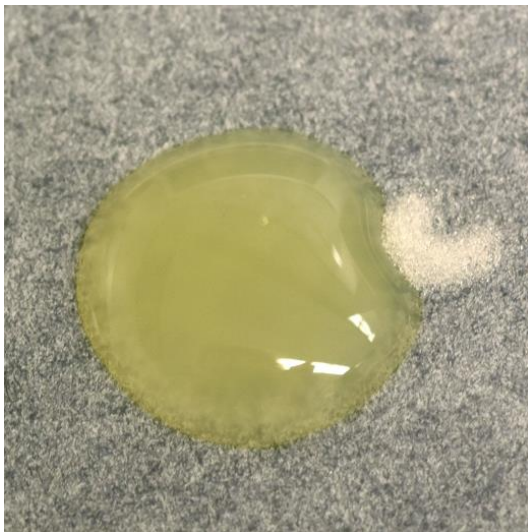


Abbildung 5 Abgewogenes Komposit mit Glaskugeln vor dem Vermischen

### 4.1.3 Gruppen

Es wurden entsprechend der Hersteller Ivoclar und 3M zwei zu den Bulk-Fill-Kompositen passende Universaladhäsive Adhese Universal (Ivoclar, Schaan, Lichtenstein) und Scotchbond Universal (3M, Seefeld, Deutschland) verwendet. Diese wurden nach Her-

stellerangabe im self-etch (SE) Verfahren mit einem Applikator aufgebracht, mit trockener Luft verblasen und anschließend 20 Sekunden lichtgehärtet (Bluephase Style, Ivoclar, Schaan, Lichtenstein).

Anschließend wurde die Kavität mit Bulk-Fill-Komposit in mehreren Schichten aufgefüllt. Es wurden fließfähige und stopfbare Bulk-Fill-Komposite der Firmen Ivoclar und 3M (Tabelle 1) untersucht. Für die Gruppen 1 - 3 wurden Ivoclar Komposite verwendet, für die Gruppen 4 - 6 3M Komposite. Je Hersteller wurden drei Schichtungsvarianten getestet (Abbildung 6).

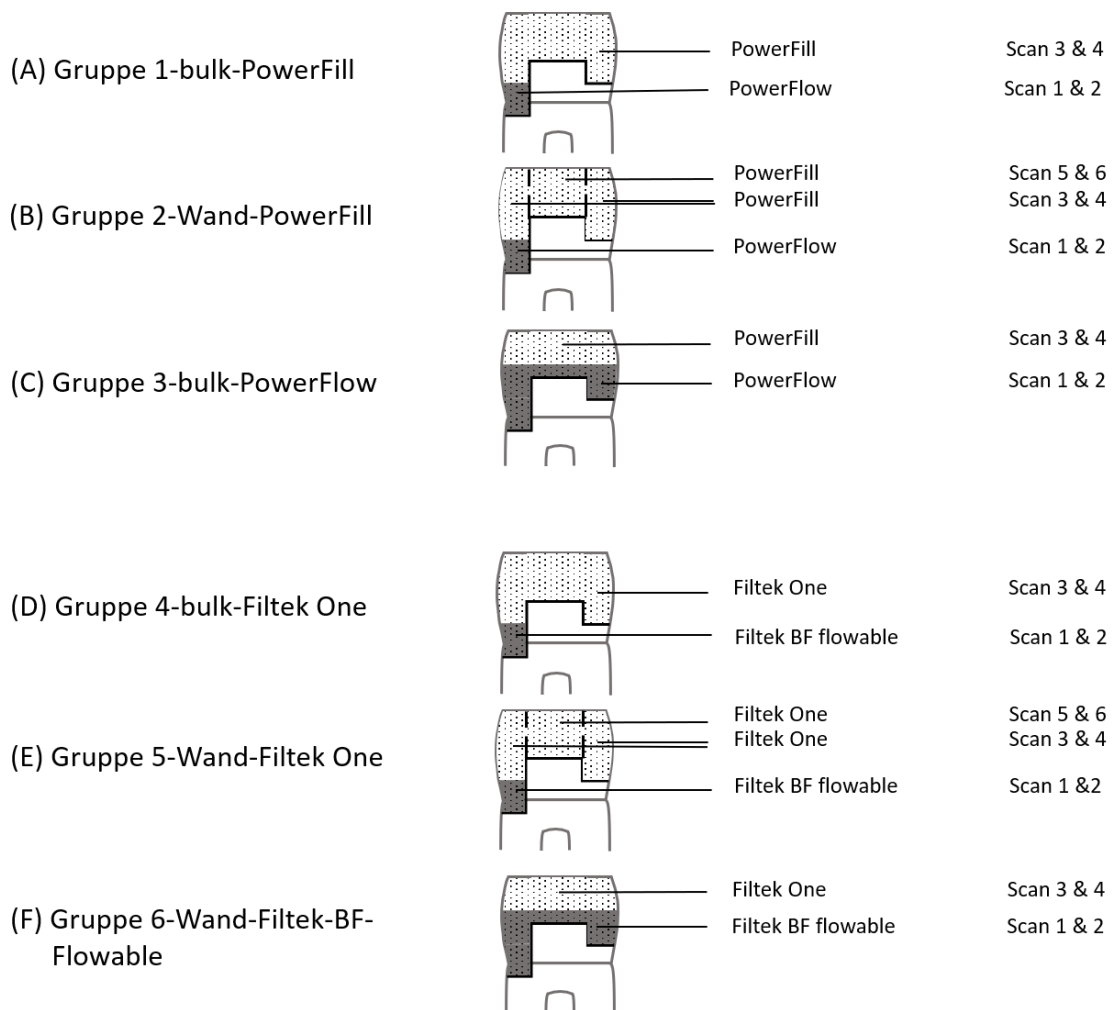


Abbildung 6 Übersicht der Gruppen mit den eingebrachten Inkrementen und den durchgeführten Scans

In Gruppe 1 und 4 wurde zunächst im 6 mm tiefen Kasten eine 2 mm dicke Schicht fließfähiges Bulk-Fill-Komposit eingebracht. Durch die transparente Matrizze und mit Hilfe einer PA-Sonde (CP-12) war es möglich die korrekte Schichtstärke sicherzustellen. Die verbliebene Kavität wurde mit stopfbarem Bulk-Fill-Komposite in einem, also in bulk, gefüllt.

In Gruppe 2 und 5 wurde ebenfalls zuerst im tiefen Kasten eine 2 mm dicke Schicht fließfähiges Komposit appliziert. Anschließend wurden beide approximalen Wände mit stopfbarem Komposit aufgebaut. Die Höhe betrug 4 mm. Im Anschluss wurde die verbliebene einflächige okklusale Kavität, mit einem dritten Inkrement, aufgefüllt; die Dicke des Inkrements betrug 3 mm.

In Gruppe 3 und 6 wurde der gesamte Kavitätenboden mit einer Schicht fließfähigem Komposit bedeckt. Die Dicke dieser Schicht betrug in den Kästen 4 mm beziehungsweise 2 mm und im Isthmusbereich 1 mm. In einer zweiten Schicht wurde die gesamte Okklusalfäche mit dem stopfbaren Bulk-Fill-Komposit aufgebaut. Hier betrug die Dicke des Inkrements 2 mm.

Bei allen Proben wurde der okklusale Füllungsteil als plane Schicht modelliert, um eine größtmögliche Standardisierung zu erreichen.

Tabelle 1 In dieser Studie verwendete Komposite und Adhäsive

Material	Zusammensetzung	Chargennummer	Hersteller
<b>Tetric PowerFlow (PFL)</b>	71 Gew% Ba-Al-Silikatglas, Copolymer, Ytterbiumtrifluorid, 28 Gew% Dimethacrylate, 1 Gew% Additiv, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmente	REF #668107WW LOT Z024WS	Ivoclar, Schaan, Lichtenstein
<b>Tetric PowerFill (PFI)</b>	79 Gew% Ba-Al Silikatglas, Copolymer, Ytterbiumtrifluorid, 18 Gew% Dimethacrylate, 3 Gew% Additiv, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmente	REF #692413WW LOT Z02438	Ivoclar, Schaan, Lichtenstein
<b>Adhese Universal</b>	Methacrylate, Dimethacrylate, Ethanol, Wasser, Siliziumdioxid, Initiatoren, Stabilisatoren	REF #664504WW LOT Z02CW7	Ivoclar, Schaan, Lichtenstein
<b>Filtek Bulk Fill Flowable (FBF)</b>	BIS-GMA, BIS-EMA, UDMA, Campherchinon, EDMAB 64,6 Gew% Zirconia, Silica, Ytterbium trifluorid	NC 64 999 REF 4861 A2	3M, Seefeld, Deutschland
<b>Filtek One Bulk Fill (FOB)</b>	Anorganischer Anteil: ca. 76,5 Gew%: 20 nm-Silizium-dioxidfüllers, 4 bis 11 nm-Zirkoniumoxidfüllers, aggregierten Zirkoniumoxid-/Siliziumdioxid-Clusters, Ytterbiumtrifluorid, Füller Organischer Anteil: AFM, AUDMA, UDMA, 1,12-Dodecan-DMA	NE 154 00 REF 4867 A2	3M, Seefeld, Deutschland
<b>Scotchbond Universal</b>	MDP Phosphat Monomer, Dimethacrylat-Kunststoffe, Vitrebond™ Copolymer, Füller, Ethanol, Wasser, Initiatoren, Silan	LOT D 8853277	3M, Seefeld, Deutschland
<b>Glaskugeln (zu den Kompositen hinzugefügt)</b>	SiO <sub>2</sub> (72,50 Gew.-%), Na <sub>2</sub> O (13,00 Gew.-%), CaO (9,06 Gew.-%), MgO (4,22 Gew.-%), Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (0,58 Gew.-%) Durchmesser: 40-70 µm	Artikelnr. 5211	Sigmund Lindner GmbH, Warmensteinach, Deutschland

Die in dieser Studie verwendeten Materialien sind in Abbildung 7 dargestellt.

(A)



(B)



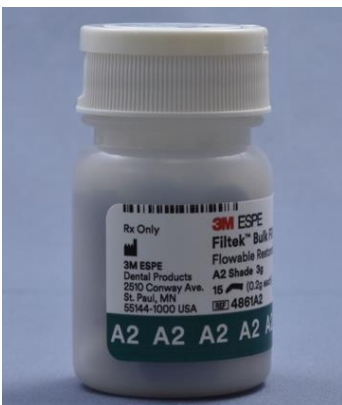
(C)



(D)



(E)



(F)



Abbildung 7 In dieser Studie verwendete Komposite und Adhäsive

(A) Adhese Universal; (B) Scotchbond Universal; (C) Tetric PowerFlow (PFL); (D) Tetric PowerFill (PF); (E) Filtek Bulk Fill Flowable (FBF); (F) Filtek One Bulk Fill (FOB)

#### 4.1.4 Lichthärtung

Zur Lichthärtung wurde die Polymerisationslampe Bluephase®Style von Ivoclar genutzt, siehe (Abbildung 8). Während der Versuchszeit wurde die Lichtintensität von 1200 mW/cm<sup>2</sup> regelmäßig mit dem Bluephase® Meter II (Ivoclar, Schaan, Lichtenstein) kontrolliert (Abbildung 8). Auch wurde darauf geachtet, dass das Lichtaustrittsfenster stets intakt und sauber war. Zur Härtung jeder Schicht, wurde der Probenhalter aus dem  $\mu$ -CT entnommen. Dies ermöglichte eine genaue Polymerisation, bei der das Lichtaustrittsfenster immer senkrecht und in kleinem Abstand zur Kompositoberfläche stand. Jedes Inkrement wurde insgesamt 40 Sekunden gehärtet. Der Durchmesser des Lichtaustrittsfensters beträgt 10 mm. Die durchschnittliche mesio-distale Ausdehnung der Zähne betrug 9,7 mm. Bei einigen Proben betrug die Ausdehnung mehr als 10 mm. Deshalb wurden Inkremente, welche sich sowohl distal als auch mesial des Zahns erstreckten, auf beiden Seiten 40 Sekunden lang gehärtet, um eine ausreichende Polymerisation zu erreichen. Zudem sollte durch die mesiale und distale Lichtpolymerisation ein möglicherweise inhomogenes Profil „beam profile“ des Lichtleiters ausgeglichen werden (Price et al. 2015).

(A)



(B)



Abbildung 8 Geräte zur standardisierten Lichtpolymerisation

(A) Bluephase Style, Ivoclar; (B) Bluephase Meter II, Ivoclar

## 4.2 Mikro-Tomographische Untersuchung

Ein hochauflösender Mikrocomputertomograph (Mikro-CT 40, Scanco Medical AG, Switzerland) wurde für die Aufnahmen der Proben verwendet (Abbildung 9). Es wurde mit folgenden Einstellungen gescannt: Beschleunigungsspannung 70 kVp, Kathodenspannung 114  $\mu$ A und Integrationszeit 300 ms. Es wurde mit der Auflösung „medium resolution“ bei einer Voxelgröße von 16  $\mu$ m gescannt.



Abbildung 9 Mikro-CT 40, Scanco Medical AG

Es wurde jedes eingebrachte Inkrement einer Probe vor und nach der Polymerisation gescannt. Bereits während des Scans wurde über einen Verdrehschutz des Probenhalters eine grobe Überschneidung der zwei Aufnahmen vor und nach Polymerisation sichergestellt. Nach der Applikation des Komposites wurde der Probenhalter zusammengesteckt und mit einem Spritzenkörper einige Tropfen Leitungswasser eingefüllt, um das Austrocknen der Probe zu verhindern. Das Wasser wurde nur bis zum Bereich der Wurzel eingebracht, um sicherzustellen, dass es nicht in Kontakt mit dem ungehärteten Komposit gerät.

Während des Scanvorgangs schützte eine radioluzente Aluminiumkappe das ungehärtete Komposit vor Licht, welches die vorzeitige Polymerisation initiieren würde. Nach dem Scanvorgang wurde die Aluminiumkappe entfernt und das Komposit senkrecht von



okklusal 40 Sekunden lang mit einer Polymerisationslampe bestrahlt, siehe Kapitel 4.2. Dabei wurde auf einen immer gleichen Abstand zur Probe geachtet, ohne diese zu berühren. Die Aluminiumkappe wurde wieder eingesetzt und der zweite Scan mit dem nun ausgehärteten Material gestartet. Die  $\mu$ -CT Scans werden als ISQ-Datei dargestellt.

Ziel der  $\mu$ -CT Scans war es zum einen die Bewegung der eingemischten Glasskugeln durch die Polymerisationsschrumpfung zu verfolgen und zum anderen die volumetrische Schrumpfung des Komposits zu ermitteln.

### 4.3 Schrumpfungsvektoren

Die ISQ-Files wurden heruntergeladen und auf einem Linux Computer zur Datenverarbeitung gespeichert. Die Verarbeitung der  $\mu$ -CT-Daten gliederte sich dann in folgende Schritte: Rigid registration sowie die Sphere segmentation und Sphere registration. Das Generieren der Vektoren zur Darstellung der Schrumpfung des Komposits basierte auf einem Block-Matching-Algorithmus (Chiang et al. 2010; Chiang et al. 2009; Rösch et al. 2009).

#### 4.3.1 Starre Registrierung „rigid registration“

Einem Algorithmus dienten die unterschiedlichen Grauwerte der Schmelzhülle und des Dentins als Referenz, um die beiden Scans exakt übereinanderzulegen. Es wurde die Software Insight Toolkit, ITK ([www.itk.org](http://www.itk.org)) genutzt, um die Scans auf den Bereich der jeweiligen Probe zuzuschneiden (Abbildung 10). Anschließend wurde die Datei im mhd-Format abgespeichert.

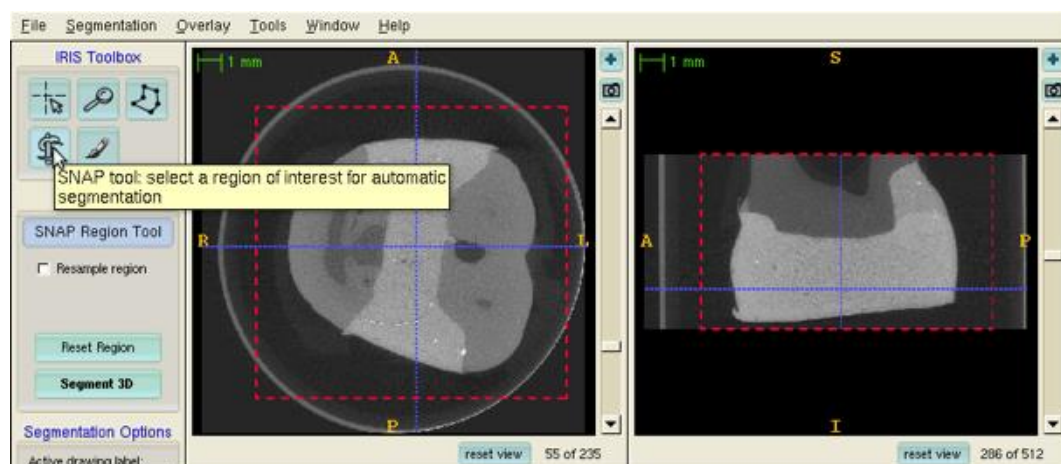


Abbildung 10 Vorbereitung der  $\mu$ -CT-Scans auf die starre Registrierung: Auswahl der Probe mit der Crop-Funktion (roter Kasten)



### 4.3.2 Sphärensegmentierung und Sphärenregistrierung: Berechnung der Schrumpfungsvektoren

Zur Weiterverarbeitung der Daten wurde das Programm Fiji genutzt (Schindelin et al. 2012). Dazu wurden beide Datensätze mit dem Plug-In MetalImage Reader geöffnet. Danach wurde jeweils der Bereich der Füllung ausgeschnitten. Um die Auswertung fortzuführen, wurden die Dateien mit dem Plug-In MetalImage Writer abgespeichert. Im Anschluss wurde die Sphärensegmentierung und -registrierung (sphere segmentation und sphere registration) gestartet.

Nun musste die Software die eingemischten Glaskügelchen erkennen. Dies war möglich, da sie sich als radioluzente Sphären, mit einer spezifischen Größe innerhalb der Füllung zeigten. Je nach Material wurde ein zuvor bestimmter Schwellwert der Graustufen genutzt, um sie im Komposit zu identifizieren. Radiologische Bilder werden in Graustufen abgebildet. Je nachdem wie gut die Röntgenstrahlung die entsprechende Materie durchdringt, ist diese radioopak oder radioluzent und wird heller bzw. dunkler abgebildet. Um die Polymerisationsschrumpfung zu visualisieren, werden Sphären vor und nach der Polymerisation identifiziert, überlagert und die Verschiebung als Vektor angezeigt. Damit ausreichend viele Vektoren errechnet werden können, bilden eingemischte Glaskügelchen radioluzente Sphären. Ein hinterlegter Grauwertbereich hilft die Glaskügelchen vom umliegenden, radioopaken Komposit zu unterscheiden. Ist der Grauwert nicht auf das Material abgestimmt, werden die einzelnen Sphären nicht differenziert.

Nicht-sphärische Strukturen und solche die außerhalb einer Größe von 30 – 80  $\mu\text{m}$  liegen, wurden nicht berücksichtigt. An jede Struktur, mit solchen Eigenschaften, wurde eine spezifische Nummer vergeben.

Im Schritt der Sphärenregistrierung wurde die Verschiebung der einzelnen Sphären ermittelt. Die Berechnung begann mit der größten Sphäre. Die Software geht davon aus, dass die Sphäre sich in der Nähe befindet, d.h., dass die Sphäre aus dem Vorher-Scan sich mit der Sphäre aus dem Nachher-Scan überlappt, daher die Bezeichnung „block-matching-algorithm“. Es erfolgte eine lokale Registrierung für diese eine Sphäre, bis sie möglichst gut übereinander passte. In einer Text-Datei wurden dann die Koordinaten des Mittelpunktes der Sphäre vor und nach Polymerisation abgespeichert. Die Rechnung wurde schließlich mit der nächsten benachbarten Sphäre fortgesetzt. So wurde Stück für Stück die Verschiebung aller Sphären, welche in der Sphärensegmentierung identifiziert wurden, berechnet und deren Koordinaten hinterlegt.

Aus den hinterlegten Koordinaten wurden die Vektoren errechnet und mit VTK ([www.vtk.org](http://www.vtk.org)) visualisiert (Schroeder et al. 2006). Dazu wurde die Euklidische Distanz

der Positionen vor und nach Polymerisation einer jeden Sphäre mit folgender Formel ermittelt:

$$v = \sqrt{(x_{\text{postpolym}} - x_{\text{prepolym}})^2 + (y_{\text{postpolym}} - y_{\text{prepolym}})^2 + (z_{\text{postpolym}} - z_{\text{prepolym}})^2}$$

Die Visualisierung der Schrumpfungsvektoren erfolgt, indem ein Pfeil die Bewegungsrichtung einer jeden bewegten Sphere zeigt. Die Vektoren werden um den Faktor 10 vergrößert, um das Vektorenfeld in seiner Gesamtheit besser beurteilen zu können. Wie in einem CT-Datensatz war es möglich die Aufnahme in allen drei Raumachsen zu drehen und zu verschieben. Zur Dokumentation wurden Screenshots in der y- und z-Ebene gemacht.

### 4.3.3 Ermittlung der Auswertungsparameter

Für die aktuelle Untersuchung sollten jeweils ein niedrig- und ein hochvisköses Bulk-Fill-Komposit der Firmen Ivoclar und 3M untersucht werden. Erfahrungen zu den passenden Einstellungen gibt es zu den herkömmlichen Kompositen Tetric EvoCeram und Tetric EvoFlow sowie zu den Bulk-Fill-Kompositen Tetric EvoCeram Bulk Fill und Tetric EvoFlow Bulk Fill von Ivoclar. Auch das niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposit SDR von Dentsply wurde bereits untersucht (Kaisarly et al. 2021b; Kaisarly et al. 2022)

Die Parameter der Auswertungssoftware, mit denen die Sphärensegmentierung und -registrierung durchgeführt werden, sind im sogenannten „par-File“ hinterlegt. In vergangenen Studien wurden bereits unterschiedliche Komposite, mit verschiedenen Röntgengichten, mit Hilfe der Schrumpfungsvektoren untersucht. Dabei wurden Einstellungen des Scanprozesses vorgenommen und der Grauwertparameter im par-File angepasst (-1000 bis 2000, bzw. -1000 bis 5000) je nach Material (Kaisarly et al. 2021b).

Die Einstellungen des Mikro-CT-Scans werden ebenfalls überprüft und bei Bedarf angepasst. Dies betrifft den Helligkeitswert ( $\mu$ -scaling) und den Parameter für die Durchschnittsdaten (average data): ist die Qualität des einzelnen einfachen Scans für die Vektorenauswertung ausreichend oder wird der durchschnittliche Grauwert von zwei oder mehr Scans benötigt (Kaisarly et al. 2021b). Die röntgenologische Darstellung der untersuchten Materialien unterscheidet sich von Material zu Material, welches die Vektorenauswertung möglicherweise beeinträchtigt. Die Zusammensetzung der unterschiedlichen Komposite resultiert in unterschiedlichen Röntgengichten, wie in Abbildung 11 sichtbar ist.

(A)

(B)

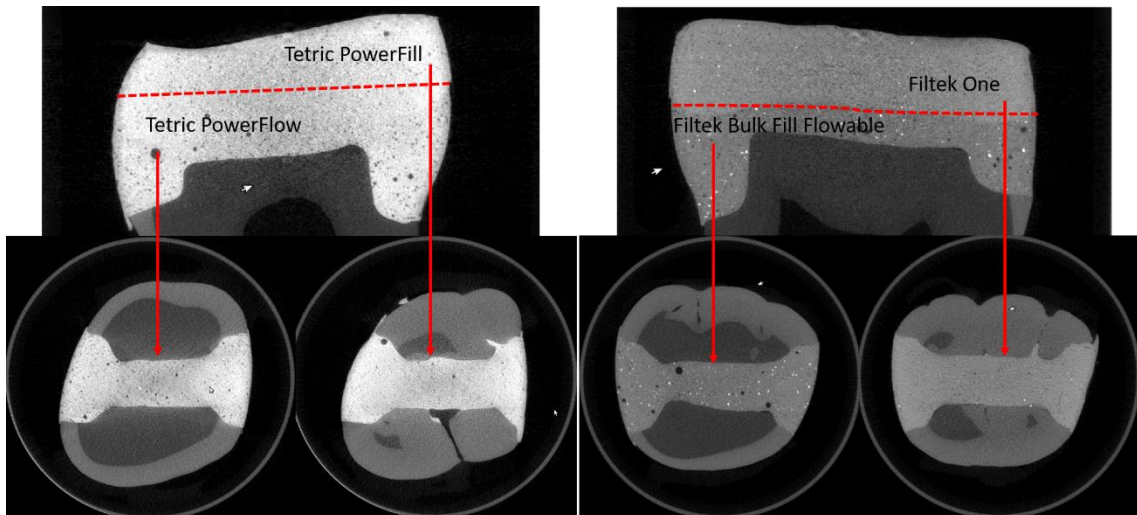


Abbildung 11 Mikro-CT Scans der unterschiedlichen Komposite weisen verschiedene Röntgendichten auf (A) Tetric PowerFlow und PowerFill; (B) Filtek Bulk Fill Flowable und Filtek One

Aus den Vorversuchen mit den Materialien der aktuellen Untersuchung ging hervor, dass Änderungen der Einstellungen der Mikro-CT-Scans die Vektorenauswertung nicht optimierten. Adjustierungen der Grauwertparameter allein genügten nicht. Weitere Parameter mussten genauer untersucht werden, um die optimale Einstellung für jedes Material zu finden.

Der Block-Matching-Algorithmus wird durch mehrere Parameter reguliert:

- Glaskugel oder Sphären Parameter: Bereich (range) und Grauwert (grey value)
- Median Parameter (median parameter)
- Erosions Parameter (erosion parameter)
- Maskenrand (mask border)
- Parameter des Sphäritätstests (sphericity test parameters)
- Maximal zu erwartende Verschiebung (maximum expected displacement)
- Registrierung / Optimierung (registration / optimization)
- Minimale Schrittgröße für die Optimierung in Pixel-Einheiten (minimum step size for optimization in pixel units)
- Maximale Anzahl von Durchläufen (maximum number of iterations)
- Rundheit der identifizierten Sphären (SpharecityMaximumAllowedDeviation)

Um passende Sphären zu finden, überprüft der Algorithmus unter anderem die Rundheit „Sphärität“ (sphericity test parameters) der identifizierten Sphären. In bisherigen Untersuchungen lag der Grenzwert für die Rundheit der identifizierten Sphären (SpharecityMaximumAllowedDeviation) bei 0.15, wobei 0 einer perfekten Kugel entspricht. Alle

identifizierten Objekte, mit einem Wert  $> 0.15$  werden aussortiert. Somit wird sichergestellt, dass vorwiegend die runden Glaskügelchen verfolgt werden.

#### 4.4 Volumetrische Schrumpfung

Nach der Visualisierung der Vektoren wurde die volumetrische Schrumpfung berechnet. Das Programm Fiji wurde genutzt, um die beiden Scans vor und nach Polymerisation zu verrechnen. Dazu wurden zunächst beide Datensätze mit dem Plug-In MetalImage Reader geöffnet. Um den Bereich der Füllung freizustellen und in ein binäres Bild zu überführen, wurde eine Grauwertschwelle eingestellt (Abbildung 12).

Mit Hilfe zweier Filter wurden die neuen Bilder geglättet. Anschließend subtrahierte das Programm mit der Funktion ImageCalculator die Füllung nach der Polymerisation von der Füllung vor der Polymerisation (Abbildung 12 (A) und (B)). Aus dem entstandenen Bild wurde zunächst eine 2-D und anschließend eine 3-D Ansicht generiert (Abbildung 12 (C) und (D)).

Um die genaue prozentuale Schrumpfung zu berechnen, wurden die schwarzen und weißen Bildpunkte beider Bilder aus einem Histogramm ausgelesen, und anschließend verrechnet (Kaisarly et al. 2022; Meierhofer 2022; Wohlleb et al. 2020).

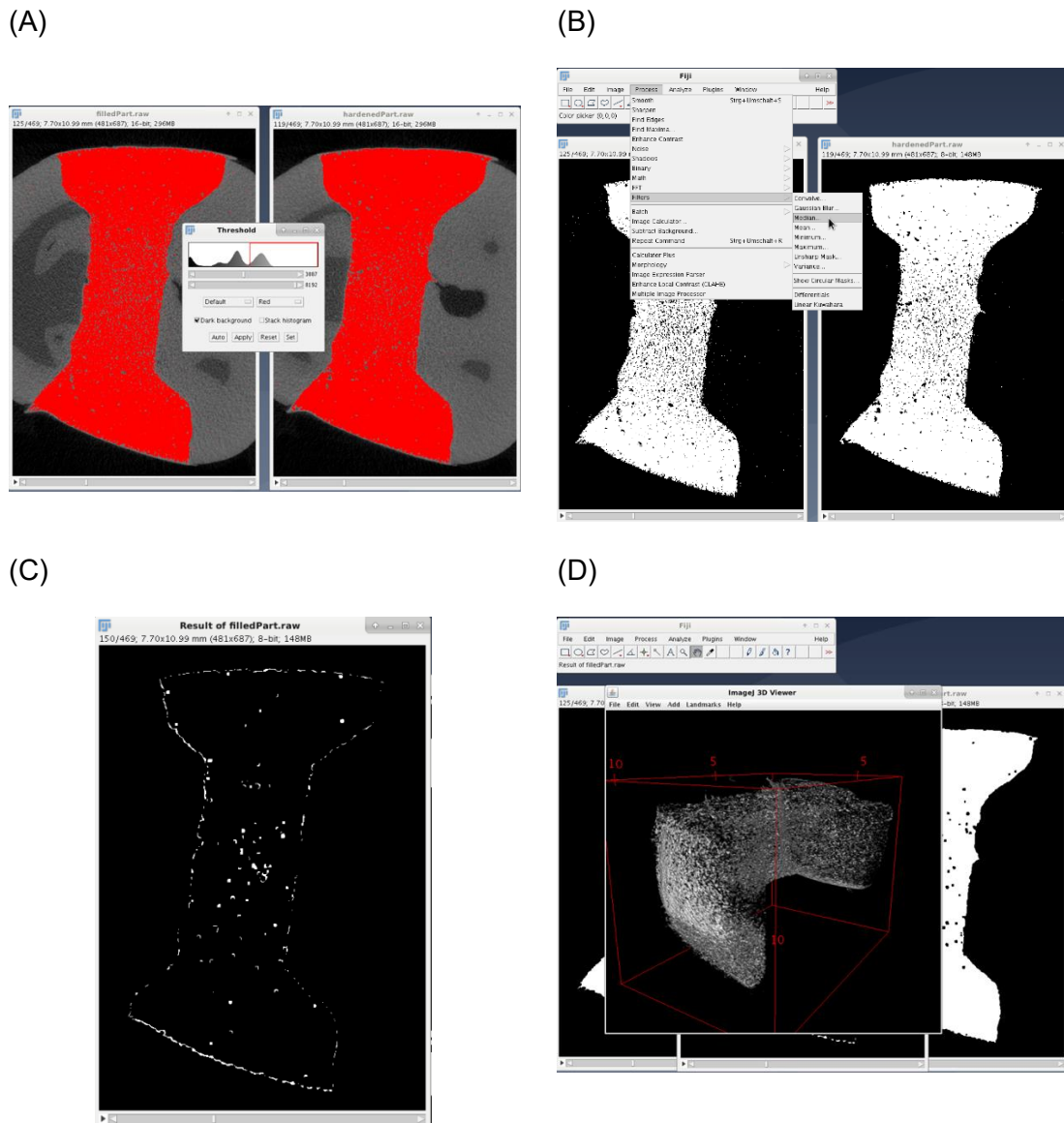


Abbildung 12 Berechnung der volumetrischen Schrumpfung mit Fiji

(A) Anpassung des „Threshold“; (B) Freistellen der Füllungen vor und nach Polymerisation; (C) Differenzvolumen gezeigt in zwei Dimensionen; (D) Differenzvolumen gezeigt in drei Dimensionen

## 4.5 Rasterelektronenmikroskopie-Aufnahmen (REM)

Je drei Proben pro Gruppe ( $n = 3$ ) wurden für die REM-Untersuchung vorbereitet. Es wurden Harzreplika hergestellt, um Trocknungsartefakte und Risse in den Proben zu vermeiden. Dazu wurde der Zahn, mit einer Diamantsäge (Buehler, Illinois, USA) unter Wasserkühlung, in mesio-distaler Richtung geteilt und die Wurzel abgetrennt. Anschließend wurden die Hälften 5 Minuten im Ultraschallbad mit Wasser gereinigt. Dann wurden

sie kurz mit Druckluft getrocknet und in eine, mit Silikon (Aquasil Ultra Monophase, Typ 2, medium-bodied, Dentsply, Konstanz, Deutschland) gefüllte Form gedrückt und nach 5 Minuten entfernt. Nach 30 Minuten wurden die Abformungen mit einem Harz (Epofix Resin, Struders Willich, Deutschland) aufgefüllt; das Harz trocknete anschließend für 24 Stunden. Jede Probe wurde auf einem REM-Probenhalter befestigt und mit einer dünnen Schicht (50 nm) Gold-Palladium besputtert. Die Aufnahme wurde mit dem REM (ZEISS GEMINI® FESEM, SUPRATM 55VP, Carl Zeiss SMT AG, Oberkochen, Deutschland) bei 200x Vergrößerung angefertigt, siehe Abbildung 13.

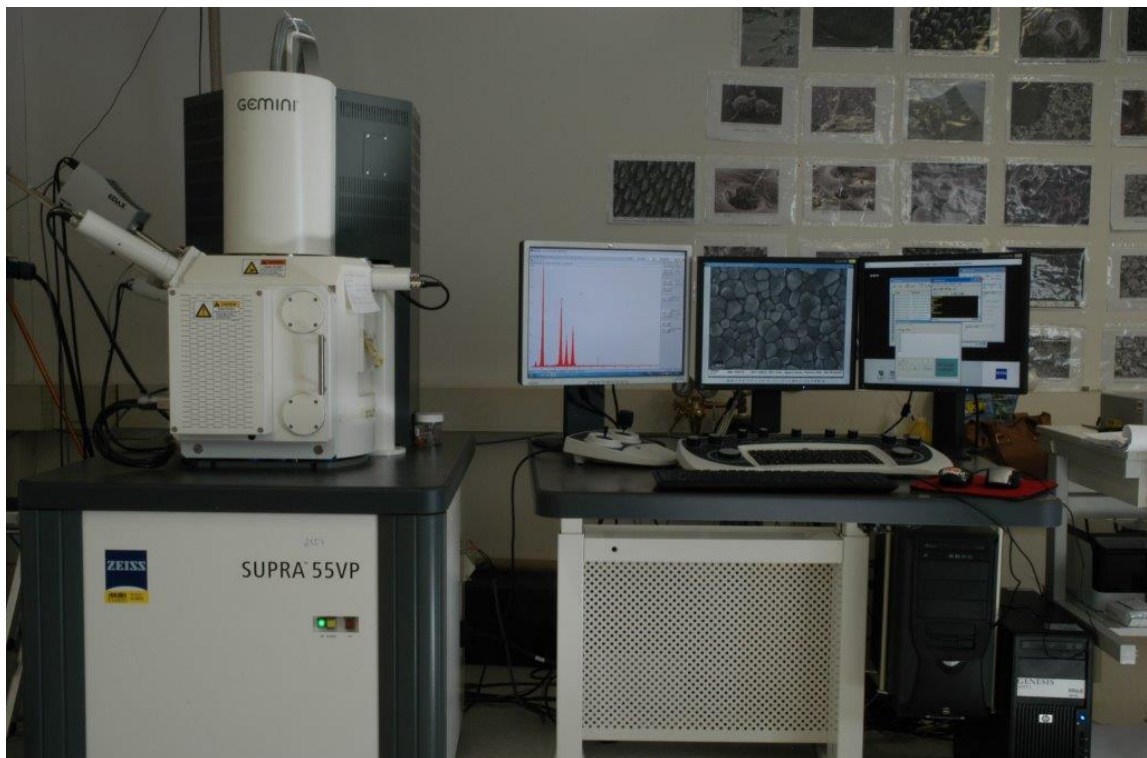


Abbildung 13 Rasterelektronenmikroskop ZEISS GEMINI® FESEM, SUPRATM 55VP, Carl Zeiss

Ziel der Untersuchung war es exemplarisch für jede Gruppe den Übergang von Zahn zu Komposit zu begutachten. Dazu wurden Aufnahmen an 10 verschiedenen Punkten entlang des Füllungsrandes angefertigt, von 4 mm tiefen Kasten über den Kavitätenboden hin zum 6 mm tiefen Kasten, siehe Abbildung 14.

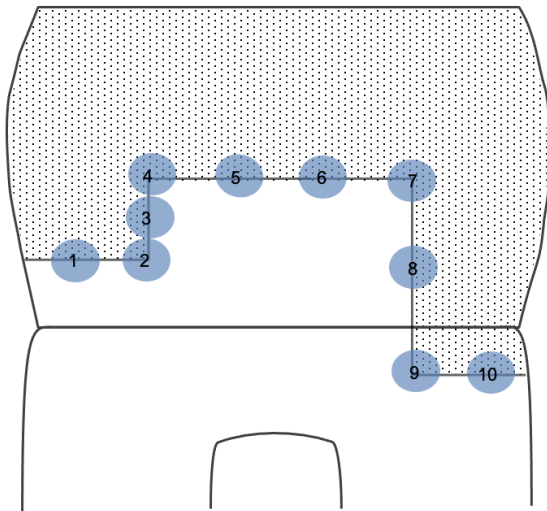


Abbildung 14 Positionen 1-10 der REM-Bilder im Saggitalschnitt entlang des Füllungsrandes

## 4.6 Statistische Auswertung

Die Daten der Vektoren wurden mittels deskriptiver und interferenzstatistischer Methoden aufbereitet. Es wurde damit begonnen die Mittelwerte der Vektorenlänge für jedes Inkrement zu berechnen. Danach wurden nach der  $2\text{-}\sigma$ -Methode alle Vektoren ausgeschlossen, deren Werte außerhalb der zweiten Standardabweichung vom Mittelwert lagen. Anschließend wurden die Werte mittels Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung überprüft ( $p > 0,05$ ). Auf signifikante Unterschiede wurde mit der Einweg-Varianzanalyse ANOVA getestet. Dann wurden die Gruppe per Levene-Tests auf Varianzhomogenität untersucht. Schließlich wurde ein paarweiser Post-hoc Vergleich mit dem Tamhane T2 bei  $p < 0,05$  durchgeführt. Die statistische Analyse wurde mit IBM SPSS Statistics 28 durchgeführt (Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2021b).



## 5 Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Schrumpfungsvektoren, die volumetrische Schrumpfung und die REM-Aufnahmen des Adhäsivverbunds präsentiert. Die Vektorenfelder aller Gruppen sowie die REM-Aufnahmen sind mit Abbildungen dargestellt.

### 5.1 Einstellung der Auswertungsparameter

Die Auswertung mit den bisher angewendeten Einstellungen der Parameter führte zu einem Vektorenfeld mit fehlenden oder sehr wenigen Vektoren in verschiedenen Regionen der Füllung, vorrangig im zentralen okklusalen Bereich (Abbildung 15).

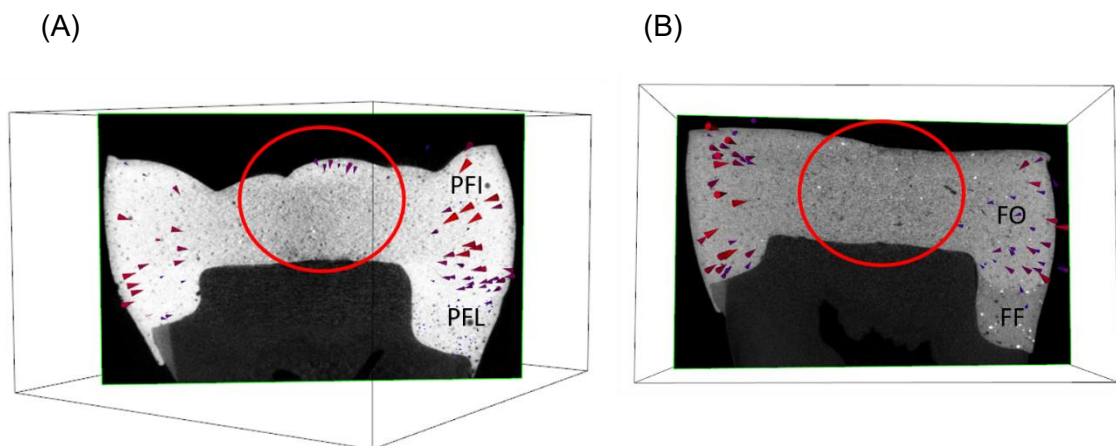


Abbildung 15 Fehlende oder wenige Vektoren im zentralen Bereich der Füllungen (roter Kreis) (A) Tetric PowerFlow und PowerFill; (B) Filtek Bulk Fill Flowable und Filtek One

Durch das Einsehen der Zwischenergebnisse der Auswertung, war es möglich die Parameter präziser anzupassen und die Auswertung zu optimieren. Konkret wurden die Parameter für Glaskugeln oder Sphären im Hinblick auf den Grauwert und des Sphäritätstest angepasst. Somit konnten auch für die vorher noch nicht auf Schrumpfungsvektoren untersuchten Materialien Filtek Flow und Filtek One ausreichend viele und gleichmäßig verteilte Vektoren ermittelt werden.



### **5.1.1 Parameter für Glaskugeln oder Sphären (glass sphere parameters)**

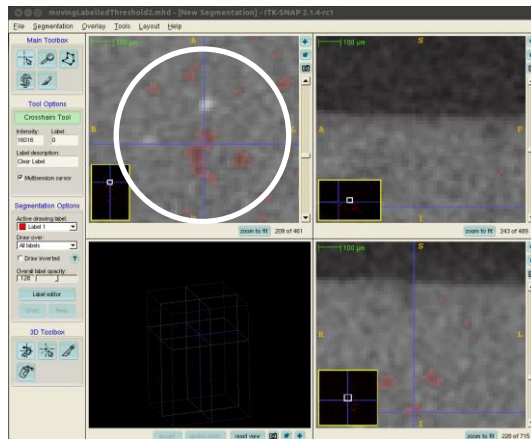
Die eingebetteten radioluzenten Glaskugeln erscheinen im  $\mu$ -CT-Scan in Form von dunklen Sphären. Um als Sphären identifiziert werden zu können, müssen sie bestimmte Merkmale aufweisen: 1) sie haben einen Durchmesser von 30 – 80  $\mu\text{m}$  und 2) sie liegen in einem bestimmten Grauwertbereich (sphereGreyvalueRange). Die Einstellung des Durchmessers wurde in dieser Untersuchung nicht verändert.

Die Abbildung 16 (A) bis (D) zeigen denselben Ausschnitt eines Scans einer Füllung. Die roten Bereiche sind identifizierte Sphären. Aufgrund eines unpassenden Grauwertes konnten die Sphären zunächst nicht differenziert werden Abbildung 16 (A) und (B). Außerdem wurden diese länglichen Strukturen wegen ihres unrunden Umrisses bei der Auswertung nicht berücksichtigt. Mit diesem Grauwert sind keine oder nur wenig Vektoren zu generieren.

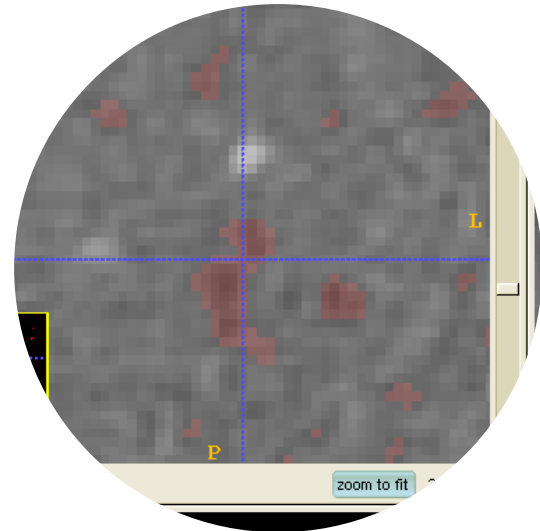
Nach der Anpassung des Grauwerts an das zu untersuchende Komposit, wurden die Bereiche zwischen den Sphären ausgespart, und einzelne Strukturen konnten separiert und identifiziert werden (Abbildung 16 (C) und (D)).

Der Grauwertbereich wurde für die unterschiedlichen Materialien wie folgt angepasst: für Tetric PowerFlow (PFL) wurde der Bereich -1000 bis 4500, für Tetric PowerFill (PFI) wurde der Bereich -1000 bis 5300 festgelegt, für Filtek Bulk Fill Flowable (FBF) wurde der Bereich -1000 bis 3000 und Filtek One Bulk Fill (FOB) wurde der Bereich -1000 bis 3500 festgelegt.

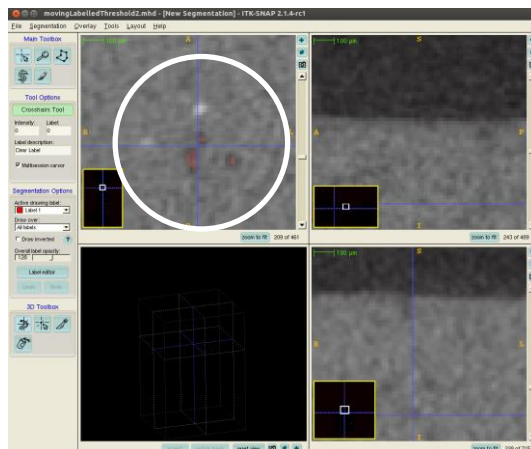
(A)



(B)



(C)



(D)

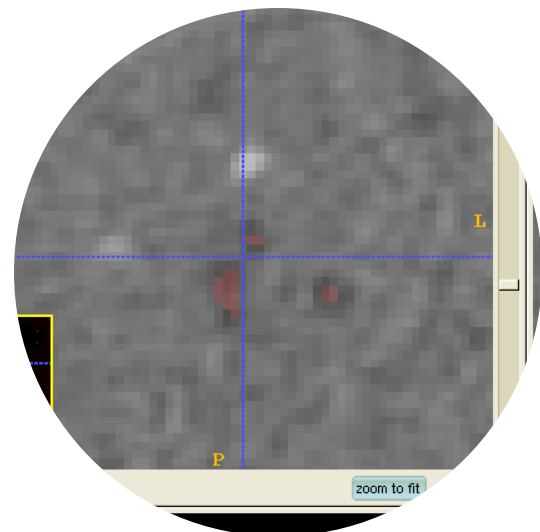


Abbildung 16 Anpassung der Grauwertparameter und deren Folgen für die Auswertung

(A) registrierte Sphären vor der Grauwertanpassung; (B) Ausschnitt von (A); (C) registrierte Sphären nach Grauwertanpassung; (D) Ausschnitt von (C)

### 5.1.2 Parameter des Sphärizitätstests (sphericity test parameters)

Abbildung 17 zeigt alle identifizierten Sphären bei einer Rundheit der identifizierten Sphären (SphericityMaximumAllowedDeviation) von 0.15. Vor allem im zentralen Bereich der Füllung und dem niedrigviskösen Komposit im tiefen Kasten waren kaum Sphären zu erkennen. Die unzureichende Identifikation von Sphären im Zentrum der Füllung ist vermutlich mit der Aufhärtung von Röntgenstrahlung „beam hardening effect“ zu erklären. Man erkennt in Abbildung 19 einen leicht dunklen Schatten, dort wo keine Vektoren generiert wurden. Die Grauwerte sind dort insgesamt etwas dunkler. Sind die Parameter nicht individuell auf das Komposit angepasst, führt dieser Aufhärtungseffekt dazu, dass Vektoren nicht global errechnet werden können.

Für dieselbe Probe sind mit 0.30 SphericityMaximumAllowedDeviation deutliche mehr Sphären innerhalb der gesamten Füllung zu erkennen (Abbildung 18). Der Grenzwert der Rundheit der identifizierten Sphären wurde so weit erhöht, dass weniger runde Partikel identifiziert und im gesamten Bereich der Füllung Vektoren berechnet werden konnten. Für die niedrigviskösen Komposite Tetric PowerFlow (PFL) und Filtek Bulk Fill Flowable (FBF) wurde der Grenzwert bei 0.25 für die hochviskösen Komposite Tetric PowerFill (PFI) und Filtek One Bulk Fill (FOB) bei 0.30 festgelegt.

Die detaillierten Fachkenntnisse der Datenverarbeitung und die Anpassung einiger Parameter ermöglichten die Segmentierung und Registrierung von Kugeln mit unvollkommener Sphärizität und Kompositen mit unterschiedlichen Röntgenopazitäten.

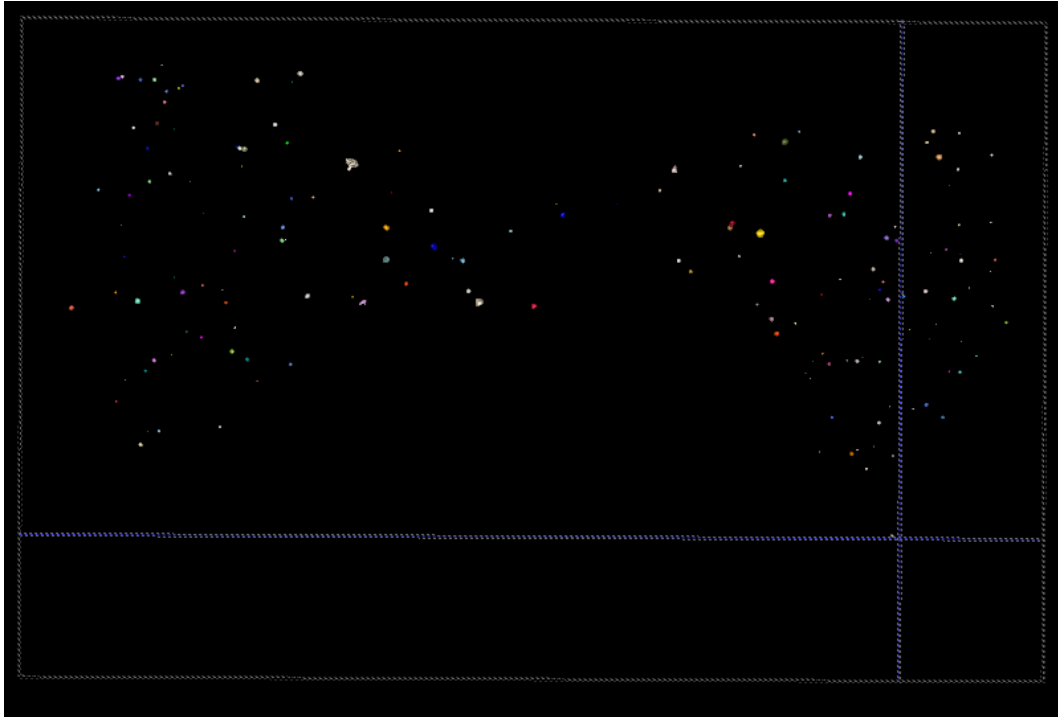


Abbildung 17 Identifizierte Sphären mit der Einstellung SphercityMaximumAllowedDeviation: 0.15: im zentralen Bereich der Füllung werden kaum Sphären identifiziert

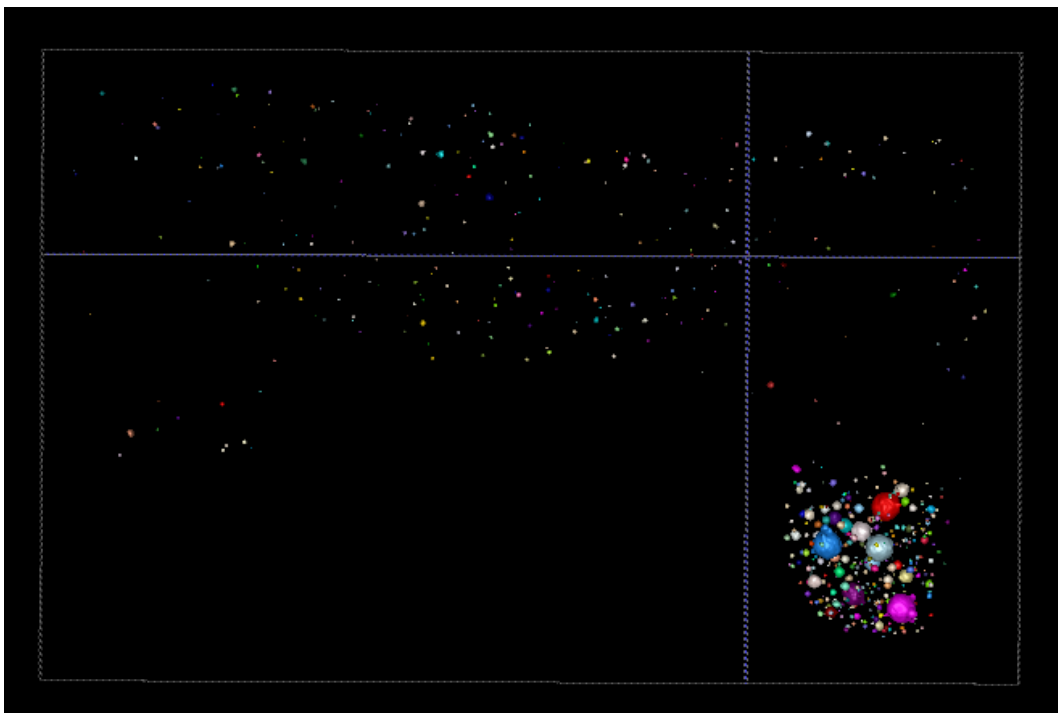


Abbildung 18 Identifizierte Sphären mit der Einstellung SphercityMaximumAllowedDeviation: 0.30: auch im zentralen Bereich der Füllung werden Vektoren identifiziert, im Bereich des fließfähigen Komposits werden sehr viele Vektoren identifiziert

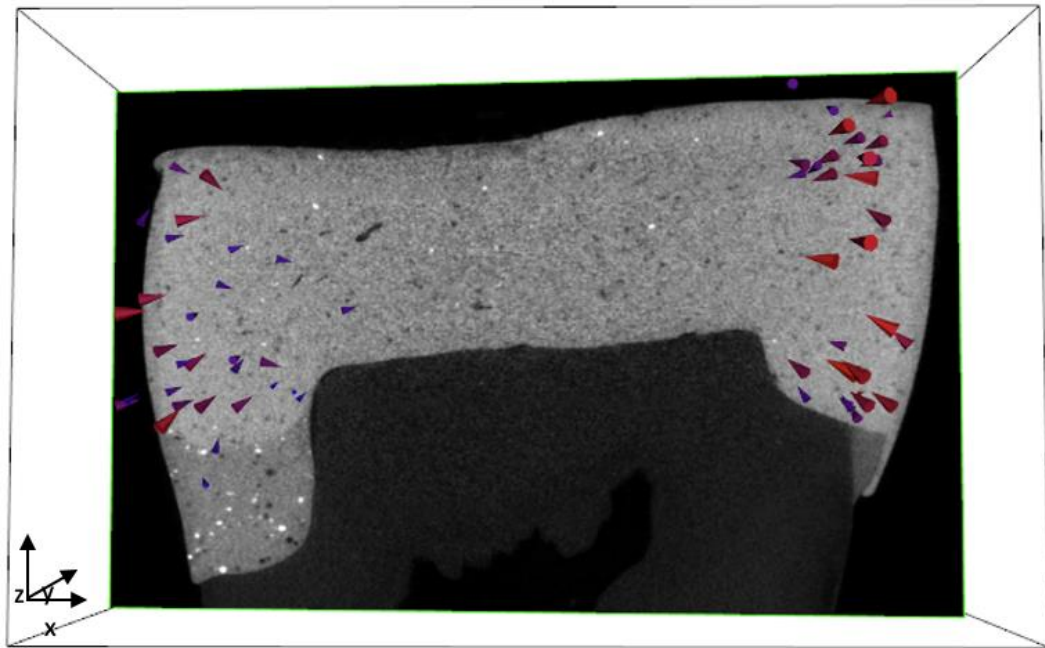


Abbildung 19 Strahlenaufhärtung im zentralen Füllungsbereich

## 5.2 Werte der Schrumpfungsvektoren

Tabelle 2 zeigt die Mittelwerte der Schrumpfungsvektoren in  $\mu\text{m}$  und die dazugehörige Standardabweichung des entsprechenden Inkrements. Zudem ist für jedes Vektorenfeld das bis zu diesem Punkt eingebrachte Komposite aufgelistet. Wird beispielsweise das Inkrement 2 einer Probe evaluiert, wird gleichzeitig auch das Komposite des Inkrement 1, ein zweites Mal, mitbetrachtet. Da ein kleiner Teil der Polymerisation auch noch nach Stunden abläuft, werden auch in den zuvor gehärteten Schichten Vektoren generiert.

Insgesamt zeigten sich in den entsprechenden Gruppen und Inkrementen höhere Werte für die Komposite Filtek One Bulk Fill und Filtek Bulk Fill Flowable (3M) als für Tetric PowerFlow und Tetric PowerFill (Ivoclar). Die Sequenz der Werte war bei den entsprechenden Anwendungen vergleichbar; die Bulk-Applikation des fließfähigen Komposits ergab die größten Vektoren innerhalb der Komposite des jeweiligen Herstellers:  $22,2 \mu\text{m}$  in Gruppe 3 und  $34,8 \mu\text{m}$  in Gruppe 6. Die zweitgrößten Vektoren der Komposite der jeweiligen Hersteller folgten bei der Bulk-Applikation des hybriden Komposits mit  $19,5 \mu\text{m}$  in Gruppe 1 und  $30,9 \mu\text{m}$  in Gruppe 4. Die Applikation der approximalen Wände, d.h. in insgesamt drei Applikationen pro Kavität, ergab die kleinsten Vektoren in den Gruppen 2 und 4. Somit wurden größere Schrumpfungsvektoren bei den Applikationen mit größerem Volumen beobachtet.

Die Details der Schrumpfungsvektoren und die signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Inkrementen sind wie folgt: die kleinsten Werte ergaben sich mit  $12,5 \mu\text{m}$  und

13,1  $\mu\text{m}$  für die PFL Inkremente der Gruppe 1 und Gruppe 2, diese entsprachen der 2 mm Schicht des fließfähigen Komposits im tiefen approximalen Kasten. Sie unterschieden sich signifikant zu dem in bulk eingebrachten PFL Inkrement der Gruppe 3 und den FBF Inkrementen der Gruppe 4 und 5. Das in bulk applizierte PFI Inkrement von Gruppe 1 ist mit 19,5  $\mu\text{m}$  signifikant größer als das PFL Inkrement derselben Gruppe. Auch unterscheidet es sich signifikant von den PFI Inkrementen der Gruppen 2 und 3 sowie von Inkrement 2 der Gruppe 4, welches ihm hinsichtlich von Form und Volumen gleich ist.

Das zweite und dritte Inkrement der Gruppe 2, welche die approximalen Wände mit 16,7  $\mu\text{m}$  und den okklusalen Teil mit 15,5  $\mu\text{m}$  ausmachen, ergaben signifikant verschiedene Ergebnisse zu den restlichen PFI Gruppen. Ebenso die entsprechenden FOB Gruppen unterschieden sich signifikant. Das zweite Inkrement der Gruppe 3 ergab mit 14,5  $\mu\text{m}$  den geringsten Wert für das PFI Komposit.

Das erste Inkrement der Gruppe 4 unterscheidet sich mit 17,6  $\mu\text{m}$ , bis auf das zweite Inkrement von Gruppe 5, signifikant von den anderen. Das zweite Inkrement von Gruppe 4 besteht aus in bulk eingebrachtem FOB und hat mit 30,9  $\mu\text{m}$  den zweithöchsten Wert überhaupt. Das erste Inkrement aus FBF der Gruppe-5 gleicht dem ersten Inkrement der Gruppe 4 in Form und Material, unterscheidet sich dennoch signifikant. Die mit FOB Komposit aufgebauten Wände in Gruppe 5 unterscheiden sich signifikant von dem entsprechenden Inkrement aus PFI. Auch ist der Wert mit 17,4  $\mu\text{m}$  kleiner als der des okklusalen Inkrements mit 23,3  $\mu\text{m}$ . Hingegen ist bei Gruppe 2 der Wert für das okklusale Inkrement aus PFI mit 15,5  $\mu\text{m}$  kleiner als die Wände mit 16,7  $\mu\text{m}$ . Die größten durchschnittlichen Schrumpfungsvektoren wurden im FBF bulk Inkrement der Gruppe-6 mit 34,8  $\mu\text{m}$  gemessen. Sie sind damit signifikant größer als die Vektoren aller anderen Inkremente. Der Wert des okklusalen FOB Inkrements der Gruppe 6 unterscheidet sich nicht signifikant von der okklusalen Schicht der Gruppe 5, ist jedoch mit 24,7  $\mu\text{m}$  etwas größer.

Zwischen den verschiedenen Kompositen und Inkrementen wurden zahlreiche signifikante Unterschiede in der mittleren Vektorenlänge gemessen. Auch innerhalb desselben Materials gab es deutlich Differenzen in der Vektorenlänge, welche durch verschiedene Faktoren beeinflusst werden können. Diese werden in der nachfolgenden Diskussion erörtert.

Tabelle 2 Mittelwerte der Schrumpfungsvektoren in  $\mu\text{m}$ , Standardabweichung und signifikante Unterschiede zwischen den Inkrementen

Gruppen	Materialien der aufeinanderfolgenden Inkremente	Mittelwerte der Schrumpfungsvektoren ( $\mu\text{m}$ )	Standardabweichung	Signifikante Unterschiede*
Gruppe 1	PFL	12,5	5,1	a
	PFL + PFI	19,5	13,6	b
Gruppe 2	PFL	13,1	5,6	a
	PFL+ PFI	16,7	10,2	c
	PFL + PFI	15,5	12,8	d
Gruppe 3	PFL	22,2	11,8	e, j
	PFL + PFI	14,5	9,8	f
Gruppe 4	FBF	17,6	8,4	g
	FBF + FOB	30,9	36,6	h
Gruppe 5	FBF	19,3	10,8	b
	FBF + FOB	17,4	9,7	g
	FBF + FOB	23,3	25,3	j, l
Gruppe 6	FBF	34,8	28,6	k
	FBF + FOB	24,7	27,8	j, l

\*Werden unterschiedliche Buchstaben angegeben, unterscheiden sich die jeweiligen Gruppen signifikant voneinander

## 5.3 Schrumpfungsvektoren und volumetrische Schrumpfung

### 5.3.1 Gruppe 1 bulk-PowerFill

In Inkrement-1, welches aus einer 2 mm Schicht des niedrigviskösen Tetric PowerFlow (PFL) im tiefen Kasten besteht, erkennt man eine Schrumpfung von der Matrize weg, hin zum Zahn, zur axialen Wand des approximalen Kastens. Im koronalen Anteil sieht man Vektoren nach unten deuten. Im Bereich des Kavitätenbodens sind die Vektoren eher schräg nach oben gerichtet (Abbildung 20 (A) und (B)).

Im zweiten Inkrement, welches die restliche mod-Kavität mit hochviskösem Tetric PowerFill (PFI) Komposit in bulk auffüllt, imponieren vor allem Vektoren von approximal in Richtung des Zentrums der Füllung. Im flacheren Kasten dominieren nach oben – weg von der Zahnhartsubstanz des Kastens - gerichtete Vektoren, die so auf der gegenüberliegenden Seite nicht zu finden sind. Im Zentrum der Füllung zeigen Vektoren vom Kavitätenboden nach oben und von der Füllungsoberfläche nach unten, d.h. zum Zentrum des okklusalen Füllungsbereichs (Abbildung 20 (C) und (D)).

Die Darstellung der volumetrischen Schrumpfung zeigt in beiden Inkrementen überwiegend Schrumpfung an der Füllungsoberfläche und den Matrizen. Auch am Kavitätenboden findet eine gewisse Volumenschrumpfung statt. In Abbildung 21 (B) ist ein größerer Lufteinschluss, durch die dort stattfindende Schrumpfung, zu erkennen (Pfeil).

Die REM-Aufnahmen zeigen Diskontinuitäten des Adhäsivverbundes vor allem im Bereich der approximalen Kästen. Besonders am Boden des flachen Kastens, mit dem stopfbaren Komposit gefüllt, ist die Ablösung des Komposits deutlich zu erkennen (Abbildung 22 (A) und (B)). Die übrigen Bereiche weisen einen weitestgehend intakten Verbund mit kleineren Irregularitäten auf.



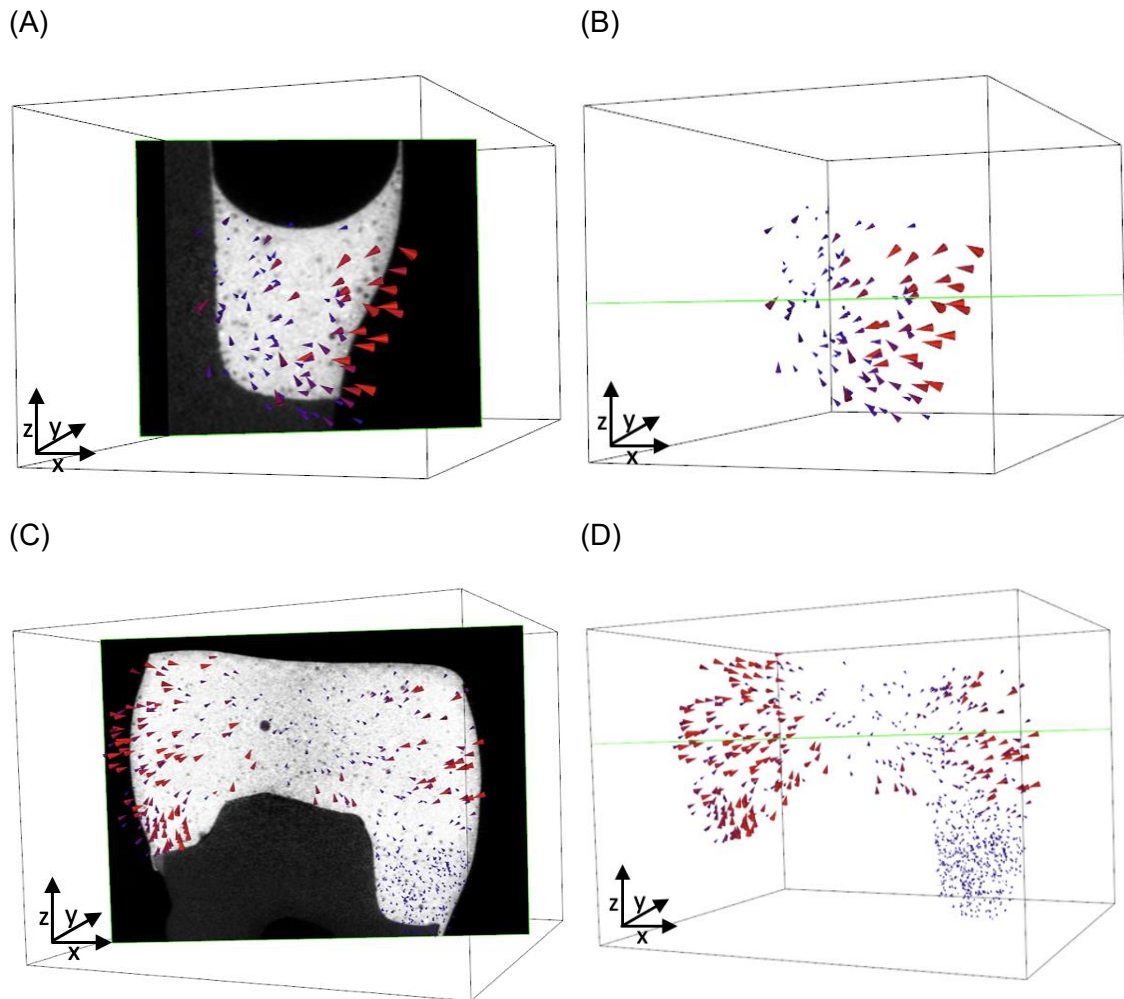


Abbildung 20 Vektorenfelder der Gruppe 1 bulk-PowerFill

Inkrement-1 in y-Ebene zeigt Vektoren, die hauptsächlich von außen in Richtung Zahnschicht deuten; (B) Inkrement-1 in z-Ebene; (C) Inkrement-2 in y-Ebene zeigt Vektoren, die ins Zentrum der Kavität zeigen, Vektoren im niedrigeren Kasten sind deutlich nach oben ausgerichtet; (D) Inkrement-2 in z-Ebene

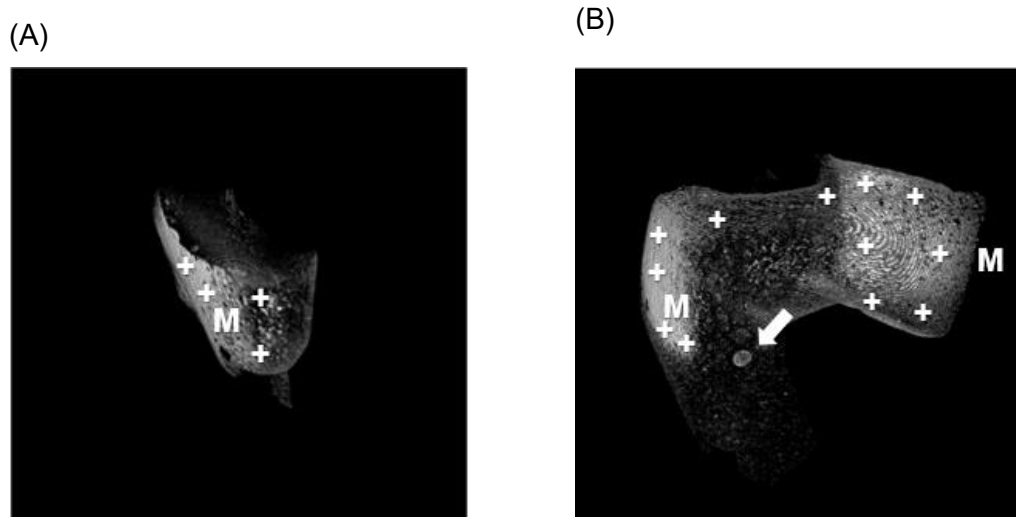


Abbildung 21 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe 1 bulk-PowerFill

M: Matrizen, Plussymbole: Bereiche mit sichtbarer Volumenschrumpfung (A) Volumetrische Schrumpfung Inkrement-1 zeigt vermehrt Schrumpfung im Bereich der Matrizen; (B) Volumetrische Schrumpfung Inkrement-2 zeigt Schrumpfung im Bereich der Matrizen und der freien Oberfläche okklusal, der weiße Pfeil deutet auf eine größere Luftblase

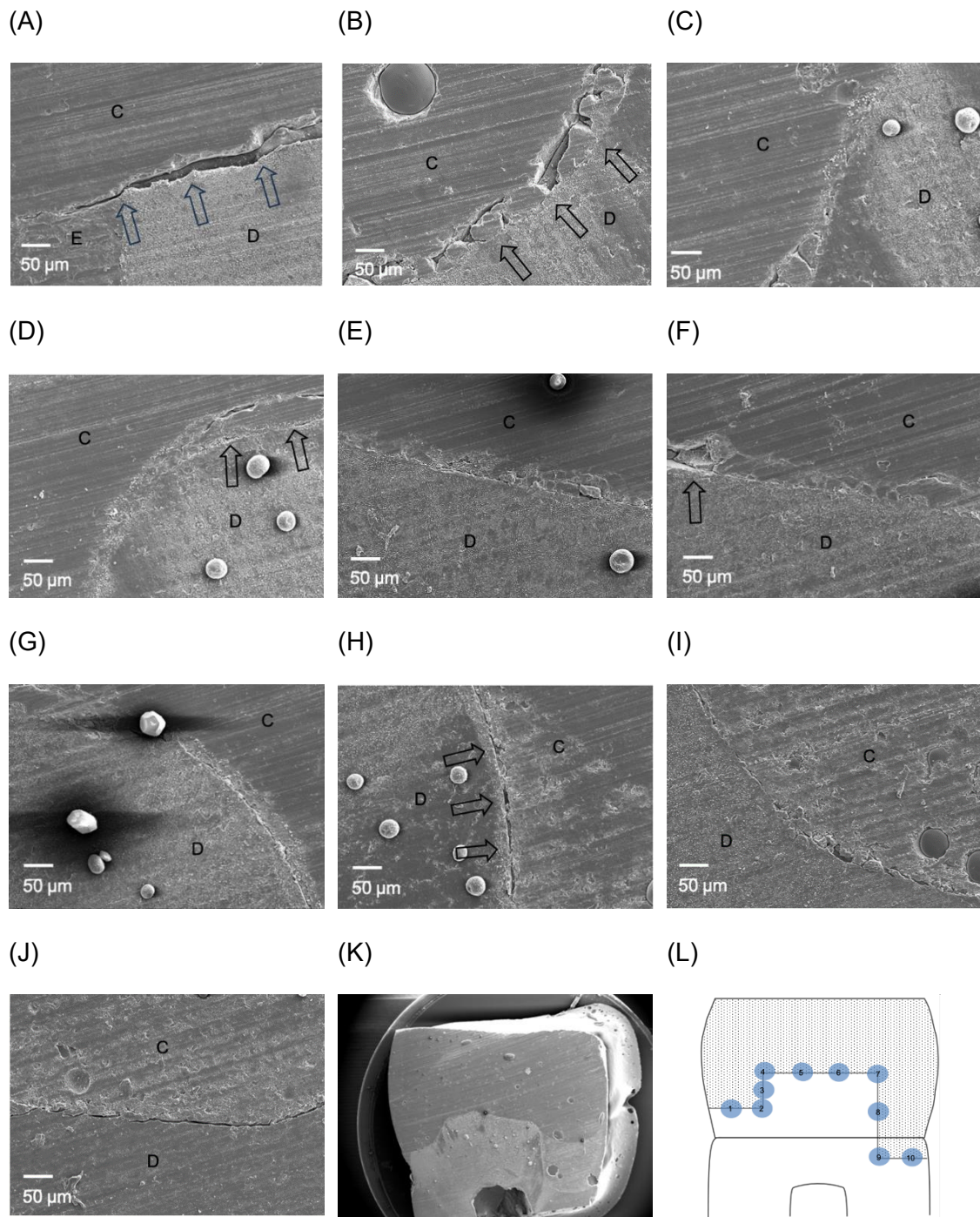


Abbildung 22 Gruppe 1-bulk-PowerFill REM-Aufnahmen des Adhäsivverbundes in 200-facher Vergrößerung

E: Schmelz, D: Dentin, C: Komposit, Pfeile zeigen Bereiche in denen das Komposit sich von der Zahnhartsubstanz gelöst hat; (A, B, F) deutliche Ablösung des Komposits vom Kavitätenboden des flachen Kastens und vom okklusalen Kavitätenboden; (D, H) minimale Ablösung vom okklusalen Kavitätenboden und der axialen Wand im tiefen Kasten; (C, E, G, I, J) intakter Adhäsivverbund; (K) Übersicht der mesio-distal geteilten Probe in 10-facher Vergrößerung; (L) Übersichtsskizze zu den Bildausschnitten

### 5.3.2 Gruppe 2 Wand-PowerFill

Inkrement-1, wie in Gruppe 1, bestehend aus 2 mm niedrigviskösem Material PFL im tiefen Kasten, zeigt ein ähnliches Bild. Dennoch erkennt man eine Bewegung von der Matrize in Richtung Zahn sowie von der Oberfläche nach unten. Im Bereich des Kastenbodens ziehen Vektoren nach oben. Einige Vektoren zeigen vom Zahn weg in Richtung Zentrum des Inkrements (Abbildung 23 (A) und (B)).

Inkrement-2 besteht aus zwei separaten Teilen, welche jeweils die approximale Wand bilden. Sie wurden mit dem hochviskösen PFI-Komposit aufgebaut. Ein Großteil der Bewegung zeigt von den Matrizen in Richtung Zentrum der Kavität und in einigen Bereichen zum Zentrum der approximalen Wand. Im oberen Anteil zeigen die Vektoren nach unten. Im zervikalen Anteil zeigen die Vektoren im flachen Kasten eher nach oben, d.h. weg von der Zahnhartsubstanz. Auf der Seite, auf der der tiefe Anteil bereits mit PFL aufgefüllt wurde, deuten die Vektoren nach unten, hin zu dem schon polymerisierten Komposit (Abbildung 23 (C) und (D)).

Inkrement-3 stellt den okklusalen Bereich der Füllung dar, ebenfalls aus PFI, zeigt vorwiegend Schrumpfbewegung von der freien Oberfläche nach unten in Richtung Kavitätenboden. Im tieferen Anteil des Inkrements am okklusalen Kavitätenboden zeigen einige wenige Vektoren nach oben (Abbildung 23 (E) und (F)).

Die Darstellung der volumetrischen Schrumpfung zeigt vor allem eine Reduktion des Volumens im Bereich der Matrizen und der freien Oberfläche (Abbildung 24). In Abbildung 24 (B) ist zu sehen, dass bei den approximalen Wänden zusätzlich Schrumpfung an der Fläche zum Zentrum hin stattfindet. Diese stellt ebenfalls eine ungebundene Fläche dar. Im okklusalen Bereich ist vor allem die volumetrische Schrumpfung an der freien Oberfläche und am Kavitätenboden zu beobachten.

Die REM-Untersuchung deutet auf einen guten Verbund zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz hin. Einzig in den Ecken der beiden Kästen sind minimale Ablösungen zu erkennen (Abbildung 25 (B) und (J)).

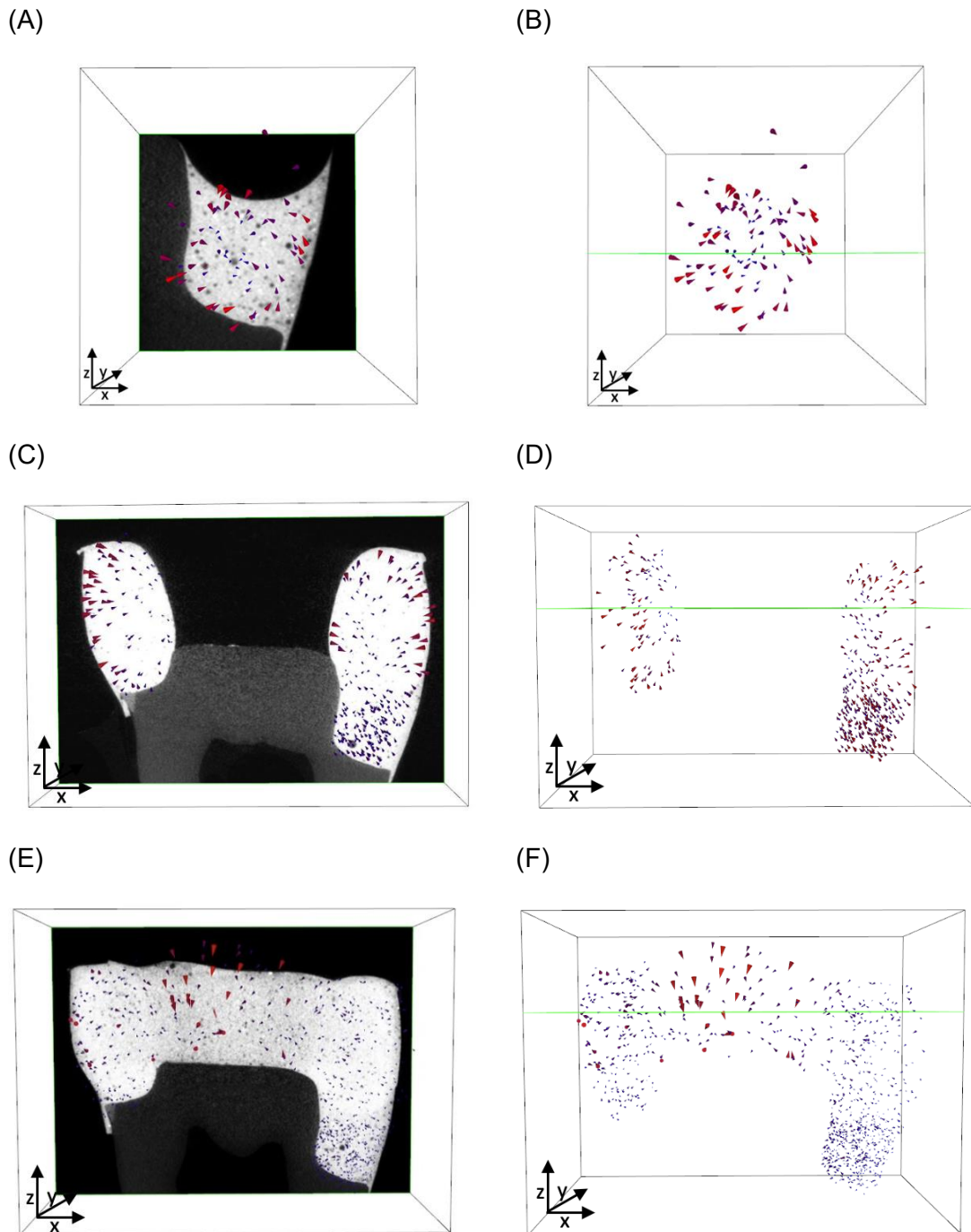


Abbildung 23 Vektorenfelder der Gruppe 2-Wand-PowerFill

(A) Inkrement-1 in y-Ebene: Vektoren zeigen von der freien Oberfläche und der Matrize Richtung Zahnsubstanz, einige Vektoren zeigen auch vom Zahn nach außen; (B) Inkrement-1 in z-Ebene; (C) Inkrement-2 in y-Ebene: Vektoren zeigen von der Matrize und der freien Oberfläche ins Zentrum der Kavität, in den approximalen Kästen zeigen kleine Vektoren nach oben; (D) Inkrement-2 in z-Ebene; (E) Inkrement-3 in y-Ebene: Vektoren zeigen von der freien Okklusalfäche nach unten in die Kavität; (F) Inkrement-3 in z-Ebene

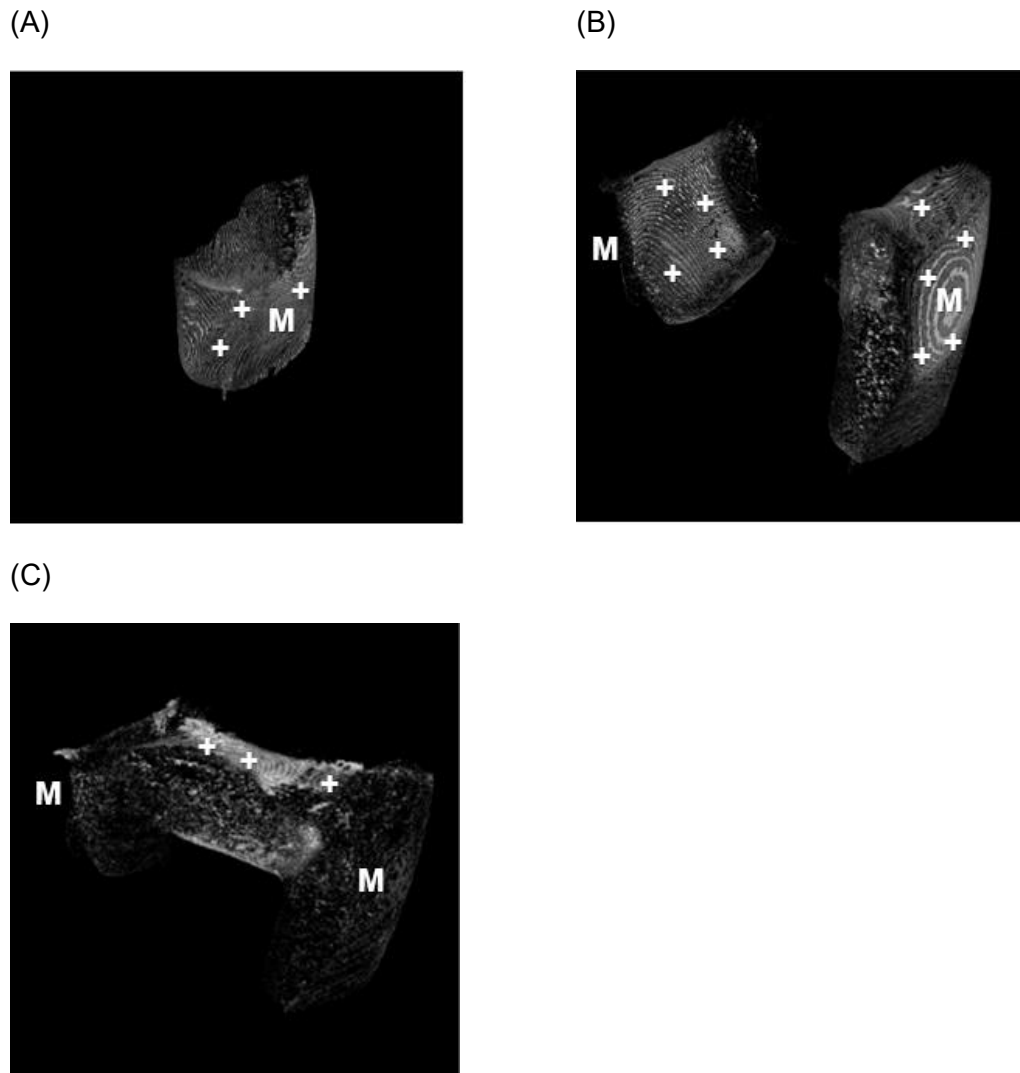


Abbildung 24 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe 2-Wand-PowerFill

M: Matrice, Plussymbole: Bereiche mit sichtbarer Volumenschrumpfung (A) Volumetrische Schrumpfung Inkrement-1: die Schrumpfung scheint an der Matrice und okklusal gleichmäßig aufzutreten; (B) Volumetrische Schrumpfung Inkrement-2: auch hier scheint die Schrumpfung an der Matrice und okklusal gleichmäßig aufzutreten; (C) Volumetrische Schrumpfung Inkrement-3: Schrumpfung ist vor allem an der Okklusalfäche und am Kavitätenboden zu erkennen



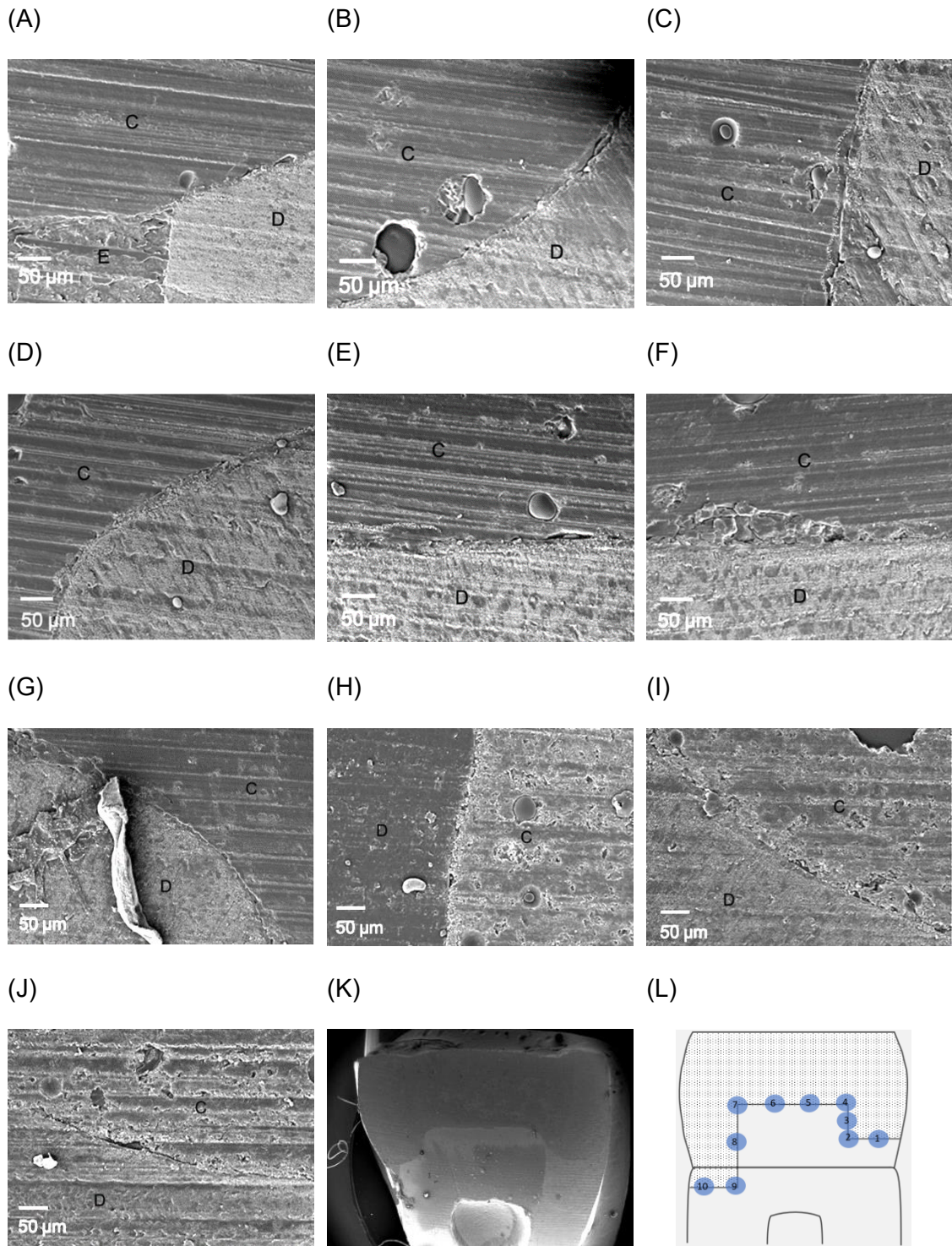


Abbildung 25 Gruppe 2 Wand-PowerFill REM-Aufnahmen des Kavitätenbodens in 200-facher Vergrößerung

E: Schmelz, D: Dentin, C: Komposit, Pfeile zeigen Bereiche, in denen das Komposit sich von der Zahnhartsubstanz gelöst hat; (A) und (C)-(I) zeigen intakten Adhäsivverbund; in (B) und (J) hat sich in den Ecken der Kavität das Komposit minimal gelöst; (K) Übersicht des Replika in 10-facher Vergrößerung; (L) Übersichtsskizze zu den Bildausschnitten

### 5.3.3 Gruppe 3 bulk-PowerFlow

In Inkrement-1, welches mit einer Schicht PFL den gesamten Kavitätenboden bedeckt, erkennt man deutlich eine Schrumpfung nach Zentral in Richtung des Zahns, bzw. der Zahnhartsubstanz. Dabei zeigen die Vektoren von den freien Oberflächen und den Matrizen hin zum Adhäsivverbund. Im tieferen Kasten sieht man einige kleinere Vektoren nach oben zeigen. Zusätzlich ist zu erkennen, wie sich das niedrigvisköse Komposite, nach der Applikation, an den Matrizen nach oben zieht (Abbildung 26 (A) und (B)).

In der Deckschicht, Inkrement-2, dominieren eindeutig die nach unten gerichteten Vektoren, die in Richtung Kavitätenboden zeigen. In den äußeren Bereichen sind die Vektoren schräg nach unten in Richtung des Zentrums der Restauration geneigt (Abbildung 26 (C) und (D)).

Die Darstellung der Volumetrischen Schrumpfung zeigt vor allem Bewegung an der Füllungsoberfläche und den Matrizen (Abbildung 27 (E) und (F)).

Die REM-Aufnahmen zeigen eine Ablösung im unteren Bereich des tieferen Kastens (Abbildung 28 (I) und (J)). In allen anderen Bereichen der Kavität ist ein inniger Adhäsivverbund zu erkennen.

Die volumetrische Schrumpfung konnte nur für die Gruppen 1 – 3 mit den Materialien von Ivoclar ermittelt und davon Mittelwerte berechnet werden.



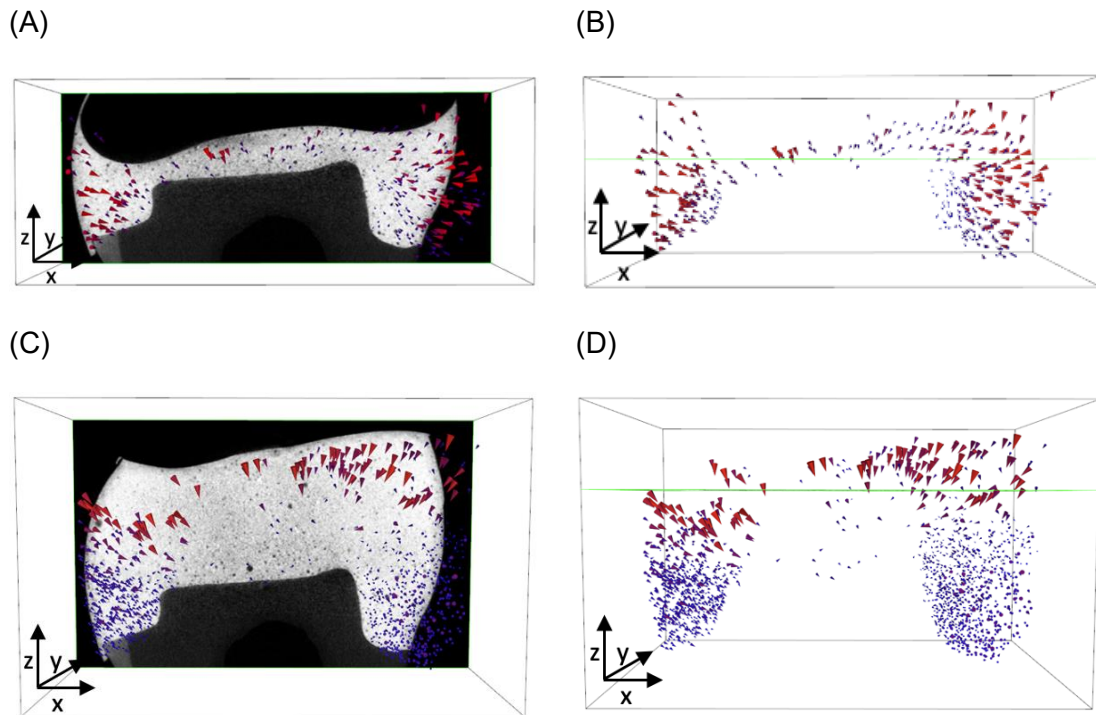


Abbildung 26 Vektorenfelder der Gruppe 3-bulk-PowerFlow

(A) Inkrement-1 in y-Ebene: große Vektoren deuten von der freien Oberflächen und den Matrizen ins Zentrum zur Zahnhartsubstanz; (B) Inkrement-1 in z-Ebene: es wird deutlich, wie sich das niedrigvisköse PFL an der Matrizenoberfläche hochzieht; (C) Inkrement-2 in y-Ebene: wie bei Inkrement-1 deuten große Vektoren von der freien Oberflächen und den Matrizen ins Zentrum zur Zahnhartsubstanz, in Richtung des zuvor applizierten PFL; (D) Inkrement-2 in z-Ebene

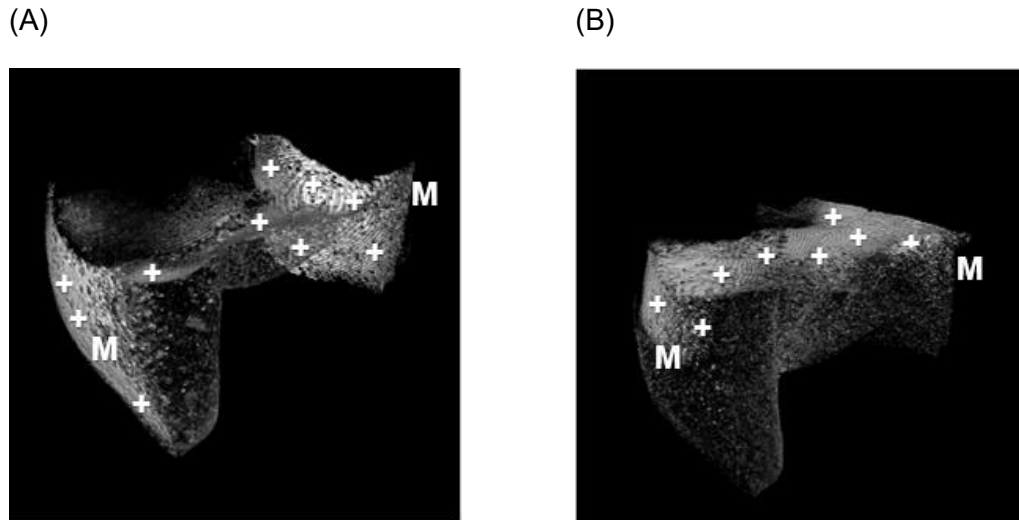


Abbildung 27 Volumetrische Schrumpfung der Gruppe 3-bulk-PowerFlow

M: Matrise, Plussymbole: Bereiche mit sichtbarer Volumenschrumpfung (A) Volumetrische Schrumpfung von Inkrement-1: vermehrt Schrumpfung an der freien Oberfläche und den Matrizen; (B) volumetrische Schrumpfung von Inkrement-2: vermehrt Schrumpfung an der freien Oberfläche und den Matrizen

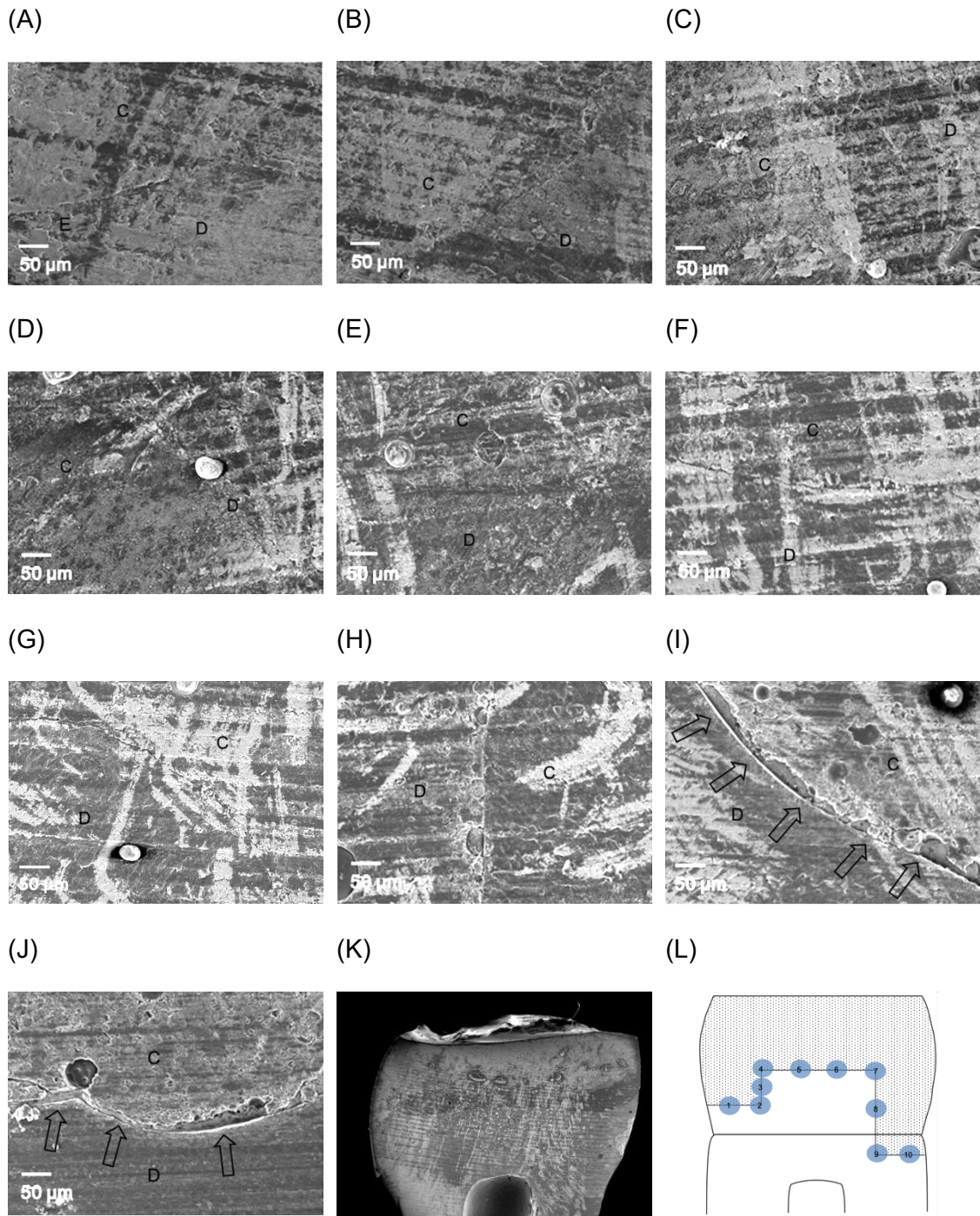


Abbildung 28 Gruppe 3-bulk-PowerFlow REM-Aufnahmen des Kavitätenbodens in 200-facher Vergrößerung

E: Schmelz, D: Dentin, C: Komposit, Pfeile zeigen Bereiche, in denen das Komposit sich von der Zahnhartsubstanz gelöst hat; (A) – (H) zeigen intakten Adhäsivverbund; (I) und (J) zeigen Defekte im Adhäsivverbund im tiefen Kasten; (K) Übersicht des Replika in 10-facher Vergrößerung; (L) Übersichtsskizze zu den Bildausschnitten

### 5.3.4 Gruppe 4 bulk-Filtek One

In Inkrement-1 der Gruppe 4, mit dem fließfähigen Filtek Bulk-Fill Flowable (FBF) gefüllt, überwiegt die Bewegung von der Matrize in Richtung Zahn. Von der Oberfläche sind einige Vektoren nach schräg unten zur Zahnhartsubstanz des Kastens gerichtet. Im basalen Teil ziehen die Vektoren von der Matrize leicht nach oben (Abbildung 29 (A) und (B)).

Im zweiten Inkrement, mit dem stopfbaren Filtek One Bulk Fill (FOB) gefüllt, zeigen sich vor allem Bewegungen von den approximalen Wänden und der Füllungsoberfläche in Richtung des zentralen Kavitätenboden. Die größten Vektoren sind im okklusalen Bereich der Füllung zu sehen und zeigen in Richtung Kavitätenboden. In der hier repräsentierten Probe ist ein zervikaler Kompositüberhang am flacheren Kasten zu erkennen (Abbildung 29 (D)).

Die REM-Aufnahmen zeigen einen überwiegend innigen Verbund zwischen Zahn und Komposite (Abbildung 30 (A)-(I)). Einzig im Bereich des tiefen Kastens ist eine Ablösung zu erkennen (Abbildung 30 (J)).

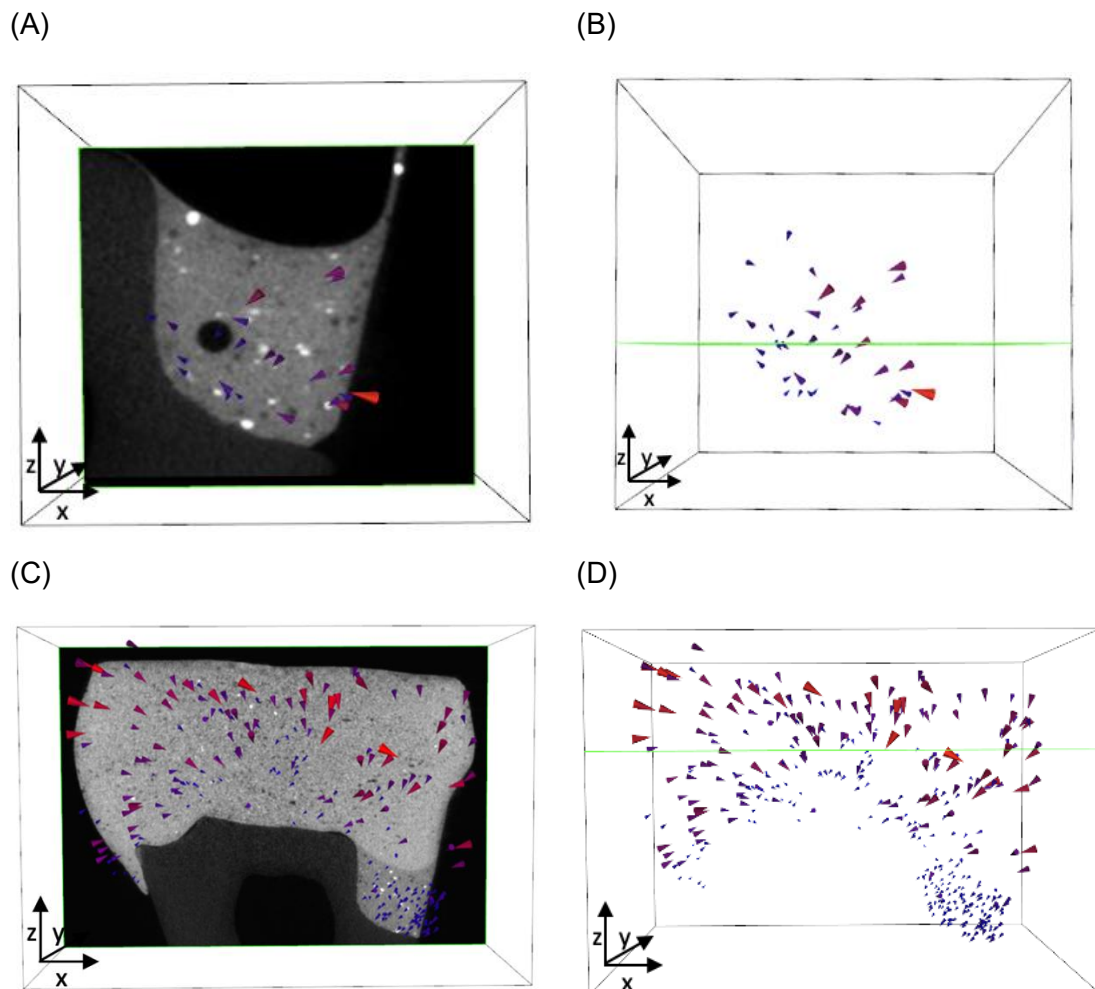


Abbildung 29 Vektorenfelder der Gruppe 4-bulk-Filtek One

(A) Inkrement-1 in y-Ebene; (B) Inkrement-1 in z-Ebene: es dominieren Vektoren, die von der Matrize in Richtung Zahnschmelz ziehen; (C) Inkrement-2 in y-Ebene; (D) Inkrement-2 in z-Ebene: Vektoren zeigen von der freien Oberfläche und den Matrizen in Richtung Zahnschmelz



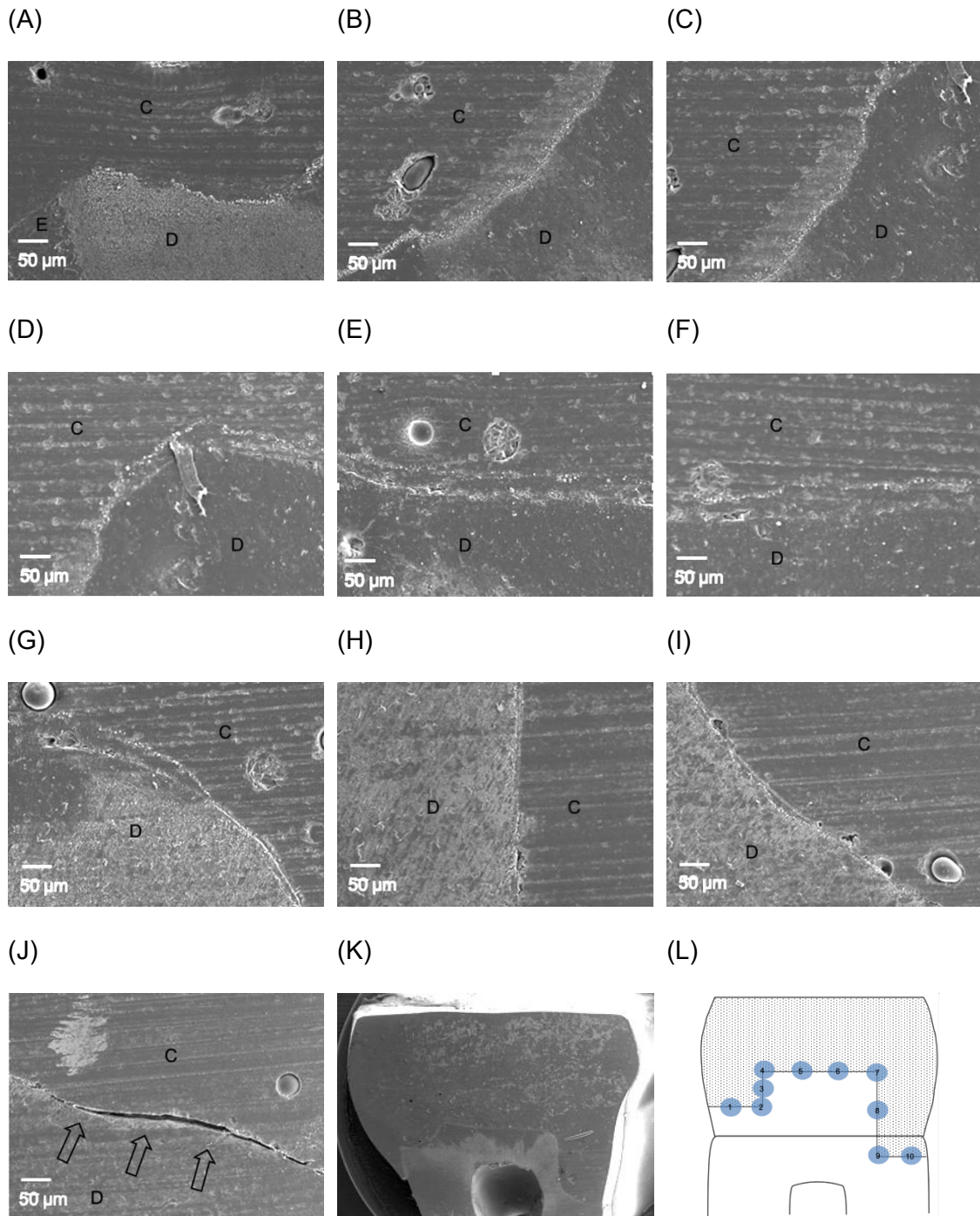


Abbildung 30 Gruppe 4-bulk-Filtek One REM-Aufnahmen des Kavitätenbodens in 200-facher Vergrößerung Gruppe 5-Wand-Filtek One

E: Schmelz, D: Dentin, C: Komposit, Pfeile zeigen Bereiche, in denen das Komposit sich von der Zahnhartsubstanz gelöst hat; (A) – (I): intakter Adhäsivverbund; (J): Ablösung des Komposites vom Kavitätenboden des tiefen approximalen Kastens; (K) Übersicht des Replikas in 10-facher Vergrößerung; (L) Übersichtsskizze zu den Bildausschnitten

### 5.3.5 Gruppe 5 Wand-Filtek One

Im ersten Inkrement sind die Vektoren im fließfähigen Komposit Filtek BulkFill Flowable (FBF) von der oberen Füllungsoberfläche nach unten zum Kastenboden gerichtet. Auch ist eine Bewegung von der Matrice hin zum Zahn zu erkennen (Abbildung 31 (A) und (B)).

Das zweite Inkrement aus Filtek One BulkFill (FO) besteht jeweils aus einer approximalen Wand und zeigt eine große Bewegung von den Matrizen nach zentral, kleinere Vektoren an der inneren Seite beider Wände zeigen zu einer vertikalen zentralen Ebene. Von der freien Füllungsoberfläche zeigen Vektoren nach unten. Im tiefen Approximalkasten (FBF) zeigen viele kleine Vektoren zur Wand aus stopfbarem Komposit (FOB), also zur Verbundfläche beider Komposite, weg von der Zahnhartsubstanz des Kastenbodens (Abbildung 31 (C) und (D)).

Im dritten Inkrement, der okklusalen Füllung, zeigen viele große Vektoren auf eine Schrumpfbewegung in Richtung Kavitätenboden, also von der freien Oberfläche nach unten. Im tiefen Kasten sind viele kleine Vektoren zur Zahnhartsubstanz gerichtet. In der Wand des flachen Kastens zeigen einige Vektoren in den Raum hinein, was auf eine horizontale Bewegung deutet. Wenige kleine Vektoren deuten eine gewisse Bewegung vom Kavitätenboden nach oben an. Im tiefen Kasten sind die Vektoren zur axialen Wand des Kastens gerichtet (Abbildung 31 (E) und (F)).

Die REM-Aufnahmen zeigen nur minimale Unregelmäßigkeiten im Adhäsivverbund im Bereich des okklusalen Kavitätenbodens. Vor allem im Bereich beider Kästen ist ein intakter Adhäsivverbund zu beobachten (Abbildung 32 (A) – (J)).

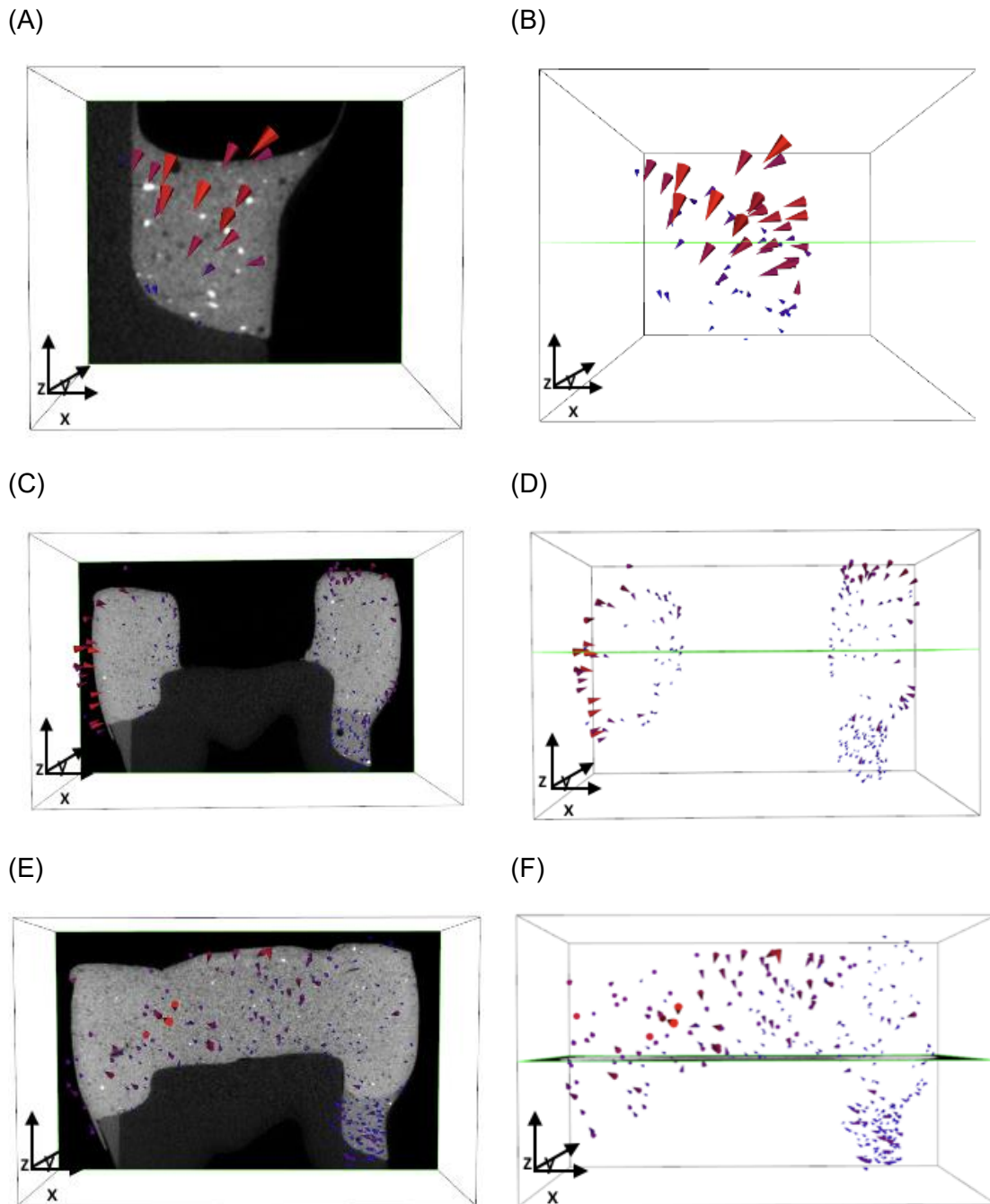


Abbildung 31 Vektorenfelder der Gruppe 5-Wand-Filtek One

(A) Inkrement-1 in y-Ebene: Vektoren zeigen von der Matrize und der freien Oberfläche in die Kavität; (B) Inkrement-1 in z-Ebene; (C) Inkrement-2 in y-Ebene: Vektoren zeigen von den Matrizen und der freien Oberfläche in die Kavität, einige Vektoren deuten von der zuvor eingebrachten Schicht FBF nach oben; (D) Inkrement-2 in z-Ebene; (E) Inkrement-3 in y-Ebene: Vektoren zeigen überwiegend von der freien Oberfläche in die Kavität; (F) Inkrement-3 in z-Ebene



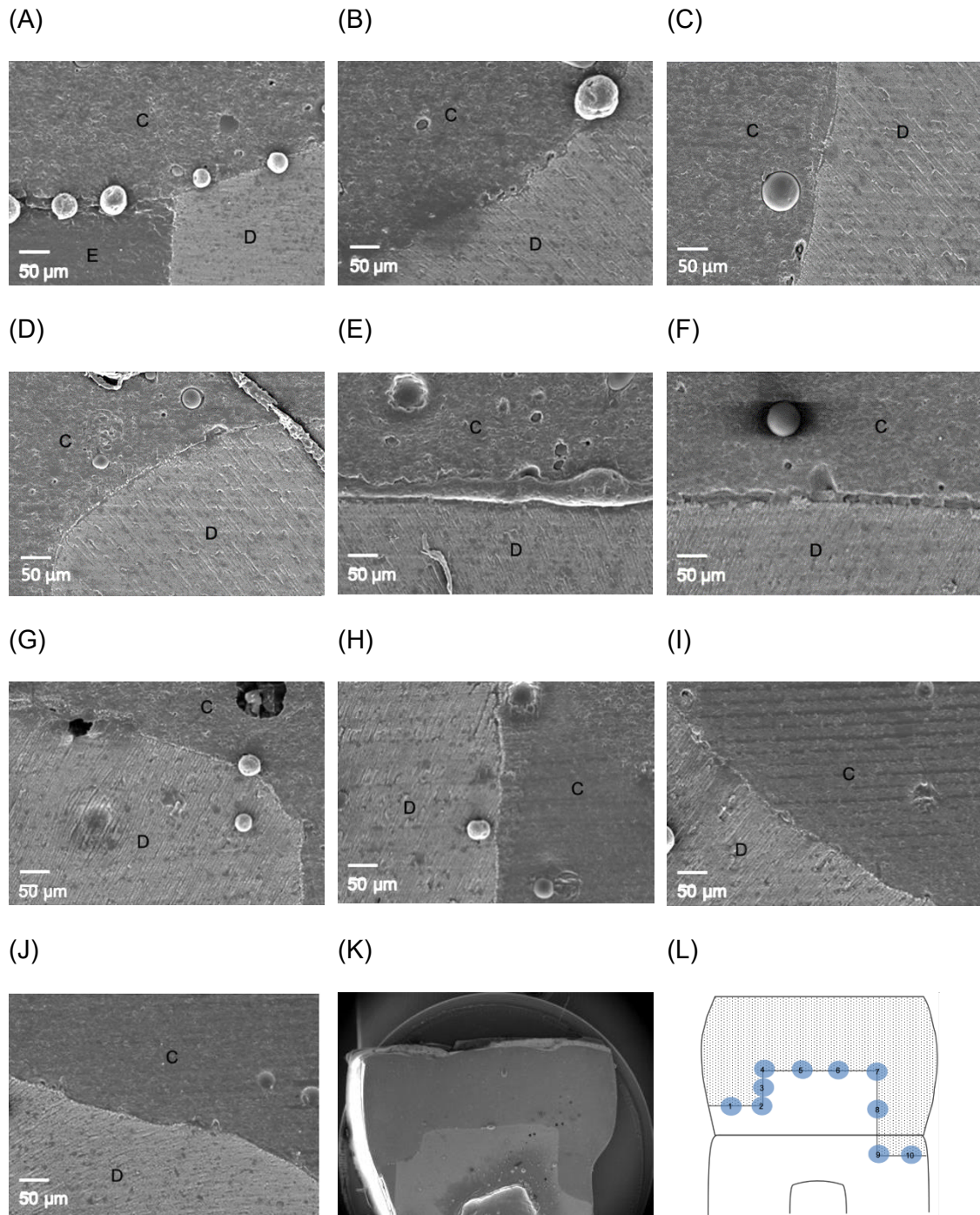


Abbildung 32 Gruppe 5-Wand-Filtek One REM-Aufnahmen des Kavitätenbodens in 200-facher Vergrößerung

E: Schmelz, D: Dentin, C: Komposit, Pfeile zeigen Bereiche, in denen das Komposit sich von der Zahnhartsubstanz gelöst hat; (A) – (J): intakter Adhäsivverbund, minimale Unregelmäßigkeiten im Bereich des okklusalen Kavitätenbodens; (K) Übersicht des Replika in 10-facher Vergrößerung; (L) Übersichtsskizze zu den Bildausschnitten

### 5.3.6 Gruppe 6 bulk-Filtek-BF-Flowable

Inkrement-1 von Gruppe 6, bestehend aus dem fließfähigen Komposit Filtek Bulk Fill Flowable (FBF), weist besonders große Vektoren in beiden Approximalbereichen (Wänden) auf. Sie ziehen deutlich von den Matrizen horizontal in Richtung Zahn. Im Isthmus deuten weniger große Vektoren von der freien Oberfläche nach unten in Richtung horizontalen Kavitätenboden (Abbildung 33 (A) und (B)).

Die okklusale Deckschicht aus dem stopfbaren Komposit Filtek One Bulk Fill (FOB) weist kleinere Vektoren auf als das erste Inkrement aus FBF. Von der freien Oberfläche zieht die Schrumpfbewegung nach unten in Richtung der ersten Schicht. Allerdings deuten einige wenige kleine Vektoren im unteren Teil des Inkrements nach oben (Abbildung 33 (C) und (D)).

Die REM-Aufnahmen zeigen einen intakten Verbund zwischen Komposite und Zahnschubstanz entlang des gesamten Kavitätenbodens (Abbildung 34 (A) – (J)).

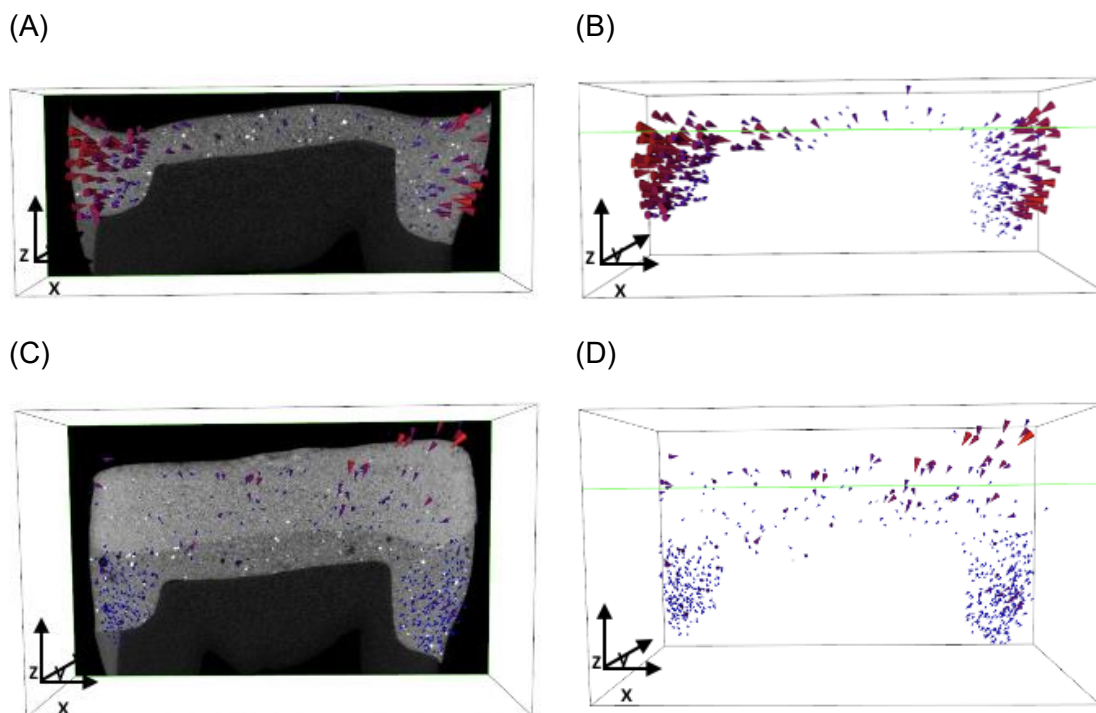


Abbildung 33 Gruppe 6-bulk-Filtek-Bulk-Fill-Flowable

(A) Inkrement-1 in y-Ebene: sehr viele große Vektoren zeigen von den Matrizen in Richtung Zentrum der Kavität, von der freien Oberfläche zeigen nur wenige Vektoren in die Kavität; (B) Inkrement-1 in z-Ebene; (C) Inkrement-2 in y-Ebene: es zeigen überwiegend Vektoren, die von der freien Oberfläche zum bereits eingebrachten FBF; (D) Inkrement-2 in z-Ebene



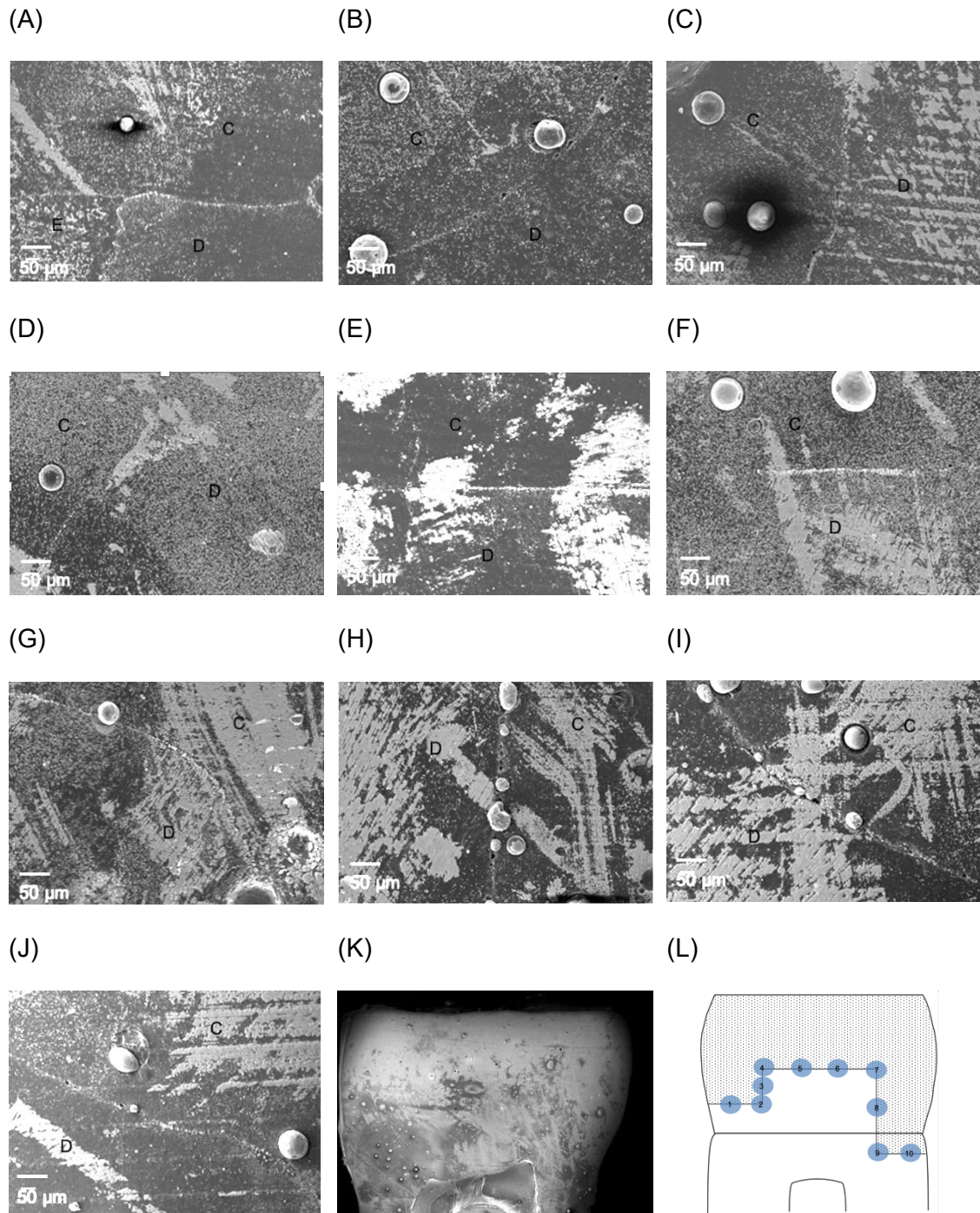


Abbildung 34 Gruppe 6-bulk-Filtek-Bulk-Fill-Flowable REM-Aufnahmen des Kavitätenbodens in 200-facher Vergrößerung

E: Schmelz, D: Dentin, C: Komposit, Pfeile zeigen Bereiche in denen das Komposit sich von der Zahnhartsubstanz gelöst hat; (A) – (J): Adhäsivverbund ohne Unregelmäßigkeiten; (K) Übersicht des Replika in 10-facher Vergrößerung; (L) Übersichtsskizze zu den Bildausschnitten

## 6 Diskussion

### 6.1 Diskussion der Ergebnisse

Die Richtung und das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung werden durch verschiedene Faktoren beeinflusst. Diese wurden bereits in einer Vielzahl von Arbeiten untersucht. Im Folgenden werden diese Arbeiten mit den Ergebnissen der hier vorliegenden Untersuchung in Kontext gesetzt und diskutiert (Kaisarly et al. 2021b).

Die Nullhypothese ist, dass weder die Schichtung noch das verwendete Komposit einen Einfluss auf die Schrumpfungsvektoren und die volumetrische Schrumpfung in einer dreiflächigen Klasse-II-Kavität haben. Da sich, in Abhängigkeit von dem verwendeten Komposit und der Schichttechnik, signifikante Unterschiede bei den Schrumpfungsvektoren ergeben, kann davon ausgegangen werden, dass diese Parameter einen Einfluss auf die Polymerisation haben. Die Null-Hypothesen dieser Arbeit werden mit den Ergebnissen der Versuche widerlegt.

Auch wenn die Vektoren bezüglich der Ausrichtung vergleichbar sind, ergeben sich signifikante Unterschiede in ihrer Länge. Zudem beeinflusst die Schichtung der Materialien die Schrumpfungsbewegung. Dabei kann weder eine eindeutig überlegene Schichttechnik noch ein eindeutig überlegenes Komposit identifiziert werden. Insgesamt kann gezeigt werden, dass das Komposit von den Matrizen und der freien Oberfläche in Richtung des Adhäsivverbundes in der Kavität schrumpft. Dies ist grundsätzlich eine positive Beobachtung, die auch bei der Applikation eines großen Bulk-Inkrementes beobachtet werden kann.

Die Schrumpfung ist zum einen abhängig von der Materialzusammensetzung der Komposite. Die Moleküle des organischen Anteils, in den die Füller eingebunden sind, vernetzen sich in der Polymerisationsreaktion und führen zur Schrumpfung. Ein höherer organischer Anteil bedingt folglich mehr Schrumpfung. Die Komposite des Herstellers 3M (Filtek One Bulk Fill und Filtek Bulk Fill Flowable) zeigten in vergleichbaren Gruppen durchweg größere Schrumpfungsvektoren als die Komposite des Herstellers Ivoclar. Dies könnte durch den Füllkörperanteil, welcher mit 76,5% gegenüber 79% der Ivoclar Komposite geringer ist, bedingt werden (Gonçalves et al. 2010).

Filtek One Bulk Fill hat laut einer Studie von Marovic ein höheres E-Modul als das Tetric PowerFill Komposit. Dies würde man bei dem geringeren Füllkörperanteil zunächst nicht erwarten. Die Autoren weisen jedoch darauf hin, dass ein Anteil, der im Tetric Power Fill vorhandenen Füller aus vorpolymerisierten Co-Polymeren besteht. Diese reduzieren zwar die Schrumpfung, führen jedoch nicht zu einem höheren E-Modul (Marovic et al.

2022). Ferner ist zu vermuten, dass diese Co-Polymere neben dem höheren Füllkörperanteil zu den insgesamt kleineren Vektoren bei den Kompositen des Herstellers Ivoclar (Tetric PowerFill und Tetric PowerFlow) führen.

Algamaiah et al., und Sampaio et al., weisen darauf hin, dass die Volumenschrumpfung von niedrigviskösen Bulk-Fill-Kompositen vergleichbar zu der von konventionellen Nanohybridkompositen, mit hohem Fülleranteil, ist (Algamaiah et al. 2017; Sampaio et al. 2017a). Dadurch wird deutlich, dass neben dem Füllkörperanteil, auch Modifikationen der Matrix für die geringeren Schrumpfungswerte der Bulk-Fill-Materialien verantwortlich sind. In modernen Bulk-Fill-Kompositen enthaltene Monomere wie UDMA und die Polymerisation über RAFT-Moleküle ermöglichen eine effektivere Vernetzung (Park et al. 2012). RAFT-Moleküle bedingen eine verzögerte, dadurch kontrollierte und vollständigere Polymerisation. Das FOB Komposit enthält das AFM-Molekül, welches dem RAFT-Molekül ähnelt (Ilie 2019). Die Ivoclar Komposite enthalten hingegen kein Fragmentierungsmolekül.

UDMA weist ein größeres Molekulargewicht im Vergleich zu anderen Monomeren wie TEGDMA auf. Dies führt zu geringeren Schrumpfungswerten. Trotzdem ist es flexibel und die einzelnen Moleküle vernetzen sich deshalb besser, was zu einer höheren Umsatzrate führt. Alle in dieser Untersuchung eingeschlossenen Komposite enthalten UDMA (Asmussen and Peutzfeldt 1998).

Neben der Zusammensetzung der Materialien beeinflusst die Schichtung des Komposits die Polymerisationsschrumpfung. Die Schichtung bestimmt das Kompositvolumen (Braga et al. 2006; Kaisarly et al. 2021a), den C-Faktor (Feilzer et al. 1987; Van Ende et al. 2013), sowie den Abstand der Polymerisationslampe zur Kompositoberfläche (Bragança et al. 2020; Ilie et al. 2013; Labrie et al. 2022; Price et al. 2015). Auch die Histologie des Zahnes kann eine Rolle spielen, da ein fester Adhäsivverbund nicht in allen Bereichen der Hartsubstanz gleich gut herzustellen ist (Pegado et al. 2010; Sano et al. 2020). Des Weiteren beeinflusst ein dicker Schmelzrand die Schrumpfrichtung in okklusalen Füllungen (Chiang et al. 2010).

Einige Studien zeigten, dass die Adaptation von Komposit in tiefen, bis ins Wurzeldentin reichenden Kavitäten, schlechter war als in schmelzbegrenzten (Nie et al. 2018; Shahidi et al. 2017). Die Vektoren in unserer Untersuchung zeigen, über alle Gruppen hinweg, auch im Bereich des tiefen Kastens, zum Zahn hin. Das Ausmaß der Schrumpfung war in den Gruppe 3 und 6, mit größeren Inkrementen fließfähigem Komposit, höher als in den kleineren Inkrementen der restlichen Gruppen. Dennoch zeigten sich in den REM-Aufnahmen keine vermehrten Ablösungen. Nach dem Einbringen des hochviskösen Komposits sind in einigen Proben kleine, nach oben gerichtete Vektoren zu erkennen.

Die Ursache dieser Vektoren kann in dem besseren Verbund von Komposit zu Schmelz als zu Dentin gesehen werden. Es ist denkbar, dass dadurch ein zum Schmelzrand gerichteter Zug auf die unteren Komposit-Schichten wirkt. Eine separate Untersuchung dieser kleinen Vektoren in den bereits polymerisierten Inkrementen ist nicht Bestandteil dieser Arbeit. Hinsichtlich der Schrumpfungsvektoren lassen sich auch tiefe Kavitäten zufriedenstellend mit einem fließfähigem Komposit restaurieren.

Die größten Vektoren sind jeweils im ersten Inkrement des fließfähigen Komposits beider Hersteller zu beobachten. Dabei handelt es sich in Gruppe 3 und 6 um eine dicke Schicht niedrigviskösen fließfähigen Komposits, welches den gesamten Kavitätenboden bedeckt. Das Inkrement hat eine relativ große Masse, bzw. großes Volumen, was zu höheren Schrumpfungswerten führt (Kaisarly et al. 2021b).

Das niedrigvisköse Komposit bildet eine ungleichmäßige Schicht. Vor allem zur Matrize hin und an den Kavitätenwänden zieht sich das Material nach oben und führt zu einer konkaven Oberfläche. Dies wurde zuvor auch in Klasse I und Klasse II Kavitäten beobachtet und ist auf die geringere Viskosität und Kapillarkräfte zurückzuführen (Kaisarly et al. 2022; Kaisarly et al. 2021c).

Nachdem das fließfähige Material mit den eingemischten Glaskügelchen appliziert worden war, floss es noch einige Zeit innerhalb der Kavität. Es könnte die Vermutung aufkommen, dass die Kügelchen sich auch noch während des Scans bewegt haben und diese Bewegung Einfluss auf die Vektoren nimmt. Lee et al. untersuchten das Fließverhalten fünf verschiedener Komposite nach 10 Sekunden und fanden dabei signifikante Unterschiede (Lee et al. 2010). Chiang ermittelte die Bewegung verschiedener Flowables innerhalb der ersten 4 Minuten nach Applikation und fand, dass zu Beginn die Verformung am größten war (Chiang et al. 2008). Da das Zusammensetzen des Probenhalters, das Einsetzen in das Mikro-CT, der „Scoutview“ bzw. die Vorschau des Scans und das Festlegen der Referenzlinien circa 10 Minuten dauert, ist davon auszugehen, dass das Komposit sich zu Beginn des eigentlichen Scans nicht mehr bewegt.

Das Komposit kann sowohl von den Matrizen als auch von der freien Oberfläche Richtung Zentrum schrumpfen. In der dreiflächigen Kavität hat das Material mehr Freiheit, um sich zu bewegen, aber auch um Spannungen auszugleichen, als in einer okklusalen oder zweiflächigen Kavität. Der durch Adhäsionskräfte konkave Verlauf der Kompositoberfläche vergrößert die freie Fläche zusätzlich. Es ist anzunehmen, dass das geringere E-Modul der fließfähigen Komposite den Aufbau großer Spannungen reduziert (Bicalho et al. 2014; Marovic et al. 2022). Um dies abschließend beurteilen zu können, bedarf es weiterer Untersuchungen, die nicht Ziel dieser Studie sind. Dazu gehört das

Maß der Schrumpfung nach Erreichen des Gelpunktes, Messung der Zeit bis zum Erreichen des Gelpunktes, oder die Messung des E-Moduls, der Schrumpfungsspannung und der Spannung über die Höckerflexion oder die Akustische Emissions Analyse.

Einige Studien ergaben keinen positiven Einfluss eines Flowable-Liners auf postoperative Sensibilitäten, die Randqualität und die Überlebensrate von Kompositfüllungen, auch in Klasse-II Füllungen (Boeckler et al. 2012; Ferracane and Lawson 2021; Perdigao et al. 2004; Schenkel and Veitz-Keenan 2019; Stefanski and van Dijken 2012b; van Dijken and Pallesen 2011). Dem gegenüber stehen Erkenntnisse mehrerer in vitro Studien, welche den Nutzen eines Flowable-Liners hervorheben (Ausiello et al. 2002; Braga and Ferracane 2004; Choi et al. 2000; Japiassú Resende Montes et al. 2001). Zuletzt wiesen Untersuchungen mittels Schrumpfungsvektoren auf den Nutzen eines Flowable-Liners in ein- und zweiflächigen Kavitäten hin. Es wurden kleinere Schrumpfungsvektoren und weniger Ablösungen vom Kavitätenboden festgestellt (Kaisarly et al. 2022; Kaisarly et al. 2021c).

Aktuelle Daten aus der Arbeitsgruppe um Van Meerbeek zeigen, dass bei Benutzung eines Universaladhäsives der ersten Generation ein Flowable-Liner den Haftverbund signifikant verbessern kann. Dabei kompensiert das dünnfließende Komposit die geringe Filmstärke des Universaladhäsives (Tang et al. 2023).

In dieser Studie zeigt der Adhäsivverbund im flachen Kasten der Gruppe 1, jeweils der tiefe Kasten der Gruppe 3 (PFL) und Gruppe 4 und der zentrale Kavitätenboden der Gruppe 5 eine minimale Irregularität. Ansonsten sind in Gruppe 2 und 6 keine Ablösung des Komposits zu erkennen. Aus diesen Beobachtungen lässt sich kein bestimmtes Muster für eine Beeinträchtigung des Adhäsivverbunds an einer bestimmten Stelle auf Grund der Applikationstechnik vorhersagen.

Die Inkremente mit den nächstgrößeren Schrumpfwerten sind in der Bulk-Applikation der stopfbaren Komposite, also in den Deckschichten in Gruppe 1 und 4. Zu beachten ist, dass diese Schichten die größten Volumina aller Inkremente darstellen. Vorherige Untersuchungen ergaben, dass Schrumpfungsvektoren, bei der Polymerisation größerer Kompositvolumina, an Länge zunehmen (Kaisarly et al. 2021a). In der hier angeführten Studie wurde das Komposit in eine einflächige okklusale Kavität eingebracht und hatte, bei intaktem Adhäsivverbund, nur die Möglichkeit von oben, bzw. der freien Oberfläche zu schrumpfen. In der von uns durchgeführten Arbeit kann sich das Komposit zusätzlich von den flexiblen Matrizen ins Zentrum der Restauration bewegen, wie die Vektorenfelder eindrücklich zeigen. Auch in zuvor durchgeführten Untersuchungen war die Schrumpfung von den Matrizen zum Zahninneren gerichtet (Kaisarly et al. 2022).

Die durchschnittliche Vektorenlänge des FOB (Gruppe 4) ist mit 30,9  $\mu\text{m}$  deutlich größer als die des PFI mit 19,5  $\mu\text{m}$ , wobei sie jeweils die höchsten Werte für die untersuchten hochviskösen Bulk-Fill-Komposite beider Hersteller abbilden.

Das Vektorenfeld des stopfbaren PFI (Gruppe 1) zeigt zudem eine aufwärtsgerichtete Schrumpfung im Bereich des weniger tiefen Kastens. Diese Bewegung lässt sich, im Sinne einer Ablösung des Komposits in diesem Bereich, auf den REM-Aufnahmen nachvollziehen, siehe Abbildung 20 (C) und (D), Abbildung 22 (A) und (B). Entweder ermöglichte ein Debonding das Zusammenziehen der Füllung in diesem Bereich oder die Schrumpfung war so ausgeprägt, dass die Spannung schließlich den Zahn-Komposit-Verbund löste.

In Gruppe 4 sind die Vektoren des FOB Komposits eher in Richtung des Adhäsivverbundes gerichtet. Dennoch ist im tiefen Kasten eine leichte Unterbrechung des Verbundes mittels REM-Untersuchung zu erkennen.

Auch Algamaiah et al., verglichen in einer mikrotomographischen Studie verschiedene Bulk-Fill-Komposite in einer dreiflächigen Kavität. Dabei lag ihr Fokus auf der Volumenschrumpfung der Materialien mit und ohne adhäsiven Verbund. In allen Gruppen schrumpften die Komposite von der freien Oberfläche. Ohne Adhäsiv lösten sich jedoch die Komposite zusätzlich vom Kavitätenboden ab. Außerdem vergrößerte sich die Volumenschrumpfung insgesamt, wenn das Komposit nicht am Zahn verankert war (Algamaiah et al. 2017). Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Hirata et al., die Komposite mit niedrigen Schrumpfungswerten in einer einflächigen okklusalen Kavität verglichen (Hirata et al. 2015).

Die Restauration tiefer Defekte stellt im klinischen Alltag aber auch materialtechnisch in mehrerlei Hinsicht eine Herausforderung dar. In der hier vorliegenden Untersuchung werden die tiefen Defekte mittels Flowable-Komposit auf verschiedene Weise restauriert.

Eine Schwierigkeit bei der Restauration tiefer Kavitäten ist die ausreichende Polymerisation des Komposits. Durch eine verlängerte Belichtungszeit und das Einbringen kleiner Inkremente, kann auch bei großen Abständen zwischen Lichtleiter und Kompositoberfläche eine suffiziente Polymerisation erreicht werden (Ilie et al. 2013).

Darüber hinaus ist die Verwendung von Bulk-Fill-Kompositen zu empfehlen. Durch optimierte Füller- und Matrixzusammensetzungen (Aloui et al. 2016; Kramer et al. 2008; Sideridou et al. 2002) sowie neue Photoinitiatoren (Kowalska et al. 2021) ermöglichen sie eine tiefe Lichtdurchdringung und verbesserte Umsetzung der Monomere. Enthaltene Stressrelaxatoren reduzieren zudem die Schrumpfungsspannungen (Ilie and Hickel 2011).



Bei der hier vorliegenden Studie wurde auf eine schichtweise Restauration des tiefen Kastens und eine ausreichende Lichtpolymerisation geachtet.

Die geringsten Schrumpfungswerte ergeben sich in kleinvolumigen, bestehend aus 2 mm niedrigviskösem Bulk-Fill Komposit. Dabei wird der 6 mm tiefe Kasten aufgrund des guten Anfließverhaltens mit fließfähigem Bulk-Fill-Komposit in einen weniger tiefen Defekt überführt. Die gute Adaptation des Flowable ermöglicht einen verbesserten Randschluss in der Tiefe der Kavität. Dies entspricht einem gängigen klinischen Vorgehen bei profunden Kavitäten (Magne and Spreafico 2012).

Vorangegangene Untersuchungen ergaben höhere Haftwerte für die Restauration tiefer Kavitäten mit fließfähigem Bulk-Fill-Komposit, im Vergleich zu herkömmlichem stopfbarem Komposit. Zudem wiesen Komposite höhere Haftwerte auf, wenn sie in kleineren Inkrementen eingebracht wurden (Kumagai et al. 2015).

Die Ergebnisse der hier vorliegenden Studie deuten darauf hin, dass es keine wesentlichen Unterschiede bezüglich der Schrumpfungsvektoren zwischen flachem und tiefem Kasten gibt. Die Vektoren zeigten überwiegend in Richtung des Adhäsivverbundes.

Neben den verbesserten Benetzungseigenschaften, zeigte ein Flowable-Liner positive Auswirkungen auf die Schrumpfungsvektoren und einen besseren Adhäsivverbund (Kaisarly et al. 2021c). Weitere in vitro Studien konnten den Nutzen eines Flowable-Liners bestätigen (Ausiello et al. 2002; Braga and Ferracane 2004; Choi et al. 2000; Japiassú Resende Montes et al. 2001). Jedoch ergaben andere Studien keinen Einfluss des Flowable-Liners (Boeckler et al. 2012; Lindberg et al. 2005b; Perdigao et al. 2004; Stefanski and van Dijken 2012a; van Dijken and Pallesen 2011). Die Autoren plädieren für einen Verzicht des Flow-Liners und damit für eine Simplifizierung der Füllungstherapie. Sowohl in vitro als auch in vivo Studien weisen jeweils verschiedene Limitationen auf, die ein abschließendes Urteil erschweren.

Im Gegensatz zu klinischen Untersuchungen können die Schrumpfungsvektoren Einblick in den Prozess der Schrumpfung geben. Dies lässt Rückschlüsse auf den Einfluss verschiedener die Schrumpfung betreffender Faktoren zu (Kaisarly 2021).

So konnte gezeigt werden, dass ein Flowable-Liner, in einer okklusalen Kavität, durchaus die Schrumpfung positiv beeinflusst (Kaisarly et al. 2021c). Dies wurde in einer weiteren Untersuchung zur Restauration einer Klasse-II Kavität bestätigt. Weiter konnte gezeigt werden, dass der Aufbau einer approximalen Wand im Sinne der Zentripetaltechnik keinen negativen Einfluss auf das Ausmaß der Schrumpfung hat (Kaisarly et al. 2022).

Die Ergebnisse unserer Untersuchung sind im Einklang mit diesen vorherigen Studien.

Sicher ist, dass, unabhängig von der Schichtung, eine optimale Verarbeitung und Lichtpolymerisation entscheidend für den Erfolg der Restauration sind (Ferracane and Lawson 2021).

Nach der Anhebung des tiefen Kastens mittels fließfähigem Bulk-Fill-Komposit konnte mit stopfbarem Bulk-Fill-Komposit die verbliebene 4 mm tiefe Kavität gefüllt und suffizient polymerisiert werden. Für alle Materialien zeigen die Vektoren von der freien Oberfläche und der Matrize in Richtung des Adhäsivverbundes.

In der abgebildeten Probe von Gruppe 2 (PFL + PF) gibt es Vektoren, die dieses Muster durchbrechen und zusätzlich vom Adhäsivverbund wegzeigen. Dies lässt vermuten, dass es während des Härtens zu einer Ablösung des Komposits gekommen ist. Die REM-Aufnahmen bestätigen dies nicht und deuten auf einen intakten Adhäsivverbund hin. Jedoch repräsentieren die Aufnahmen lediglich eine Ebene, und können eine Ablösung in einem anderen Bereich keinesfalls ausschließen.

Ablösungen des Komposits können sowohl bei Gruppe 1 (PFL) als auch bei Gruppe 4 (FBF) beobachtet werden, wenn der Rest der Kavität in einem Inkrement aufgefüllt wurde. Jedoch sollten die Beobachtungen aus den REM-Aufnahmen zurückhaltend bewertet werden, da nur eine Ebene betrachtet wird. Zudem können Ablösungen zwischen den Substraten auch durch Scherkräfte beim Herstellen bzw. Sägen der Proben hervorgerufen werden.

Die Gruppen 2 (PFL + PF) und 5 (FBF + FOB) zeichnen sich durch den Aufbau in drei anstatt zwei Inkrementen aus, wobei in einem Zwischenschritt die approximalen Wände aufgebaut werden. Dabei wurde nach dem Anheben des tiefen Kastens mittels fließfähigem Bulk-Fill-Komposit, durch das Modellieren approximaler Wände, der Defekt in eine einflächige okklusale Kavität überführt. Eine Untersuchung mittels Schrumpfungsvektoren ergab, dass dies keinen negativen Einfluss auf die Schrumpfung hat. Man könnte, durch den höheren Anteil gebundener Fläche, negative Schrumpfungseffekte erwarten. Weder in einer vorigen noch in der vorliegenden Studie konnte negative Auswirkungen der Zentripetaltechnik und somit des C-Faktors festgestellt werden. Gleichzeitig verringert sich dadurch das Volumen der einzelnen Inkremente, was wiederum Vorteile beim Umgang mit Polymerisationsschrumpfung bringt (Kaisarly et al. 2022).

In Gruppe 2 (PFL + PF) weisen die Wände und die okklusale zentrale Schicht aus PF-Komposit mit 16,7  $\mu\text{m}$  und 15,5  $\mu\text{m}$  ähnlich große Werte auf. Sie liegen zwischen den Werten für die Deckschichten aus Gruppe 1 (19,5  $\mu\text{m}$ ) und Gruppe 3 (14,5  $\mu\text{m}$ ). All diese Werte stammen vom Tetric PowerFill in unterschiedlicher Schichtung. Die REM-Aufnahmen zeigen einen durchgehend intakten Adhäsivverbund zwischen Zahn und Komposit.

In Gruppe 5 (FBF + FOB) sind die Werte für die approximalen Wände mit 17,4  $\mu\text{m}$  geringer als für die zentrale Schicht mit 23,3  $\mu\text{m}$ . Damit liegen sie unter den Werten für die Deckschichten von Gruppe 4 (30,9  $\mu\text{m}$ ) und Gruppe 6 (24,7  $\mu\text{m}$ ). Auch das FOB-Komposit zeigt in der Probe aus Gruppe 5 einen durchgehend intakten Adhäsivverbund.

Bemerkenswert ist das Vektorenfeld der approximalen Wände beider Hersteller. Die Wand im flachen Kasten zeigt Vektoren, die vorwiegend von außen ins Zentrum der Kavität zeigen. Die Schrumpfung im tiefen Kasten zeigt ebenfalls in Richtung Zentrum. Zudem scheint sie zu der zuvor gehärteten Schicht fließfähigen Komposits gerichtet. Dies kann mit dem sehr guten Verbund zur Sauerstoffinhibitionsschicht des ersten Inkrements begründet werden. Auch andere Untersuchungen zeigten die abwärts gerichtete Schrumpfung beim Einbringen mehrerer Inkremente (Kaisarly et al. 2021b).

Insgesamt sind Vektoren kürzer, wenn das Komposit in kleineren Schichten eingebracht wird. Fließfähiges Komposit zeichnet sich bekanntermaßen durch eine höhere Schrumpfung als hochvisköses Komposit aus und führt folglich zu größeren Vektoren. Größere Vektoren sind in fließfähigen Kompositen zu beobachten, da sie einen geringeren Füllkörperanteil haben als stopfbare Komposite (Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2021b). Des Weiteren können größere Vektoren durch eine längere Zeit bis zum Erreichen des Gelpunktes zustande kommen, wie es beim fließfähigen Bulk Fill Komposit SDR der Fall ist (Keßler et al. 2019). Alternativ können größere Vektoren durch Ablösungen von den Kavitätenwänden und/oder -boden entstehen.

In zukünftigen Studien sollte der große Nutzen der Schrumpfungsvektoren mit weiteren Methoden kombiniert werden, um tiefere Einblicke in die Polymerisationsschrumpfung zu erhalten. Dadurch können Einflussfaktoren und deren Auswirkung auf den Erfolg moderner Kompositfüllungen noch besser identifiziert werden. Besonders interessant wären OCT, FEA und Leakage-Untersuchungen ebenso wie klassische mechanische Tests wie Zug-, Scher- und Frakturversuche in Zusammenhang mit der Schrumpfungsvektorenauswertung.

Im klinischen Alltag sind die exakte Verarbeitung zur Erzielung eines optimalen Adhäsivverbundes, das möglichst blasenfreien Einbringen des Komposits, eine suffiziente Lichthärtung und gute Reinigbarkeit der Füllung entscheidend für den Erfolg. Damit kann die Kaufunktion und Ästhetik unserer Patienten lebenslang mit eigenen Zähnen erhalten bleiben.

## 6.2 Diskussion von Material und Methode

Im Folgenden werden die Methode sowie der Versuchsaufbau und dessen Durchführung mit denen anderer Arbeiten verglichen, in Kontext gesetzt und kritisch bewertet.

Die hier vorliegende experimentelle in vitro Studie vergleicht mehrere Bulk-Fill-Komposite in unterschiedlicher Schichtung hinsichtlich ihrer Polymerisationsschrumpfung. Die Schrumpfung dentaler Komposite wurde schon früh als negative Materialeigenschaft erkannt (Lee and Swartz 1970; Smith and Schoonover 1953). So wurden in der Vergangenheit eine Vielzahl an klinischen und labortechnischen Studien zur Polymerisationsschrumpfung und deren Auswirkungen angefertigt.

Nachdem die Untersuchung der Polymerisationsschrumpfung mittels Vektoren in ein- und zweiflächigen Kavitäten gelang (Kaisarly et al. 2022; Kaisarly et al. 2021c), sollte nun eine dreiflächige Kompositerestoration betrachtet werden. Logische Konsequenz war eine mesio-okkluso-distale Kavität bezüglich der Schrumpfung zu untersuchen. Die Studie schließt sich einerseits den Arbeiten zu verschiedenen klinisch relevanten Schichtungsweisen an. Andererseits wurden Bulk-Fill-Komposite zweier Hersteller miteinander verglichen, um die Aussagekraft unserer Ergebnisse zu überprüfen.

Diese Studie wurde an kariesfreien Zähnen der zweiten Dentition durchgeführt. Um eine Dehydrierung zu vermeiden, wurden die Zähne in Leitungswasser aufbewahrt. Die Zugabe von Natriumazid verhinderte das mikrobielle Wachstum. Die Untersuchung fand innerhalb von drei Monaten nach Extraktion statt. Dies ist wichtig, da sich die physikalischen Eigenschaften von Zähnen bei längerem Aufbewahren verändern und u. a. die Mikrohärtigkeit abnimmt (Aydın et al. 2015). Da bei der Schrumpfung von Kompositen die Compliance der Kavitätenwände eine Rolle spielt, sollten nur frisch extrahierte Zähne zur Probenherstellung genutzt werden (Braga et al. 2005). Aufgrund ihrer Lagerung in Sammelboxen waren die Zähne irreversibel anonymisiert. Genauere Angaben zu den Patienten und damit Rückschluss auf das Alter der Zähne hatten die Untersucher nicht. Studien fanden, dass sich fortgeschrittenes Lebensalter sich auf den Adhäsivverbund zu Dentin auswirken kann (Lopes et al. 2011). Für das total-echt Adhäsiv Adper Single Bond führte eine Verdoppelung der Ätzzeit, bei Dentin älterer Patienten, zu einem besseren Haftverbund (Kwong et al. 2000). Aufgrund von Mangel an unzerstörten Zähnen, wurden in unserer Studie sowohl junge Weisheitszähne mit weit offenen Dentintubuli als auch ältere parodontal geschädigte Molaren mit sklerosiertem Dentin miteingeschlossen. Ein Einfluss dieses Faktors auf den Adhäsivverbund durch die Universaladhäsive ist denkbar und eine Limitation dieser Untersuchung.

Neben dem Alter variierte auch die Größe der Zähne. Die Kronen wurden jeweils in mesio-distaler und bucco-oraler Richtung mit einer Schieblehre vermessen. Besonders große und kleine Zähne wurden aussortiert. Die durchschnittliche Größe betrug in mesio-distaler Richtung 8,8 mm und in bucco-oraler Ausrichtung 9,2 mm.

Die Untersuchung wurde an Zähnen mit einer standardisierten Kavität durchgeführt, in Anlehnung an die zweiflächige Kavität bei Kaisarly et al. (Kaisarly et al. 2022). Dies entspricht zwar nicht der klinischen Situation, macht aber die Ergebnisse vergleichbarer und aussagekräftiger.

Die Höckerspitzen wurden leicht abgeflacht, um einen höheren Grad an Standardisierung zu erreichen. Dies führte zu verschiedenen dicker Schmelzschichten an der Okklusalfläche, wie in Abbildung 35 zu sehen. Kaisarly et al., zeigten mit einer experimentellen Kavität, dass Komposite in Richtung des Schmelzes, zu dem ein besserer Verbund als zum Dentin vorliegt, gerichtet ist (Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2019). Das Schrumpfen hin zu Bereichen mit dickeren Schmelzschichten und ein Einfluss des okklusalen Planierens ist denkbar. Dem gegenüber steht der Vorteil, dass so der Abstand des Lichtleiters zur Kompositoberfläche immer gleich war und die Form und das Volumen der Füllung nicht vom okklusalen Relief beeinflusst wurden.

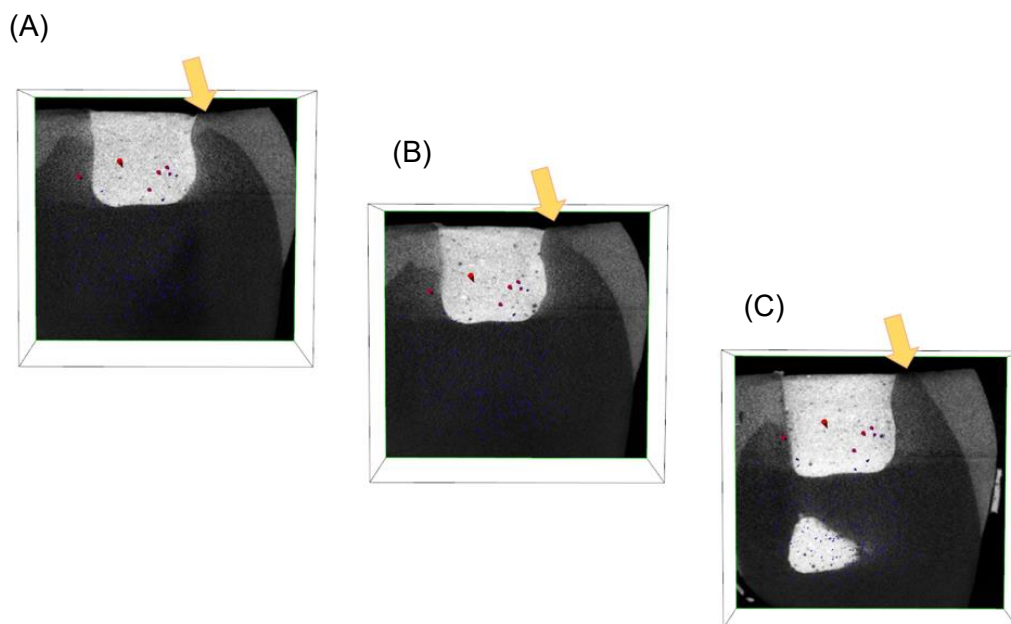


Abbildung 35 verschieden dicker Schmelz nach Abflachung der Höcker

Die Gelben Pfeile zeigen in (A-C) verschieden dicke Schmelzschichten

Die inneren Kanten der Kavität wurden abgerundet. Die Form des Defekts, ohne Unterschnitte und mit planen Kavitätenwänden und -böden, entspricht eher nicht der klinischen Situation bei direkter Kompositerestaurations. Sie erinnert vielmehr an eine Inlay-Präparation (Thompson et al. 2010). Klinisch beinhaltet die Präparation lediglich die Entfernung insuffizienter Füllungsanteile sowie der Karies von peripher nach zentral, wobei kariöses Restdentin zum Teil belassen werden kann (Wohlleb et al. 2020). Anschließend erfolgt ein mehr oder weniger ausgeprägtes Abschrägen der Schmelzkanten (Blum et al. 2011). Um einen größtmöglichen Grad der Standardisierung zu erhalten, wurde die oben beschriebene Kavitätenform verwendet.

Die Dimensionen der dreiflächigen Kavität orientierten sich an den Arbeiten von Takahashi, Kaisarly und Langenegger, siehe Abbildung 3 (Kaisarly et al. 2022; Takahashi et al. 2012).

Wie bei der zweiflächigen Kavität wurde ein approximaler Kasten mit einer Breite von 5 mm und einer Tiefe von 4 mm angelegt. Als zweiter Kasten wurde jedoch ein 6 mm tiefer Kasten präpariert. Der flachere Kasten war zervikal von Schmelz begrenzt, der tiefere nicht. Der tiefe Kasten simuliert einen ausgedehnten Defekt, wie er im klinischen Alltag, aufgrund von profunder Karies oder Infrakturen häufig vorkommt (Al-Harbi et al. 2015). Das häufige Auftreten einer dreiflächigen mod-Kavität am Patienten erhöht durchaus die klinische Relevanz dieser Studie.

Zur Wiederherstellung der approximalen Zahnkontur wurden transparente Teilmatrizen genutzt. In Arbeiten zuvor wurden metallene Matrizen verwendet, welche sich in den  $\mu$ -CT Scans als radioopake Struktur zeigten und in die Volumetrische Auswertung miteingerechnet wurden (Kaisarly et al. 2022).

Andere nutzten eine Kunststofffolie, die eng um die Proben gewickelt wurde, und so eine Form ergab (Algamaiah et al. 2017; Wohlleb et al. 2020). Für das Einbringen von zwei Schichten Komposit und den Aufbau der approximalen Wände mit hochviskösem Komposit, hätte die Folie zu wenig Halt gegeben.

Um diese Limitation zu umgehen, fanden Kunststoffteilmatrizen Verwendung, die auf den  $\mu$ -CT Aufnahmen nicht zu sehen sind. Befestigt wurden sie mit ClipF, einem lichthärtenden Material für Provisorien. Dies war nötig, da der Zahn nur einzeln im Probenhalter Platz hatte und nicht, wie klinisch üblich, mit den Nachbarzähnen verkeilt werden konnte. Zusätzlich wurde die Matrize mit flüssigem Kofferdamm adaptiert, um Überschüsse so gering wie möglich zu halten. Weder ClipF noch Opaldam zeigten sich auf den Aufnahmen. Diese Vorgehensweise der Matrizenbefestigung wurde bereits in der vorausgehenden Studie angewendet (Kaisarly et al. 2022). Somit hatte die Verschalung keinen erkennbaren Einfluss auf die röntgenologischen Untersuchungen der Proben.

Durch die Tiefe des approximalen Kastens ergeben sich verschiedene Konsequenzen. Ein höheres Volumen des zu polymerisierenden Komposits hat sowohl auf die Schrumpfungsvektoren, als auch auf die volumetrische Schrumpfung Einfluss (Kaisarly et al. 2021b). Zudem übersteigt der tiefe Kasten die maximal freigegebene Inkrementstärke der Materialien von 4 mm. Daher wurde das Komposit, in dem profunden Bereich, in zwei Inkrementen eingebracht. Der tiefe Bereich wurde zunächst mit fließfähigem Komposit restauriert, bevor dann stopfbares Komposit in weiteren Inkrementen eingebracht wurde. Um die approximalen Kästen möglichst reproduzierbar zu präparieren, wurden diamantierte Schallansätze verwendet. Der okklusale Isthmus hatte eine Ausdehnung von 3 x 3 mm.

Trotz der präzisen Probenherstellung, unter optischer Vergrößerung, konnten Kompositüberschüsse nicht gänzlich vermieden werden. Aufgrund der dadurch Veränderten Füllungsgeometrie im Randbereich, dem größeren Kompositvolumen, und eines möglicherweise schlechteren Adhäsivverbundes außerhalb der Kavität, ist ein gewisser Einfluss der Überschüsse auf die Schrumpfung denkbar. Es wurde jedoch kein Hinweis auf ein verändertes Schrumpfverhalten bemerkt, wenn Überschüsse vorhanden waren, wie in Abbildung 29 (C) zu erkennen ist. Diesen Faktor eingehend zu untersuchen war nicht Ziel dieser Studie. Auch klinisch kommen Kompositüberhänge im Randbereich von Füllungen vor. Diese werden beim Ausarbeiten mit verschiedenen Schleif- und Polierinstrumenten entfernt und geglättet (Walter 2015).

Bulk-Fill-Komposite haben in den letzten Jahren, für den Seitenzahnbereich, Einzug in den klinischen Alltag gefunden. Es sollte jeweils ein niedrig- und ein hochvisköses Komposit desselben Herstellers kombiniert werden. Aus verschiedenen Gründen wurde sich für die Materialien von Ivoclar und 3M entschieden. Das Tetric PowerFill (PFI) bzw. PowerFlow (PFL) von Ivoclar sind die Nachfolgeprodukte des Tetric EvoCeram bzw. EvoFlow Bulkfill. Die Arbeitsgruppe an der Zahnklinik München führte in der Vergangenheit zahlreiche Untersuchungen mit den Tetric Kompositen durch. Aufgrund der Vergleichbarkeit zu vorherigen Ergebnissen und der Erfahrungswerte im Labor wurde auf die Materialien von Ivoclar zurückgegriffen (Kaisarly et al. 2021a; Kaisarly et al. 2021b).

Die Produkte von 3M finden sowohl im klinischen Alltag als auch in wissenschaftlichen Untersuchungen regelmäßig Verwendung. Außerdem ist, im Gegensatz zu vielen anderen Herstellern, sowohl ein fließfähiges als auch ein stopfbares Bulk-Fill Komposit erhältlich. Deshalb wurde sich für das Filtek One BulkFill (FOB) und Filtek Bulk Fill Flowable (FBF) von 3M entschieden. Die Composite wurden wie von den Herstellern empfohlen, mit den jeweiligen Adhäsiven Adhese Universal und Scotchbond Universal eingesetzt. Die Adhäsive wurden im self-etch Modus benutzt. Zwar gelten Adhäsive unter Anwendung der „etch-and-rinse“ Methode nach wie vor als Goldstandard (Van Meerbeek et al.

2020), es können saure Adhäsivsysteme jedoch auch ohne zusätzliches Ätzen verwendet werden. Dabei werden adäquate Haftwerte an Schmelz und Dentin erreicht (Nagarkar et al. 2019). Die Anwendung von Universaladhäsiven im self-etch-Modus bringt im klinischen Alltag gerade bei tiefen Kavitäten große Vorteile mit sich. Ist der subgingivale Defekt trockengelegt, kann der Adhäsivverbund zügig hergestellt und das Komposit eingebracht werden. Das Ätzen der Zahnhartsubstanz sowie das Absprühen mit einem kräftigen Wasserstrahl entfallen, was das Kontaminationsrisiko durch eine Sulkusblutung oder Speichel erheblich senkt. Ein möglicher Einfluss der zwei Adhäsive fand bei der Auswertung der Versuche keine weitere Beachtung.

Die Methode der Schrumpfungsvektoren wird seit vielen Jahren genutzt, um Einflussfaktoren auf die Polymerisation lichterhärtender Komposite zu untersuchen. Neben einigen Limitationen, eröffnet die Methode eine Vielzahl an Möglichkeiten, die Schrumpfbewegung besser zu visualisieren und zu verstehen als bisher (Chiang et al. 2010; Chiang et al. 2009).

Das Scannen mit dem  $\mu$ -CT stellt eine zerstörungsfreie Methode dar und Proben können im Nachgang weiteren Untersuchungen zugeführt werden. Beispielsweise wurde in dieser Studie anschließend der Verbund zwischen Zahn und Komposite mittels REM betrachtet. Auch eine klassische Randspaltanalyse und mechanische Tests wie Scher-, Zug- oder Frakturversuche können durchgeführt werden, was jedoch den Umfang dieser Untersuchung überschritten hätte. Darüber hinaus ist es möglich die Proben im Kausimulator und dem Thermowechselbad zu belasten, um eine künstliche Alterung herbeizuführen. Ein weiterer Vorteil ist die hochauflösende, dreidimensionale Ansicht und das Betrachten der Probe in allen Raumebenen. Die gewonnenen Daten können zudem digital weiterverarbeitet werden (Rösch et al. 2009).

Andere Untersuchungsmethoden, wie die Randspaltanalyse, Messung der Höckerflexion und Leakage Versuche beurteilen die Folgen der Polymerisation und damit die Schrumpfung indirekt. Lineare und volumetrische Schrumpfungsmessungen betrachten die Restauration als Einheit. Die Schrumpfungsvektoren dagegen geben Einblick in die Kompositmasse und die genaue Richtung der dort stattfindenden Bewegung. So wurden durch Arbeiten von Chiang et al., und Kaisarly et al., die Vorstellung der Schrumpfverhaltens dentaler Komposite grundlegend geändert (Chiang 2009; Chiang et al. 2010; Kaisarly et al. 2019; Kaisarly et al. 2018b; Kaisarly 2014). Es wurde gezeigt, dass der Prozess durch eine Vielzahl von Faktoren, wie dem Kavitätdesign, dem Substrat, der Applikation, sowie dem Haftverbund beeinflusst wird (Kaisarly 2021). Das Konzept, Komposite schrumpfen in Richtung des Polymerisationslichts, konnte widerlegt werden (Kaisarly et al. 2018a; Kaisarly et al. 2019).



Darauf aufbauend wurde von der Arbeitsgruppe das Konzept des Flowable-Liners mit dieser Methode untersucht. Dabei soll eine Schicht fließfähiges Komposit mit geringerem E-Modul einen Teil der Schrumpfungsspannungen kompensieren und deren negative Effekte wie Mikroleakage, Entstehen von Randspalten und schlechterer klinischer Performance entgegenwirken. Zuvor zeigten einige Untersuchungen den Nutzen eines solchen Liners (Leevailoj et al. 2001). Andere fanden jedoch keinen Unterschied zwischen Füllungen mit und ohne Liner (Stefanski and van Dijken 2012a). Die Vektoren hingegen konnten die Wirkung des flowable liners auf die Schrumpfung direkt zeigen und dessen positiven Einfluss dokumentieren (Kaisarly et al. 2021c). Zuletzt zeigte die Arbeitsgruppe um Van Meerbeek, dass ein Flowable Liner bei Universaladhäsiven zu einem verbesserten Adhäsivverbund führt (Tang et al. 2023).

Dies demonstrierte bereits das Potential der hoch sensitiven Methode, Schichtungskonzepte verschiedener Komposite zu vergleichen. Um Komposite, bezüglich ihrer Schrumpfung in klinisch häufig vorkommenden Defekten, zu untersuchen, betrachteten Kaisarly et al., eine zweiflächige Approximalkavität (Kaisarly et al. 2022). Dabei half die Methode der Schrumpfungsvektoren den Einfluss des C-Faktors und den Aufbau einer approximalen Wand zu beurteilen. Die Ergebnisse zeigten, dass der Aufbau einer approximalen Wand zu einer kleineren Massenbewegung innerhalb des Komposites führt und ein flowable liner diesen Effekt zusätzlich verstärkt. Die Veränderung des C-Faktors durch die approximale Wand wirkte sich nicht negativ auf den Verbund zum Zahn aus, obwohl davon in der Literatur immer ausgegangen war (Feilzer et al. 1987). Dies zeigte erneut den Wert der Schrumpfungsvektoren (Kaisarly et al. 2022).

Neben den genannten Möglichkeiten weist die Methode der Schrumpfungsvektoren jedoch auch Herausforderungen und Limitationen auf. Der mit der Methode verbundene hohe Aufwand ist wohl einer der Hauptgründe, weshalb bisher nur wenige Untersuchungen mit ihr durchgeführt wurden.

Die Auswertungsparameter müssen für jedes neue zu untersuchende Komposit angepasst werden, damit ausreichend viele Vektoren im gesamten Füllungsbereich generiert werden können. Die unterschiedliche Zusammensetzung der Matrix und Füller bedingen verschiedene Röntgenopazitäten. Um Sphären identifizieren und Vektoren berechnen zu können, wurden 2 Gew% silanisierte Glaskügelchen in die Komposite eingemischt. Mehr Füller bedeuten einen höheren Anteil der anorganischen Fraktion und damit eine geringere Schrumpfung (Gonçalves et al. 2011). Daher ist anzunehmen, dass die Originalmaterialien eine größere Schrumpfung aufweisen. Da das Komposit in seiner Zusammensetzung leicht modifiziert wurde, sind die Ergebnisse nicht direkt auf die Originalmaterialien von Ivoclar und 3M übertragbar. Jedoch können unterschiedliche Schichtungsweisen gut miteinander verglichen werden.

Die Einstellung der Auswertungsparameter war ein wichtiger Schritt in der Optimierung der Vektorenauswertung. Abbildung 16 (A) und (B) zeigt Komposit in der Auswertung vor der Grauwertanpassung. Die ausgewählten Bereiche überlappen, können nicht differenziert und als Sphären erkannt werden. Erst in (C) und (D), nach Anpassung der Grauwerte sind einzelne Sphären zu erkennen. Die Grauwertanpassung allein reichte jedoch nicht aus, um genug Vektoren zu erhalten. Darüber hinaus wurde der Parameter `SpherecityMaximumAllowedDeviation` von 0.15 auf 0.25 bzw. 0.30 erhöht. Damit wurden auch weniger runde Sphären miteingeschlossen, was eine deutliche Erhöhung der Vektorenanzahl ermöglichte, siehe Abbildung 17 und Abbildung 18.

Im zentralen Bereich der dreiflächigen Füllung zeigte sich eine leicht dunkle Verschattung. Die dadurch verschiedenen Grauwerte der Füllung erschwerten ein gleichmäßiges Vektorenfeld zu erhalten. Trotz der optimierten Auswertungsparameter könnten im zentralen Füllungsanteil weniger Sphären identifiziert worden sein. Vermutlich handelt es sich dabei um die Aufhärtung der verwendeten Röntgenstrahlung.

Um die Methode mit neuen Materialien und Fragestellungen einsetzen zu können sind eine Reihe von Vorversuchen und tiefgreifendes Verständnis der digitalen Datenverarbeitung, sowie die Anpassung der Auswertungsparameter nötig.

Zu beachten ist auch, dass bei der Auswertung der okklusalen Deckschichten auch in den tieferen Schichten Vektoren berechnet werden. Der Hauptanteil der Polymerisation, und die damit einhergehende Schrumpfung, findet in den ersten 10-15 Minuten statt. Jedoch kommt die Polymerisation erst nach vielen Stunden (ca. 24 h) zum Erliegen (Ferracane 2005). Eine genauere Untersuchung dieser Vektoren war nicht Teil dieser Studie. Da die Größe dieser Vektoren sehr klein ist, war ihr Einfluss auf die Werte der Auswertung des jeweiligen Inkrements wahrscheinlich gering.

Da es sich bei der hier vorliegenden Studie um eine *in vitro* Untersuchung handelt, ist die direkte Übertragbarkeit auf die Behandlung am Patienten eingeschränkt. Zum einen wird im Labor die Kavität immer optimal erreicht, wodurch das korrekte Adaptieren und eine ideale Lichthärtung des Materials garantiert werden. Dies ist, aufgrund von eingeschränkter Mundöffnung oder schwierig zu erreichendem Defekt, am Patienten nicht der Fall. Eine folglich insuffiziente Polymerisation hat erheblichen Einfluss auf die Konversionsrate und die physikalischen Eigenschaften des Komposits (Jang et al. 2017; Price 2017).

Darüber hinaus entspricht der zeitliche Ablauf des Schichtens des Komposits nicht dem klinischen Ablauf. Nach dem Applizieren einer Schicht, ruht diese während des Scanprozesses bis zu zwei Stunden. Nach dem Lichthärten vergehen erneut bis zu zwei Stun-

den, ehe das nächste Inkrement eingebracht wird. Zwar findet der Großteil der Konversion und Schrumpfung innerhalb der ersten Minuten statt (Al-Ahdal et al. 2015), doch entspricht der Aufbau der Restauration über mehrere Stunden nicht der Realität in der Praxis.

Je nach mesio-distaler Zahnbreite war der zentrale Isthmus verschieden lang. Diese nicht zu standardisierende Größe hatte Einfluss auf das Kompositvolumen in diesem Bereich. War der Isthmus weniger lang, wurde ein höherer Anteil des Komposites doppelt bestrahlt, da sich die Lichtpolymerisation von mesial und distal weiter überlappten. Durch die doppelte Bestrahlung wurde dem Komposit mehr Energie zum Polymerisieren zugeführt. Studien zeigten den Einfluss vermehrter Bestrahlung auf die Härte des polymerisierten Komposites, im Sinne des Total Energy Konzeptes (Abate et al. 2001). Es ist nicht auszuschließen, dass die unterschiedliche Bestrahlung des zentralen Füllungsanteils Einfluss auf die Vektoren hatte. Jedoch wurde dieser Teilaspekt bei der Auswertung nicht weiter berücksichtigt.

Die Untersuchung ist aus verschiedenen Gründen ausschließlich als in vitro Untersuchung möglich. Der Aufnahmeraum des  $\mu$ -CT bietet nur Platz für einen kleinen Probenhalter. Zudem wären die hohe Strahlenbelastung und die lange Scandauer für Patienten in keiner Weise vertretbar. Zudem liefern aktuelle DVT-Geräte mit einer Auflösung von 75  $\mu\text{m}$ , im Vergleich zu den hier verwendeten 16  $\mu\text{m}$ , eine deutlich geringere Bildqualität.

Darüber hinaus kommt der erhebliche Aufwand bei der Probenherstellung, der Messung mittels  $\mu$ -CT und der digitalen Weiterverarbeitung. Je nach Größe des aufzunehmenden Bereichs, der benötigten Auflösung und der Anzahl der Inkremente, steigt allein die Scanzeit erheblich. In der hier vorliegenden Untersuchung betrug die Scanzeit pro Probe ca. 9 Stunden. Zudem können, aufgrund der langen Standzeit im  $\mu$ -CT, nur für lichthärtende Komposite Schrumpfungsvektoren generiert werden. Die vorzeitige Polymerisation wird dabei durch eine Lichtschutzkappe verhindert. Die Massenverschiebung eines chemisch- oder dualhärtenden Materials lässt sich mit dieser Methode nicht aufzeichnen, da, wegen der frühzeitigen Reaktionsinitiation, die Aufnahme eines Scans vor und nach Polymerisation nicht möglich ist.

Neben den Schrumpfungsvektoren sollte die volumetrische Schrumpfung mittels der  $\mu$ -CT Daten ermittelt werden. Wie in vorigen Arbeiten, wurde nach dem Freistellen der Füllung mit Hilfe von Grauwert-Grenzen, der Scan nach dem Härten von dem vor dem Härten abgezogen (Kaisarly et al. 2021b; Wohlleb et al. 2020).

Dies gelang für die Materialien von Ivoclar problemlos. Für die Materialien von 3M war es mit der uns bekannten Methode nicht möglich eine Volumenschrumpfung zu berechnen. Grund dafür ist die Röntgenopazität des Filtek One Bulk Fill Komposits, welche der

des Schmelzes sehr ähnlich ist. Verschiedenste Segmentierungsverfahren brachten mittels des Programms Fiji keine validen Ergebnisse (Wohlleb et al. 2020).

Eine Möglichkeit besteht darin die leere Kavität vor dem Einbringen des ersten Inkrements zu Scannen. Mit diesem Datensatz kann man dann die Zahnhartsubstanz um die Füllung herausrechnen (Hirata et al. 2015; Van Ende et al. 2015). Dies hätte einen erheblichen Mehraufwand und noch längere Scanzeiten bedeutet. Deswegen wurde hier von diesem Vorgehen abgesehen.

Um den Verbund zwischen Komposit und Zahn am Kavitätenboden zu beurteilen, wurden Replica hergestellt und diese anschließend elektronenmikroskopisch untersucht. Dazu wurden pro Gruppe drei Proben in mesio-distaler Richtung durchtrennt. Der Kavitätenboden und die inneren Kanten wurden an 10 Stellen bei 200-facher Vergrößerung auf Ablösungen des Komposits vom Zahn beurteilt. Es ist zu bedenken, dass es sich nicht um den Test des gesamten Adhäsivverbundes handelt, sondern lediglich um eine einzelne Schnittebene der Füllung. Deshalb sind Beobachtungen, die anhand der Replica gemacht werden, nicht allgemein gültig und sollten zurückhaltend interpretiert werden.

In den  $\mu$ -CT Aufnahmen wurden in fast allen Proben Luftblasen innerhalb des Komposits gefunden. Sie wurden im Rahmen der hier vorliegenden Studie weder nach ihrer Größe untersucht noch quantifiziert. Andere Untersucher evaluierten die Fehlstellen in Komposit jedoch eingehend mittels  $\mu$ -CT. So fanden Almeida et al., dass die Randspaltbildung stärker von initialen Spalten beim Applizieren beeinflusst wird, als von der Polymerisationsschrumpfung oder Fehlstellen innerhalb der Restauration (Almeida et al. 2017).

Die Studie hat, wie zuvor beschrieben, verschiedene Limitation, die die Ergebnisse nur eingeschränkt auf die Klinik übertragbar machen. Die Untersuchung sollte zum einen durch weitere Methoden ergänzt werden, um ein tieferes Verständnis der Polymerisationsschrumpfung zu erlangen und die Aussagekraft zu erhöhen. Zum anderen müssen randomisierte klinischen Studien abschließend Aufschluss über die Performance der Restaurationen am Patienten geben.

## 7 Fazit

Aus der hier vorliegenden Untersuchung können verschiedene Schlussfolgerungen bezüglich der Schrumpfung von Bulk-Fill Kompositen in einer dreiflächigen Kavität gemacht werden. Die Schrumpfung von Kompositen wird multifaktoriell beeinflusst. In der hier präsentierten Studie wurden Schichtungsvarianten sowie Bulk-Fill-Komposite verschiedener Hersteller in einer in vitro Untersuchung gegenübergestellt. Es war erstmals möglich Schrumpfungsvektoren in einer dreiflächigen Kavität zu errechnen und damit Einblicke in die stattfindende Polymerisation zu gewinnen. Auch wurden die Bulk-Fill Komposite Tetric PowerFill, Tetric PowerFlow und Filtek One Bulk Fill sowie Filtek Bulk Fill Flowable zum ersten Mal mit der Methode der Schrumpfungsvektoren untersucht. Die Parameter der Vektorenauswertung mussten dazu genauer an die jeweiligen Komposite angepasst werden, da die Materialien unterschiedliche Röntgendichten hatten, welche die Auswertung beeinflussten. Die volumetrische Schrumpfung konnte mit der durch uns genutzten Methode nur für die Ivoclar Materialien berechnet werden.

Neben den grundsätzlichen Limitationen von Laborstudien war die Gruppengröße auf neun Proben begrenzt. Daraus lassen sich Rückschlüsse auf das Schrumpfverhalten ziehen, jedoch keine expliziten Empfehlungen für die Klinik geben.

In allen Gruppen imponierten zur Zahnschubstanz hingerichtete Schrumpfungsvektoren. Soweit beurteilbar war der Haftverbund in allen Gruppen gut - mit kleineren Irregularitäten in einzelnen Proben.

Für die jeweiligen Inkremente wurden für die Materialien des Herstellers 3M größere Werte der Schrumpfungsvektoren ermittelt als die des Herstellers Ivoclar. Die Sequenz, bzw. die Abfolge in derselben Schichtungsweise war vergleichbar.

Für niedrigvisköses Komposit ergaben sich größere Vektoren als für stopfbares, jedoch hatte auch die Menge des eingebrachten Komposits erheblichen Einfluss. Je größer das Volumen des Inkrements war, desto mehr Schrumpfbewegung wurde gemessen. Wie schon in vorangegangenen Untersuchungen gezeigt, empfiehlt es sich das Komposit in mehreren kleineren Schichten einzubringen. Ein Flowable-Liner verbessert die Adaptation an den Kavitätenboden.

Zusammenfassend ist die Verwendung eines Flowable-Liners mit anschließender schichtweiser Applikation zu empfehlen. Es scheint hinsichtlich der Schrumpfungsvektoren in einer dreiflächigen Kavität nicht eine eindeutig zu präferierende Schichtung zu geben.

## 8 Ausblick

Arbeiten zu folgenden Themen können in der Zukunft weitere wichtige Erkenntnisse zum Thema Polymerisationsschrumpfung dentaler Komposite liefern:

- Untersuchung von Klasse V Kavitäten sowie verschiedener Endo-Zugangskavitäten
- Untersuchung weiterer Komposite und Adhäsivsysteme
- Zusätzliche thermische und mechanische Alterung mit anschließender Frakturanalyse und deren möglicher Zusammenhang mit der Polymerisationsschrumpfung, um die Langlebigkeit der Füllungen zu untersuchen
- Zusätzliche Messung der Schrumpfungsspannungen, der Zeit bis zum Erreichen des Gelpunktes und des E-Moduls und deren Zusammenhang mit dem Vektorfeld
- Klinische Studien mit Untersuchung der Versagemuster von Kompositfüllungen

Um das Ziel einer besseren und langfristig erfolgreicherer Patientenversorgung zu erreichen, bedarf es einer Vielzahl unterschiedlicher Studien und Folgeuntersuchungen. Damit wird es in Zukunft möglich sein, Patienten evidenzbasiert eine zielgerichtete Füllungstherapie zukommen zu lassen. In Kombination mit einer suffizienten Individualprophylaxe, kann so die Gesunderhaltung der Zähne gesamtgesellschaftlich auch kosteneffizient erreicht werden.

## 9 Anhang

### 9.1 Vorversuche

#### 9.1.1 Herstellung eines Adapters Kausimulator - $\mu$ -CT

Es wurde mit Hilfe von Pattern-Resin ein formstabiler Adapter für die Aufnahme von Kausimulator-Probenhaltern in das  $\mu$ -CT gefertigt. Um in den  $\mu$ -CT Halter zu passen, mussten alle Probenhalter um 1 mm im Durchmesser abgedreht werden. Eine Markierungsbohrung stellte den Verdrehschutz und die Möglichkeit zur exakten Repositionierung sicher. Damit ist das Scannen von Proben mittels  $\mu$ -CT vor und nach Belastung im Kausimulator und die anschließende Überlagerung möglich.

(A)



(B)



(C)



(D)



(E)



Abbildung 36 Modifikation des Kau-Simulator-Probenhalters(A) und (B): Abgedrehter Kausimulator-Halter mit Nut und Pattern-Resin Adapter; (C) bis (E):  $\mu$ CT-Probenhalter mit Adapter und Kausimulator-Halter

### 9.1.2 Visualisierung von Leakage anhand von Silbernitratlösung

Bereits Sano nutzte eine Silbernitratlösung, um Leakage innerhalb der Adäsivschicht mittels REM zu detektieren (Sano et al. 1995). Andere Untersucher nutzen Silbernitrat, um Leakage im  $\mu$ -CT sichtbar zu machen (Carrera et al. 2015; Rizzante et al. 2020). Nachdem das Komposite polymerisiert ist, wird die Probe gescannt und, nach der Lagerung in einer 50 % Ammonium-Silbernitratlösung, erneut gescannt. Auch eine Belastung der Proben durch den Kausimulator oder das Thermowechselbad kann erfolgen, um die Alterung des Adhäsivverbundes zu simulieren. Dazu wurde oben gezeigt, wie die Probenhalter des Kausimulators und des  $\mu$ -CTs zusammengeführt werden.

So können Undichtigkeiten entlang der Kavitätenwände, zerstörungsfrei und mit relativ geringem Aufwand, dreidimensional quantifiziert werden.

Die Abbildung eines Vorversuchs zeigt die Adhäsivschicht vor der Lagerung in Silbernitrat-Lösung. Zwei weitere Ebenen zeigen einen mit röntgendichter Lösung infiltrierten Schmelzriss.

Die hier vorliegende Studie um eine Leakage Untersuchung zu erweitern, überschritt den zu beherrschbaren Aufwand. Deshalb wurde dieser Teil der Vorversuche nicht weiterverfolgt. Die Methode würde jedoch eine wertvolle Ergänzung zu den Schrumpfungsvektoren darstellen.

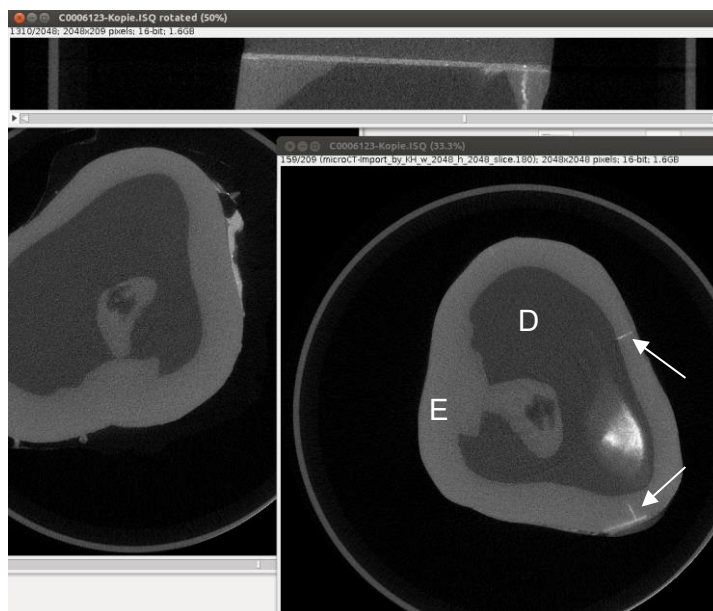


Abbildung 37  $\mu$ -CT-Scan mit Silbernitrat

E: Schmelz; D: Dentin; weiße Pfeile: in Schmelzriss eingelagertes Silbernitrat



---

## **9.2 Nachweis der Ethikkommission**

Nach Einreichung des Projekts bei der Ethikkommission der LMU München, bestätigte diese am 12.07.2021, dass für die vorliegende Arbeit keine Beratungspflicht besteht (Projekt Nummer: 21-0746 KB).

## 10 Literaturverzeichnis

- 3M. 2017. Filtek one bulk fill komposit technisches produktprofil. Seefeld: 3M ESPE. p. 1-26.
- 3s powercure wissenschaftliche dokumentation. 2019. Schaan: Ivoclar Vivadent. p. 14.
- Abate PF, Zahra VN, Macchi RL. 2001. Effect of photopolymerization variables on composite hardness. *The Journal of prosthetic dentistry*. 86(6):632-635.
- Abbas G, Fleming G, Harrington E, Shortall A, Burke F. 2003. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *Journal of dentistry*. 31(6):437-444.
- Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC. 2015. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the degree of conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 31(10):1207-1213.
- Al-Harbi F, Kaisarly D, Bader D, El Gezawi M. 2016. Marginal integrity of bulk versus incremental fill class ii composite restorations. *Operative Dentistry*. 41(2):146-156.
- Al-Harbi F, Kaisarly D, Michna A, ArRejaie A, Bader D, El Gezawi M. 2015. Cervical interfacial bonding effectiveness of class ii bulk versus incremental fill resin composite restorations. *Oper Dent*. 40(6):622-635.
- 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.
- Almeida LJdS, Penha KJdS, Souza AF, Lula ECO, Magalhães FC, Lima DM, Firoozmand LM. 2017. Is there correlation between polymerization shrinkage, gap formation, and void in bulk fill composites? A µct study. *Brazilian oral research*. 31.
- Aloui F, Lecamp L, Lebaudy P, Burel F. 2016. Relationships between refractive index change and light scattering during photopolymerization of acrylic composite formulations. *Journal of the European Ceramic Society*. 36(7):1805-1809.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. 1998. Influence of uedma, bisigma and tegdma on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*. 14(1):51-56.
- 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.
- Aydın B, Pamir T, Baltaci A, Orman MN, Turk T. 2015. Effect of storage solutions on microhardness of crown enamel and dentin. *European journal of dentistry*. 9(02):262-266.
- Bandyopadhyay S. 1982. A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials. *Journal of Biomedical Materials Research*. 16(2):135-144.
- Bassiouny MA, Grant AA. 1978. A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. *British Dental Journal*. 145(11):327-330.

- Bekkedahl N. 1949. Volume dilatometry. *J Res Natl Bur Stand.* 43(2):145-156.
- Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. 2001. A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. *International endodontic journal.* 34(5):390-398.
- Bicalho A, Valdívila A, Barreto B, Tantbirojn D, Versluis A, Soares C. 2014. Incremental filling technique and composite material—part ii: Shrinkage and shrinkage stresses. *Operative Dentistry.* 39(2):e83-e92.
- Bitter K, Sterzenbach G, Sturm R, Bruhnke M. 2021. Die postendodontische versorgung. *Quintessenz.* 72(5):534-542.
- Blum IR, Jagger DC, Wilson NH. 2011. Defective dental restorations: To repair or not to repair? Part 1: Direct composite restorations. *Dental update.* 38(2):78-84.
- Blunck U, Roulet J. 1989. In vitro marginal quality of dentin-bonded composite resins in class v cavities. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985).* 20(6):407-412.
- Boeckler A, Schaller H-G, Gernhardt C. 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).* 43:279-286.
- Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. 2000. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 12(6):328-339.
- Bowen R. 1963. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association.* 66(1):57-64.
- Bowen R. 1967. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. Vi. Forces developing in direct-filling materials during hardening. *The Journal of the American Dental Association.* 74(2):439-445.
- Braga R, Ferracane J. 2002. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *Journal of dental research.* 81(2):114-118.
- Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. 2005. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dental materials.* 21(10):962-970.
- Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM. 2006. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'c'factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dental materials.* 22(9):818-823.
- Braga RR, Ferracane JL. 2004. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine.* 15(3):176-184.
- Braga RR, Ferracane JL, Condon JR. 2002. Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. *Journal of dentistry.* 30(7-8):333-340.
- Bragança GF, Vianna AS, Neves FD, Price RB, Soares CJ. 2020. Effect of exposure time and moving the curing light on the degree of conversion and knoop microhardness of light-cured resin cements. *Dental Materials.* 36(11):e340-e351.

- Carrera CA, Lan C, Escobar-Sanabria D, Li Y, Rudney J, Aparicio C, Fok A. 2015. The use of micro-ct with image segmentation to quantify leakage in dental restorations. *Dental Materials*. 31(4):382-390.
- Chang SW, Cho BH, Lim RY, Kyung SH, Park DS, Oh TS, Yoo HM. 2010. Effects of blood contamination on microtensile bond strength to dentin of three self-etch adhesives. *Operative dentistry*. 35(3):330-336.
- Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. 2017. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: A review. *British dental journal*. 222(5):337-344.
- Chiang Y-C. 2009. Polymerization shrinkage with light-initiated dental composites. *Imu*.
- Chiang Y-C, Knezevic A, Kunzelmann K-H. 2008. Slumping during sculpturing of composite materials. *Dental Materials*. 24(12):1594-1601.
- Chiang Y-C, Rösch P, Dabanoglu A, Lin C-P, Hickel R, Kunzelmann K-H. 2010. Polymerization composite shrinkage evaluation with 3d deformation analysis from µct images. *Dental Materials*. 26(3):223-231.
- Chiang Y, Rösch P, Lin C, Hickel R, Kunzelmann K. 2009. Deformation analysis of composite polymerization shrinkage from µct images. *Dental Materials*. 5(25):e10.
- Cho N, Ferracane J, Lee I. 2013. Acoustic emission analysis of tooth-composite interfacial debonding. *Journal of dental research*. 92(1):76-81.
- 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 S-F, Liu J-K, Chao C-C, Liao F-P, Chen Y-HM. 2001. Effects of flowable composite lining and operator experience on microleakage and internal voids in class ii composite restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 85(2):177-183.
- Clementino-Luedemann TN, Ilie ADN, Hickel R, Kunzelmann K-H. 2006. Micro-computed tomographic evaluation of a new enzyme solution for caries removal in deciduous teeth. *Dental materials journal*. 25(4):675-683.
- Cook WD, Forrest M, Goodwin AA. 1999. A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dental Materials*. 15(6):447-449.
- Cramer N, Stansbury J, Bowman C. 2011. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of dental research*. 90(4):402-416.
- De Gee A, Davidson C, 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 A, Feilzer A, Davidson C. 1993. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dental Materials*. 9(1):11-14.
- De Santis R, Mollica F, Prisco D, Rengo S, Ambrosio L, Nicolais L. 2005. A 3d analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces using x-ray micro-ct. *Biomaterials*. 26(3):257-270.
- Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. 2012. Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dental materials*. 28(1):87-101.

- Dewaele M, Asmussen E, Peutzfeldt A, Munksgaard EC, Benetti AR, Finné G, Leloup G, Devaux J. 2009. Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: Degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. *Dental Materials*. 25(12):1576-1584.
- Dos Santos PA, Garcia PPNS, Palma-Dibb RG. 2005. Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 16(8):727-732.
- Dyson J. 1970. Interferometry as a measuring tool. Machinery Publishing.
- Elliott JC D. 1982. X-ray microtomography j. *Microsc May*. 126(2):211-213.
- Federlin M, Price R. 2013. Improving light-curing instruction in dental school. *Journal of dental education*. 77(6):764-772.
- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson C. 1987. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of dental research*. 66(11):1636-1639.
- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. 1988. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 59(3):297-300.
- Ferracane J, Mitchem J, Condon J, Todd R. 1997. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of dental research*. 76(8):1508-1516.
- 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. Placing dental composites—a stressful experience. *Operative dentistry*. 33(3):247-257.
- Ferracane JL. 2013. Resin-based composite performance: Are there some things we can't predict? *Dental materials*. 29(1):51-58.
- Ferracane JL, Hilton TJ. 2016. Polymerization stress—is it clinically meaningful? *Dental materials*. 32(1):1-10.
- Ferracane JL, Lawson NC. 2021. Probing the hierarchy of evidence to identify the best strategy for placing class ii dental composite restorations using current materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 33(1):39-50.
- Ferracane JL, Mitchem JC. 2003. Relationship between composite contraction stress and leakage in class v cavities. *American journal of dentistry*. 16(4):239-243.
- Ferreira SQ, Costa TR, Klein-Junior CA, Accorinte M, Meier MM, Loguercio AD, Reis A. 2011. Improvement of exposure times: Effects on adhesive properties and resin-dentin bond strengths of etch-and-rinse adhesives. *The journal of adhesive dentistry*. 13(3):235-241.
- Fisher J, Varenne B, Narvaez D, Vickers C. 2018. The minamata convention and the phase down of dental amalgam. *Bulletin of the World Health Organization*. 96(6):436.
- Frankenberger R, Winter J, Schmalz G. 2021. Amalgam und alternativen—diskussionen zur quecksilberreduktion in der umwelt amalgam and alternatives—discussions on mercury reduction in the environment. *Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz*. 1-9.

- Franz A, Konradsson K, König F, Van Dijken JW, Schedle A. 2006. Cytotoxicity of a calcium aluminate cement in comparison with other dental cements and resin-based materials. *Acta Odontologica Scandinavica*. 64(1):1-8.
- Fujimoto J, Drexler W. 2008. Introduction to optical coherence tomography. In: Drexler W, Fujimoto JG, editors. *Optical coherence tomography: Technology and applications*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. p. 1-45.
- Fujita K, Ikemi T, Nishiyama N. 2011. Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dental Materials*. 27(11):1079-1085.
- Gonçalves F, Azevedo CL, Ferracane JL, Braga RR. 2011. Bisgma/tegDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dental Materials*. 27(6):520-526.
- Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. 2010. Contraction stress related to composite inorganic content. *Dental Materials*. 26(7):704-709.
- Grossman LI. 1939. A study of temporary fillings as hermetic sealing agents. *Journal of dental research*. 18(1):67-71.
- Gustafsson BE, Quensel C-E, Lanke LS, Lundqvist C, Grahnen H, Bonow B, Krasse B. 1954. The vipeholm dental caries study. The effect of different levels of carbohydrate intake on caries activity in 436 individuals observed for five years. *Acta Odontol Scand*. 11:232-364.
- Hamstad MA. 1986. A review: Acoustic emission, a tool for composite-materials studies. *Experimental mechanics*. 26(1):7-13.
- Hayashi J, Espigares J, Takagaki T, Shimada Y, Tagami J, Numata T, Chan D, Sadr A. 2019. Real-time in-depth imaging of gap formation in bulk-fill resin composites. *Dental Materials*. 35(4):585-596.
- Heck K, Litzenburger F, Ullmann V, Hoffmann L, Kunzelmann K-H. 2021. In vitro comparison of two types of digital x-ray sensors for proximal caries detection validated by micro-computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 50(3):20200338.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T. 2013. *Einführung in die Zahnerhaltung*. 6th, editor. Freiburg: Deutscher Zahnärzte Verlag.
- Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjör I, Bayne S, Peters M, Hiller K-A, Randall R, Vanherle G, Heintze SD. 2010. FDI world dental federation: Clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations—update and clinical examples. *Clinical oral investigations*. 14(4):349-366.
- 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.
- Ilie N. 2019. Sufficiency of curing in high-viscosity bulk-fill resin composites with enhanced opacity. *Clinical oral investigations*. 23(2):747-755.
- Ilie N, Hickel R. 2011. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the sdr™ technology. *Dental Materials*. 27(4):348-355.
- Ilie N, Keßler A, Durner J. 2013. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *Journal of dentistry*. 41(8):695-702.

- . Microfocus x-ray ct analysis of shrinking direction in resin composite. Proceedings of the KACD Conference; 2001: The Korean Academy of Conservative Dentistry.
- Jang Y, Ferracane J, Pfeifer C, Park J, Shin Y, Roh B. 2017. Effect of insufficient light exposure on polymerization kinetics of conventional and self-adhesive dual-cure resin cements. *Operative dentistry*. 42(1):E1-E9.
- Japiassú Resende Montes MA, de Goes MF, Bernardi da Cunha MR, Borges Soares A. 2001. A morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. *Journal of Dentistry*. 29(6):435-441.
- Kaisarly D. 2021. Polymerisationsschrumpfung – aktueller stand und klinische konsequenzen fau - kaisarly, dalia. (0033-6580 (Print)).
- Kaisarly D, El Gezawi M, Keßler A, Rösch P, Kunzelmann K-H. 2021a. Shrinkage vectors in flowable bulk-fill and conventional composites: Bulk versus incremental application. *Clinical oral investigations*. 25(3):1127-1139.
- Kaisarly D, El Gezawi M, Lai G, Jin J, Rösch P, Kunzelmann K-H. 2018a. Effects of occlusal cavity configuration on 3d shrinkage vectors in a flowable composite. *Clinical oral investigations*. 22(5):2047-2056.
- Kaisarly D, El Gezawi M, Nyamaa I, Rösch P, Kunzelmann KH. 2019. Effects of boundary condition on shrinkage vectors of a flowable composite in experimental cavity models made of dental substrates. *Clinical oral investigations*. 23(5):2403-2411.
- Kaisarly D, El Gezawi M, Rösch P, Kunzelmann K-H. 2021b. Shrinkage vectors and volumetric shrinkage percentage of differently applied composites. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 105:102793.
- Kaisarly D, El Gezawi M, Xu X, Roesch 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*. 77:414-421.
- Kaisarly D, El Gezawi M, Xu X, Rösch P, Kunzelmann K-H. 2018c. 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*. 77:414-421.
- Kaisarly D, Gezawi ME. 2016. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: A literature review. *Odontology*. 104(3):257-270.
- Kaisarly D, Langenegger R, Litzenburger F, Heck K, El Gezawi M, Rösch P, Kunzelmann K-H. 2022. Effects of application method on shrinkage vectors and volumetric shrinkage of bulk-fill composites in class-ii restorations. *Dental materials*. 38(1):79-93.
- Kaisarly D, Meierhofer D, El Gezawi M, Rösch P, Kunzelmann KH. 2021c. Effects of flowable liners on the shrinkage vectors of bulk-fill composites. *Clinical oral investigations*. 25(8):4917-4940.
- Kaisarly DAM. 2014. The effect of boundary conditions on the polymerization shrinkage vectors of light-cured dental resin composites. *Imu*.

- Keßler A, Kaisarly D, Hickel R, Kunzelmann K-H. 2019. Effect of fiber incorporation on the contraction stress of composite materials. *Clinical oral investigations*. 23:1461-1471.
- Kidd EA. 1976. Microleakage: A review. *Journal of dentistry*. 4(5):199-206.
- Kielbassa A, Ulrich I. 2014. Minimal-invasive therapiemöglichkeiten der initialen approximalen karies. *Stomatologie*. 111(7):298-302.
- Kim RJ-Y, Kim Y-J, Choi N-S, Lee I-B. 2015. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 43(4):430-439.
- Klarić N, Macan M, Par M, Tarle Z, Marović D. 2022. Effect of rapid polymerization on water sorption and solubility of bulk-fill composites. *Acta Stomatologica Croatica*. 56(3):235.
- Kleinsasser NH, Schmid K, Sassen AW, Harréus UA, Staudenmaier R, Folwaczny M, Glas J, Reichl F-X. 2006. Cytotoxic and genotoxic effects of resin monomers in human salivary gland tissue and lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay. *Biomaterials*. 27(9):1762-1770.
- Kowalska A, Sokolowski J, Bociong K. 2021. The photoinitiators used in resin based dental composite—a review and future perspectives. *Polymers*. 13(3):470.
- Kramer N, Lohbauer U, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. 2008. Light curing of resin-based composites in the led era. *American Journal of Dentistry*. 21(3):135.
- Kumagai RY, Zeidan LC, Rodrigues JA, Reis AF, Roulet J-F. 2015. Bond strength of a flowable bulk-fill resin composite in class ii mod cavities. *The journal of adhesive dentistry*. 17(5):427-432.
- Kunzelmann K. 2008. Deformation analysis of composite polymerization shrinkage from µct images. Paper presented at: Annual Meeting of the Academy of Dental Materials. Würzburg, Deutschland.
- Kwon Y, Ferracane J, Lee I-B. 2012. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dental materials*. 28(7):801-809.
- Kwong S-M, Tay F, Yip H-K, Kei L-H, Pashley DH. 2000. An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *Journal of Dentistry*. 28(7):515-528.
- Labrie D, Price RB, Sullivan B, Salazar AM, Gautam D, Stansbury JW, Ferracane JL. 2022. Effect of thickness on the degree of conversion of two bulk-fill and one conventional posterior resin-based composites at high irradiance and high temporal resolution. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 136:105489.
- Lai G, Kaisarly D, Xu X, Kunzelmann K-H. 2014. Microct-based comparison between fluorescence-aided caries excavation and conventional excavation. *American journal of dentistry*. 27(1):12-16.
- Lai J, Johnson A. 1993. Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. *Dental Materials*. 9(2):139-143.
- Langenegger R. 2023. Einfluss von schichttechniken in klasse-ii-füllungen auf die schrumpfvktoren von buck-fill-kompositen. lmu.



- Lee HL, Swartz ML. 1970. Scanning electron microscope study of composite restorative materials. *Journal of dental research*. 49(1):149-158.
- Lee I-B, Min S-H, Kim S-Y, Ferracane J. 2010. Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. *Dental Materials*. 26(5):443-448.
- Lee I, Cho B, Son H, Um C. 2005. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *Journal of oral rehabilitation*. 32(4):304-314.
- Leevailoj C, Cochran M, Matis B, Moore B, Platt J. 2001. Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Operative Dentistry*. 26(3):302-307.
- Li H, Li J, Yun X, Liu X, Fok AS-L. 2011. Non-destructive examination of interfacial debonding using acoustic emission. *Dental Materials*. 27(10):964-971.
- Lim B-S, Ferracane JL, Condon JR, Adey JD. 2002. Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites. *Dental Materials*. 18(1):1-11.
- Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. 2005a. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clinical oral investigations*. 9(2):71-76.
- Lindberg A, Van Dijken J, Hörstedt P. 2005b. In vivo interfacial adaptation of class ii resin composite restorations with and without a flowable resin composite liner. *Clinical oral investigations*. 9:77-83.
- 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: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 57(3):384-393.
- Loomans BA, Opdam NJ, Roeters JF, Bronkhorst EM, Plasschaert AJ. 2006. Influence of composite resin consistency and placement technique on proximal contact tightness of class ii restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*. 8(5).
- Lopes GC, Vieira LC, Araujo E, Bruggmann T, Zucco J, Oliveira G. 2011. Effect of dentin age and acid etching time on dentin bonding. *The journal of adhesive dentistry*. 13(2):139-145.
- Magne P. 2007. Efficient 3d finite element analysis of dental restorative procedures using micro-ct data. *Dental materials*. 23(5):539-548.
- Magne P, Spreafico RC. 2012. Deep margin elevation: A paradigm shift. *Amer J Esthet Dent*. 2:86-96.
- Makishi P, Shimada Y, Sadr A, Tagami J, Sumi Y. 2011. Non-destructive 3d imaging of composite restorations using optical coherence tomography: Marginal adaptation of self-etch adhesives. *Journal of Dentistry*. 39(4):316-325.
- Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. 2004. Buonocore memorial lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*. 29(5):481-508.
- Marghalani HY. 2010. Effect of filler particles on surface roughness of experimental composite series. *Journal of Applied Oral Science*. 18:59-67.

- Marovic D, Par M, Macan M, Klarić N, Plazonić I, Tarle Z. 2022. Aging-dependent changes in mechanical properties of the new generation of bulk-fill composites. *Materials*. 15(3):902.
- Masouras K, Silikas N, Watts DC. 2008. Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dental Materials*. 24(7):932-939.
- Meierhofer DJ. 2022. Auswirkungen eines flowable liners auf die schrumpfungsvektoren sowie auf die volumetrische schrumpfung von bulk-fill-kompositen. *Imu*.
- Mejàre I, Axelsson S, Dahlén Ga, Espelid I, Norlund A, Tranæus S, Twetman S. 2014. Caries risk assessment. A systematic review. *Acta Odontologica Scandinavica*. 72(2):81-91.
- Meredith N, Setchell DJ. 1997. In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *Journal of dentistry*. 25(3-4):331-337.
- Monse B, Heinrich-Weltzien R, Benzian H, Holmgren C, van Palenstein Helder W. 2010. Pufa—an index of clinical consequences of untreated dental caries. *Community dentistry and oral epidemiology*. 38(1):77-82.
- Montag R, Dietz W, Nietzsche S, Lang T, Weich K, Sigusch B, Gaengler P. 2018. Clinical and micromorphologic 29-year results of posterior composite restorations. *Journal of dental research*. 97(13):1431-1437.
- Moszner N, Klapdohr S. 2004. Nanotechnology for dental composites. *International Journal of Nanotechnology*. 1(1-2):130-156.
- Murdoch-Kinch CA, McLEAN ME. 2003. Minimally invasive dentistry. *The Journal of the American Dental Association*. 134(1):87-95.
- Nagarkar S, Theis-Mahon N, Perdigão J. 2019. Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 107(6):2121-2131.
- Nair P, Ilie N. 2020. The long-term consequence of salivary contamination at various stages of adhesive application and clinically feasible remedies to decontaminate. *Clinical oral investigations*. 24:4413-4426.
- Naoum SJ, Ellakwa A, Morgan L, White K, Martin FE, Lee IB. 2012. Polymerization profile analysis of resin composite dental restorative materials in real time. *Journal of dentistry*. 40(1):64-70.
- Nie J, Yap A, Wang X. 2018. Influence of shrinkage and viscosity of flowable composite liners on cervical microleakage of class ii restorations: A micro-ct analysis. *Operative Dentistry*. 43(6):656-664.
- Ólafsson VG, Ritter AV, Swift Jr EJ, Boushell LW, Ko CC, Jackson GR, Ahmed SN, Donovan TE. 2018. Effect of composite type and placement technique on cuspal strain. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 30(1):30-38.
- Park HY, Kloxin CJ, Fordney MF, Bowman CN. 2012. Stress relaxation of trithiocarbonate-dimethacrylate-based dental composites. *Dental Materials*. 28(8):888-893.
- Paulo H, Svizero NR, Pereira JC, Rueggeberg FA, Carvalho RM, Pashley DH. 2007. Influence of light-curing sources on polymerization reaction kinetics of a restorative system. *American Journal of Dentistry*. 20(1).

- Pearson G, Hegarty S. 1989. Cusp movement of molar teeth with composite filling materials in conventional and modified mod cavities. *British dental journal*. 166(5):162-165.
- Pegado REF, do Amaral FLB, Flório FM, Basting RT. 2010. Effect of different bonding strategies on adhesion to deep and superficial permanent dentin. *European journal of dentistry*. 4(02):110-117.
- Penn R. 1986. Recording dilatometer for measuring polymerization shrinkage. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2:78-79.
- Perdigao J, Anauate-Netto C, Carmo A, Hodges J, Cordeiro H, Lewgoy H, 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)*. 35:777-784.
- Petersen PE, Bourgeois D, Ogawa H, Estupinan-Day S, Ndiaye C. 2005. The global burden of oral diseases and risks to oral health. *Bull World Health Organ*. 83(9):661-669.
- Peutzfeldt A. 1997. Resin composites in dentistry: The monomer systems. *European journal of oral sciences*. 105(2):97-116.
- Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. 1999. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 48(5):675-681.
- Polydorou O, König A, Hellwig E, Kümmerer K. 2009. Long-term release of monomers from modern dental-composite materials. *European journal of oral sciences*. 117(1):68-75.
- Price R, Ferracane J, Shortall A. 2015. Light-curing units: A review of what we need to know. *Journal of dental research*. 94(9):1179-1186.
- Price RB, Derand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. 2000. Effect of distance on the power density from two light guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 12(6):320-327.
- Price RB, Felix CA. 2009. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515 nm on the micro-hardness of resin composites. *Dental Materials*. 25(7):899-908.
- Price RBT. 2017. Light curing in dentistry. *Dent Clin North Am*. 61(4):751-778.
- Puckett AD, Smith R. 1992. Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. *The Journal of prosthetic dentistry*. 68(1):56-58.
- Rees J, Jacobsen P. 1989. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dental Materials*. 5(1):41-44.
- Richter J. 2018. In vitro-untersuchung der aufbereitungsqualität reziproker und rotierender wurzelkanalaufbereitungsinstrumente im mikro-ct. *Imu*.
- Ritter A, Boushell L, Walter R. 2015. *Art and science of operative dentistry*. St. Louis, MO.

- Rizzante FA, Sedky RA, Furuse AY, Teich S, Ishikiriama SK, Mendonça G. 2020. Validation of a method of quantifying 3d leakage in dental restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 123(6):839-844.
- Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. 2011. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. Conventionally layered resin composite. *Journal of dentistry*. 39(10):643-647.
- Rosatto CMP, Bicalho AA, Veríssimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. 2015. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of Dentistry*. 43(12):1519-1528.
- Rösch P, Chiang Y, Kunzelmann K. 2009. Quantification of local polymerisation shrinkage from 3d micro ct images of dental composites. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 4(Suppl 1):200-201.
- Rossi-Fedele G, Ahmed HMA. 2017. Assessment of root canal filling removal effectiveness using micro-computed tomography: A systematic review. *Journal of endodontics*. 43(4):520-526.
- Roulet JF, Salchow B, Wald M. 1991. Margin analysis of posterior composites in vivo. *Dental Materials*. 7(1):44-49.
- Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. 2017. Light curing in dentistry and clinical implications: A literature review. *Brazilian oral research*. 31.
- Rullmann I, Schattenberg A, Marx M, Willershausen B, Ernst C-P. 2012. Photoelastic determination of polymerization shrinkage stress in low-shrinkage resin composites. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. 122(4):294-299.
- Sakaguchi R, Sasik C, Bunczak M, Douglas WH. 1991. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *Journal of dentistry*. 19(5):312-316.
- Sampaio C, Chiu K, Farrokhmanesh E, Janal M, Puppini-Rontani R, Giannini M, Bonfante E, Coelho P, Hirata R. 2017a. Microcomputed tomography evaluation of polymerization shrinkage of class i flowable resin composite restorations. *Operative dentistry*. 42(1):E16-E23.
- Sampaio CS, Atria PJ, Rueggeberg FA, Yamaguchi S, Giannini M, Coelho PG, Hirata R, Puppini-Rontani RM. 2017b. Effect of blue and violet light on polymerization shrinkage vectors of a cq/tpo-containing composite. *Dental Materials*. 33(7):796-804.
- Sano H, Chowdhury AFMA, Saikaew P, Matsumoto M, Hoshika S, Yamauti M. 2020. The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *Japanese Dental Science Review*. 56(1):24-31.
- Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. 1995. Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer. *Operative dentistry*. 20(1):18-25.
- . Development of a collagen calcium-phosphate scaffold as a novel bone graft substitute. *Medicine Meets Engineering: Proceedings of the 2nd Conference on Applied Biomechanics*, Regensburg; 2008: IOS Press.

- Schardt J. 2016. Bema und goz—mit uns können sie rechnen! der junge zahnarzt. 7(3):52-53.
- Schenkel AB, Veitz-Keenan A. 2019. Dental cavity liners for class i and class ii resin-based composite restorations. Cochrane Database of Systematic Reviews. (3).
- Schindelin J, Arganda-Carreras I, Frise E, Kaynig V, Longair M, Pietzsch T, Preibisch S, Rueden C, Saalfeld S, Schmid B. 2012. Fiji: An open-source platform for biological-image analysis. *Nature methods*. 9(7):676-682.
- Schroeder W, Martin K, Lorensen B. 2006. The visualization toolkit 4th edition. An object-oriented approach to 3d graphics. Kitware. Inc Printed in Colombia.
- Shahidi C, Krejci I, Dietschi D. 2017. In vitro evaluation of marginal adaptation of direct class ii composite restorations made of different “low-shrinkage” systems. *Operative dentistry*. 42(3):273-283.
- Shokoohi S, Arefazar A, Khosrokhavar R. 2008. Silane coupling agents in polymer-based reinforced composites: A review. *Journal of Reinforced Plastics and Composites*. 27(5):473-485.
- Shortall A, El-Mahy W, Stewardson D, Addison O, Palin W. 2013. Initial fracture resistance and curing temperature rise of ten contemporary resin-based composites with increasing radiant exposure. *Journal of dentistry*. 41(5):455-463.
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. 2002. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 23(8):1819-1829.
- Smith DL, Schoonover I. 1953. Direct filling resins: Dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption. *The Journal of the American Dental Association*. 46(5):540-544.
- Sousa-Neto MDd, Silva-Sousa YC, Mazzi-Chaves JF, Carvalho KKT, Barbosa AFS, Versiani MA, Jacobs R, Leoni GB. 2018. Root canal preparation using micro-computed tomography analysis: A literature review. *Brazilian oral research*. 32.
- Stansbury JW. 2000. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 12(6):300-308.
- Stefanski S, van Dijken JW. 2012a. Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: A 2-year evaluation. *Clinical oral investigations*. 16(1):147-153.
- Stefanski S, van Dijken JWV. 2012b. Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: A 2-year evaluation. *Clinical oral investigations*. 16(1):147-153.
- Stephan RM. 1944. Intra-oral hydrogen-ion concentrations associated with dental caries activity. *Journal of dental research*. 23(4):257-266.
- Suliman A, Boyer D, Lakes R. 1993a. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dental Materials*. 9(1):6-10.
- Suliman A, Boyer D, Lakes R. 1993b. Interferometric measurements of cusp deformation of teeth restored with composites. *Journal of dental research*. 72(11):1532-1536.
- Sun J, Eidelman N, Lin-Gibson S. 2009. 3d mapping of polymerization shrinkage using x-ray micro-computed tomography to predict microleakage. *Dental Materials*. 25(3):314-320.

- Suzuki T, Kyoizumi H, Finger WJ, Kanehira M, Endo T, Utterodt A, Hisamitsu H, Komatsu M. 2009. Resistance of nanofill and nanohybrid resin composites to toothbrush abrasion with calcium carbonate slurry. *Dental materials journal*. 28(6):708-716.
- Taira M, Suzuki H, Toyooka H, Yamaki M. 1994. Refractive index of inorganic fillers in seven visible-light-cured dental composite resins. *Journal of materials science letters*. 13(1):68-70.
- Takahashi R, Nikaido T, Tagami J, Hickel R, Kunzelmann K-H. 2012. Contemporary adhesives: Marginal adaptation and microtensile bond strength of class ii composite restorations. *American journal of dentistry*. 25(3):181.
- Takatsu T, Hosoda H. 1994. Microporous dentin zone beneath resinimpregnated layer. *Operative dentistry*. 19:59-64.
- 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.
- Tang C, Ahmed MH, Yao C, Mercelis B, Yoshihara K, Peumans M, Van Meerbeek B. 2023. Experimental two-step universal adhesives bond durably in a challenging high c-factor cavity model. *Dental Materials*. 39(1):70-85.
- Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. 2004. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dental Materials*. 20(6):535-542.
- Tauböck TT, Tarle Z, Marovic D, Attin T. 2015. Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: Effects on shrinkage force and monomer conversion. *Journal of Dentistry*. 43(11):1358-1364.
- Taylor M, Lynch E. 1992. Microleakage. *Journal of dentistry*. 20(1):3-10.
- Tee DI, Mariatti M, Azizan A, See CH, Chong KF. 2007. Effect of silane-based coupling agent on the properties of silver nanoparticles filled epoxy composites. *Composites Science and Technology*. 67(11):2584-2591.
- Thompson M, Thompson K, Swain M. 2010. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design: A literature review. *Australian dental journal*. 55(2):120-127.
- Turssi C, Ferracane J, Vogel K. 2005. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials*. 26(24):4932-4937.
- van Dijken JWV, Pallesen U. 2011. Clinical performance of a hybrid resin composite with and without an intermediate layer of flowable resin composite: A 7-year evaluation. *Dental Materials*. 27(2):150-156.
- van Dijken JWV, Wing KR, Ruyter IE. 1989. An evaluation of the radiopacity of composite restorative materials used in class i and class ii cavities. *Acta Odontologica Scandinavica*. 47(6):401-407.
- 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 Castele E, Depypere M, De Munck J, Li X, Maes F, Wevers M, Van Meerbeek B. 2015. 3d volumetric displacement and strain analysis of composite polymerization. *Dental Materials*. 31(4):453-461.
- Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. 2020. From buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives. A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. *Journal of Adhesive Dentistry*. 22(1):7-34.
- Vos T, Allen C, Arora M, Barber RM, Bhutta ZA, Brown A, Carter A, Casey DC, Charlson FJ, Chen AZ. 2016. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990–2015: A systematic analysis for the global burden of disease study 2015. *The lancet*. 388(10053):1545-1602.
- Walter RB. 2015. Sturdevant's art and science of operative dentistry. St. Louis.
- Wang R, Liu H, Wang Y. 2019. Different depth-related polymerization kinetics of dual-cure, bulk-fill composites. *Dental Materials*. 35(8):1095-1103.
- Wang Z, Chiang MY. 2016. Correlation between polymerization shrinkage stress and c-factor depends upon cavity compliance. *Dental materials*. 32(3):343-352.
- Watts D, Marouf A. 2000. Optimal specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials. *Dental Materials*. 16(6):447-451.
- Watts DC, Cash A. 1991. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: Methods development. *Dental Materials*. 7(4):281-287.
- Watts DC, Satterthwaite JD. 2008. Axial shrinkage-stress depends upon both c-factor and composite mass. *Dental Materials*. 24(1):1-8.
- Wilder Jr AD, May Jr KN, Bayne SC, Taylor DF, Leinfelder KF. 1999. Seventeen-year clinical study of ultraviolet-cured posterior composite class i and ii restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 11(3):135-142.
- 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.
- Yadav R, Kumar M. 2019. Dental restorative composite materials: A review. *Journal of oral biosciences*. 61(2):78-83.
- Yu XY, Davis EL, Joynt RB, Wiecekowski Jr G. 1992. Origination and progression of microleakage in a restoration with a smear layer--mediated dentinal bonding agent. *Quintessence International*. 23(8).

---

## 11 Danksagung

Ich möchte mich bei einigen Personen bedanken, die mich bei der Promotion unterstützt und diese überhaupt erst ermöglicht haben.

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

Herrn Prof. Dr. med. dent. Karl-Heinz Kunzelmann gilt mein Dank für seine wissenschaftliche und technische Beratung.

Herrn Prof. Dr. Peter Rösch für die hervorragende fachliche Hilfestellung zur rechnerischen Auswertung der untersuchten Komposite.

Bei Herrn Thomas Obermeier möchte ich mich für seine immer freundliche und kompetente Hilfe bei IT-Problemen bedanken.

Großer Dank gilt Frau Gisela Dachs und Frau Eva Köbele für Ihre außerordentliche Unterstützung bei der Arbeit im Labor. Von den Vorversuchen bis zu den letzten praktischen Arbeiten haben sie mir mit ihrer jahrelangen Erfahrung oft geholfen. Vielen Dank an Frau Gisela Dachs für das Fotografieren der Materialien und die abwechslungsreichen und persönlichen Gespräche.

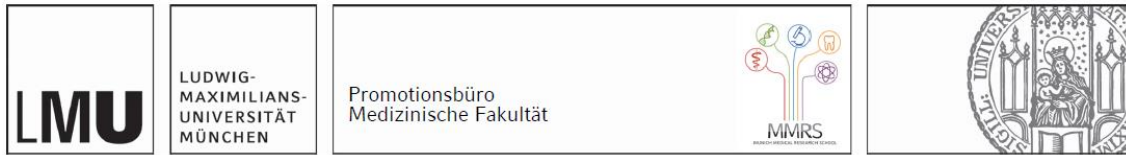
Danke an meine Eltern Barbara und Holm sowie meinen Bruder Tim, die mich während meiner Promotion stets unterstützt haben. Nach Abschluss der Versuche in München konnte ich in der elterlichen Praxis bereits viel klinische Erfahrung, besonders in Sachen Zahnerhalt und im Umgang mit Patienten, sammeln. In Verbindung mit der Promotion war dies mit Abstand die lehrreichste Zeit meines Lebens.

Ganz besonderer Dank gilt meinen Betreuern Frau PD Dr. med. dent. Dalia Kaisarly, Frau Prof. Dr. med. dent. Miriam Draenert und Herrn Prof. Dr. Moataz Elgezawi. Sie haben von Beginn an das Vorhaben mit Ihren wertvollen Ideen bereichert und ihre langjährige wissenschaftliche Erfahrung eingebracht. Stets wusste ich ein harmonisches und förderndes Team neben mir zu haben, mit dem es Freude gemacht hat die wissenschaftliche Arbeit voranzutreiben.

Frau PD Dr. med. dent. Dalia Kaisarly danke ich für ihr unermüdliches persönliches Engagement und die unkomplizierten Hilfestellungen. Mit Begeisterung denke ich an die gemeinsame Zeit der Vorversuche zurück, die durch wissenschaftliche Neugierde, Tatendrang und großen Erkenntnisgewinn geprägt waren.



## 12 Affidavit



### Eidesstattliche Versicherung

Reuver, Jan Nicolas

Name, Vorname

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

### **Schrumpfungsvektoren in dreiflächigen Kavitäten bei unterschiedlicher Applikation von Bulk-Fill Kompositen**

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

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

München, 22.11.2025

Jan Nicolas Reuver

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

---

## 13 Publikationsliste

09/2022 Vortrag PER-IADR Oral Health Research Congress, Marseille

“Shrinkage vectors in MOD-cavities with different applications of bulk-fill composites”, Abstract Nr. 0124

Dalia Kaisarly, Jan Reuver, Moataz El Gezawi, Peter Rösch, Karl-Heinz Kunzelmann, Miriam Draenert

09/2022 Vortrag PER-IADR Oral Health Research Congress, Marseille

“Data processing parameters influence the shrinkage vector evaluation of composites”, Abstract Nr. 0125

Dalia Kaisarly, Jan Reuver, Moataz El Gezawi, Peter Rösch, Karl-Heinz Kunzelmann, Miriam Draenert