

Aus der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde,  
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar

Direktor: Prof. Dr. M. Hannig

# **Marginale und interne Adaptation von aus- gedehnten Klasse-I-Restaurationen unter Verwendung von selbstadhäsiven Kompositen**

Eine *In-vitro*-Studie

*Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde*

**der Medizinischen Fakultät**

**der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES**

2025

vorgelegt von:

Jan Alexander Mende

geb. am: 02.05.1996 in Saarbrücken

Tag der Promotion: 01.08.2025

Dekan: Prof. Dr. Matthias Hannig

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Matthias Hannig

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Thomas Tschernig

*Widmung*

Für meine Familie

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>1</b>
1.1	Deutsche Zusammenfassung .....	1
1.2	Abstract.....	2
<b>2</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>4</b>
<b>3</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>5</b>
3.1	Dentale Adhäsivsysteme.....	5
3.1.1	Schmelz- und Dentinadhäsion .....	5
3.1.2	Aufbau klassischer Adhäsivsysteme.....	8
3.2	Komposite.....	11
3.2.1	Zusammensetzung der Komposite.....	11
3.2.2	Polymerisationsschrumpfung und Stress .....	13
3.2.3	Nanokomposite .....	14
3.3	Selbstadhäsive Füllungsmaterialien.....	16
3.3.1	Constic .....	16
3.3.2	Vertise™ Flow.....	17
3.3.3	Fusio™ Liquid Dentin .....	19
3.3.4	Surefil one™ .....	20
3.4	Fragestellung.....	22
<b>4</b>	<b>MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>24</b>
4.1	Studiendesign.....	24
4.2	Herstellung der Prüfkörper .....	25
4.2.1	Zahnauswahl und Kavitätenpräparation .....	25

4.2.2	Materialübersicht .....	28
4.2.3	Applikation der Füllungen .....	29
4.2.4	Zwischenlagerung der Zähne .....	34
4.3	Thermische Wechselbelastung .....	34
4.4	Mechanische Wechselbelastung .....	35
4.5	Interne Adaptation .....	37
4.6	Randanalyse .....	38
4.6.1	Quantitative Randanalyse der gelegten Füllungen .....	38
4.6.2	Analyse der internen Adaptation .....	43
4.6.3	Ergebnisauswertung und statistisches Verfahren.....	44
<b>5</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>45</b>
5.1	Analyse der marginalen Adaptation .....	45
5.1.1	Randanalyse nach der Füllungsapplikation $t_0$ .....	45
5.1.2	Randanalyse nach der thermischen Wechselbelastung $t_1$ .....	46
5.1.3	Randanalyse nach der mechanischen Wechselbelastung $t_2$ .....	47
5.1.4	Statistische Auswertung.....	48
5.2	Analyse der internen Adaptation .....	49
5.2.1	Randanalyse der schmelzbegrenzten Teilbereiche $t_3$ .....	49
5.2.2	Randanalyse der dentinbegrenzten Teilbereiche $t_3$ .....	50
5.2.3	Randanalyse im internen Gesamtbereich $t_3$ .....	51
5.2.4	Statistische Auswertung.....	52
<b>6</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>53</b>
6.1	Methodik.....	53
6.1.1	Auswahl der Zähne .....	53

6.1.2	Materialauswahl und Kavitätenpräparation .....	54
6.1.3	Lagerung und Versuchsaufbau .....	55
6.1.4	Mikroskopische Randanalyse .....	57
6.2	Ergebnisdiskussion .....	58
6.2.1	Marginale Adaptation .....	58
6.2.2	Interne Adaptation .....	66
6.3	Schlussfolgerung.....	73
<b>7</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>75</b>
<b>8</b>	<b>DANKSAGUNG.....</b>	<b>96</b>
<b>9</b>	<b>LEBENS LAUF .....</b>	<b>97</b>
<b>10</b>	<b>ANHANG.....</b>	<b>99</b>
10.1	Ergebnisse der Signifikanzprüfungen.....	99
10.2	Bilddokumentation der digitalmikroskopischen Randanalyse zum Zeitpunkt $t_0$ ..	101
10.3	Bilddokumentation der digitalmikroskopischen Randanalyse zum Zeitpunkt $t_1$ ..	107
10.4	Bilddokumentation der digitalmikroskopischen Randanalyse zum Zeitpunkt $t_2$ ..	113
10.5	Bilddokumentation der digitalmikroskopischen Randanalyse zum Zeitpunkt $t_3$ ..	118

# Abkürzungsverzeichnis

10-MDP / MDP .....	10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogen-Phosphat
4-META .....	4-Methacryloxyethyl-Trimellitic-Säure
alip. EDA.....	Aliphatisches Epoxydiacrylat
BAPED.....	N,N'-Bis-acrylamido-N,N'-diethyl-1,3-propandiamin
BHT .....	Butylhydroxytoluol
Bis-EMA .....	Ethoxyliertes Bisphenol-A-Dimethacrylat
Bis-GMA.....	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
BPO .....	Benzoylperoxid
CQ .....	Campherchinon
EBPADMA .....	Ethoxyliertes Bisphenol-A-Dimethacrylat
GPDM .....	Glycerol-Phosphat-Dimethacrylat
HEMA .....	2-Hydroxyethylmethacrylat
KPS.....	Kaliumpersulfat
MeHQ.....	4-Methoxyphenol
MOPOS .....	Modifiziertes Polysäure-System
PPD.....	Phenylpropandion
T-Butanol .....	Tertiärbutanol
TEGDMA.....	Triethylenglycol-Dimethacrylat
UDMA.....	Urethandimethacrylat

# 1 Zusammenfassung

## 1.1 Deutsche Zusammenfassung

In der vorliegenden *in-vitro*-Studie wurden drei selbstadhäsive Komposite (Constic, Fusio™, Vertise™ Flow) und ein selbstadhäsives Komposithybrid (Surefil one™) im Rahmen einer quantitativen Randanalyse ausgedehnter okklusaler Restaurationen mit dem Universalkomposit Tetric® EvoCeram (mit Adhäsivsystem) verglichen.

Im Rahmen der Untersuchungen wurden 48 extrahierte Molaren randomisiert auf 6 Gruppen (je 8 Zähne) aufgeteilt. Das Komposithybrid Surefil one™ umfasste hierbei zwei Gruppen (1a und 1b) mit zwei unterschiedlichen Materialchargen. An den Zähnen wurden ausgedehnte Klasse-I-Kavitäten präpariert und diese wurden entsprechend der jeweiligen Herstellerangaben mit den Kompositen restauriert.

Ziel der Untersuchung war der Vergleich der marginalen und internen Adaptation nach thermomechanischer Wechselbelastung zwischen den selbstadhäsiven Werkstoffen und dem klassischen Universalkomposit in ausgedehnten okklusalen Kavitäten.

Die Belastungsphase der Prüfkörper setzte sich aus einer separaten thermischen (5.000 Zyklen bei 5-55 °C) und mechanischen Wechselbelastung (100.000 Zyklen, 50 N, 1,2 Hz) zusammen. Im Anschluss wurden Sagittalschliffe aller Prüfkörper angefertigt. Die quantitative Randanalyse erfolgte mit einem Keyence Digitalmikroskop und wurde insgesamt viermal für alle Prüfkörper durchgeführt (vor der Belastungsphase, nach der thermischen Belastung, nach der mechanischen Belastung und nach dem Sagittalschliff).

Die Analyse der Ergebnisse ergab eine Normalverteilung der Daten (Shapiro-Wilk-Test). Die Varianzanalyse (two-way-ANOVA und Tukey's multiple comparison Test) ergab signifikante Unterschiede für alle Materialien in Relation zu den Ergebnissen von Surefil one™.

Die prozentualen Anteile spaltfreier Adaptation lagen für die selbstadhäsiven Komposite zu Beginn zwischen 97,4 % und 99,9 %, für Tetric® bei 98,7 % und für Surefil one™ bei 54,9 % (Gruppe 1a) bzw. 40,5 % (Gruppe 1b). Nach der thermomechanischen Wechselbelastung zeigten die selbstadhäsiven Komposite einen kontinuierlichen spaltfreien Randschluss zwischen 96,2 % und 97,6 %. Tetric® EvoCeram zeigte keine Veränderung und bei Surefil one™ betrug der prozentuale Anteil spaltfreier Adaptation nach dem Belastungstest 49,9 % (1a) bzw. 37,8 %

(1b). Die Analyse der Sagittalschliffe ergab eine interne spaltfreie Gesamtadaptation von 99,0 % (Fusio™), 96,9 % (Constic), 95,8 % (Vertise™ Flow), 87,6 % (Tetric® EvoCeram), 43,4 % (Surefil one™ 1a) und 19,9 % (Surefil one™ 1b).

Die vorliegenden *in-vitro* Ergebnisse zeigen, dass mit selbstadhäsiven fließfähigen Kompositen in belastungsintensiven Klasse-I-Kavitäten im Hinblick auf die marginale und interne Adaptation identische Ergebnisse erzielt werden können wie bei der Anwendung eines konventionellen Komposits. Das Komposithybrid Surefil one™ erreichte in der vorliegenden Studie hingegen signifikant schlechtere Endergebnisse und stellte keinen gleichwertigen und zuverlässigen Ersatz zu einem konventionellen Komposit dar.

## 1.2 Abstract

### **Marginal and internal adaptation of load-bearing class-I-restorations with self-adhesive composite resins**

#### ***An in-vitro-study***

The purpose of this *in-vitro*-study was the marginal adaptation of class-I-restorations placed by three self-adhesive composites (Constic, Fusio™, Vertise™ Flow) and one self-adhesive composite hybrid (Surefil one™) in comparison with the universal composite Tetric® EvoCeram (with universal adhesive system). In total 48 extracted upper and lower molars have been examined and randomly divided into six groups (with 8 teeth each). The composite hybrid Surefil one™ comprised two groups (1a and 1b) with two different material batches. Extended class-I-cavities have been prepared on each tooth and the respective materials were applied according to the manufacturer instructions.

The study aimed to compare the marginal and internal gap-free adaptation of the self-adhesive materials and the universal composite before, during and after thermomechanical loading cycles.

Thermocycling (5°C and 55°C; 5.000 cycles) and mechanical loading (100.000 cycles; 50N; 1,2Hz) were performed separately from each other. The marginal adaptation was examined before the loading cycles and after each loading step. Afterwards sagittal cross sections of each

test specimen have been prepared and analyzed for the internal adaptation. The marginal and internal adaptation were evaluated by digital microscopy (KEYENCE digital microscope).

The statistical analysis of the results revealed a normal distribution for all data (Shapiro-Wilk-test) and statistically significant differences for all tested materials in comparison with the composite hybrid Surefil one™ (two-way-ANOVA; Tukey's multiple comparison test).

At the enamel-enclosed margins the following percentage frequencies of gap-free margins were recorded during the initial marginal adaptation analysis: 97,4-99,9% (self-adhesive composites), 98,7% (Tetric® EvoCeram), 54,9% (Surefil one™ group 1a) and 40,5% (Surefil one™ group 1b).

After the thermomechanical loading cycles the following final results were recorded: 96,2-97,6% (self-adhesive composites), 98,7% (Tetric® EvoCeram), 49,9% (Surefil one™ group 1a) and 37,8% (Surefil one™ group 1b).

The analysis of the internal adaptation of all experimental groups showed 99,0% (Fusio™), 96,9% (Constic), 95,8% (Vertise™ Flow), 87,6% (Tetric® EvoCeram), 43,4% (Surefil one™ group 1a) and 19,9% (Surefil one™ group 1b) gap-free margins in the tested specimens.

The results of this *in-vitro*-study proved that self-adhesive composites are able to achieve a similar marginal and internal gap-free adaptation in extended and load-bearing class-I-restorations in comparison with a universal composite (with adhesive system). On the contrary the composite hybrid Surefil one™ showed significant differences in this study and cannot be recommended as an equal substitute to conventional resin composites in class-I-restorations.

## 2 Einleitung

In allen Bereichen der Gesellschaft werden Arbeitsprozesse und Werkstoffe stetig weiterentwickelt und optimiert, so auch in der Zahnmedizin. Es werden permanent neue Produkte auf den Markt gebracht, alte Materialien werden abgelöst oder weiter verbessert.

Aber sind diese Neuerungen immer von Vorteil? Eine wichtige Frage, die in der vorliegenden Studie beleuchtet wird. Im Zentrum der Thematik steht die restaurative Versorgung mit Kompositmaterialien. Sowohl das Komposit selbst, als auch die für den Verbund notwendigen Adhäsivsysteme wurden stetig weiterentwickelt. Neben All-in-One-Adhäsiven, die die Zahnvorbereitung deutlich vereinfachten, wurden auch selbstadhäsive Kompositmaterialien auf den Markt gebracht, die einen gänzlichen Wegfall der eigentlich unerlässlichen Vorbehandlung ermöglichen. Die Verknüpfung von Adhäsiv und Füllungsmaterial in einem Werkstoff ermöglicht eine zeitsparende und weniger techniksensitive Behandlung.

In der vorliegenden *in-vitro*-Studie wurden vier selbstadhäsiven Materialien (DMG Constic, Kerr Vertise™ Flow, Pentron Fusio™ und Sirona Surefil one™) und ein klassisches Komposit (Tetric® EvoCeram mit Adhese® Universal VivaPen) untersucht, um der Frage nachzukommen wie gut diese neuartigen Füllungsmaterialien tatsächlich sind. Können die selbstadhäsiven Füllungsmaterialien die konventionelle Adhäsivtechnik ersetzen und gleichwertige Ergebnisse liefern, oder ist ein gutes Adhäsivsystem nach wie vor unumgänglich?

Zur Veranschaulichung der Thematik werden zunächst die Adhäsivsysteme und klassischen Komposite betrachtet, ehe die selbstadhäsiven Komposite weiter ausgeführt werden.

## 3 Literaturübersicht

### 3.1 Dentale Adhäsivsysteme

In der Zahnmedizin sind Adhäsivsysteme ein wichtiger Bestandteil sowohl direkter als auch indirekter Restaurationen. Sie schaffen einen Verbund zwischen der Zahnschmelz und der Restauration, da harzbasierte Materialien (Mikro-, Nanohybridkomposite, Kompomere, Ormocere und Silorane) selbst keinen Verbund zu Schmelz und Dentin erzeugen können (Buonocore, 1955; Van Landuyt et al., 2007). Um eine stabile Verbindung zwischen der Zahnschmelz und der Restauration erzielen zu können, benötigt man eine feste Phase (aufnehmende Fläche), das Substrat und eine flüssige Phase, das Adhäsiv (Frankenberger et al., 2017). Die aufnehmende Phase verfügt hierbei neben einer möglichst großen Oberfläche über eine hohe Oberflächenenergie. Das Adhäsiv hingegen ist niedrigviskos und weist eine bevorzugt geringe Oberflächenspannung auf, die eine mikromechanische Retention ermöglicht (Frankenberger et al., 2017). Der Erfolg adhäsiver Restaurationen basiert hauptsächlich auf der mechanischen Widerstandsfähigkeit des Adhäsivs gegenüber der Polymerisationsschrumpfung und der langanhaltenden marginalen Adaption (Van Landuyt et al., 2007). Eine unzureichende Randedichtung ist der Hauptgrund für das Versagen adhäsiver Restaurationen. Sie führt zu Randverfärbungen, Sekundärkariesbildungen und abschließend zum Retentions- bzw. Füllungsverlust (Gaengler et al., 2004; Opdam et al., 2004; Silva e Souza et al., 2010).

#### 3.1.1 Schmelz- und Dentinadhäsion

Die Entwicklung der Adhäsivsysteme lässt sich bis in die 1950er Jahre zurückverfolgen. So befasste sich Buonocore bereits 1954 mit vier Möglichkeiten um einen starken Verbund zwischen Zahnschmelz und Füllungsmaterial zu erzeugen:

- 1) Die Entwicklung neuer harzbasierter Materialien mit adhäsiven Eigenschaften;
- 2) Die Modifikation adhäsiver Eigenschaften bereits bestehender Materialien;
- 3) Die Benutzung adhäsiver Beschichtungen zwischen der Zahnschmelz und dem Füllungsmaterial;

4) Die Oberflächenmodifikation der Zahnschmelzsubstanz durch die chemische Vorbehandlung.

Im Zentrum seiner Forschung stand letztgenannter Punkt, basierend auf der bereits industriell eingesetzten Phosphorsäureätzung von Metalloberflächen, um eine bessere Adhäsion von Farb- und Harzbeschichtungen zu erhalten (Buonocore, 1955).

***Schmelzadhäsion***

Die von Buonocore durchgeführte Studie schaffte die Basis für den Schmelzverbund. Der Zahnschmelz besteht zu ca. 96 Gew.-% aus anorganischem, jedoch säurelöslichem Hydroxylapatit, zu ca. 3 Gew.-% aus Wasser und ca. 1 Gew.-% aus organischen Bestandteilen. Die Verteilung organischer Bestandteile ist hierbei jedoch nicht homogen. Die größten Anteile finden sich in der inneren Schmelzschicht, zwischen den Schmelzprismen und in der interprismatischen Substanz (Duverger et al., 2016). Die Phosphorsäureätzung der Schmelzoberfläche schafft durch das Herauslösen prismatischer und interprismatischer Substanzen eine retentive Oberflächenmorphologie, die die mikromechanische Verankerung von Kunststoffen begünstigt (Cardoso et al., 2011; Frankenberger et al., 2017; Frankenberger & Tay, 2005; Garcia-Godoy et al., 2010). Durch die Anätzung werden 10 µm der Schmelzoberfläche irreversibel abgetragen und eine Rautiefe von bis zu 50 µm erzeugt (Frankenberger et al., 2017; Gwinnett, 1981). Das hierbei erzeugte Ätzmuster führt zu einer gesteigerten Oberflächenenergie und ermöglicht das Einfließen des niedrigviskosen Adhäsivs (Frankenberger et al., 2017). Die anschließende Polymerisation des Adhäsivs führt zu einer tiefgreifenden Verzahnung (engl.: „resin tags“) in der Schmelzoberfläche (Van Meerbeek et al., 2003). Die ideale adhäsive Vorbehandlung des präparierten Zahnschmelzes sieht eine 30-sekündige Anätzung mit 37 %-iger Phosphorsäure vor (Frankenberger et al., 2017; Van Meerbeek, 2010; Van Meerbeek et al., 2003). Das hydrophobe Adhäsiv wird anschließend mit einem Pinsel in die Schmelzoberfläche einmassiert (Frankenberger et al., 2017).

***Dentinadhäsion***

Die Entwicklung funktioneller Dentinadhäsive gestaltete sich hingegen deutlich schwieriger. Eines der Hauptprobleme liegt diesbezüglich im heterogenen Aufbau des Dentins (Haller & Blunck, 2003; Hardan et al., 2021, 2023).

Im Vergleich zum Zahnschmelz beträgt der mineralisierte Anteil 50-70 Gew.-%. Der Gesamtanteil organischer Matrix beträgt 20-30 Gew.-% (davon ca. 90 % Kollagen) und bei den übrigen

10-20 Gew.-% handelt es sich um Wasser (Goldberg et al., 2011; Sofan et al., 2017). Ein wichtiges Strukturmerkmal des Dentins sind die Dentinkanälchen (Tubuli), die sich von der Pulpa bis hin zur Schmelz-Dentin-, bzw. Dentin-Zement-Grenze erstrecken. Sie beinhalten neben den Odontoblastenfortsätzen auch eine extrazelluläre Pulpaflüssigkeit, den Dentinliquor (Goldberg et al., 2011; Haller & Blunck, 2003). Diese hydrophilen Eigenschaften machen eine Infiltration hydrophober Adhäsive und Komposite zunächst unmöglich (Hardan et al., 2023).

Ein weiteres Problem resultiert aus der Bildung einer sogenannten Schmierschicht (engl.: „smear layer“) auf der Dentinoberfläche. Sie entsteht durch die mechanische Präparation der Zahnschmelzsubstanz und besteht überwiegend aus den Bestandteilen des Dentins (mineralisierte Kollagenmatrix sowie Reste der Odontoblastenfortsätze), Bakterien und Wasser und ist ca. 1 µm dick (Sofan et al., 2017; Violich & Chandler, 2010). Die Präsenz und Persistenz der Schmierschicht umfasst zwei Probleme:

- 1) Sie verhindert den direkten Verbund zwischen Adhäsivsystem und Dentin und bietet zudem keine Basis für einen indirekten Verbund, da die Adhäsion der Schmierschicht selbst an die Dentinoberfläche nur sehr gering ist (Frankenberger et al., 2017).
- 2) Sie unterliegt hydrolytischen Degradationsprozessen und verhindert somit auch bei guter Infiltration einen dauerhaft spaltfreien Verbund (Pashley et al., 1981).

Die Entfernung der Schmierschicht erfolgt durch die Ausweitung der zunächst selektiven Schmelzätzung auf das Dentin (Totalätztechnik, heute: Etch-and-Rinse-Technik) (Frankenberger et al., 2017; Haller & Blunck, 2003; Hanabusa et al., 2012). Darüber hinaus führt die Dentinätzung zur Demineralisierung und Freilegung der organischen Kollagenmatrix (Cardoso et al., 2011). Als Ideal wird eine Dentinkonditionierung von ca. 15 s mit 37 %-iger Phosphorsäure beschrieben. Der irreversible Dentinverlust beträgt hierbei 10 µm und die Demineralisierungstiefe 20 µm (Frankenberger et al., 2017). Eine längere Anätzung führt hingegen zu einer tieferen Kollagennetzwerkfreilegung, die nur unzureichend vom Adhäsivsystem durchdrungen werden kann (Frankenberger et al., 2017; Pioch et al., 1998).

Der Verbund zwischen hydrophiler Dentinoberfläche und hydrophobem Adhäsiv (Bonding) folgt durch die Implementierung einer zusätzlichen Komponente, dem Primer. Dieser ist amphiphil und beinhaltet hydrophile funktionelle Monomere sowie organische Lösungsmittel (Acetone, Ethanol und Wasser), die ein Durchdringen des ebenfalls hydrophilen

Kollagennetzwerks ermöglichen und eine Verbundbasis schaffen (Cardoso et al., 2011; Silva e Souza et al., 2010). Das hydrophobe Adhäsiv kann anschließend in die Dentinoberfläche infiltrieren. Die abschließende Polymerisation führt zu einer tiefgreifenden Verzahnung (engl.: „resin tags“) und bietet wiederum die Grundlage für die mikromechanische Retention der Kompositrestauration (Cardoso et al., 2011). Dieser Prozess wird auch als Dentinhybridisierung bezeichnet, da es zur Ausbildung einer Hybridschicht (engl.: „hybrid layer“) kommt (Hardan et al., 2023). Diese Zwischenschicht setzt sich aus Kollagen und Hydroxylapatit sowie den Monomeren und Lösungsmitteln zusammen (Iliev et al., 2021).

Neuere Adhäsivsysteme erlauben die Verwendung von Self-Etch-Primern und machen eine separate Dentinanätzung hinfällig. Da im Vergleich zur Etch-and-Rinse-Technik jedoch kein zusätzliches Abspülen der Oberfläche erfolgt, werden Teile der Schmierschicht zusätzlich in die Hybridschicht integriert (Frankenberger et al., 2017).

### 3.1.2 Aufbau klassischer Adhäsivsysteme

Wie bereits in den beiden vorangegangenen Kapiteln beschrieben, benötigen Adhäsivsysteme drei Komponenten um einen stabilen Verbund zwischen der Zahnschubstanz und der Restauration erzeugen zu können:

- 1) Ätzmittel
- 2) Primer
- 3) Adhäsiv

#### ***Ätzmittel***

Zur Anätzung wird die Verwendung von Phosphorsäure (35-37 %) empfohlen. Diese wird nach ihrer Einwirkzeit (Schmelz: 30 s, Dentin: 15 s) mit Wasser abgesprüht (Buonocore, 1955; Sofan et al., 2017). Die Anätzung der Zahnschubstanz wird auch als Konditionierung bezeichnet (Frankenberger et al., 2017). Hierbei ist eine gemeinsame Anätzung von Schmelz und Dentin (Total-Etch-Technik) aber auch eine separate Schmelzanätzung (selektive Schmelzätzung) möglich (Frankenberger et al., 2017). In modernen selbstätzenden Adhäsivsystemen macht die Modifikation der Monomere mittels saurer Phosphat- oder Carboxylatgruppen ein zusätzliches

Absprühen mit Wasser nicht mehr notwendig (Frankenberger et al., 2017; Haller & Blunck, 2003; Sofan et al., 2017).

### **Primer**

Der Primer besteht aus amphiphilen Molekülen sowie wasserlöslichen Lösungsmitteln und wird nach der Konditionierung auf die Dentinoberfläche aufgetragen (Sofan et al., 2017). Eines der wichtigsten und am weitesten verbreiteten Bestandteile ist das hydrophile HEMA-Monomer (Nakabayashi & Saimi, 1996; Nakabayashi & Takarada, 1992). Die reaktiven Anteile (-OH und -COOH Gruppen) interagieren hierbei mit den Kollagenfasern der Dentinoberfläche, wohingegen die Methacrylatgruppen den Verbund zum Adhäsiv ermöglichen (Nakabayashi & Takarada, 1992; Pimentel de Oliveira et al., 2022; Russell, 2022; Van Landuyt et al., 2008). Ein Hauptproblem der hydrophilen Eigenschaften liegt jedoch in der Absorption von Wasser sowohl vor als auch nach der Polymerisation (Van Landuyt et al., 2007). Vor der Polymerisation resultiert die Wasseraufnahme in einer zusätzlichen Verdünnung des Primers und folglich in einer Hemmung der Polymerisationsreaktion (Jacobsen & Söderholm, 1995; Paul et al., 1999). Nach der Vernetzung begünstigt die Präsenz von wassergefüllten Bereichen in der Hybridschicht die Hydrolyse des Polymernetzwerks und eine Degradation der Schicht. Eine Schwächung der Dentinadhäsion ist die Folge (Silva e Souza et al., 2010; Tay & Pashley, 2003). Moderne Two-Step-Adhäsivsysteme machen die techniksensitive separate Dentinvorbereitung nicht mehr notwendig. Hierbei ist entweder der Primer selbst sauer und dient zur Anätzung der Zahnschmelz, oder Primer und Bonding werden nach der separaten Anätzung gemeinsam auf Schmelz und Dentin aufgetragen (Silva e Souza et al., 2010). Zu den Bestandteilen von sauren Primern zählen modifizierte Monomere (10-MDP, GPDM, 4-META, HEMA-Phosphat oder di-HEMA-Phosphat) (Alkattan et al., 2021; Van Landuyt et al., 2007). In Primer-Bonding Kombinationen wird ein Teil der stark hydrophilen HEMA-Monomere mit UDMA- oder TEGDMA-Monomeren ersetzt, um die Wasseraufnahme und die daraus resultierenden Komplikationen zu vermindern (Tay et al., 2002; Van Landuyt et al., 2007).

Ein weiterer essentieller Bestandteil von Primern sind Lösungsmittel (engl.: „solvents“). Zu ihnen zählen Wasser, Ethanol und Aceton. Sie fungieren als Monomer-Vehikel und erlauben eine Verteilung der Monomere, womit sie zu den niedrigviskosen Eigenschaften des Primers beitragen (Ekambaram et al., 2015; Lins et al., 2020; Silva e Souza et al., 2010; Van Landuyt et al., 2007). Zusätzlich verdrängen die Lösungsmittel Wasser aus dem Kollagenetzwerk und erlauben eine Diffusion der Monomere in die demineralisierte Dentinoberfläche (Irmak et al., 2016).

Aceton-basierende Lösungsmittel eignen sich besonders gut für die „wet-bonding“ Technik. Hierbei wird die Dentinoberfläche nach der Konditionierung nur angetrocknet und feucht belassen (Ayar, 2016). Das Aceton ist durch seinen hohen Dampfdruck in der Lage, überschüssiges Wasser aus dem Kollagenetzwerk zu verdrängen und dieses zu stabilisieren (Irmak et al., 2016; Silva e Souza et al., 2010).

Ethanol und Wasser-basierende Systeme verdrängen durch Ihren niedrigeren Dampfdruck weniger Wasser, zeigen jedoch bessere Ergebnisse in trockenem Dentin, da sie im Vergleich zu Aceton eine Reexpansion des kollabierten Kollagenetzwerks ermöglichen (Pashley et al., 2002).

Wasser allein ist nicht als Lösungsmittel geeignet, da es einen sehr niedrigen Dampfdruck besitzt und somit nur langsam verdrängt wird (Sofan et al., 2017). Dies hemmt wiederum die Polymerisationsreaktion der Primer-Monomere und führt zu einem Wassereinschluss in die Hybridschicht (Ayar, 2016). Darüber hinaus führt die schlechte Mischbarkeit der Monomere in Wasser zu einer Phasenseparation der hydrophoben Bestandteile (Spencer & Wang, 2002).

In neueren Adhäsivsystemen (Bsp.: Prime&Bond® XP, Dentsply Sirona) wurden die konventionellen Lösungsmittel durch T-Butanol ersetzt. In einer Studie von Irmak *et al.* (2016) erreichte ein Adhäsivsystem mit T-Butanol (XP Bond, Dentsply DeTrey) eine höhere Scherhaftung als Ethanol- und Aceton-basierende Adhäsivsysteme.

### ***Adhäsiv***

Die Applikation des Adhäsivs (Bonding) stellt den letzten Schritt der adhäsiven Zahnvorbereitung dar (Sofan et al., 2017). Zentraler Bestandteil sind wiederum Monomere (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA), die nach der Polymerisation ein stabiles Netzwerk formen und zu einer Verzahnung in den vorbehandelten Schmelz- und Dentinoberflächen führen (Frankenberger et al., 2017; Van Landuyt et al., 2007). Der Verbund zwischen Adhäsiv und Komposit basiert auf der Co-Polymerisation der Doppelbindungen (-C=C-) zwischen den jeweiligen Monomeren (Van Landuyt et al., 2007).

Zu den weiteren Bestandteilen zählen Photo-Initiatoren (CQ, PPD) und Inhibitoren (BHT, MeHQ). In modernen Adhäsivsystemen sind ebenso Nano-Füller < 20 nm enthalten. Ein Anteil von > 1 Gew.-% führt jedoch zu einer signifikanten Verschlechterung der Mikrozugfestigkeit des Adhäsivs (J.-S. Kim et al., 2005).

## 3.2 Komposite

Komposite sind plastische Verbundwerkstoffe, die neben Amalgam und Glasionomern (GIZ) als Füllungsmaterial für zahnärztliche Behandlungen eingesetzt werden und für alle Kavitätenklassen zugelassen sind. Die Entwicklung moderner Komposite kann bis in die späten 1950er Jahre zurückverfolgt werden. Diesbezüglich lieferte Rafael L. Bowen die wichtigsten Ansätze. Er kombinierte Dimethacrylat (Epoxid- und Methacrylat-Gruppen) mit silanüberzogenen Quarzpartikeln und verbesserte die Eigenschaften zeitgenössischer „Komposite“ damit grundlegend (Bowen, 1963). Im Vergleich zu Amalgam (makromechanische Retention) und GIZ (chemische Retention) ist das Retentionsprinzip von Kompositen (mikromechanische Retention) etwas komplexer. Es wird ein zusätzliches Adhäsivsystem oder eine adhäsive Modifikation benötigt, um einen stabilen Verbund zur Zahnschmelze gewährleisten zu können (s.a. Kapitel 3.1).

### 3.2.1 Zusammensetzung der Komposite

Moderne Komposite setzen sich aus drei Hauptkomponenten zusammen (Zhou et al., 2019):

- 1) Organische Matrix (20-30 Gew.-%)
- 2) Anorganische Füller/Füllkörper (70-80 Gew.-%)
- 3) Verbundphase

#### ***Organische Matrix***

Zentraler Bestandteil dieser Komponente sind Methacrylat-Monomere. Zu diesen zählen unter anderem Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, HEMA und Bis-EMA. Je nach Komposit und den gewünschten Eigenschaften werden unterschiedliche Monomere und Monomer-Kombinationen eingesetzt. Insbesondere eine möglichst geringe Polymerisationsschrumpfung, ein hoher Polymerisationsumwandlungsgrad und eine gute mechanische Resistenz stehen hierbei im Vordergrund (Pratap et al., 2019).

### ***Füllkörper***

Zu den klassischen Füllkörpern zählen Siliziumdioxid, Quarz, Glas und Keramik (Zimmerli et al., 2010). Durch die Zugabe von Füllerpartikeln können physikalische, mechanische und ästhetische Eigenschaften des Materials grundsätzlich verändert werden (Randolph et al., 2016). Mit einem höheren Füllkörperanteil können die Polymerisationsschrumpfung, der Ausdehnungskoeffizient und die Wasseraufnahme reduziert werden. Druckfestigkeit, Zugfestigkeit, Elastizitätsmodul (E-Modul) und die Verschleißfestigkeit werden hingegen erhöht (K.-H. Kim et al., 2002). Die Compositeigenschaften sind jedoch nicht nur vom prozentualen Anteil, sondern auch von der Charakteristik hinsichtlich Art und Größe der Füller abhängig (Elfakhri et al., 2022).

### ***Verbundphase***

Die letzte Hauptkomponente klassischer Composite ist für den Verbund zwischen der Komposit-Matrix und den Füllkörpern verantwortlich. Die Wechselwirkung zwischen beiden Bestandteilen wird über Silanisierungsmittel erreicht. Hierbei handelt es sich um bifunktionelle Organosilane (z.B. 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxisilan) mit einer Silanolgruppe an einem Ende und einem Methacrylsäurerest am anderen Ende (Ravi et al., 2013).

Der Verbund zwischen Matrix und Silan basiert auf der Additionspolymerisation der Methacrylat-Gruppen und der Matrix-Monomere. Die Silanolgruppen verbinden sich mit den Hydroxyl-Gruppen der Füllkörper (Kondensationsreaktion) (Ravi et al., 2013).

Die Verbindung der Matrix mit den Füllkörpern ist essentiell für die mechanischen Eigenschaften des Komposits (Ravi et al., 2013). Ein Problem der Silane besteht jedoch in der sauren Hydrolyse, die bereits in selbststützenden Adhäsivsystemen nachgewiesen werden konnte (Lung & Matinlinna, 2012; Yoshihara et al., 2016).

Zu den weiteren Bestandteilen klassischer Composite zählen Initiatorsysteme (z.B. CQ, PPD, BPO), die die Polymerisation der Matrix-Monomere beeinflussen. Durch das Beifügen von Katalysatoren, Stabilisatorsystemen, Inhibitoren und Pigmenten können weitere Materialeigenschaften (z.B. Farbe, Polymerisationsgeschwindigkeit, Fließfähigkeit) zusätzlich beeinflusst werden (Zhou et al., 2019).

### 3.2.2 Polymerisationsschrumpfung und Stress

Die Polymerisationsschrumpfung beschreibt die volumetrische Kontraktion während des Abbindens und stellt eines der Hauptprobleme von Kompositmaterialien dar (Zhou et al., 2019).

Der Grund für die Schrumpfung ist die Vernetzung der Monomer-Moleküle. Die zunächst bestehenden Abstände (Van-der-Waals-Abstände) werden durch kovalente Bindungen zwischen den Monomeren ersetzt und das freie Volumen wird verringert. Die volumetrische Abnahme beträgt 1,5-5 % (Al Sunbul et al., 2016).

Während der Polymerisation durchläuft das Komposit drei Phasen: pre-gel Phase, gel-point und post-gel Phase (de Camargo et al., 2009). Die pre-gel Phase zu Beginn der Polymerisation ist durch überwiegend lineare Verkettungen der Matrix-Monomere gekennzeichnet. Das Material ist fließfähig und durch die Neuordnung der Monomer-Ketten kann die Polymerisationsschrumpfung in der Kavität zunächst kompensiert werden. Der Übergang in die visköse post-gel Phase wird als gel-point beschrieben. Es kommt zu Kreuzverkettungen der Monomere und das Material verliert seine Fließfähigkeit, wodurch es selbst nicht mehr für die volumetrische Kontraktion kompensieren kann (de Camargo et al., 2009). Es kommt zum Polymerisationsschrumpfstress im Randbereich der Restauration, da die Adhäsion des Komposits an der Zahnschmelze eine weitere Schrumpfung beeinträchtigt (Giachetti et al., 2006). Der Schrumpfstress wird jedoch nicht nur durch die volumetrische Schrumpfung des Komposits bestimmt, sondern auch von weiteren intrinsischen Materialeigenschaften (z.B. Aushärtungsgrad, E-Modul, Ausdehnungskoeffizient) beeinflusst (Braga et al., 2005).

Die Polymerisationsschrumpfung und der Schrumpfstress schwächen den Verbund zwischen der Zahnschmelze und der Restauration. Randspaltbildungen, Randverfärbungen, Sekundärkariesbildungen, postoperative Hypersensibilitäten und Restorationsbrüche sind mögliche Folgen (Tsujimoto et al., 2021; Zhou et al., 2019).

Ein wichtiger Aspekt in der Weiterentwicklung der Komposite ist die Eliminierung bzw. die Minimierung der Polymerisationsschrumpfung. Diesbezüglich gibt es eine Vielzahl von Lösungsansätzen:

- 1) Neuartige Monomere: Ein Beispiel hierfür sind Silorane. Es handelt sich um ringförmige Monomere und die Polymerisation basiert auf einer Ring-Öffnung. Son *et. al* (2014) konnten eine signifikant geringere Polymerisationsschrumpfung im Vergleich zu Methacrylat-basierenden Kompositen nachweisen.
- 2) Füllkörperanteil: Die Füllkörper unterlaufen keiner volumetrischen Kontraktion im Zuge der Polymerisation. Neben der Modifikation mechanischer Eigenschaften sowie der Verschleißfestigkeit, kann durch die Zugabe von Füllkörpern die Polymerisationsschrumpfung des Komposits reduziert werden (Munksgaard *et al.*, 1987).
- 3) C-Faktor: Der C-Faktor (engl.: „configuration factor“) beschreibt das Verhältnis aus ungebundenen und gebundenen Komposit-Flächen (Ilie *et al.*, 2007). Für eine Klasse-I-Kavität beträgt der C-Faktor 5 (Maximalwert), da fünf gebundene (mesiale, distale, pulpale, bukkale und orale) Flächen und nur eine ungebundene (okklusale) Fläche vorhanden sind. Mit einem hohen C-Faktor steigt auch die Höhe der Schrumpfkraft und der daraus resultierende Schrumpfstress (Feilzer *et al.*, 1987). Die Materialapplikation in Inkrementen bietet eine Lösung für dieses Problem. So zeigten Park *et al.* (2008), dass eine Restauration von MOD-Kavitäten mittels der Inkrement-Technik zu einer geringen Höckerdeformation führte, als bei der Bulk-Fill-Technik.
- 4) Alternative Lichthärtungstechniken: Hierzu zählen unter anderem die soft-start- und pulse-delay-Technik (Topa-Skwarczyńska & Ortyl, 2023). Ziel dieser neuen Techniken ist das hinauszögern des gel-point und damit die Verlängerung der pre-gel-Phase. So zeigten Lopes *et al.* (2008) eine effektive Reduktion der Polymerisationsschrumpfung und dem Schrumpfstress für die pulse-delay-Technik im Vergleich zur konventionellen Lichtpolymerisation.

### 3.2.3 Nanokomposite

Nanofüller-Komposite sind eine der modernsten Weiterentwicklungen der klassischen Komposite. Die Nanofüller haben eine Größe von 5-100 nm. Sie können sowohl einzeln als auch in größeren Agglomeraten (0,6-1,4  $\mu\text{m}$ ) in der Komposit-Matrix verteilt werden. Die Agglomerate werden auch als Nanocluster bezeichnet. Nanofüller-Komposite zeichnen sich durch eine gute Polierbarkeit und Oberflächenqualität aus. Die mechanischen und physikalischen Eigenschaften sowie die Verschleißfestigkeit sind vergleichbar mit etablierten Hybrid-Kompositen.

Die Einsatzgebiete umfassen sowohl ästhetische als auch belastungsintensive Restaurationen (Elfakhri et al., 2022; Mitra et al., 2003).

In diesem Abschnitt wird das Nanokomposit Tetric® EvoCeram (Ivoclar Vivadent) beschrieben, da es in der vorliegenden Studie als Kontrollgruppe für die Ergebnisse der selbstadhäsiven Komposite diente.

Tetric® EvoCeram ist laut Hersteller ein lichthärtendes, universelles Nanohybrid-Komposit. Zu den umfangreichen Anwendungsgebieten zählen:

- Milchzahnfüllungen
- Restaurationen der Klassen I-V
- Verblendungen verfärbter Frontzähne
- Verblockung gelockerter Zähne
- Erweiterte Fissurenversiegelungen an Molaren und Prämolaren
- Reparatur von Keramik- und Kompositverblendungen
- Aufbauten für InvisalignR®-Schienen

Die Komposit-Matrix beinhaltet Bis-GMA, UDMA und Bis-EMA. Zu den Füllkörpern zählen Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid ( $\text{YbF}_3$ ), Si-Zr-Mischoxide und Präpolymere. Der Füllkörperanteil beträgt 53-55 Vol.-% bzw. 75-76 Gew.-%. Die Partikelgröße liegt zwischen 40 nm und 3  $\mu\text{m}$ . Weitere Bestandteile sind Additive, Katalysatoren und Stabilisatoren sowie Pigmente (Ivoclar Vivadent Herstellerangabe).

Tetric® EvoCeram ist darüber hinaus auch in der Bulk-Fill-Variante Tetric® EvoCeram Bulk Fill erhältlich. In einer *in-vivo*-Studie von Hoffmann *et al.* (2021) traten keine signifikanten Unterschiede für beide Präparate im Hinblick auf die klinische Stabilität in Klasse-II-Kavitäten nach 24 Monaten auf.

### 3.3 Selbstadhäsive Füllungsmaterialien

Die stetige Weiterentwicklung der Adhäsivsysteme und Kompositmaterialien resultierte in der Markteinführung selbstadhäsiver Komposite. Diese benötigen im Vergleich zu klassischen Kompositen keine adhäsive Vorbereitung der Zahnschmelze. Die techniksensitiven und zeintensiven Schritte, die für einen stabilen Verbund zwischen Zahnschmelze und Füllungsmaterial notwendig sind, entfallen und das Komposit kann direkt nach der Zahnpräparation in die Kavität eingebracht und polymerisiert werden. Zu den in dieser Studie untersuchten Materialien zählen:

- 1) Constic (DMG, Hamburg, Deutschland)
- 2) Vertise™ Flow (Fa. Kerr, Scafati, Italien)
- 3) Fusio™ Liquid Dentin (Fa. Pentron Clinical, Orange, USA)
- 4) Surefil one™ (Dentsply Sirona Inc., Charlotte, USA)

#### 3.3.1 Constic

DMG Constic wird als selbstätzendes, selbstadhäsives, röntgenopakes, fließfähiges Komposit gelistet. Die Materialindikationen unterscheiden sich von denen eines klassischen Komposits (z.B. Tetric® EvoCeram), das in der Regel für alle Kavitätenklassen zugelassen ist. Zu den Anwendungsbereichen laut Hersteller zählen:

- Kleine Restaurationen der Klasse I und III
- Restaurationen der Klasse V
- Unterfüllung von Klasse I und II
- Fissurenversiegelungen
- Erweiterte Fissurenversiegelungen
- Reparaturen von Komposit-Restaurationen
- Modifikation von Provisorien und Langzeitprovisorien
- Ausblocken und Auffüllen von Unterschnitten in Kavitäten
- Kleine okklusale Milchzahnkavitäten

### ***Materialzusammensetzung und Haftmechanismus***

Die Komposit-Matrix setzt sich aus Bis-GMA, EBPADMA, alip. EDA, UDMA, HEMA, TEGDMA und **MDP** zusammen. Als Füllkörper dient Bariumglas mit einer Partikelgröße von 0,7-2,3 µm. Der Füllstoffgehalt beträgt 66 Gew.-% bzw. 43 Vol.-%. Zu den weiteren Bestandteilen zählen Pigmente, Additive und Katalysatoren (DMG Herstellerangabe).

Der Haftmechanismus von Constic basiert auf dem von Kuraray entwickelten und patentierten funktionellen MDP-Monomer (Tauböck et al., 2019). Dieses setzt sich aus drei Gruppen zusammen. Die endständige Doppelbindungsgruppe dient der Polymersiation. Die hydrophobe Alkyl-Gruppe hält das empfindliche Gleichgewicht zwischen hydrophilen und hydrophoben Eigenschaften aufrecht. Die hydrophile Phosphatgruppe sorgt für die Demineralisierung und den chemischen Verbund an die Zahnschmelze (Kuraray, 2012). Diese resultiert aus der Ausbildung stabiler wasserunlöslicher MDP-Kalziumsalze (Carrilho et al., 2019). Darüber hinaus werden über Wasserstoffbrückenbindungen Kollagen-Phosphat-Komplexe im Dentin gebildet (Jin et al., 2022). Die Adhäsion basiert also nicht nur auf mikromechanischen Interaktionen, sondern zusätzlich auf direkten chemischen Verbindungen zwischen dem Material und der Zahnoberfläche (Carrilho et al., 2019). In einer Studie von Pimentel de Oliveira *et al.* (2022) konnten signifikant bessere Scherhaftwerte für Adhäsivsysteme mit 10-MDP im Vergleich zu HEMA-basierenden Adhäsiven nachgewiesen werden. Auch in Bezug auf eine langfristige Wasserlagerung zeigten MDP-basierende Adhäsivsysteme bessere Haftwerte als MDP-freie Adhäsive (Tsuchiya et al., 2016). Die Scherhaftfestigkeit von Constic zum Dentin beträgt 23 MPa und zum Schmelz 20 MPa (DMG Herstellerangabe).

### 3.3.2 Vertise™ Flow

Vertise™ Flow wird vom Hersteller als selbstklebendes, kaltlichtpolymerisierendes Dentalkomposit auf Harzbasis beschrieben. Die Indikationen überschneiden sich größtenteils mit den bereits für Constic genannten Punkten. Zu den Anwendungsgebieten laut Hersteller zählen:

- Kleine Restaurationen der Klasse I und II
- Unterfüllung von Klasse I und II
- Fissurenversiegelungen

- Ausfüllen von Unterschnitten
- Reparaturen von Schmelzdefekten
- Reparaturen von Keramikrestorationen
- Kleine okklusale Stumpfaufbauten in nicht belasteten Bereichen
- Behandlung inzisaler Abrasionen

### ***Materialzusammensetzung und Haftmechanismus***

Die Komposit-Matrix setzt sich aus **GPDM**, HEMA und MeHQ zusammen. Zu den Füllkörpern zählen Bariumglas, Zinkoxid (ZnO), Siliziumdioxid (SiO<sub>2</sub>), Ytterbiumtrifluorid (YbF<sub>3</sub>) und präpolymerisierte Partikel. Die durchschnittliche Partikelgröße beträgt 1 µm und der Fülleranteil wird mit 70 Gew.-% beziffert. Die Materialzusammensetzung und Eigenschaften orientieren sich an OptiBond™, ein vom Hersteller entwickeltes und ebenso separat erhältliches Self-Etch-Adhäsiv. Kerr beschreibt Vertise™ Flow als erstes fließfähiges Komposit mit integriertem OptiBond™ (Herstellerangabe Kerr).

Die Haftung basiert auf dem funktionellen GPDM-Monomer. Es besteht aus einer Phosphatgruppe und zwei Methacrylatgruppen. Die saure Phosphatgruppe sorgt für die Anätzung der Zahnschmelz und schafft eine mikrorretentive Oberfläche. In ihrer dissoziierten Form ist sie zusätzlich in der Lage chemische Verbindungen mit den Kalziumionen einzugehen. Die beiden Methacrylatgruppen verbinden sich während der Polymerisationsreaktion mit den Matrix-Monomeren und formen ein stabiles Netzwerk (Frankenberger et al., 2017). Eine Studie von Yoshihara *et al.* (2018) zeigte jedoch, dass die chemischen Verbindungen zwischen den GPDM-Monomeren und den Kalziumionen im Dentin deutlich schwächer ausfallen als bei der Verwendung von MDP-Monomeren. Im Zahnschmelz wurde hingegen, bedingt durch den niedrigen pH-Wert (1,6) und die daraus resultierende stärker ausgeprägte mikrorretentive Oberfläche, ein deutlich besserer Verbund für GPDM-basierende Self-Etch-Adhäsive nachgewiesen (Han et al., 2020). Die direkte chemische Verbindung spielt hier eine untergeordnete Rolle.

Die Hauptprobleme bestehen in den hydrophilen Eigenschaften des GPDM-Monomers. Auch wenn die Hydrophilie notwendig für die Dentinbenetzung ist, konnte für Vertise™ Flow die höchste Wasseraufnahme im Vergleich zu klassischen Kompositen nachgewiesen werden (Wei et al., 2011). Die Hydrophilie kann aber auch als Vorteil gesehen werden. Das gute Randverhalten von Vertise™ Flow kann auf den Ausgleich der Polymerisationsschrumpfung durch die Wasseraufnahme und hygroskopische Expansion zurückgeführt werden (Frankenberger et al.,

2017). Durch eine zusätzliche Vorbehandlung (z.B. Phosphorsäure-Ätzung, Laserbestrahlung) kann der Schmelzverbund weiter verbessert werden (Celik et al., 2015). Die Anätzung des Dentins führte hingegen zu einer Verschlechterung der Haftwerte (Frankenberger et al., 2017). In einer weiteren Studie wurde Vertise™ Flow zur Befestigung kieferorthopädischer Brackets verwendet. Nach der Wasserlagerung und thermischen Wechselbelastung konnte jedoch eine signifikante Abnahme der Scherhaftung nachgewiesen werden, was wiederum mit der Hydrophilie der Monomere zu erklären ist (Goracci et al., 2013).

### 3.3.3 Fusio™ Liquid Dentin

Fusio™ wird von Pentron als intraorales, selbstadhäsives, fließfähiges Komposit beschrieben. Zu den Anwendungsgebieten laut Hersteller zählen:

- Selbststützende Unterfüllung/Liner
- Restaurationen von kariösen Läsionen
- Kleine Restaurationen der Klasse I, III und V
- Versiegelung von Vertiefungen und Fissuren

#### ***Materialzusammensetzung und Haftmechanismus***

Die Füllkörper von Fusio™ bestehen aus Bariumglas und SiO<sub>2</sub> mit einer Partikelgröße von 40 nm bis 1,2 µm. Der Gesamtanteil anorganischer Füllerpartikel beträgt 65 Gew.-% bzw. 42 Vol.-%. Die Komposit-Matrix beinhaltet **4-META-**, Bis-GMA-, UDMA- und HEMA-Monomere (Pentron Herstellerangabe).

Die Haftung basiert auf dem 4-META-Monomer. Dieses wurde 1979 entwickelt und ist bereits Bestandteil zahlreicher Adhäsivsysteme (Chang et al., 2002). Das Molekül besteht aus einem hydrophoben aromatischen Ring und zwei sauren, hydrophilen Carboxylatgruppen (Amaral et al., 2016). Die Adhäsion entsteht durch direkte chemische Bindung zwischen den Carboxylatgruppen und den Kalziumionen und ähnelt dem Verbund von Glasionomermzement an der Zahnschubstanz (Frankenberger et al., 2017).

Es gibt insgesamt nur wenige Studien, die sich mit dem Material befassen. In einer Studie von Fu *et al.* (2013) erreichte Fusio™ eine Scherhaftung von 23,6 MPa (Dentin). Die

Scherfestigkeiten im Schmelz und Dentin sind für Fusio™ jedoch vergleichbar und durch den zusätzlichen Einsatz von Etch-and-Rinse-Adhäsivsystemen können die Haftwerte weiter verbessert werden (Sibai et al., 2022). Der direkte Vergleich zeigte aber auch, dass der Haftverbund von konventionellen Kompositen (mit Etch&Rinse-Adhäsivsystem) stabiler ist (Sachdeva et al., 2016; Sibai et al., 2022). Ein Problem besteht erneut in der hydrolytischen Degradation der Matrix-Monomere, die nach einer Wasserlagerung (180 Tage) nachgewiesen werden konnte (de Brito et al., 2019).

### 3.3.4 Surefil one™

Im Vergleich mit den bereits aufgeführten selbstadhäsiven Kompositen handelt es sich bei Surefil one™ nicht um ein klassisches Komposit. Dentsply Sirona beschreibt das Material als selbstadhäsives Komposithybrid und verbindet dies mit einer neuartigen Werkstoffklasse, die sich zwischen Kompositen und Glasionomern bewegt. Francois *et al.* (2020) beschreiben Surefil one™ als Weiterentwicklung der Resin-Modified Glasionomern. Auch die vom Hersteller angegebenen Materialeigenschaften stützen diese Einordnung. Hierzu zählen die Selbstadhäsion an Schmelz und Dentin, die Bulk-Fill-Applikation sowie die Fluoridabgabe und duale Aushärtung des Komposithybrids (Herstellerangabe Dentsply Sirona).

Zu den Anwendungsgebieten zählen die Kavitätenklassen I-V und Stumpfaufbauten. Im Vergleich zu den selbstadhäsiven Kompositen sind auch belastungsintensive Seitenzahnrestaurationen sowie schwierige Situationen (Risiko der Blut- und Speichelkontamination) indiziert.

#### ***Materialzusammensetzung und Haftmechanismus***

Auch die Materialzusammensetzung weicht von der eines klassischen Komposits ab. Da das Material in Kapseln ausgeliefert wird, besteht es zunächst aus zwei Phasen. Der flüssige Teil (Matrix) enthält Polysäuren, Vernetzer, Reaktivverdünner, Wasser, Initiatorsysteme und Stabilisatoren. Der feste Teil setzt sich aus reaktiven und nichtreaktiven Glasfüllern zusammen. Zu den Füllerpartikeln zählen Aluminium-Phosphor-Strontium-Natrium-Fluorosilikatglas, Ytterbiumtrifluorid und hochdisperses Siliziumdioxid. Der Füllkörperanteil beträgt 77 Gew.-% (Herstellerangabe Dentsply Sirona).

Zentraler Bestandteil ist eine vom Hersteller neu entwickelte, modifizierte Polysäure (**MOPOS**). Die Herstellung basiert auf einer von Sirona patentierten dreistufigen Synthese, beginnend mit der Polymerisation von tertiärem Butylacrylat mit einem amino-funktionalisierten Vinylether in einem organischen Lösungsmittel. Endprodukt ist zunächst eine aminofunktionalisierte mit tertiärem Butylester geschützte Polysäure. Die Aminogruppen werden anschließend in einer Reaktion mit Methacrylanhydrid in Methacrylamidgruppen umgewandelt. Nach der Entschützung der funktionellen Estergruppen unter sauren Bedingungen lässt sich MOPOS isolieren. Die neuartige Polysäure verknüpft die selbstadhäsiven Eigenschaften von Glasionomern mit der Vernetzbarkeit struktureller Monomere (Wissenschaftliches Kompendium Surefil one™).

Zu den Monomeren von Surefil one™ zählen **Acrylsäure** und **BAPED**. Die Acrylsäure erfüllt hierbei mehrere Funktionen. Einerseits trägt sie zum Lösen der Schmierschicht sowie der Anätzung von Schmelz und Dentin bei und dient als Reaktivverdünner. Andererseits beteiligt sich das Monomer am kovalenten Polymernetzwerk und an dem von den Kationen aus dem Füller gebildeten ionischen Netzwerk (Wissenschaftliches Kompendium Surefil one™).

BAPED ist ein spezielles, niedrigviskoses Bis-Acrylamid, das als Vernetzer dient. Es ist nicht anfällig für eine säurekatalysierte Hydrolyse und bleibt während der gesamten Haltbarkeit des Produkts stabil (Wissenschaftliches Kompendium Surefil one™).

Das Initiatorsystem setzt sich aus zwei Komponenten zusammen. Einem Photoinitiator (CQ), der durch Licht aktiviert wird und einem Selbsthärtungssystem (KPS), das erst nach dem Anmischen der Kapsel aktiviert wird. Die zusätzlich enthaltenen Co-Initiatoren (Reduktionsmittel) werden von beiden Härtungssystemen genutzt (Wissenschaftliches Kompendium Surefil one™).

Zu den weiteren Bestandteilen zählen Eisenoxid-, Bariumsulfat- und Mangan-Pigmente.

Laut Hersteller führt die Abbindereaktion zur Ausbildung eines kompositähnlichen dreidimensionalen Netzwerk bestehend aus den ionischen und kovalenten Teilnetzwerken. Die Haftung basiert sowohl auf der mikromechanischen Retention, als auch der chemischen Verbindung zwischen den Carboxyl-Gruppen (MOPOS) und der Acrylsäure zu den Kalziumionen (Hydroxylapatit) der Zahnschmelze (Rathke et al., 2022). In einer Studie von Frankenberger *et al.* (2020) zeigte das Material eine gute Bruchfestigkeit, akzeptable Verschleißfestigkeit und zufriedenstellende Randverhältnisse. In einer weiteren Studie erreichte Surefil one™ akzeptable klinische Ergebnisse nach einjähriger Belastung im Hinblick auf Klasse I, II und V

Restaurationen (Rathke et al., 2022). Im Dentin erreichte das Material eine Scherhaftfestigkeit von 20,9 MPa. Die zusätzliche Verwendung eines Universaladhäsivs (Self-Etch-Mode) führte zu einer weiteren Verbesserung der Haftwerte (Francois et al., 2020). Im Vergleich zu einem klassischen, lighthärtenden Bulk-Fill-Material (Filtek One) zeigte Surefil one™ jedoch eine signifikant schwächere Biegefestigkeit und Vickers-Härte. Die vergleichsweise geringe Biegefestigkeit kann mit der Ausbildung von Füllungsrisen erklärt werden, die ebenfalls in der Studie nachgewiesen wurden (Alzahrani et al., 2023a). Söderholm *et al.* (1984) beschreiben den gesteigerten osmotischen Druck an der Matrix-Füller-Grenzfläche, bedingt durch die hydrolytische Degradation und das Herauslösen von Ionen, als Ursache für die Rissbildungen. Die Lagerung in Wasser (30 Tage) führte jedoch zu keiner signifikanten Veränderung der Biegefestigkeit (Alzahrani et al., 2023a). Die Wasseraufnahme nach viermonatiger Lagerung war hingegen vergleichbar mit einem resin-modified Glasionomerzement (FUJI II LC) und höher als bei einem klassischen Bulk-Fill-Komposit (Filtek One) (Alzahrani et al., 2023b). In einer Vergleichsstudie mehrerer Bulk-Fill-Composite zeigte Surefil one™ sowohl vor als auch nach der thermischen Belastung die niedrigste Mikrozugfestigkeit (2,7 MPa / 0,0 MPa) in Klasse-I-Kavitäten mit hohem C-Faktor. Darüber hinaus kam es bei 96,7 % der Prüfkörper (Stäbchen) zu einem Versagen vor der Mikrozugfestigkeitsprüfung ( $\mu$ TBS-Test) (Eichler et al., 2024). Es finden sich keine unabhängigen Untersuchungen zur vom Hersteller angegebenen Fluoridabgabe.

### 3.4 Fragestellung

Es gibt aktuell nur wenige selbstadhäsive Füllungsmaterialien und eine relativ geringe Anzahl an Studien zu diesen. Wie bereits in den vorherigen Kapiteln beschrieben, befassen sich viele der Untersuchungen hauptsächlich mit den physikalischen und chemischen Eigenschaften der Füllungsmaterialien (Scherhaftfestigkeit, Mikrozugfestigkeit, Wassersorption, Hydrolyse, etc.). In diesen Studien wurden die Composite innerhalb des vom Hersteller definierten Indikationsspektrums verwendet.

Das Ziel der vorliegenden *in-vitro*-Untersuchung bestand hingegen darin, die marginale und interne Adaptation von okklusalen Restaurationen aus selbstadhäsiven Kompositen in ausgedehnten Klasse-I-Kavitäten mit einem herkömmlichen Komposit zu vergleichen. Die Anwendung im belastungsintensiven Seitenzahnbereich ist lediglich für Surefil one™ und Tetric®

EvoCeram indiziert. Constic, Fusio™ und Vertise™ Flow wurden bewusst über ihre Indikationen hinaus erprobt, um einen direkten Vergleich mit einem klassischen Komposit zu ermöglichen.

Die Studie wurde unter Verwendung der Methode der quantitativen Randalanalyse durchgeführt. Überprüft wurde diesbezüglich, ob nach Wasserlagerung, thermischer Wechselbelastung und Kausimulation ein spaltfreier Schmelz- bzw. Dentinverbund erreicht werden kann.

Die folgenden Fragestellungen standen dabei im Fokus:

- 1) Ist die marginale Adaptation von selbstadhäsiven Kompositen und einem klassischen Komposit (mit Adhäsivsystem) vergleichbar?
- 2) Welche Auswirkungen haben die thermische und mechanische Wechselbelastung auf die Randverhältnisse?
- 3) Unterscheidet sich die interne Adaptation von selbstadhäsiven Kompositen und einem klassischen Komposit?
- 4) Sind Unterschiede zwischen schmelz- und dentinbegrenzten Randbereichen innerhalb der jeweiligen Gruppen vorhanden?
- 5) Führt die Überschreitung der Herstellerindikationen zu einer Verschlechterung der Randverhältnisse und belastungsbedingten Restorationsverlusten sowie Restorationsbrüchen?

## 4 Material und Methode

### 4.1 Studiendesign

In der vorliegenden Studie wurden *in-vitro*-Belastungstests durchgeführt, um die langanhaltende Retention und marginale Adaptation selbstadhäsiver Komposite in Klasse-I-Kavitäten im Vergleich zu einem herkömmlichen Komposit zu untersuchen. Der Versuchsablauf wird im Folgenden skizziert (Abb. 1):

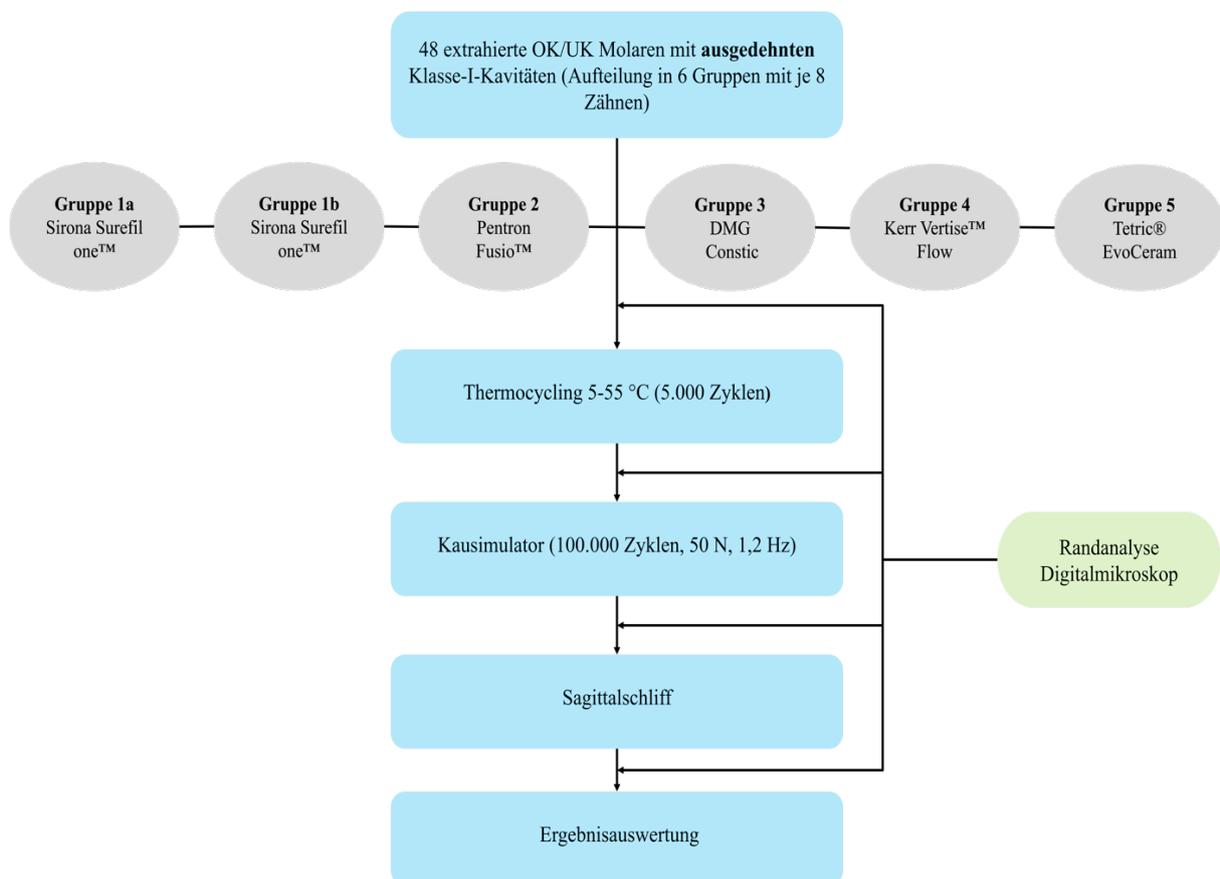


Abbildung 1: Chronologische Darstellung des Versuchsablaufs.

## 4.2 Herstellung der Prüfkörper

### 4.2.1 Zahnauswahl und Kavitätenpräparation

Bei den in der vorliegenden Studie verwendeten Zähnen handelte es sich um extrahierte Ober- und Unterkiefer Molaren der zweiten Dentition. Hierfür wurden 48 Zähne gesammelt, welche bei Raumtemperatur (21 °C) und Dunkelheit bis zur Kavitätenpräparation in 70 %iger Isopropanol Lösung gelagert wurden.

Folgende Auswahlkriterien wurden für die Zähne getroffen:

- Kariesfrei
- Keine vorhandenen Füllungen
- Minimale oder keine Beschädigung durch die Extraktion (sofern makroskopisch feststellbar)

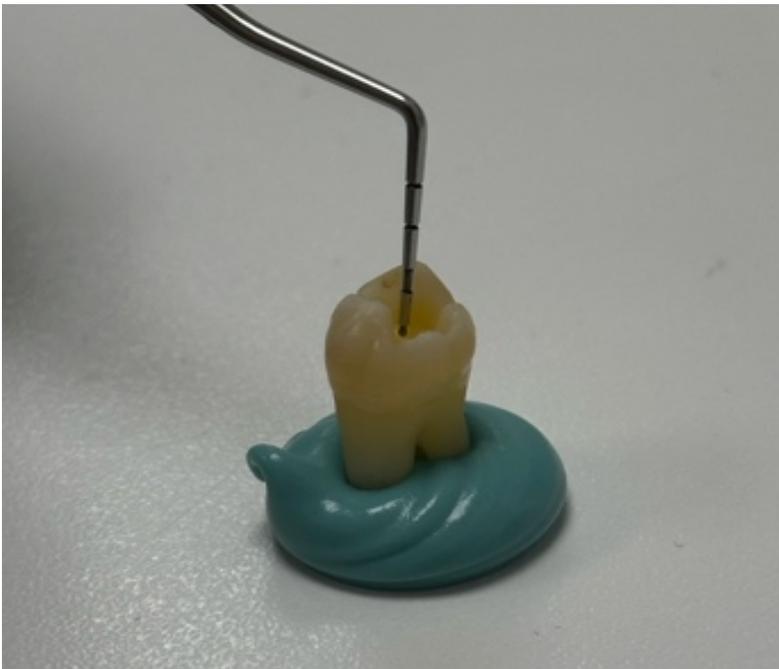
Insgesamt 46 der 48 Zähne waren sowohl karies- als auch füllungsfrei. An zwei Molaren wurden im Zuge der Kavitätenpräparation kleine kariöse Defekte festgestellt. Vor Versuchsbeginn wurden alle Zähne mit Wasserstoffperoxid-Lösung (3 %) gereinigt und Gewebsreste mit einer Pinzette und Kürette entfernt.

Im ersten Schritt erfolgte die okklusale Präparation der Zähne. Ziel war die Gestaltung einer ausgedehnten Klasse-I-Kavität mit einer korono-apikalen Tiefe von ca. 2,5 mm im Randbereich und ca. 1,5-2 mm im Fissurenbereich. Die Maße wurden mit einer WHO-Sonde kontrolliert (Abb. 2 und 3).

Sowohl die mesio-distalen als auch die vestibulo-oralen Ausmaße wurden nicht genormt und richteten sich nach der Morphologie und Größe des entsprechenden Zahnes. Pro Zahn wurde je eine Kavität präpariert. Im Falle von Oberkiefer-Molaren wurde die Crista transversa mitpräpariert.



**Abbildung 2:** *Beispielkavität an einem extrahierten OK-Molaren.*



**Abbildung 3:** *Kontrolle der Kavitätentiefe mit einer WHO-Sonde.*

Die Initialpräparation erfolgte zunächst bei 400.000 U/min unter Wasserkühlung mit Hilfe eines kugelförmigen Diamantschleifers (grobe Körnung) und einer Turbine (KAVO MASTER-torque LUX M9000LS) (Abb. 4). So wurde zunächst der Zahnschmelz durchbrochen und eine umfangreiche Kavität erschaffen.

Die weitere Finierung wurde mit Hilfe konischer und zylinderförmiger Diamantschleifer (mittlere und feine Körnung) bei 200.000 U/min und Wasserkühlung ausgeführt (KAVO Mastermatic LUX M25 L) (Abb. 4). Hierbei wurden sowohl die axialen, als auch die pulpalen Wände geglättet.

Die Dentinausarbeitung (Kariesexkavation) erfolgte mit Hilfe eines Rosenbohrers bei 20.000 U/min (KAVO Gentlepower LUX 20LP) ohne Wasserkühlung (Abb. 4).



**Abbildung 4:** Eine Auswahl von verwendeten Schleif- und Polierinstrumenten (v.l.n.r Diamantkugel, Diamantkonus (lang), Diamantkonus (kurz), Rosenbohrer, Arkansas (Flamme), Arkansas (Kugel), Occlusbrush).

Die Zähne wurden abschließend mit Wasser und Luft (Sirona Sprayvit L) gereinigt und nach dem Zufallsprinzip zunächst in 5 Gruppen à 8 Zähne unterteilt. Die Zusatzgruppe 1b (Sirona Surefil one™; 8 Prüfkörper) wurde nachträglich ergänzt.

## 4.2.2 Materialübersicht

Die verwendeten Füllungsmaterialien werden in der folgenden Tabelle (1) gelistet. Alle Materialien sind und waren während der Versuchsphase bereits frei auf dem Markt erhältlich (Abb. 5). Der Vertrieb von Surefil one™ wurde jedoch ohne nähere Angabe von Gründen im Jahr 2024 eingestellt und das Material ist aktuell nicht mehr erhältlich.

**Tabelle 1:** *Materialübersicht und Gruppierung*

<b>Material</b>	<b>Hersteller</b>	<b>Farbe</b>	<b>Lot-Nr.</b>	<b>Materialtyp</b>	<b>Gruppe</b>
<b>Surefil one™</b>	Dentsply Sirona	A3	2203000689	Selbstadhäsives Komposithybrid	1a
	Charlotte, NC, USA	A2	2010000176		1b
<b>Fusio™ Liquid Dentin</b>	Fa. Pentron Clinical  Orange, CA, USA	A3	8751813	Selbstadhäsives fließfähiges Komposit	2
<b>Constic</b>	DMG  Hamburg, Deutschland	A3	257827	Selbstadhäsives fließfähiges Komposit	3
<b>Vertise™ Flow</b>	Fa. Kerr  Scafati, Italien	A3	8516376	Selbstadhäsives fließfähiges Komposit	4

<b>Tetric® EvoCeram</b>	Ivoclar Vivadent AG  Schaan, Lichtenstein	A2	Z03XMX	Universelles Nanohybrid- Komposit	5
-----------------------------	---	----	--------	---	---



**Abbildung 5:** Lieferform der verwendeten Füllungsmaterialien. (v.l.n.r Tetric® EvoCeram, Surefil one™, Fusio™, Vetrise™ Flow, Constic)

#### 4.2.3 Applikation der Füllungen

Alle Zähne wurden innerhalb von 20 min nach der Präparation befüllt und die Kavitäten vorab gründlich mit Wasserspray (Sprayvit Sirona L) gereinigt sowie mit Luft getrocknet.

##### **Tetric® EvoCeram**

Das **universelle Nanohybrid-Komposit** Tetric® EvoCeram diente als Referenzmaterial. Im Vergleich zu den weiteren getesteten Materialien handelt es sich hierbei um ein herkömmliches,

universelles Komposit **ohne** selbstadhäsive und selbststützende Eigenschaften, das für alle Kavitätenklassen uneingeschränkt zugelassen ist. Tetric® EvoCeram ist in nahezu allen Schmelz- (A1-D3) und Dentinfarbtönen (A2D, A3,5D, A4D, B2D) erhältlich. Zusätzlich werden eine hochtransluzente Schneidefarbe (T) und vier Bleichtöne (XL, L, M, I) angeboten. Der Hersteller verspricht eine natürliche Farbanpassung (Chamäleon-Effekt). Die Materialapplikation erfolgte in der Inkrement-Technik. Ivoclar Vivadent empfiehlt die Verwendung eines Universaladhäsivs (z.B. Adhese® Universal VivaPen).

Die einzelnen Schritte beim Legen der Füllungen werden in der folgenden Tabelle (2) beschrieben.

**Tabelle 2:** Vorgehensweise bei der Applikation von Tetric® EvoCeram

<b>Ablauf</b>	<b>Hilfsmittel</b>
<b>1. Anätzen von Schmelz (30 s) und Dentin (15 s)</b>	Orbis Dental Phosphorsäureätzgel 37 %
<b>2. Absprühen (10-15 s) und Trocknen</b>	Sirona Sprayvit L
<b>3. Applikation und „Einmassieren“ des Haftvermittlers (ca. 20 s)</b>	Adhese® Universal VivaPen (LOT Z040BH) und Sirona Sprayvit L (Luft)
<b>4. Polymerisation (10 s)</b>	Woodpecker Dental LED.B Polymerisationslampe 1.000-1.600 mW/cm <sup>2</sup>
<b>5. Schichtweise Applikation (Inkrement-Technik) und Ausarbeitung (Anm.: Abhängig von der Kavität; 2-4 Schichten mit einer Schichtstärke von ca. 1,5–2 mm)</b>	Heidemann-Spatel, Komposit-Stopfer, Sonde, Mikrobürsten
<b>6. Polymerisation (20 s pro Schicht)</b>	Woodpecker Dental LED.B Polymerisationslampe 1.000-1.600 mW/cm <sup>2</sup>
<b>7. Finieren und Polieren</b>	Diamant (feine Körnung), Arkansas-Stein, Occlubrush  Mit KAVO Gentlepower LUX 20LP

**Vertise™ Flow, Constic, Fusio™ Liquid Dentin**

Die drei **selbstadhäsiven fließfähigen Komposite** können in einer Gruppe zusammengefasst werden. Neben dem Restaurationsablauf sind auch die Hauptindikationen für alle Materialien nahezu identisch (s.a. Kapitel 3.3). Die Füllungsmaterialien werden in Spritzenform ausgeliefert (je 2 Spritzen à 2 g, bzw. 2x1,8 g im Falle von Fusio™) (Abb.5). Alle Präparate beinhalten zusätzlich Pinsel bzw. Pinselspitzen sowie Luer-Lock Tips.

Vertise™ Flow ist in den Farbtönen A1, A2, A3, A3,5, B1, B2, XL, Translucent und Universal Opaque erhältlich. Das selbstadhäsive Komposit Constic ist in den Farben A1, A2, A3, A3,5, B1 und Opak-Weiß verfügbar. Die Farbauswahl von Fusio™ umfasst die vier Vita™-Farbtöne A1, A2, A3 und B1.

Das Legen der Füllungen entsprach dem von den Herstellern vorgegebenen Ablauf für kleine bzw. moderat große Füllungen. Die einzelnen Arbeitsschritte sind für alle selbstadhäsiven Komposite vergleichbar und können der Tabelle (3) entnommen werden.

**Tabelle 3:** Vorgehensweise bei der Applikation von Constic, Fusio™ und Vertise™ Flow

<b>Ablauf</b>	<b>Hilfsmittel</b>
<b>1. Materialapplikation (ca. 1 mm Schichtstärke)</b>	Füllungsspritze inklusive Luer-Lock Tips (für jeden Zahn gewechselt)
<b>2. Schmelz und Dentin mit dem Komposit einpinseln bzw. „einmassieren“</b>  <b>Vertise™ Flow: 20 s</b> <b>Fusio™ Liquid Dentin: 20 s</b> <b>Constic: 25 s</b>  <b>Finale Schichtstärke ca. 0,5 mm</b> <b>Materialüberschüsse entfernen</b>	Mitgelieferter Pinsel bzw. Pinselaufsatz (für jeden Zahn gewechselt)
<b>3. Polymerisation (20 s)</b>	Woodpecker Dental LED.B Polymerisationslampe 1.000-1.600 mW/cm <sup>2</sup>

<p><b>4. Schichtweise Applikation und Ausarbeitung (Inkrement-Technik)</b></p> <p><b>(Anm.: Abhängig von der Kavität; 2-5 Schichten mit einer Schichtstärke von ca. 1-2 mm)</b></p>	<p>Füllungsspritze inklusive Luer-Lock Tips, Sonde zum Verteilen des Materials</p>
<p><b>5. Polymerisation (20 s pro Schicht)</b></p>	<p>Woodpecker Dental LED.B Polymerisationslampe 1.000-1.600 mW/cm<sup>2</sup></p>
<p><b>6. Finieren und Polieren</b></p>	<p>Diamant (feine Körnung), Arkansas-Stein, Occlubrush</p> <p>Mit KAVO Gentlepower LUX 20LP</p>

***Surefil one™***

Surefil one™ von Dentsply Sirona ist im Vergleich zu den oben beschriebenen Werkstoffen kein reines Komposit, sondern ein selbstadhäsives **Komposithybrid**. Im Vergleich zu den selbstadhäsiven Kompositen wird es in vordosierten und luftdicht verpackten Kapseln geliefert, welche vor ihrer einmaligen Benutzung aktiviert werden müssen (Abb.5). Die Farbauswahl umfasst Bleach White, A1, A2, A3 und A3,5.

Neben der Hauptgruppe (1a) wurde nach Beginn der Testphase eine Zusatzgruppe (1b) in die Versuchsreihe integriert (Tab. 1). Die Zähne der Zusatzgruppe wurden mit einer neuen Materialcharge befüllt und dienten als zusätzliche Absicherung und Bestätigung der Ergebnisse der Hauptgruppe.

Das Legen der Füllungen war für beide Gruppen vergleichbar und wird wiederum in der folgenden Tabelle (4) beschrieben.

**Tabelle 4:** Vorgehensweise bei der Applikation von Surefil one™

Ablauf	Hilfsmittel
<p><b>1. Kapselaktivierung durch Eindrücken des roten Kolbens</b></p> <p><b>Beginn der „Working Time“: 01:30 min</b></p>	
<p><b>2. Anmischen mittels Kapselmischgerät (10 s) bei 4.600 Schwingungen/min</b></p>	SDI ultramat 2 (Seriennummer 129269)
<p><b>3. Einspannen in Kapsel-Extruder</b></p>	
<p><b>4. Materialapplikation in einem „Stück“ (Bulk-Fill-Technik)</b></p> <p><b>(Anm.: Das Material zunächst am Füllungsboden in alle Kavitätenbereiche einbringen, die Kapselspitze mit zunehmender Füllungshöhe anheben und die Kavität überfüllen)</b></p>	Kapsel-Extruder DeTrey Dentsply
<p><b>5. Ausarbeitung und Konturieren mittels Handinstrumenten</b></p> <p><b>(Anm.: Material in Richtung Kavitätenrand „ziehen“ und erste Überschüsse entfernen)</b></p> <p><b>Ende der „Working Time“- danach keine weitere Manipulation</b></p>	<p>Heidemann-Spatel, Komposit-Stopfer, Sonde, Pinzette und Wattekügelchen</p> <p>Anm.: Die Ausarbeitung der Zusatzgruppe 1b wurde auf ein Minimum beschränkt. Das Material wurde lediglich in die Kavität eingebracht und verteilt. Die Überschüsse wurden hauptsächlich im letzten Schritt (7.) nach der Polymerisation entfernt.</p>
<p><b>6. Polymerisation (20 s)</b></p>	Woodpecker Dental LED.B Polymerisationslampe 1.000-1.600 mW/cm <sup>2</sup>
<p><b>7. Finieren und Polieren</b></p>	<p>Diamant (feine Körnung), Arkansas-Stein, Occlubrush</p> <p>Mit KAVO Gentlepower LUX 20LP</p>

Wichtig für die korrekte Materialanwendung sind zudem die zeitlichen Vorgaben zur Verarbeitungs- und Abbindezeit. Die Verarbeitungszeit nach Aktivierung der Kapsel beträgt 90 s. OP-Licht und LED-Licht (z.B. Lupenbrillen) verkürzen die Verarbeitungszeit zusätzlich. Die Abbindezeit beträgt nach der Kapselaktivierung 6 min. Die Ausarbeitung und Entfernung von transparenten Matrizen ist erst nach der Lichtpolymerisation der Oberflächenschicht möglich. Metallmatrizen können laut Hersteller erst nach 6 min entfernt werden.

### 4.2.4 Zwischenlagerung der Zähne

Während der gesamten Versuchsdurchführung wurden die befüllten Zähne separat voneinander in ihren jeweiligen Gruppen in Leitungswasser bei Raumtemperatur (21 °C) und Dunkelheit gelagert. Die Entnahme der Zähne folgte jeweils im Zusammenhang mit den durchgeführten Versuchen, der mikroskopischen Analyse sowie dem regelmäßigen Austausch des Wassers (2-4 Wochen). Die Füllungen wurden nach dem Legen, nach der thermischen und nach der mechanischen Wechselbelastung einer quantitativen Randanalyse unterzogen (siehe Details unter 4.6).

## 4.3 Thermische Wechselbelastung

Nach der Füllungsapplikation und der ersten quantitativen Randanalyse folgte die thermische Wechselbelastung (Thermocycler V2.8, WILLYTEC Dental/ Nachfolger: SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland).

Alle restaurierten Zähne durchliefen hierbei insgesamt 5000 Zyklen bei Temperaturen zwischen 5 °C (Kaltbad) und 55 °C (Warmbad). Die Prüfkörper wurden hierbei in verschließbaren Sieben in einem Probenkorb gelagert und durch einen elektronisch gesteuerten Schwenkarm zwischen den beiden Becken bewegt. Die Abläufe folgten einem 30-10-30 s Rhythmus, wobei die jeweilige Eintauchphase in den Bädern 30 s und die dazwischenliegende Abtropfzeit 10 s betrug. Der Geräteaufbau und die einzelnen Komponenten können der Abbildung (6) entnommen werden.

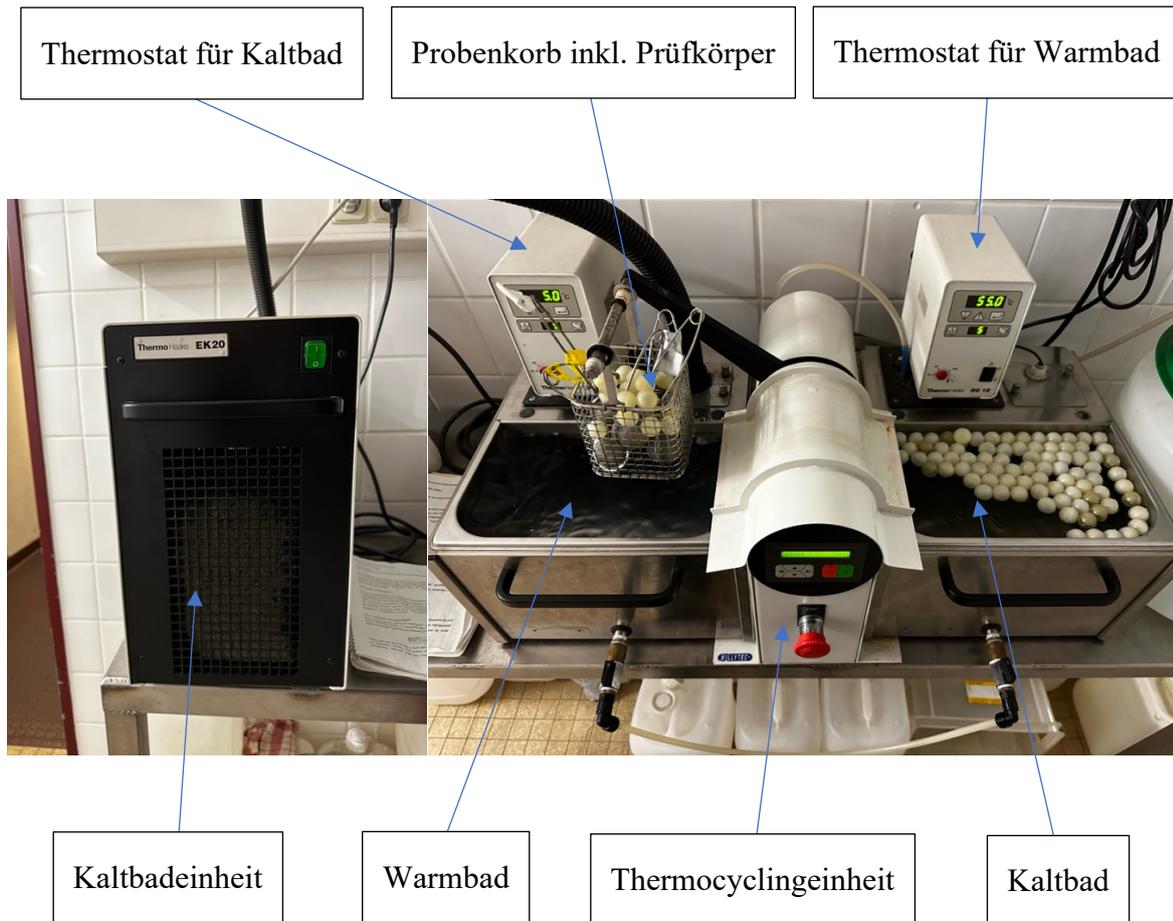


Abbildung 6: Aufbau WILLYTEC Thermocyclingeinheit.

#### 4.4 Mechanische Wechselbelastung

Anschließend wurden die Prüfkörper einer *in-vitro*-Kausimulation unterzogen. Zur Versuchsdurchführung wurde der Kausimulator CS-4.8 (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) verwendet (Abb. 7). Die Versuchsphase umfasste insgesamt 100.000 monotone Zyklen bei gleichbleibender Temperatur (20 °C). Die Krafteinwirkung betrug 50 N bei einer Frequenz von 1,2 Hz.

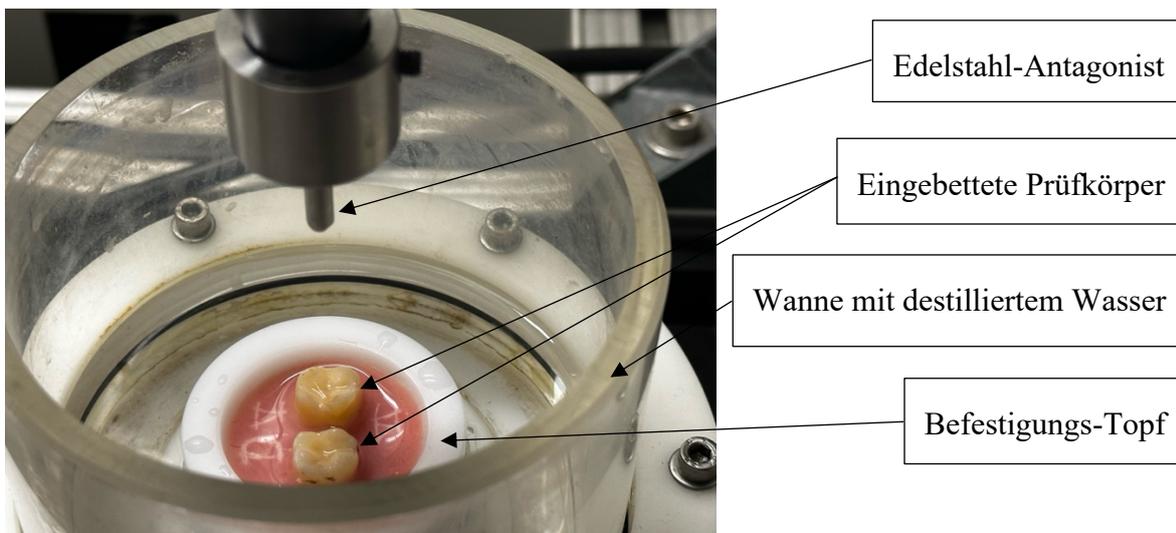
Zunächst wurden alle Zähne paarweise mit Pala-X-Press Prothesenkunststoff in speziellen Töpfen eingebettet und zusätzlich mit Schrauben befestigt.

Die Kunststoff-Töpfe mit den eingebetteten Prüfkörpern wurden wiederum mit Flügelschrauben in einzelnen mit destilliertem Wasser befüllten Wannen im Kausimulator fixiert und ausgerichtet. Die Zähne wurden so positioniert, dass die antagonistische Hauptbelastung im

Zentrum eines Zahnes bzw. der Füllung erfolgte. Als Antagonist diente ein Edelstahl-Bolzen (Abb. 8). Nach Beendigung der Kaubelastung wurden die Töpfe neu ausgerichtet und es erfolgte die Belastungsphase für den zweiten eingebetteten Prüfkörper.



**Abbildung 7:** Kausimulator CS-4.8 SD-Mechatronik mit Computereinheit.

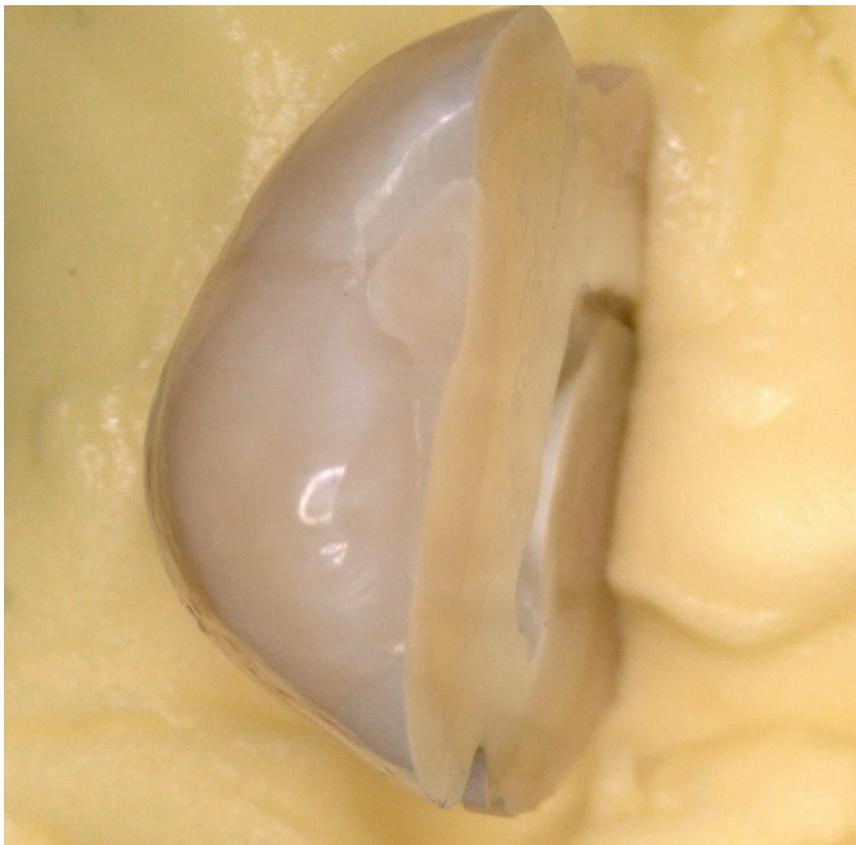


**Abbildung 8:** Befestigte und eingebettete Prüfkörper vor Versuchsbeginn.

## 4.5 Interne Adaptation

Nach Abschluss der thermischen und mechanischen Belastungstests (einschließlich der jeweils folgenden mikroskopischen Randanalyse) wurde die interne Adaptation der Füllungen untersucht. Hierfür wurde das Schleif- und Poliergerät Phoenix 3000 (Fa. Buehler, Leinfelden-Echterdingen, Deutschland) verwendet. Die entsprechenden Siliziumkarbid-Schleifpapiere CarbiMet™ (Fa. Buehler) hatten eine Körnung von 220, 360 und 600. Zum Polieren der Oberflächen wurde eine Körnung von 1000 bezogen. Die Rotationsgeschwindigkeit der Schleifteller betrug sowohl beim Beschleifen als auch beim Aufpolieren der Prüfkörper 350–400 U/min.

Unter Wasserkühlung wurden mesio-distale Querschnitte aller Zähne der jeweiligen Versuchsgruppen hergestellt (Abb. 9). Die Penetrationstiefe entsprach ca. 50 % des ursprünglichen Zahnes. In vereinzelt Fällen wurde auch tiefer in den Zahn geschliffen, um einen möglichst großen Kontaktbereich zwischen Zahnschmelze und Füllungsmaterial analysieren zu können.



**Abbildung 9:** Beispiel eines für die Querschnittsanalyse vorbereiteten Zahnes (hier: Pentron Fusio™ Prüfkörper Nr. 7).

## 4.6 Randanalyse

### 4.6.1 Quantitative Randanalyse der gelegten Füllungen

Die fertig ausgearbeiteten Prüfkörper wurden in ihren jeweiligen Gruppen mikroskopisch untersucht. Hierbei wurde das Digitalmikroskop VHX-5000 (Universal Lens 20- bis 200-fache Vergrößerung) der Firma Keyence (Neu-Isenburg, Deutschland) verwendet.

Die befüllten Zähne wurden mit Knetmasse in einer Petrischale befestigt und ausgerichtet, um einen uneingeschränkten Blick auf die okklusalen Kavitäten und Querschliffe zu gewährleisten.

Die Randanalyse, die dazugehörigen Messungen und Aufnahmen erfolgten in verschiedenen Vergrößerungsstufen. Die „3D shape measurement software Ver.1.00 VHX-H4M“ erlaubte hierbei die Übertragung und Auswertung der mit dem Mikroskop erfassten Bilder auf dem dazugehörigen Computer.

Für die Evaluierung der Füllungsänderungen wurden folgende Kriterien heranbezogen:

- Spaltfreier Randschluss Schmelz
- Spaltfreier Randschluss Dentin
- Randspalt ( $>1 \mu\text{m}$ ) Schmelz
- Randspalt ( $>1 \mu\text{m}$ ) Dentin
- Unsaubere Randbereiche (Artefakt, Überhang, Fremdkörper)

Die Befunde des Unterpunktes „unsaubere Randbereiche“ wurden je nach Beobachtung „spaltfreiem Randschluss“ oder „Randspalt“ zugeordnet, aber nicht weiter separat betrachtet und in den finalen Auswertungstabellen aufgelistet.

Veränderungen im Randbereich (z.B. Spaltvergrößerungen oder Neubildungen durch die Fraktur von Überhängen) wurden jedoch gekennzeichnet. Die Randqualität wurde bei maximal 200-facher Vergrößerung ausgewertet.

Die Randanalyse wurde viermal durchgeführt:

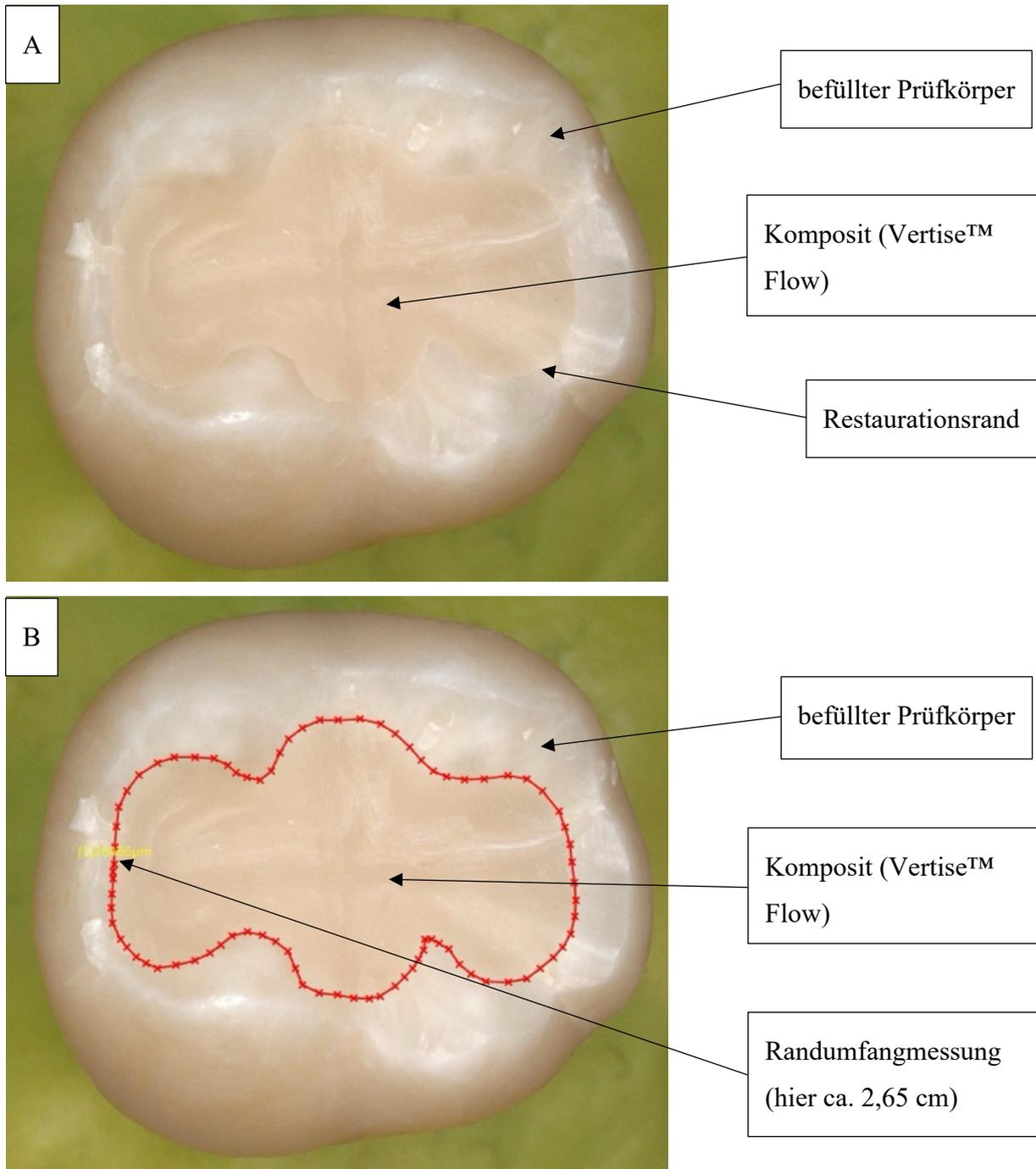
- Vor den Belastungen (Zeitpunkt  $t_0$ )
- Nach der thermischen Wechselbelastung (Zeitpunkt  $t_1$ )
- Nach der mechanischen Wechselbelastung (Zeitpunkt  $t_2$ )
- Querschnittsanalyse der internen Adaptation (Zeitpunkt  $t_3$ )

Der Ablauf der Analyse war zu allen gegebenen Zeitpunkten identisch und wird in der folgenden Tabelle (5) beschrieben:

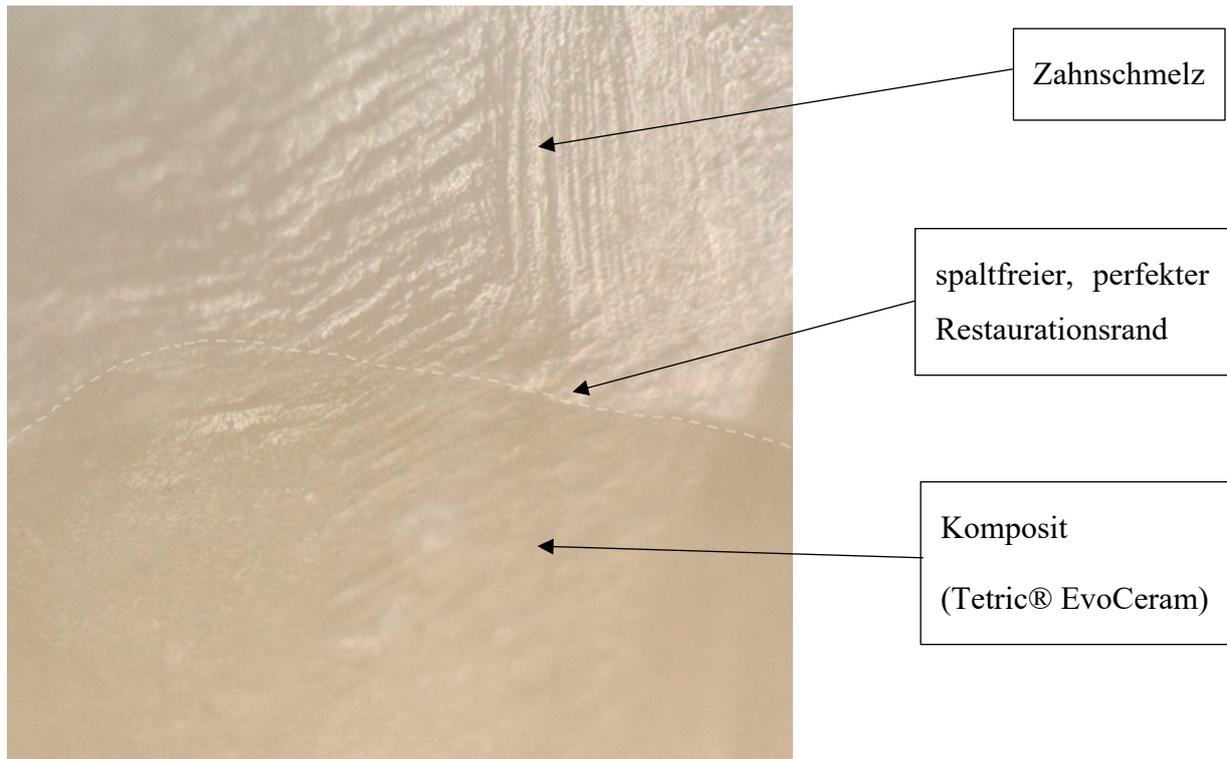
**Tabelle 5:** Vorgehensweise bei der Randanalyse

Ablauf	Vergrößerung und Hilfsmittel
<p><b>1. Grober Überblick und Primäraufnahme</b> (Abb. 10a)</p> <p>(Anm.: Begutachtung der Prüfkörper (Füllungs- sowie Schmelzrisse, Blasenbildungen, Oberflächenbeschaffenheit etc.))</p>	<p>20- bis 50-fach</p>
<p><b>2. Messung des Füllungsumfanges bzw. der Kontaktbereiche zwischen Füllung und Zahnschmelze (Abb. 10b)</b></p> <p>(Anm.: Die Vermessung wurde nur während der ersten Randanalyse und der Querschnittsanalyse durchgeführt)</p>	<p>20- bis 50-fach mittels Messfunktion („Easy mode“)</p>

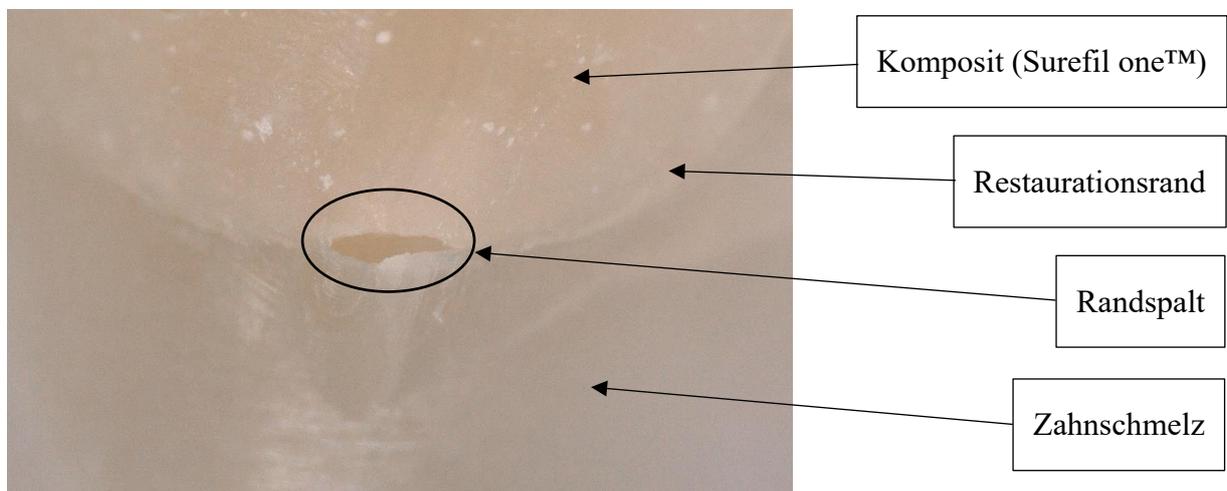
<p><b>3. Schrittweise Analyse des Randes im Uhrzeigersinn (Abb. 11 und 12)</b></p>	<p>150- bis 200-fach</p>
<p><b>4. Randaufnahmen und Vermessungen</b></p>	<p>100- bis 200-fach mittels Messfunktion („Easy Mode“)</p>
<p><b>5. Falls notwendig „Live Depth Composition“ zur besseren Darstellung der Randbereiche</b></p> <p><b>(Anm.: Nicht in der Querschnittsanalyse durchgeführt)</b></p>	<p>150- bis 200-fach</p>
<p><b>6. Abschließende Analyse der Prüfkörper</b></p>	<p>100- bis 200-fach</p>



**Abbildung 10:** *A: Okklusale Aufsicht eines fertig befüllten Prüfkörpers vor der Randanalyse (Vertise™ Flow Zahn Nr.1); B: Messung des Randumfangs.*



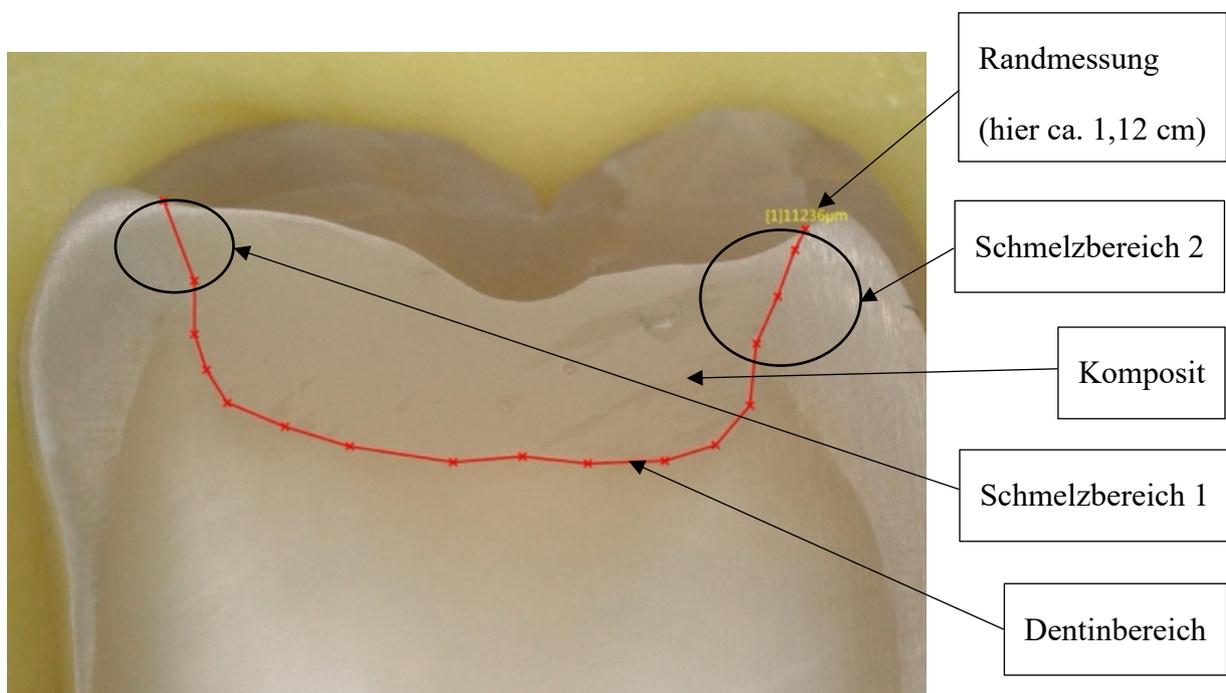
**Abbildung 11:** Digitalmikroskopische Randanalyse bei 200-facher Vergrößerung (hier: spaltfreier Randschluss Tetric® EvoCeram Zahn Nr.1).



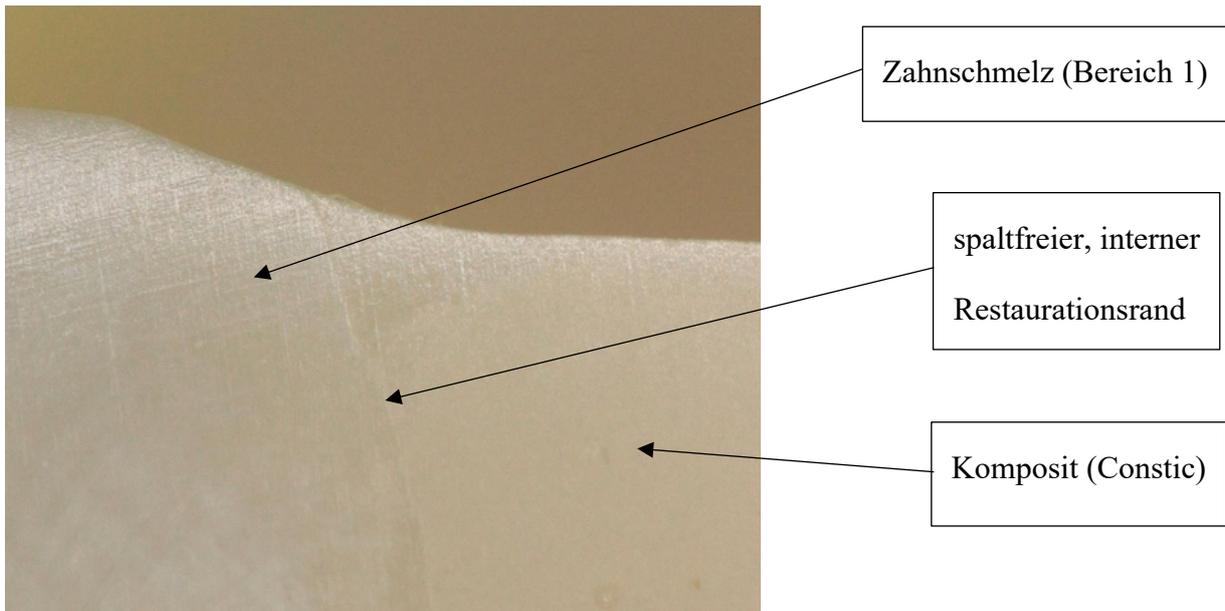
**Abbildung 12:** Digitalmikroskopische Randanalyse bei 100-facher Vergrößerung (hier: Randspalt Surefil one™ Zahn Nr.1).

#### 4.6.2 Analyse der internen Adaptation

Der Ablauf der internen Randanalyse entsprach den in Tabelle 5 ausgearbeiteten Schritten. Der Hauptunterschied lag in der Aufteilung nach schmelz- und dentinbegrenzten Anteilen. Der ausgemessene Adaptationsbereich wurde entsprechend der Zahnschubstanz in drei Bereiche (Schmelz 1, Schmelz 2 und Dentin) unterteilt (Abb. 13 und 14). Hierbei wurden zunächst die beiden Schmelzbereiche und der Dentinbereich unabhängig voneinander untersucht. Anschließend wurde durch Aufsummieren der einzelnen Messungen ein zusätzliches Gesamtergebnis für den entsprechenden Zahn erstellt.



**Abbildung 13:** Beispiel für die Querschliffanalyse (hier: Messaufnahme und Unterteilung in die Schmelz- (schwarze Kreise) und Dentinbereiche von Prüfkörper Nr.2 DMG Constic).



**Abbildung 14:** Beispiel für die interne Adaptationsanalyse im Schmelzbereich bei 150-facher Vergrößerung (Prüfkörper Nr.2 DMG Constic).

#### 4.6.3 Ergebnisauswertung und statistisches Verfahren

Die prozentualen Anteile der verschiedenen Randqualitäten für die jeweiligen Materialien und Versuchsschritte wurden nach Beendigung der digitalmikroskopischen Randanalyse berechnet (siehe nachfolgende Formel).

$$\left( \frac{\text{Gesamtrandlänge } (\mu\text{m}) - \text{Spaltlänge } (\mu\text{m})}{\text{Gesamtrandlänge } (\mu\text{m})} \right) \times 100 \% = \text{spaltfreier Rand } (\%)$$

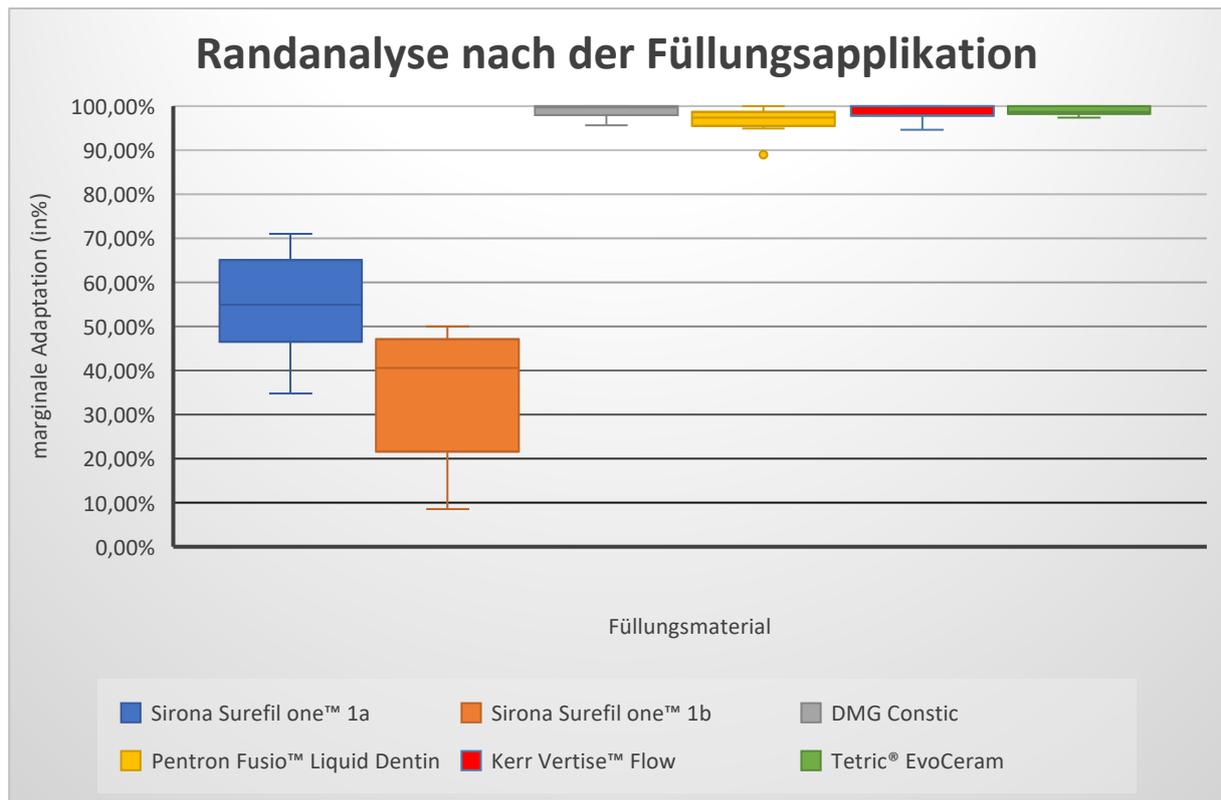
Die statistische Auswertung erfolgte mit der Statistiksoftware GraphPad Prism 10.2.0. Bei der Datenanalyse wurde zunächst der statistische Test auf Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test) durchgeführt. Dieser ergab für alle Stichproben der marginalen und internen Adaptation eine Gaußsche-Normalverteilung der Werte.

Die Unterschiede zwischen den Gruppen und den jeweiligen Belastungsphasen wurden mit Hilfe der zweifaktoriellen Varianzanalyse (Two-Way ANOVA) berechnet. Für die abschließende Signifikanzprüfung der Werte wurde der Tukey's multiple comparison Test verwendet. Als Signifikanzniveau wurde hierbei  $p < 0,05$  gewählt.

## 5 Ergebnisse

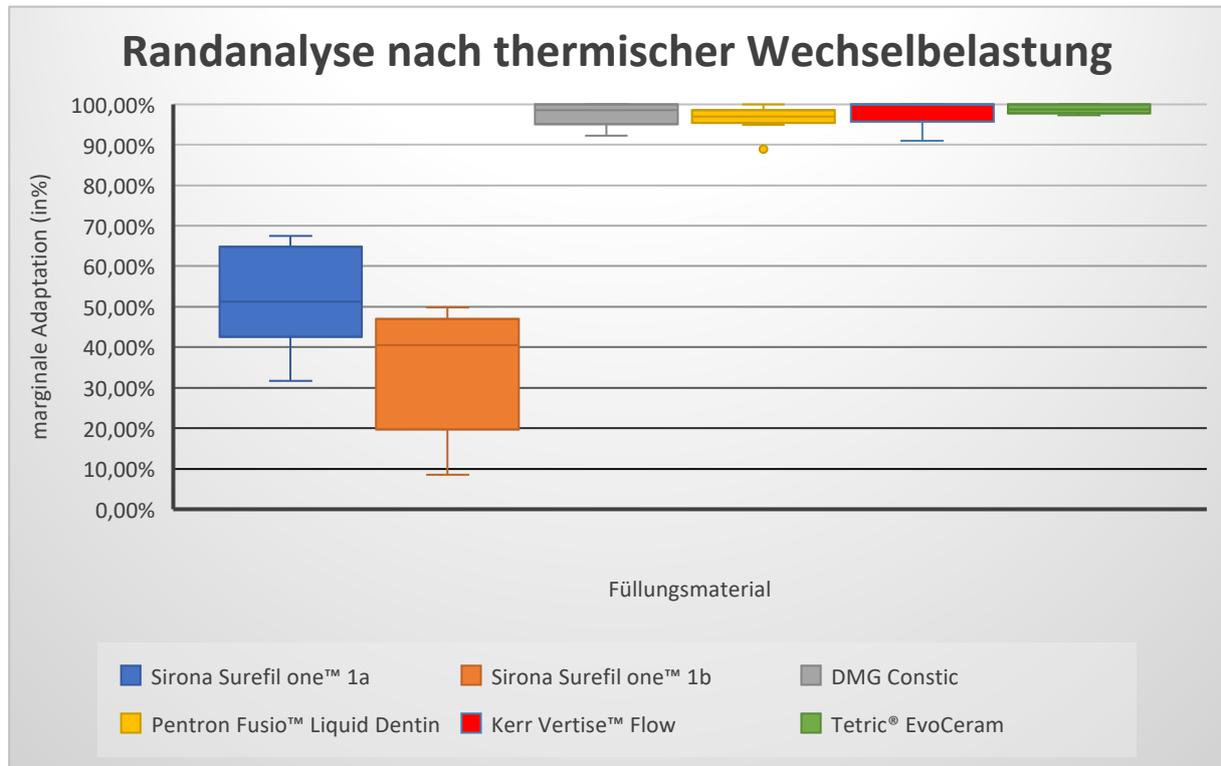
### 5.1 Analyse der marginalen Adaptation

#### 5.1.1 Randanalyse nach der Füllungsapplikation $t_0$



**Abbildung 15:** Grafische Darstellung der Ergebnisse der spaltfreien marginalen Adaptation in den 6 Versuchsgruppen nach der Füllungsapplikation.

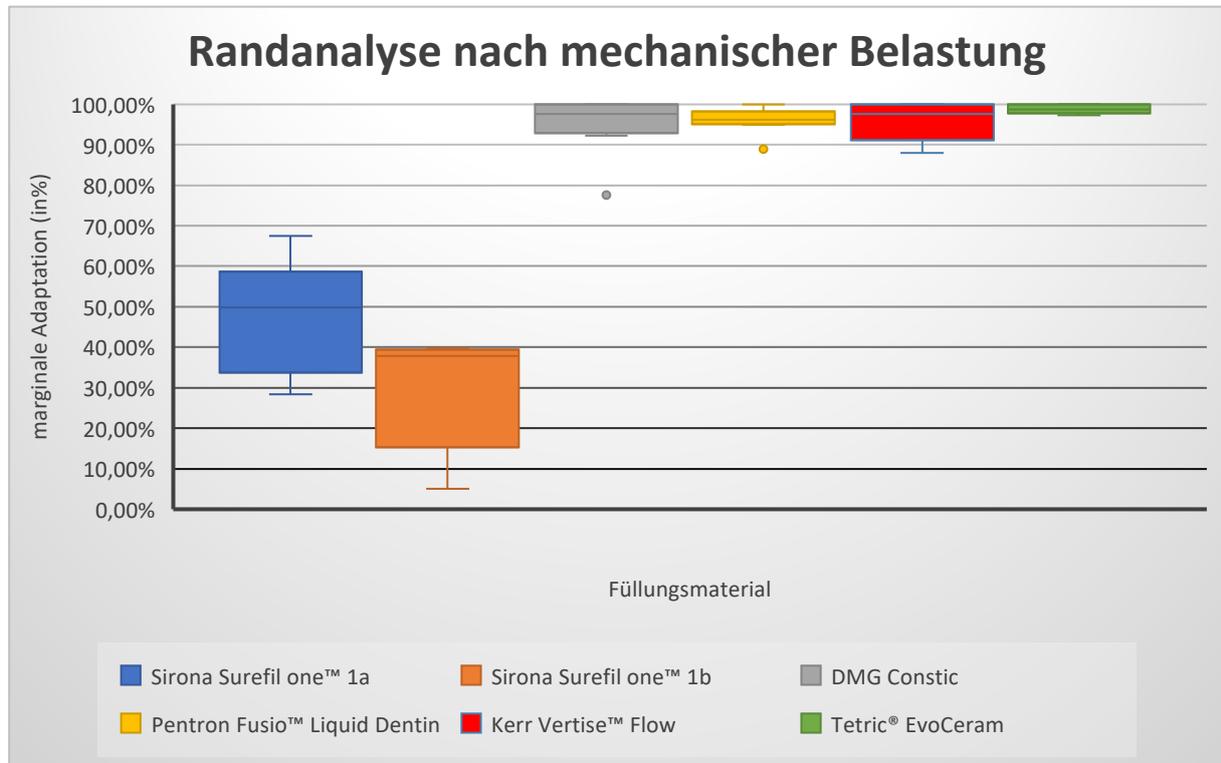
Die Analyse der initialen Randschlussverhältnisse ergab für das Komposithybrid Surefil one™ einen kontinuierlichen spaltfreien Adaptationsmedian von 54,9 % (Gruppe 1a) und 40,5 % (Gruppe 1b) (Abb. 15). Die mit Constic (99,7 %), Fusio™ (97,4 %), Vertise™ Flow (99,9 %) und dem Vergleichsmaterial Tetric® EvoCeram (98,7 %) befüllten Molaren erreichten vor der thermomechanischen Wechselbelastung eine nahezu perfekte Randadaptation (Abb. 15). Mit Ausnahme von Surefil one™ ergab die Randanalyse an einzelnen Prüfkörpern innerhalb der jeweiligen Versuchsgruppen einen perfekten, spaltfreien Randschluss (s. a. Abbildungen Kapitel 10.2 Anhang).

5.1.2 Randanalyse nach der thermischen Wechselbelastung  $t_1$ 

**Abbildung 16:** Grafische Darstellung der Ergebnisse der spaltfreien marginalen Adaptation in den 6 Versuchsgruppen nach der thermischen Wechselbelastung.

Die thermische Wechselbelastung führte mit Ausnahme von Surefil one™ (Gruppe 1b), Vertise™ Flow und Tetric® EvoCeram zu einer Verschlechterung des Randschlussverhaltens. Für die Prüfkörper von Constic (98,5 %) und Fusio™ (97,0 %) ergab die die Randanalyse eine geringfügige prozentuale Abnahme der kontinuierlichen Füllungsänder (Abb. 16). In der Gruppe Surefil one™ 1a (51,3 %) wurde die größte Verminderung (ca. 3,5 %) der spaltfreien Randadaptation beobachtet (Abb. 16) (s.a. Abbildungen Kapitel 10.3 Anhang).

### 5.1.3 Randanalyse nach der mechanischen Wechselbelastung $t_2$



**Abbildung 17:** Grafische Darstellung der Ergebnisse der spaltfreien marginalen Adaptation in den 6 Versuchsgruppen nach der mechanischen Wechselbelastung.

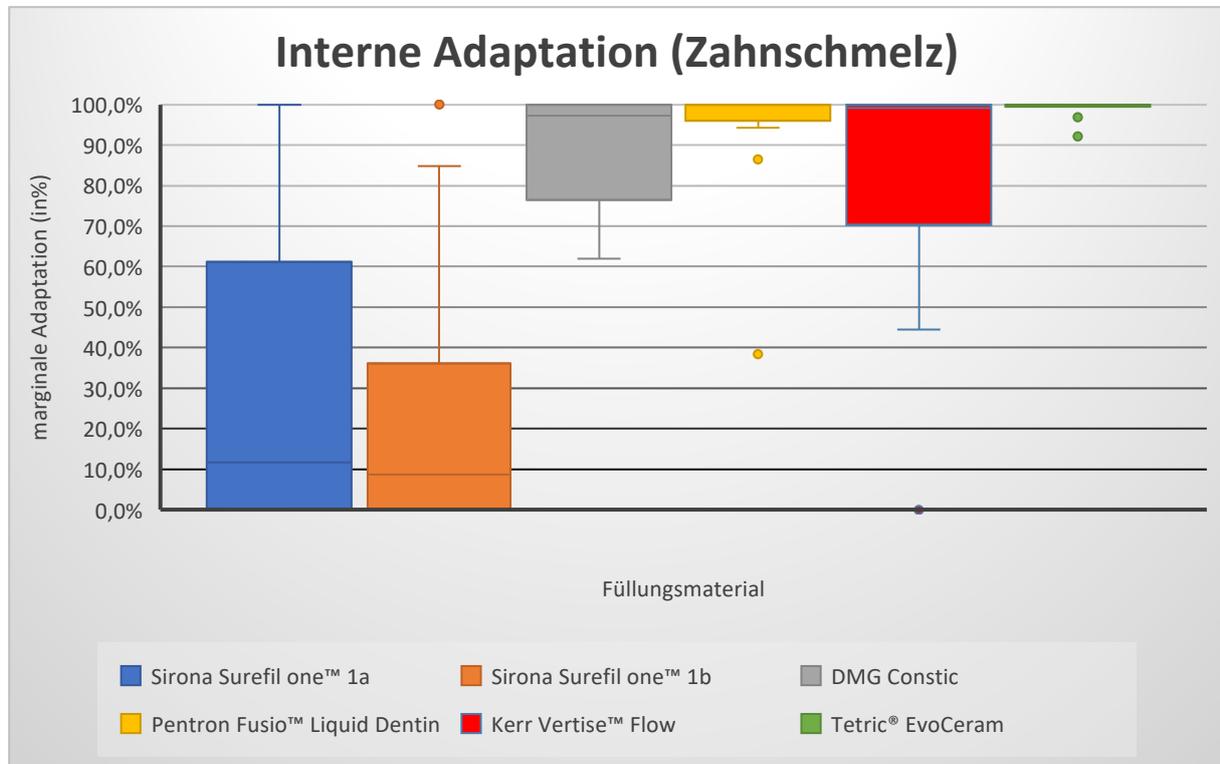
Die Randanalyse nach der mechanischen Wechselbelastung ergab für alle selbstadhäsiven Füllungsmaterialien eine Zunahme an marginalen Adaptationsverlusten. Die Gruppen Surefil one™ 1a (49,9 %) und 1b (37,8 %) wiesen wiederum den geringsten Anteil an spaltfreien Füllungsrandern auf (Abb. 17). Die Mediane in den Gruppen der selbstadhäsiven Komposite betrugen: 97,6 % (Vertise™ Flow), 97,5 % (Constic) und 96,2 % (Fusio™) (Abb. 17). Der in der Abbildung (17) dargestellte Ausreißerpunkt (Constic) resultierte aus der Beschädigung eines Prüfkörpers (Zahn Nr. 4). Innerhalb der experimentellen Gruppe Tetric® EvoCeram konnte auch nach der Kausimulation keine Veränderung des marginalen Randschlussverhaltens beobachtet werden (s.a. Abbildungen Kapitel 10.4 Anhang).

#### 5.1.4 Statistische Auswertung

Die Signifikanzprüfung der Ergebnisse der marginalen Adaptation ( $t_0$ ,  $t_1$ ,  $t_2$ ) ergab keine signifikanten Unterschiede für die selbstadhäsiven Komposite Constic, Vertise™ Flow, Fusio™ und das Nanohybrid-Komposit Tetric® EvoCeram. Das Komposithybrid Surefil one™ zeigte in allen Untersuchungsphasen ( $t_0$ ,  $t_1$ ,  $t_2$ ) hoch signifikante Unterschiede ( $p < 0,0001$ ) zum Vergleichsmaterial Tetric® EvoCeram. Darüber hinaus bestanden hoch signifikante Unterschiede ( $p < 0,0001$ ) zwischen den Ergebnissen von Surefil one™ und den drei selbstadhäsiven fließfähigen Kompositen (Erweiterte Darstellungen der Ergebnisse in den Tabellen 6 und 7 (Kapitel 10.1 Anhang)).

## 5.2 Analyse der internen Adaptation

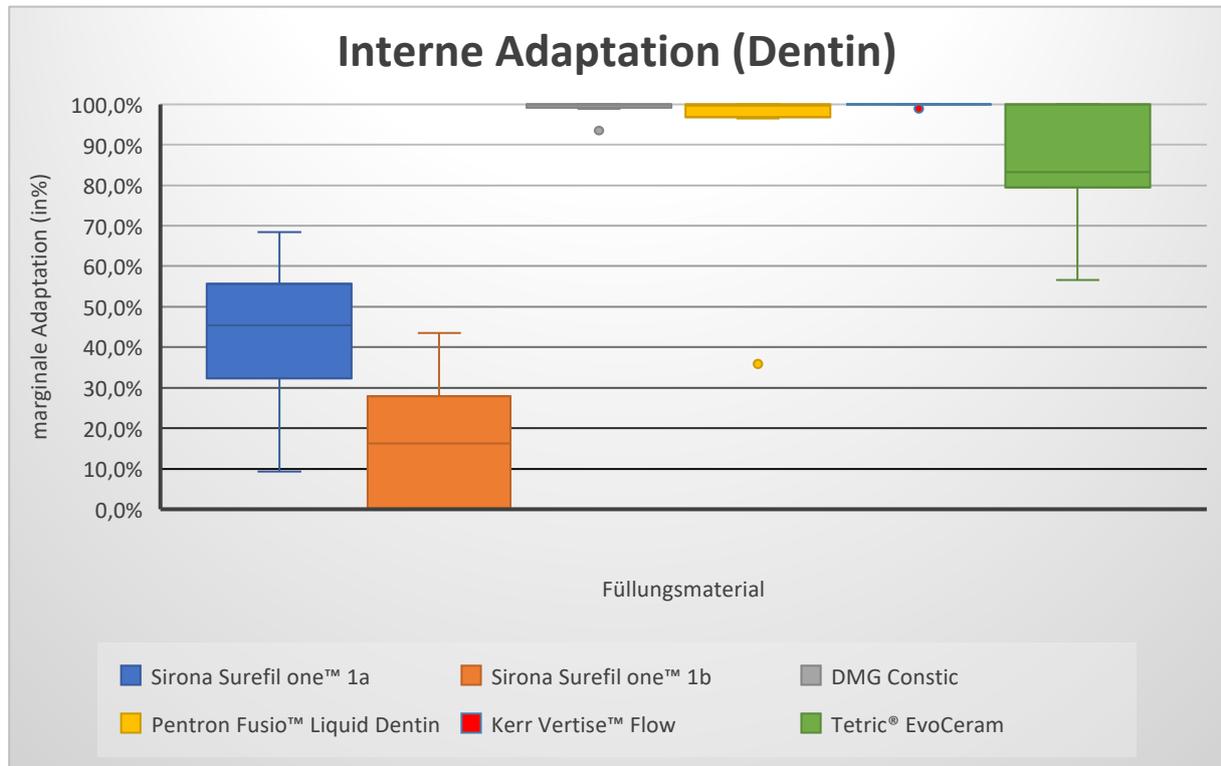
### 5.2.1 Randalanalyse der schmelzbegrenzten Teilbereiche t<sub>3</sub>



**Abbildung 18:** Grafische Darstellung der Ergebnisse der spaltfreien internen Adaptation in den schmelzbegrenzten Teilbereichen.

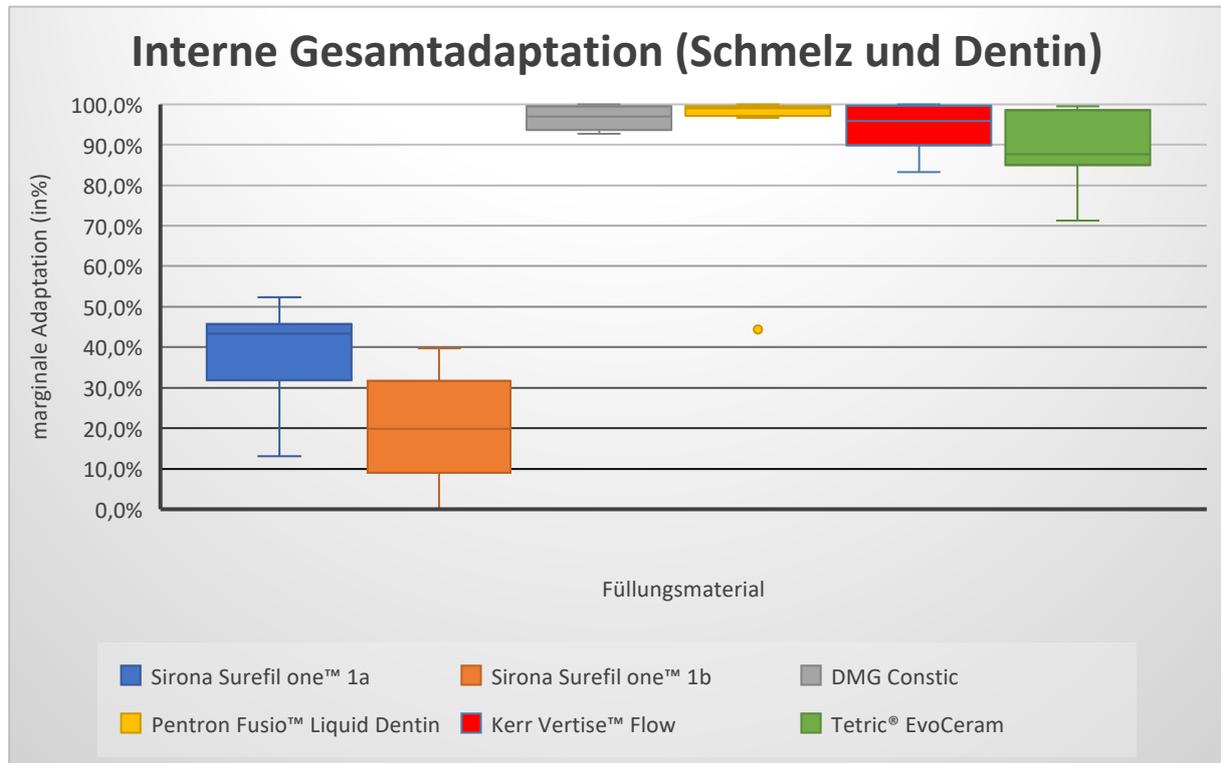
Die separate Betrachtung der internen schmelzbegrenzten Bereiche ergab für die Gruppen Surefil one™ 1a und 1b spaltfreie Adaptationsmediane von 11,7 % bzw. 8,7 % (Abb. 18). Darüber hinaus konnten in einzelnen Prüfkörpern sowohl perfekte als auch absolut adaptationsfreie Randverhältnisse beobachtet werden.

Die Analyse der experimentellen Gruppen Constic (97,2 %), Fusio™ (100 %), Vertise™ Flow (99,2 %) und Tetric® EvoCeram (100 %) zeigte für nahezu alle untersuchten Prüfkörper perfekte Schmelzadaptationen (Abb. 18). An einzelnen Prüfkörpern der Gruppen Fusio™ (86,5 % und 38,4 %), Vertise™ Flow (0,0 %) sowie Tetric® EvoCeram (96,9 % und 92,1 %) konnten geringfügige Abweichungen in den schmelzbegrenzten Segmenten und Ausreißerwerte verzeichnet werden (Abb. 18). Die Schmelzbeschädigung von Zahn Nr. 4 (Constic) stellte keinen Teil des zu untersuchenden Querschliffs dar und wurde in der Analyse nicht berücksichtigt (s. a. Abbildungen Kapitel 10.5 Anhang).

5.2.2 Randalanalyse der dentinbegrenzten Teilbereiche t<sub>3</sub>

**Abbildung 19:** Grafische Darstellung der Ergebnisse der spaltfreien internen Adaptation in den dentinbegrenzten Teilbereichen.

Die Analyse der dentinbegrenzten Teilbereiche wies wiederum eine vergleichbare Ergebnisverteilung auf. Die Randalanalyse der Surefil one™ Prüfkörper ergab einen Adaptationsmedian von 45,4 % (Gruppe 1a) bzw. 16,3 % (Gruppe 1b) (Abb. 19). Für die selbstadhäsiven fließfähigen Komposite Constic und Vertise™ Flow konnten an nahezu allen Prüfkörpern perfekte Dentinadaptationen beobachtet werden (Median: 100 %). Die Analyse der Gruppe Fusio™ (99,6 %) zeigte ein ähnlich gutes Ergebnis (Abb. 19). An den Tetric® EvoCeram-Prüfkörpern traten hingegen mehr Randspalten im internen Dentinbereich auf (Adaptationsmedian: 83,3 %) (Abb. 19). Der Ausreißerwert 35,9 % (Fusio™) resultierte aus kariesbedingten Adaptationsverlusten des Komposits (Zahn Nr. 3) (s.a. Abbildungen Kapitel 10.5 Anhang).

5.2.3 Randalanalyse im internen Gesamtbereich t<sub>3</sub>

**Abbildung 20:** Grafische Darstellung der Ergebnisse der spaltfreien internen Gesamtadaptation in den 6 Versuchsgruppen.

Die Gesamtbetrachtung der internen Randverhältnisse ergab für das Komposito Hybrid Surefil one™ Werte von 43,4 % (Gruppe 1a) und 19,9 % (Gruppe 1b) (Abb. 20). Das selbstadhäsive Komposit Fusio™ wies bei der Analyse der internen Adaptationsbereiche den geringsten Anteil an Randspalten auf (Median: 99,0 %) (Abb. 20). Die Unterschiede zu den experimentellen Gruppen Constic (96,9 %), Vertise™ Flow (95,8 %) und der Vergleichsgruppe Tetric® (87,6 %) waren jedoch nicht signifikant (Abb. 20) (s. a. Abbildungen Kapitel 10.5 Anhang).

#### 5.2.4 Statistische Auswertung

Die Auswertung der internen Adaptation ergab für die Schmelz-, Dentin- und Gesamtergebnisse keine signifikanten Unterschiede für Constic, Vertise™ Flow, Fusio™ und das Komposit Tetric® EvoCeram. Die Ergebnisse des Komposithybrids Surefil one™ zeigten hochsignifikante Unterschiede ( $p < 0,0001$ ) zum klassischen Komposit.

Der direkte Vergleich der schmelz- und dentinbegrenzten Teilbereiche innerhalb der einzelnen Versuchsgruppen ergab nur für Constic ( $p = 0,0372$ ) signifikante Unterschiede (Erweiterte Darstellungen der Ergebnisse in den Tabellen 8 und 9 (Kapitel 10.1 Anhang)).

## 6 Diskussion

### 6.1 Methodik

#### 6.1.1 Auswahl der Zähne

In der vorliegenden *in-vitro*-Studie wurden insgesamt 48 extrahierte Ober- und Unterkiefermolaren der zweiten Dentition verwendet. Da sich die einzelnen Zähne hinsichtlich Größe, Form und Oberflächenmorphologie teilweise stark voneinander unterschieden, wurden diese randomisiert auf die sechs Versuchsgruppen aufgeteilt, um möglichst gleiche Versuchsbedingungen zu schaffen. 46 der 48 gewählten Zähne waren frei von kariösen Defekten und Füllungen. An zwei Zähnen (Constic Zahn Nr. 4 und Fusio™ Zahn Nr. 3) wurden während der Präparation okklusale kariöse Läsionen (ohne Schmelzeinbruch) und Veränderungen des Dentins festgestellt. Hier erfolgte eine vollständige Kariesexkavation. Die entsprechenden Zähne wurden zu Beginn gesondert betrachtet, jedoch schlussendlich den Gesamtergebnissen beigefügt. Absolut gleiche Bedingungen konnten somit zunächst nicht geschaffen werden, da Adhäsivsysteme und Komposite einen besseren Haftverbund auf einer gesunden Dentinoberfläche erzielen (Isolan et al., 2018). Die Penetration und Propagation der Zahnsubstanzerkrankung resultiert hingegen in einer teilweise Sklerosierung der affektierten Dentinoberfläche, was eine gesteigerte Säureresistenz und den Verschluss der Dentintubuli zur Folge hat. Eine adäquate Anätzung und die Ausbildung von Mikroverzahnungen (engl.: „resin tags“) in der Oberfläche wird somit stark limitiert (Tay et al., 2000; Van Meerbeek et al., 1994). Um dennoch einen guten Haftverbund erzielen zu können, wird bei der Verwendung von Self-Etch-Adhäsiven eine zusätzliche Säurereconditionierung der sklerosierten Oberfläche empfohlen (Kwansirikul et al., 2020; Kwong et al., 2002; J. Wang et al., 2019). Da die Zähne jedoch in die Versuchsgruppen der selbstadhäsiven Materialien eingeteilt wurden, erfolgte die Applikation des Komposits wie für die Gruppen vorgesehen ohne zusätzliche adhäsive Vorbereitung. Es konnten also bereits vor Untersuchungsbeginn schlechtere Dentinadaptationen für die beiden Zähne angenommen werden. Die Ergebnisse der marginalen Adaptation wurden durch die umfangreichen Kavitätenpräparationen und keine weiteren Substanzveränderungen nicht beeinflusst.

Die Gesamtanzahl an Zähnen fiel im Vergleich mit weiteren Studien zu selbstadhäsiven Füllungsmaterialien etwas geringer aus (Azizi et al., 2023; de Brito et al., 2019; Elraggal et al.,

2024; Kumar et al., 2021). Dennoch zeigten die Ergebnisse der vorliegenden Studie für alle Materialien ein eindeutiges und einheitliches Ergebnisbild.

### 6.1.2 Materialauswahl und Kavitätenpräparation

In der vorliegenden Studie wurden insgesamt fünf Füllungsmaterialien untersucht. Bei Tetric® EvoCeram handelt es sich um ein Nanohybrid-Komposit. Die Applikation erfolgte nach Anätzung von Schmelz (30 s) und Dentin (15 s) sowie der Verwendung eines Universaladhäsivs (Adhese® Universal VivaPen). Das Komposit wurde bereits in vorherigen Studien sowohl separat als auch im Vergleich untersucht und zeichnete sich durch gute Ergebnisse im Hinblick auf das Randschlussverhalten aus (Barabanti et al., 2013; Dietschi et al., 2023; Haak et al., 2022). Auch in dieser Studie diente das Komposit als Referenzmaterial.

Bei den Produkten Kerr Vertise™ Flow, DMG Constic und Pentron Fusio™ Liquid Dentin handelt es sich um aktuell auf dem Markt verfügbare selbstätzende, selbstadhäsive, fließfähige Komposite. Die Materialapplikation erfolgte unmittelbar nach der Kavitätenpräparation und ohne zusätzliche adhäsive Vorbereitung der Zahnschubstanz.

Das Material Surefil one™ der Firma Sirona ist ein selbstadhäsives Kompositohybrid. Der Einsatz und direkte Materialvergleich kann als kritisch gesehen werden, da es sich anders als bei den bereits gelisteten Materialien im Hinblick auf die Materialzusammensetzung und Einordnung nicht um ein klassisches Komposit handelt. Auf Grund der (im Vergleich zu den anderen Kompositen) relativ schlechten Ergebnisdaten, wurden acht weitere Zähne präpariert, befüllt und untersucht. Um Materialfehler auszuschließen, wurde eine neue Materialcharge verwendet. Die Ergebnisse der zusätzlich untersuchten Zähne bestätigten die zuvor erhaltenen Werte. Zum aktuellen Zeitpunkt wurde der Vertrieb des Kompositohybrids ohne nähere Angaben von Gründen eingestellt (Stand: Oktober 2024).

Um eine gewisse Vergleichbarkeit der Analyse zu gewährleisten, wurden ausgedehnte Klasse-I-Kavitäten gewählt. Die Kavitätentiefe betrug hierbei ca. 2 mm im Fissurenbereich und 2,5 mm im Randbereich der gelegten Füllungen. Der Kavitätenumfang orientierte sich an der Größe und Fissurenmorphologie der jeweiligen Zähne. Die okklusalen Schmelzränder wurden nicht angeschrägt. Durch eine Randanschrägung kann das Adaptationsverhalten und die marginale Integrität von Kompositen jedoch weiter verbessert werden (Patanjali et al., 2019;

Swanson et al., 2008). Es muss an dieser Stelle festgehalten werden, dass die Herstellerindikationen der gewählten Materialien nicht im Einklang miteinander sind. Für Tetric® EvoCeram und Surefil one™ ist die Kavitätenauswahl in Form einer ausgedehnten Klasse-I-Kavität entsprechend der Herstellerangaben zulässig. Fusio™, Constic und Vertise™ Flow sind als eigenständige Füllungsmaterialien lediglich für minimalinvasive und belastungsarme okklusale Restaurationen indiziert. Die Materialindikationen wurden in dieser Studie bewusst überschritten. Neben der Randadaptation sollte das Materialverhalten und die Widerstandsfähigkeit an belastungsintensiven okklusalen Restaurationen erprobt werden, um einen direkten Vergleich zu einem Universalkomposit zu ermöglichen. Die Überschreitung der Herstellerindikationen ist hinsichtlich der Übertragbarkeit auf die *in-vivo*-Situation als kritisch zu bewerten.

### 6.1.3 Lagerung und Versuchsaufbau

Vor Untersuchungsbeginn lagerten die unbehandelten Zähne zur Desinfektion in einer Ethanol-Lösung (70 %). In einzelnen Studien erreichten jedoch lediglich 20-30 % der Prüfkörper nach Ethanol-Lagerung einen pathogenfreien Zustand (Gogineni et al., 2016; Nawrocka & Łukomska-Szymańska, 2019; Tijare et al., 2014). Alternativ können die Prüfkörper in Thymol- (0,1 %), Formalin- (10 %), Natriumhypochlorit- (5,25 %) oder Wasserstoffperoxid-Lösungen (3 %) gelagert werden (Gogineni et al., 2016; Sandhu et al., 2012). Insbesondere der Einsatz von Formalin-, Natriumhypochlorit- und Wasserstoffperoxid-Lösungen zeigte sich in der Dekontamination als sehr effektiv, führte jedoch zu Veränderungen der Zahnschubstanz und wird in Studien zu Adhäsivtechniken und dem Haftverbund nicht empfohlen (DeWald, 1997; McGuckin & Pashley, 1990; Moura et al., 2004; Tijare et al., 2014). Weitere Autoren beschreiben den Einfluss von Formalin-Lösungen auf den Haftverbund hingegen als nicht signifikant (Lee et al., 2007). Auf Grund der Verfügbarkeit und um eventuelle strukturelle Veränderungen der Zahnschubstanz zu verhindern wurde in der vorliegenden Studie, trotz des vergleichsweise geringen Dekontaminationspotentials, Ethanol verwendet.

Nach der Applikation der Füllungen und während der Versuchsphase wurde Leitungswasser als Lagerungsmedium gewählt. Die Lagerungsdauer der Zähne betrug hierbei insgesamt ca. 12 Monate. Durch die Aufnahme von Wasser kommt es zu einer hygroskopischen Expansion des Füllungsmaterials, was die Polymerisationsschrumpfung kompensieren und das Randschlussverhalten der Komposite verbessern kann (Alrahlah et al., 2014; Attin et al., 1995;

Versluis et al., 2011; Watts et al., 2000). Das Expansionsverhalten kann aber nur teilweise auf die *in-vivo*-Situation übertragen werden, da die Präsenz von einzelnen Enzymen, Ionen und Bakterien im Speichel zu einer Veränderung des osmotischen Drucks und der Wasseraufnahme führt (Emamieh et al., 2018). Darüber hinaus kann der Einfluss einer eventuellen Speichelkontamination der Zahnoberflächen auf den Haftverbund nicht direkt repliziert werden (Eiriksson et al., 2004; Furuse et al., 2007; Munaga et al., 2014; Sattabanasuk et al., 2006; Taneja et al., 2017; Taskonak & Sertgöz, 2002).

Neben den beschriebenen chemischen Beanspruchungen unterliegen restaurierte Zähne *in-vivo* thermomechanischen Belastungen. Zur Simulation dieser Einflussfaktoren wurden die Proben sowohl einer thermischen als auch mechanischen Wechselbelastung unterzogen. Diese erfolgten separat voneinander und ermöglichten eine differenzierte Bewertung der Auswirkungen auf das Randschlussverhalten. Die thermische Belastung erfolgte unter standardisierten Bedingungen und wurden bereits in einer Vielzahl von Studien beschrieben (Donker et al., 2024; Kumar et al., 2021; Peterson et al., 2018; Sharifi et al., 2022). Die Temperatur im Kaltbad betrug 5 °C und im Warmbad 55 °C. Die Proben verblieben nach einer 10-sekündigen Abtropfzeit 30 s im jeweiligen Bad. Die gewählten Temperaturen waren im Einklang mit dem ISO-Standard ISO/TS 11405 (Eliasson & Dahl, 2020). Durch die unterschiedlichen Größen der Prüfkörper und gelegten Füllungen konnte das Erreichen der Minimal- bzw. Maximaltemperatur jedoch nur teilweise gewährleistet werden (Armstrong et al., 2017; Gale & Darvell, 1999). Die Autoren verweisen zusätzlich darauf, dass Prüfkörper mit einem größeren Volumen selbst nach 60-sekündiger Lagerung die eingestellte Wassertemperatur nicht erreichen konnten. Unter *in-vivo*-Bedingungen werden Zähne hingegen lediglich 2-5 s Extremtemperaturen ausgesetzt, daher werden in einigen Studien alternative Belastungsprotokolle mit mehreren unterschiedlichen Temperaturen und Belastungszeiten zur besseren Replikation intraoraler Bedingungen vorgeschlagen (Eliasson & Dahl, 2020; Gale & Darvell, 1999; Youngson & Barclay, 2000). Die gewählte Zyklenzahl betrug 5.000 und entsprach nach einer Studie von Gale und Darvell (1999) einem Alterungsprozess von etwa 6 Monaten. Die Autoren setzen in ihrer Studie 10.000 Zyklen mit einer *in-vivo*-Alterung von einem Jahr gleich.

Die anschließende mechanische Wechselbelastung erfolgte bei einer Zyklenzahl von 100.000, einer konstanten Krafteinwirkung von 50 N und einer Frequenz von 1,2 Hz. Eine Krafteinwirkung von 45-50 N entspricht *in-vivo* einem physiologischen Belastungsgrad im Seitenzahnbereich (Hattori et al., 2009; Hidaka et al., 1999; Kumagai et al., 1999). Die Autoren berichten aber auch, dass die Krafteinwirkungen bei pathologischen Belastungen (z.B. Bruxismus) um

ein Vielfaches überschritten werden können. Die gewählte Zyklenzahl entsprach nach Dietschi *et al.* (2023) einer klinischen Alterung von ca. einem Jahr. Weitere Autoren setzen hingegen erst 250-300.000 Kauzyklen mit einer einjährigen Alterung gleich (Haak *et al.*, 2021; Krejci *et al.*, 1990).

Für die Prüfkörper in dieser Studie kann einschließlich der Lagerungsdauer von einer Gesamtalterung von ca. 18–24 Monaten ausgegangen werden.

Ultimativ sind standardisierte mechanische Belastungsprotokolle nur schwer zu verwirklichen und klinisch übertragbar, da Kausimulatoren die detaillierten Kaubewegungen sowie unterschiedlichen Krafteinwirkungen im oralen Milieu nur eingeschränkt reproduzieren können (Soriano-Valero *et al.*, 2020). Dennoch reichten die gewählten Parameter sowohl für die thermische als auch die mechanische Wechselbelastung aus, um Veränderungen des Randschlussverhaltens herbeizuführen.

#### 6.1.4 Mikroskopische Randanalyse

Die kontinuierliche Analyse der Füllungsänder erfolgte mit einem Keyence Digitalmikroskop bei 20-200-facher Vergrößerung. Jeder Zahn wurde hierbei viermal untersucht, um einen Vergleich der Auswirkungen der einzelnen Belastungsschritte zu ermöglichen. Neben der initialen Randanalyse (vor Versuchsbeginn), folgte für beide Wechselbelastungen jeweils eine weitere Randuntersuchung. Abschließend erfolgte die Analyse der internen Adaptation.

Der Einsatz von Digitalmikroskopen ist ein noch eher neues Verfahren zur Untersuchung der Randadaptation (Daher *et al.*, 2021). In bisherigen Studien wurden überwiegend Rasterelektronenmikroskope (REM) als gängigstes Standardverfahren zur Bewertung von Füllungsändern bezogen (Cengiz & Ünal, 2019; Derkson *et al.*, 1986; S. H. Han & Park, 2017; J.-F. Roulet *et al.*, 1989). Eine direkte Untersuchung der Zähne im REM führt jedoch zu fehlerhaften Ergebnissen, da die Prüfkörper im Hochvakuum austrocknen und der Füllungsverbund dadurch geschädigt werden kann (Daher *et al.*, 2021). Deshalb müssen für die REM-Untersuchungen Replikamodelle aus Epoxidharz hergestellt werden (Krejci *et al.*, 1988; J. F. Roulet, 1994). Bei der digitalmikroskopischen Randanalyse werden hingegen keine zusätzlichen Schritte notwendig. Es handelt sich um eine zeit- und kostengünstigere Methode, die vergleichbare Ergebnisse für das Adaptationsverhalten liefern kann (Daher *et al.*, 2021). Für eine detailliertere Bewertung

der Oberflächentopographie sowie von Mikrorissen eigenen sich hingegen Rasterelektronenmikroskope aufgrund der höheren Mindestvergrößerung und Auflösung besser (Nawrocka et al., 2021). Die gewählte 200-fache Maximalvergrößerung war jedoch für die vorliegende Studie ausreichend und findet sich ebenso in einer Vielzahl von rasterelektronenmikroskopischen Randalysen wieder (Blunck & Roulet, 1999; Dietschi et al., 2023; Frankenberger et al., 1999; Gregor et al., 2013).

## 6.2 Ergebnisdiskussion

### 6.2.1 Marginale Adaptation

#### ***Tetric® EvoCeram***

In der Kontrollgruppe Tetric® EvoCeram ergab die Analyse der schmelzbegrenzten Bereiche eine annähernd 100 %-ige Kontinuität der Füllungsänder. Der initiale Randschluss betrug 98,7 % und kam einem nahezu perfekten Komposit-Schmelz-Verbund gleich. Die thermomechanische Wechselbelastung resultierte in einer geringfügigen (< 0,1 %) und nicht signifikanten Verschlechterung des Randschlussverhaltens (98,7 %). In einer Studie von Dietschi *et al.* (2023) erreichte Tetric® EvoCeram ähnlich gute Ergebnisse. Der kontinuierliche Schmelzverbund betrug vor der künstlichen Alterung 91,8 %. Es ist zu berücksichtigen, dass in dieser Studie der proximale Schmelzbereich in MOD-Kavitäten analysiert wurde. Die thermomechanische Belastung der Prüfkörper resultierte in einer Schmelzadaptation von 74,0 %. Das Material wurde hierbei jedoch insgesamt 2.000.000 Kauzyklen (50 N bei 1,5 Hz) und drei Thermozyklen (je 3.350 Zyklen bei 5-55 °C) unterzogen, und die künstliche Alterung betrug im Vergleich zur vorliegenden Studie etwa 6,5-8 Jahre.

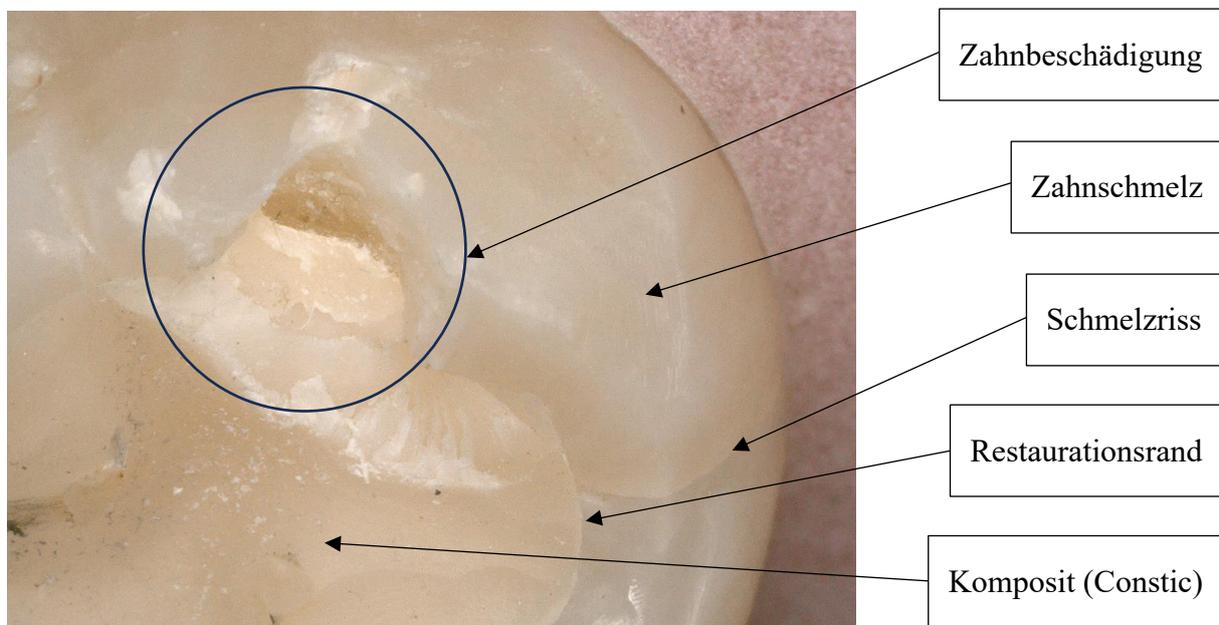
Auch das von der Materialzusammensetzung ähnliche Tetric® EvoCeram Bulk Fill erreichte in einer Studie von Hafez und Elhatery (2022) vergleichbare Ergebnisse. Nach der thermischen Wechselbelastung erreichten 16 von 20 MOD-Prüfkörpern einen spaltfreien Randschluss.

Die insgesamt guten Ergebnisse von Tetric® EvoCeram können mit der adhäsiven Vorbereitung (Etch&Rinse-Technik) der Zahnschubstanz erklärt werden. Frankenberger und Tay (2005) zeigten in ihrer Studie mit dem ähnlichen Vorgängerprodukt Tetric® Ceram auch nach thermomechanischer Belastung eine signifikant bessere Schmelzadaptation bei der Verwendung von Etch&Rinse-Adhäsiven. Insbesondere die zusätzliche Phosphorsäure-Ätzung sorgt für eine

langfristig stabilere Verankerung in der Schmelzoberfläche im Vergleich zu Self-Etch-Systemen (Frankenberger et al., 2008).

***DMG Constic, Kerr Vertise™ Flow, Pentron Fusio™ Liquid Dentin***

Das selbstadhäsive fließfähige Komposit Constic erreichte in der vorliegenden Studie ebenfalls einen nahezu 100 %-igen Randschluss. Die thermomechanische Wechselbelastung führte zu einer nicht signifikanten Abnahme von ca. 2,2 % und einem abschließenden kontinuierlichen Randschluss von 97,5 %. Ein Hauptgrund für die Verschlechterung des Randschlussverhaltens nach der mechanischen Belastung war jedoch die iatrogene Beschädigung von Zahn Nr. 4 während der Vorbereitung. Es kam zu einer Restaurations- sowie Schmelzfraktur und die zunächst sehr gute Schmelzadaptation von 97,7 % verringerte sich auf 77,6 % (Abb. 21).



**Abbildung 21:** Okklusale Aufsicht auf Prüfkörper Nr.4 (DMG Constic). Während der Vorbereitung für die mikroskopische Randanalyse kam es zu einer Beschädigung (Schmelz- und Kompositfraktur) im bukkalen Randbereich (schwarzer Kreis) der gelegten Füllung.

Mit Ausnahme von Zahn Nr. 1 (Verschlechterung von ca. 0,3 %) kam es bei keinem weiteren Prüfkörper zu einer Verschlechterung des Randschlussverhaltens. Darüber hinaus konnte an zwei der acht Prüfkörper auch nach Beendigung der Belastungstests keine Spaltbildung festgestellt werden. Der Vergleich mit Tetric® EvoCeram zeigte zudem keine signifikanten Unterschiede.

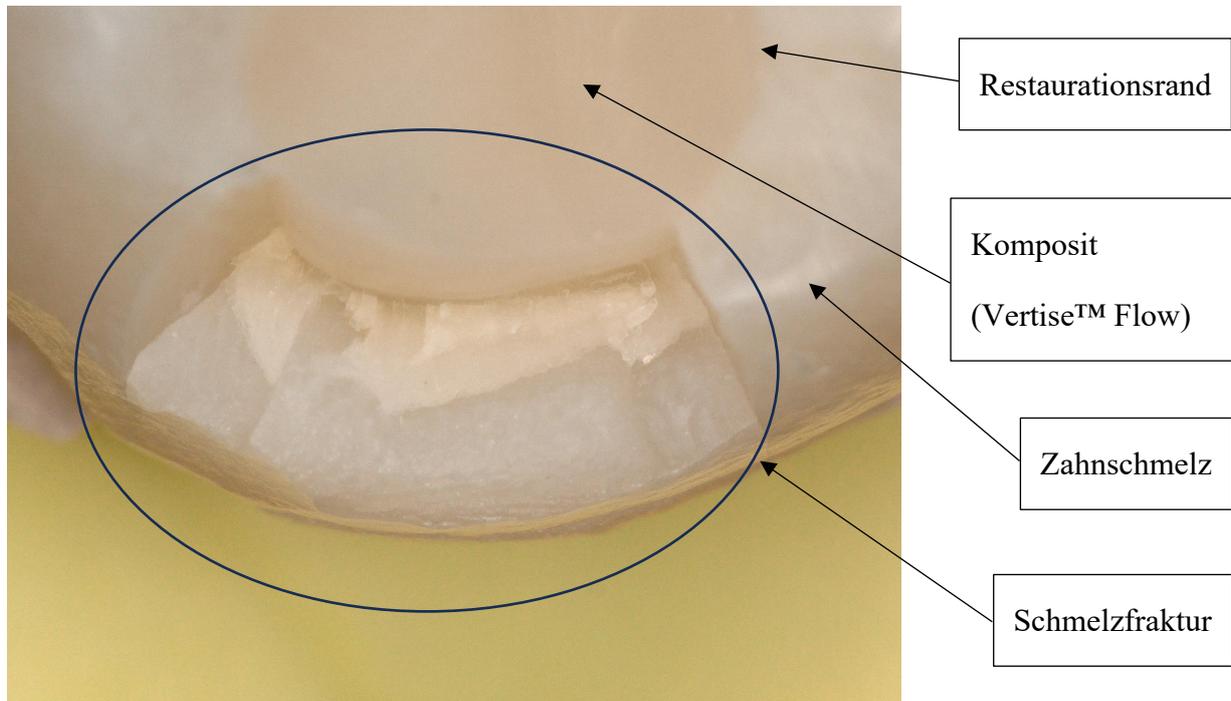
In bisherigen Studien zu Constic finden sich keine *in-vitro*-Randspaltanalysen, die einen direkten Vergleich ermöglichen. Das gute Randschlussverhalten kann jedoch mit dem im Material enthaltenen MDP-Monomer erklärt werden. Neben der mikromechanischen Verzahnung baut das Komposit chemische Verbindungen zur Zahnschmelze auf, die der hydrolytischen und biologischen Degradation entgegenwirken (Fu et al., 2013; R. Wang et al., 2017; Yoshihara et al., 2018). Darüber hinaus zeigte eine Studie von Seonae *et al.* (2023), dass eine künstliche Alterung zu keiner signifikanten Veränderung der chemischen Zusammensetzung des Komposits führte. Auch die Präsenz saurer Monomere führte zu keiner Degradation und strukturellen Veränderung des Komposits.

Bei einer Untersuchung verschiedener Versiegelungsmaterialien erreichte das selbstadhäsive Komposit einen besseren Verbund und weniger Mikro-Leckagen als konventionelle Produkte (Gorseta et al., 2019). In einer 24-monatigen *in-vivo*-Studie von Oz *et al.* (2021) zeigte DMG Constic klinisch akzeptable Ergebnisse und keine Restaurationsverluste an Klasse-I-Kavitäten, die marginale Adaptation fiel im Vergleich mit klassischen Flow-Kompositen (mit Adhäsivsystem) jedoch signifikant schlechter aus. Ein möglicher Grund für das bessere Randschlussverhalten der klassischen Komposite kann wiederum die vorherige Konditionierung der Schmelzoberfläche sein (Frankenberger & Tay, 2005).

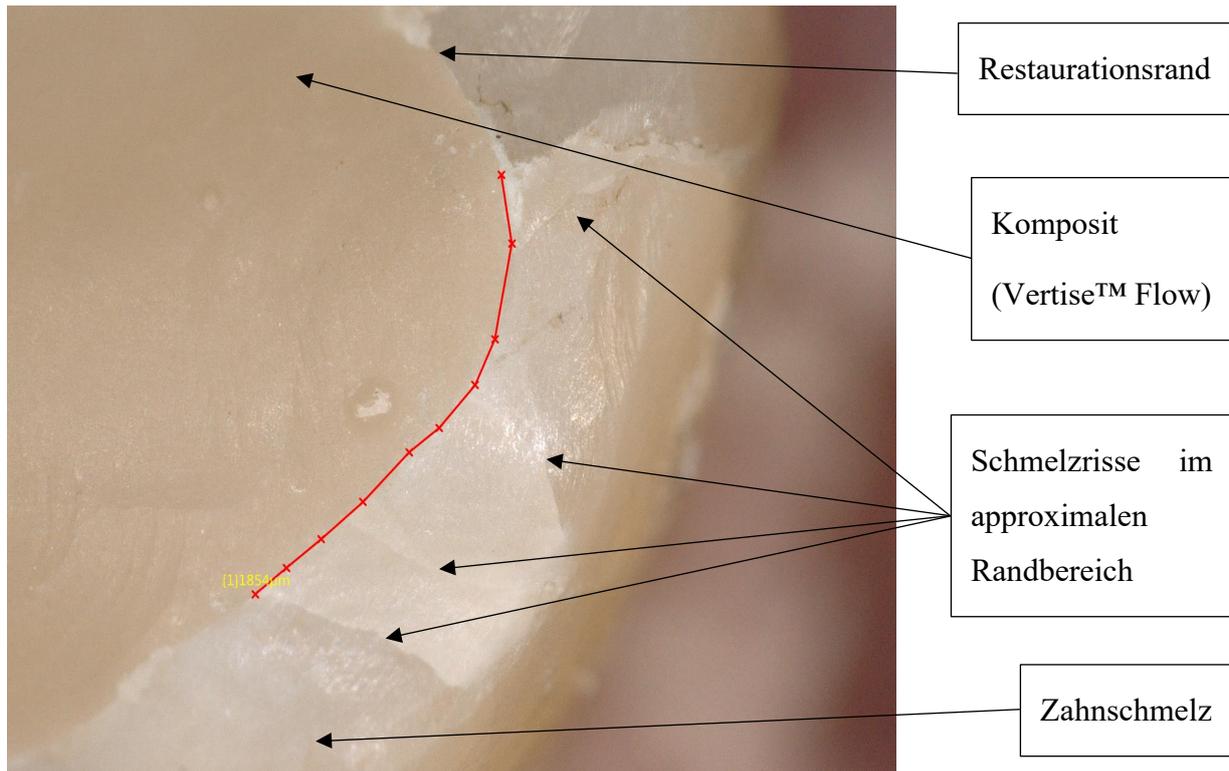
Die Ergebnisse der marginalen Adaptation von Kerr Vertise™ Flow zeigten ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zur Kontrollgruppe und zu DMG Constic. Mit Beendigung der thermischen und mechanischen Belastung betrug die marginale Adaptation 97,6 %. Die geringfügige Verschlechterung (ca. 2,3 %) des Randschlusses war nicht signifikant ( $p = 0,883$ ). Eine wichtige Beobachtung war jedoch eine Schmelzfraktur an Prüfkörper Nr. 1 nach Beendigung der mechanischen Belastung (Abb. 22). Auch Prüfkörper Nr. 4 zeigte deutlich ausgeprägte Schmelzrisse, die jedoch nicht zu einem Zahnschmelzeverlust führten (Abb. 23).

Die Ausbildung von Schmelzrissen nach der mechanischen Belastung konnte bereits in vorherigen Studien nachgewiesen werden (Ijbara et al., 2018; Lawn & Lee, 2009; Lee et al., 2009). An Zahn Nr. 1 wurden jedoch bereits vor Untersuchungsbeginn Mikrorisse festgestellt. Diese können unter anderem als Folge von Kaubelastungen, Abnormalitäten im Zahnentwicklungsprozess, orthodontischen Behandlungen, Temperaturschwankungen und der Zahnextraktion auftreten (Abou-Rass, 1983; Dumbryte et al., 2021; Lloyd et al., 1978; Zachrisson et al., 1980). Auch bei restaurierten Zähnen kann die thermische Ausdehnung und Kontraktion sowie die hygroskopische Expansion des Materials zur Ausbildung von Rissen und Frakturen führen

(Çelik Köycü & İmirzalıoğlu, 2017; Momoi & McCabe, 1994). Insbesondere für Kerr Vertise™ Flow konnte mit 4,82 % eine vergleichsweise hohe wasserbedingte Expansion nachgewiesen werden (Wei et al., 2011). Die hygroskopische Expansion von Tetric® EvoCeram beträgt nach 150-tägiger Wasserlagerung hingegen 1,34 % (Alrahlah et al., 2014).



**Abbildung 22:** Okklusale Aufsicht auf Prüfkörper Nr.1 (Kerr Vertise™ Flow). Nach der thermomechanischen Wechselbelastung kam es zu einer Schmelzfraktur (schwarzer Kreis) ohne Füllungsverlust im approximalen Bereich des restaurierten Zahnes.



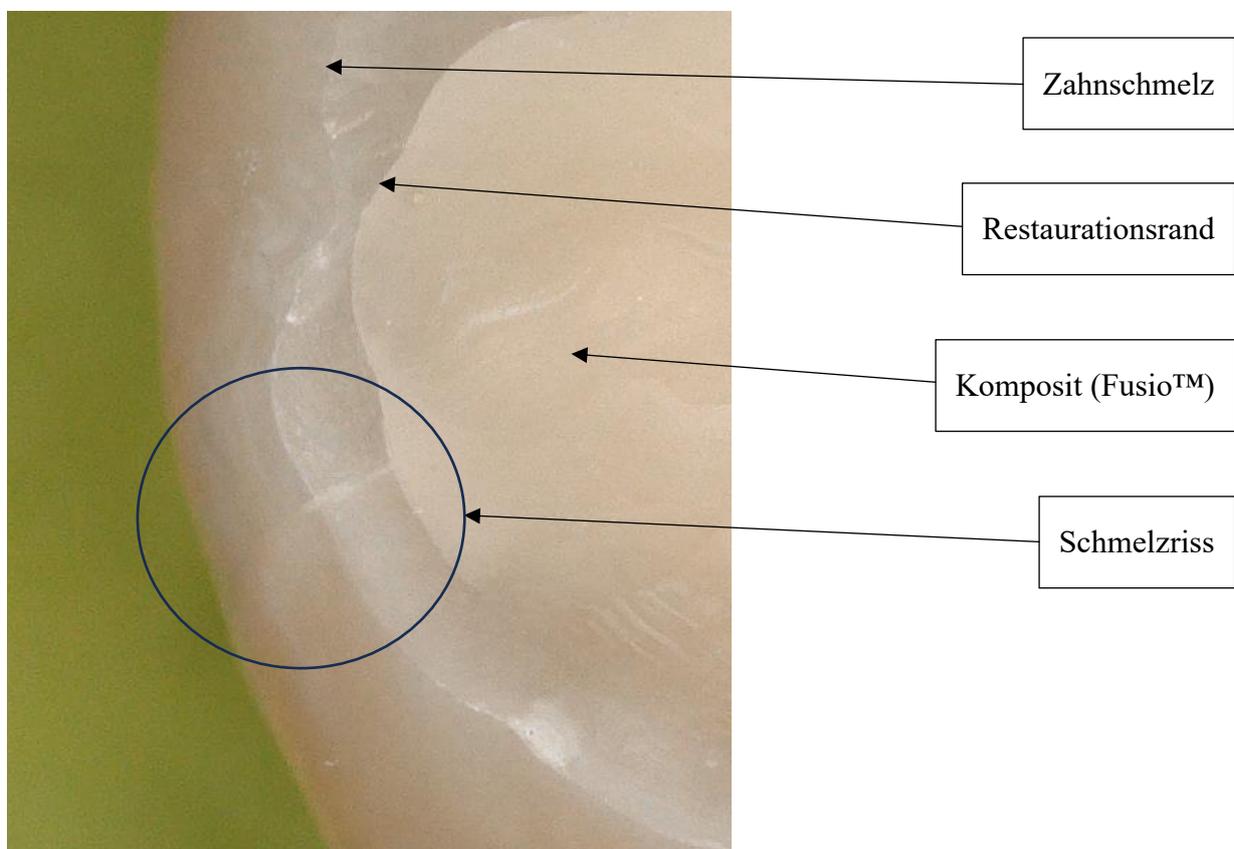
**Abbildung 23:** Okklusale Aufsicht auf Prüfkörper Nr. 4 (Kerr Vertise™ Flow). Deutlich ausgeprägte Schmelzrisse im approximalen Bereich des Prüfkörpers nach der thermomechanischen Wechselbelastung.

Die Wasseraufnahme kann aber auch als Ursache für das gute Randschlussverhalten und den Ausgleich der Polymerisationsschrumpfung gesehen werden (Frankenberger et al., 2017). Die gute marginale Adaptation von Vertise™ Flow konnte zudem in einer *in-vivo*-Studie von Shaalan und Abou-Auf (2021) nachgewiesen werden. Auch 24 Monate nach der Applikation wurde an 14 von 18 Zähnen keine Randspaltbildung festgestellt. Darüber hinaus zeigte die Bewertung weiterer USPHS-Kriterien keine signifikanten Unterschiede zwischen dem selbstadhäsiven Komposit und dem Flow-Komposit Filtek™ Z350XT. In der Studie von Elraggal *et al.* (2024) erreichte Kerr Vertise™ Flow mit 89,1 % und 82,1 % eine ebenfalls gute marginale Adaptation an Klasse-II-Kavitäten. Die guten Ergebnisse der vorliegenden Studie deckten sich zusätzlich mit weiteren klinischen Vergleichsstudien an Klasse-I-Kavitäten (Oz et al., 2020; Sabbagh et al., 2017; Serin et al., 2019; Shaalan et al., 2018).

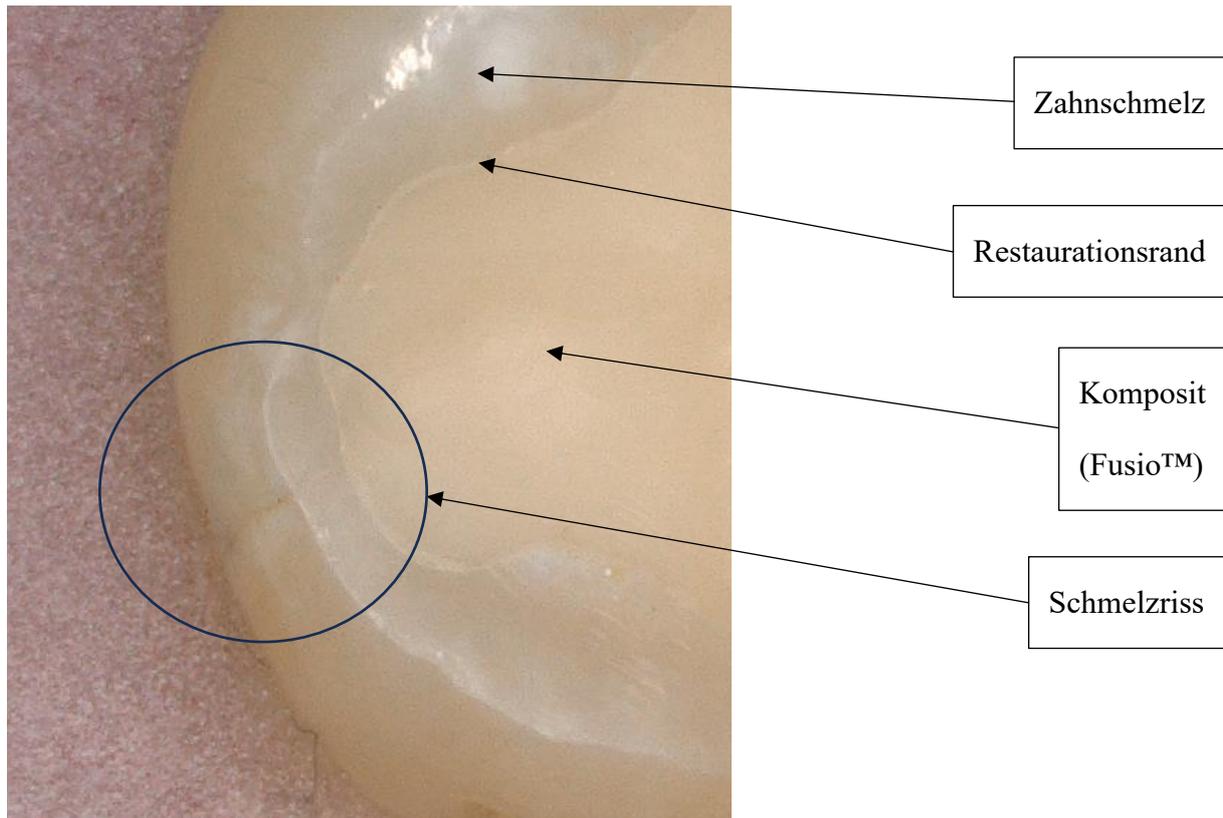
Für die Befestigung von orthodontischen Brackets ist das Material nach einer Studie von Sharifi *et al.* (2022) hingegen nicht geeignet. Eine mögliche Erklärung sind die insgesamt eher geringen Scherhaftwerte und die niedrige Mikrozugfestigkeit ( $\mu$ TBS), die für Vertise™ Flow nachgewiesen werden konnten (Elraggal et al., 2024). Nach Shaalan und Abou-Auf (2021)

spielen diesbezüglich auch das Kavitäten-Design und die makromechanische Verankerung eine wichtige Rolle für die Retention des selbstadhäsiven Füllungsmaterials.

Mit Pentron Fusio™ Liquid Dentin erreichte auch das dritte selbstadhäsive Flow-Komposit in der vorliegenden Vergleichsstudie eine exzellente marginale Adaptation. Der initiale Randschluss betrug 97,4 % und die geringfügige Abnahme (ca. 1,2 %) nach der thermomechanischen Belastung war wiederum nicht signifikant ( $p = 0,1968$ ). An einzelnen Prüfkörpern konnten vor Untersuchungsbeginn erneut Schmelzrisse festgestellt werden. Diese führten jedoch nicht zu einer Schmelzfraktur oder Substanzverlusten (Abb. 24 und 25).



**Abbildung 24:** Okklusale Aufsicht auf Prüfkörper Nr. 5 (Pentron Fusio™). Schmelzriss (schwarzer Kreis) im approximalen Randbereich des Zahnes vor der thermomechanischen Wechselbelastung.



**Abbildung 25:** Okklusale Aufsicht auf Prüfkörper Nr.5 (Pentron Fusio™). Leichte Verfärbung ohne weitere Veränderung des Schmelzrisses (schwarzer Kreis) nach der thermomechanischen Belastung.

Das gute Randschlussverhalten spiegelt sich auch in einer *in-vivo*-Studie von Kalola *et al.* (2022) wider. In den Untersuchungen konnte mit Ausnahme der dauerhaften Farbübereinstimmung kein signifikanter Unterschied zwischen Fusio™ und dem Komposit Tetric N-flow an Klasse-I-Kavitäten festgestellt werden. Auch nach 12 Monaten wurden klinisch bei ca. 90 % der Restaurationen keine Randspaltbildungen beobachtet. Bei einer Studie an Klasse-V-Kavitäten erreichte Fusio™ darüber hinaus eine signifikant bessere Randsichtigkeit und weniger Nano-Leckagen als das Nano-Komposite Artiste® (mit Adhäsivsystem) (Naga *et al.*, 2015). Auch eine Studie von Sachdeva *et al.* (2016) kam zu einem ähnlichen Ergebnis. Celik *et al.* (2015) konnten dies jedoch nicht bestätigen. Es kam bei 27 von 40 Klasse-V-Restauration zu Retentionsverlusten. Ein möglicher Grund kann wiederum der signifikant schwächere Haftverbund des selbstadhäsiven Komposits sein (Oliveira *et al.*, 2019; Peterson *et al.*, 2018).

### ***Surfil one™***

Das selbstadhäsive Komposithybrid der Firma Sirona zeigte in dieser Studie die geringsten Anteile an spaltfreien Rändern. Die initiale marginale Adaptation betrug 54,9 %. Die thermomechanische Belastung führte zu einer signifikanten Verschlechterung der Ergebnisse ( $p = 0,009$ ).

Die abschließende spaltfreie Adaptation betrug 49,9 %. Zur besseren Einordnung und Bewertung der Ergebnisse wurden 8 weitere Zähne mit Surefil one™ restauriert und untersucht. Um Material- und Applikationsfehler auszuschließen, wurde eine **neue Materialcharge** verwendet. Zusätzlich wurde die Restauration direkt nach dem Legen polymerisiert und die finale Konturierung und Ausarbeitung erfolge mit rot kodierten Diamanten sowie Arkansas-Steinen. Auf eine Bearbeitung mit Handinstrumenten wurde verzichtet, da die klebrige Konsistenz des Komposithybrids diesen Schritt bereits in der ersten Versuchsgruppe erschwerte. Auch hier konnten keine besseren Ergebnisse für das Material erzielt werden (s.a. Kapitel 5.1).

Die mit Surefil one™ angefertigten Restaurationen erreichten in Bezug auf die marginale Adaptation in allen Untersuchungsphasen signifikant schlechtere Ergebnisse als das Komposit Tetric® EvoCeram und die selbstadhäsiven Komposite. Darüber hinaus konnte eine sehr starke Streuung der Ergebnisse beobachtet werden. Ein Prüfkörper erreichte eine spaltfreie Adaptation von ca. 71 % (Zahn Nr. 4 Gruppe 1a), wohingegen in der Vergleichsgruppe (1b) bei Prüfkörper Nr. 1 lediglich eine spaltfreie Randadaptation von 8,5 % festgestellt werden konnte. Die Mehrheit der zu untersuchenden Füllungen zeigte jedoch einen kontinuierlichen spaltfreien Randschluss zwischen 40 % und 60 %.

In einer Vergleichsstudie an MOD-Kavitäten von Frankenberger *et al.* (2020) erreichte Surefil one™ insgesamt akzeptable Ergebnisse in Bezug auf die Randqualität, das Abrasionsverhalten und die Frakturresistenz. Die Schmelzadaptation wurde nach 100.000 mechanischen und 2.500 thermischen Belastungszyklen mit ca. 66 % (8 Prüfkörper) beziffert. Nach 500.000 Zyklen betrug der spaltfreie Randschluss ca. 53 %. Die künstliche Alterung führte wie in der vorliegenden Studie zu einer signifikanten Verschlechterung der Ergebnisse, auch wenn insgesamt ein etwas besserer Randschluss nachgewiesen werden konnte.

Die *in-vitro*-Untersuchung von Ibrahim und Selivany (2023) an 60 extrahierten Prämolaren (distale Klasse-II-Kavitäten) zeigte wie die vorliegende Studie signifikante Unterschiede in Bezug auf die spaltfreie marginale Adaptation für Surefil one™ im Vergleich mit konventionellen Kompositen. Elraggal *et al.* (2024) kamen in ihrer Studie zu einem vergleichbaren Ergebnis. Die marginale Adaptation in mesialen und distalen Klasse-II-Restaurationen betrug 57,9 % und 51,3 % und stimmte mit den vorliegenden Ergebnissen überein.

In der *in-vivo*-Studie von Rathke *et al.* (2022) zeigte das Komposithybrid in Bezug auf die Randadaptation hingegen ein gutes Ergebnis. Auch eine gesteigerte postoperative Hypersensibilität oder Sekundärkariesbildung konnte für Surefil one™ nicht nachgewiesen werden (Albelasy *et al.*, 2023; Maghaireh *et al.*, 2023). Die Freigabe von Fluorid-Ionen, ähnlich wie

bei Glasionomern, kann dafür verantwortlich sein (Krämer et al., 2018). Ein daraus resultierendes Problem besteht jedoch in der Ausbildung von Füllungsrisen, die auch in der Untersuchung von Alzahrani *et al.* (2023) beobachtet wurden.

Wie bereits beschrieben, ähnelt die Materialzusammensetzung des Komposithybrids einem kunststoffverstärkten Glasionomern (Francois et al., 2020). Entsprechend finden sich eine Reihe von Untersuchungen mit neuartigen Bioaktiven Füllungsmaterialien und Glasionomern, die für Surefil one™ signifikant bessere Ergebnisse in Bezug auf das Randschlussverhalten und den Haftverbund im Vergleich mit ebendiesen nachweisen konnten (Alghamdi et al., 2024; Frankenberger et al., 2020; Sadeghyar et al., 2022). Ein detaillierter Vergleich mit weiteren Untersuchungen fällt schwer, da eine große Streuung der Beobachtungen besteht. Die bereits erfolgten Untersuchungen zeigten sowohl akzeptable bis gute Ergebnisse, aber auch ein signifikant schlechteres Abschneiden des Komposithybrids. Auch in der vorliegenden Studie konnten für einzelne Prüfkörper beide Beobachtungen in Bezug auf das Randschlussverhalten nachgewiesen werden. Die Gesamtergebnisse beider Gruppen zeigten jedoch einen signifikanten Unterschied zum klassischen Komposit. Auch die Abnahme der spaltfreien kontinuierlichen Randbereiche über die thermomechanischen Belastungen fiel für Surefil one™ signifikant stärker aus.

### 6.2.2 Interne Adaptation

Nach der Untersuchung der okklusalen Kavitätenränder folgte die Analyse der internen Adaptation. Die Prüfkörper wurden hierbei sagittal, zentral durch die okklusalen Restaurationen verlaufend geteilt und wiederum digitalmikroskopisch untersucht. Die Randanalyse erfolgte separat für die schmelz- und dentinbegrenzten Teilbereiche. Insbesondere der Dentinverbund stellt in der Adhäsivtechnik eines der größten Probleme dar (Liu et al., 2011). Auch mit der Weiterentwicklung der Adhäsivsysteme konnte keine absolut perfekte Infiltration der demineralisierten Dentinoberfläche und langfristig stabiler Verbund geschaffen werden (Breschi et al., 2008; Vaidyanathan & Vaidyanathan, 2009). Ausschlaggebend ist hierfür unter anderem die Bewegung des Dentinliquors in den eröffneten Dentintubuli (Hashimoto et al., 2009). Zudem kann ein initial unzureichender Dentinverbund durch auftretende Degradationsprozesse weiter geschwächt werden, was die Ausbildung von Spaltbildungen am Kavitätenboden und einen möglichen Retentionsverlust zur Folge hat (F. L. B. Amaral et al., 2007; van Dijken et al., 2007).

Darüber hinaus können sowohl die Polymerisationsschrumpfung als auch thermomechanische Wechselbelastungen den Haftverbund weiter schwächen und Spaltbildungen am Restaurationsrand hervorrufen (Casselli et al., 2013).

Die Untersuchungen in der vorliegenden Studie können in diesem Zusammenhang nur einen begrenzten Einblick in das Adaptationsverhalten der untersuchten Komposite liefern, da lediglich eine zweidimensionale Fläche jedes Prüfkörpers analysiert wurde. Eine Auftrennung der Zähne an anderen Stellen oder auch in anderen Ebenen kann entsprechend zu unterschiedlichen Ergebnissen führen.

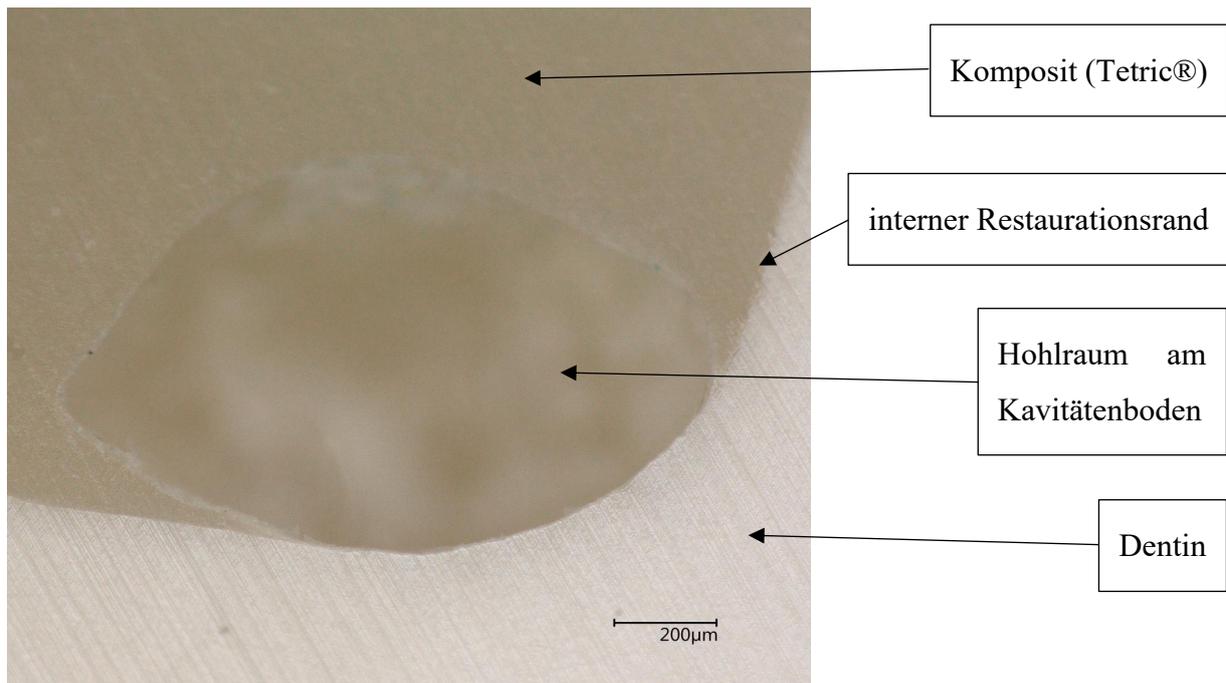
### ***Tetric® EvoCeram***

Die Auswertung der internen Adaptation zeigte bessere Ergebnisse für die schmelzbegrenzten Bereiche von Tetric® EvoCeram. Im untersuchten Querschnitt erreichte das Komposit mit einem Median von 100 % eine perfekte Schmelzadaptation. Die Dentinadaptation betrug hingegen 83,3 %. Der Unterschied beider Segmente war jedoch nicht signifikant ( $p = 0,1259$ ).

In einer Studie von Hepdeniz und Ermis (2019) erreichte Tetric® EvoCeram an schmelz- und dentinbegrenzten Klasse-V-Kavitäten einen kontinuierlichen Randschluss von 88,0 % nach der thermomechanischen Belastung. Auch wenn hier andere Kavitätenklassen gewählt wurden, waren sowohl das Box-Design, die Versuchsparameter sowie das Gesamtergebnis vergleichbar mit der vorliegenden Studie.

In einer weiteren Untersuchung erreichte Tetric® EvoCeram eine etwas schlechtere spaltfreie Dentinadaptation von 66,6 % (Roggendorf et al., 2011). Es wurden hierbei jedoch dreiflächige MOD-Kavitäten untersucht. Im Vergleich mit den weiteren in dieser Studie getesteten Material zeigte Tetric® EvoCeram dennoch die beste Randadaptation. Der spaltfreie Randschluss der schmelzbegrenzten Teilbereiche betrug nach der thermomechanischen Belastung 91,5 % und deckte sich wiederum mit den vorliegenden Ergebnissen zur internen und marginalen Adaptation.

Der im Vergleich zur Schmelzadaptation schwächere Dentinverbund wurde in der vorliegenden Untersuchung jedoch durch die Präsenz von Hohlräumen am Kavitätenboden verursacht (Abb. 26).



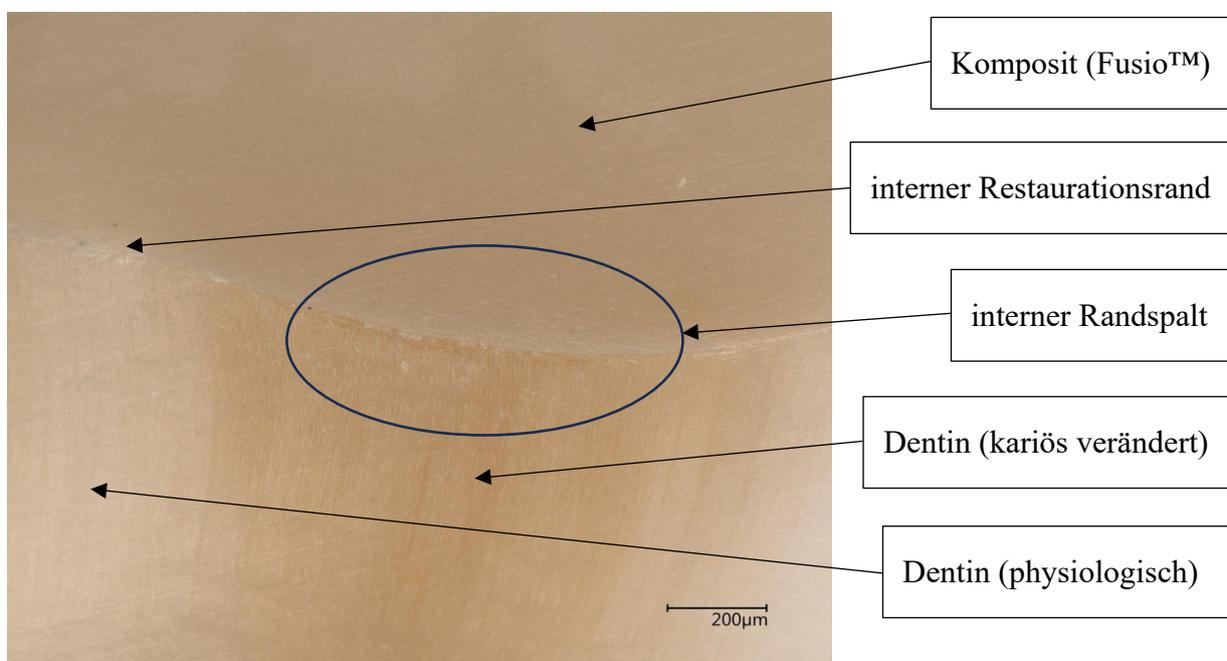
**Abbildung 26:** Querschnittsanalyse von Prüfkörper Nr.4 (Tetric® EvoCeram). Hohlräumbildung am Kavitätenboden der Restauration.

Diese können unter *in-vivo*-Bedingungen durch den hydrostatischen Pulpadruck und die Bewegung von Dentinliquor nach dem Entfernen der Schmierschicht hervorgerufen werden (Hannig & Friedrichs, 2001; Maroli et al., 1992; Spencer et al., 2000). Weitere Ursachen liegen in der unzureichenden Isolation und Trockenlegung oder der Ansammlung von Lösemitteln und dem Adhäsiv in den Randbereichen der Kavität (Paul et al., 1999; Purk et al., 2007). In der vorliegenden *in-vitro*-Studie muss jedoch die insuffiziente Kondensation der Komposit-Inkrementen für die Bildung der Hohlräume verantwortlich gemacht werden (Opdam et al., 2002). *In-vivo* können durch die Flüssigkeitsbewegungen und bakterielle Aktivitäten in diesen Bereichen postoperative Hypersensibilitäten und Rezidivkaries entstehen (Purk et al., 2007). Auch die Ausbildung von Restaurationsbrüchen kann durch Hohlräume im Komposit begünstigt werden (Baudin et al., 2009). Es konnten jedoch keine weiteren Veränderungen der Prüfkörper nach der thermomechanischen Belastung festgestellt werden. Der zusätzliche Einsatz eines niedrigviskosen Flow-Komposits am Kavitätenboden („Liner“) kann das Risiko von Hohlräumbildungen und Mikro-Leckagen reduzieren (Olmez et al., 2004).

***DMG Constic, Kerr Vertise™ Flow, Pentron Fusio™ Liquid Dentin***

In der Untersuchung der internen Adaptation konnten erneut keine signifikanten Unterschiede für die selbstadhäsiven fließfähigen Komposite im Vergleich zum klassischen Komposit festgestellt werden. Constic (96,9 %), Vertise™ Flow (95,8 %) und Fusio™ (99,0 %) erreichten über die schmelz- und dentinbegrenzten Teilbereiche bessere Ergebnisse als Tetric® EvoCeram. Insbesondere in den dentinbegrenzten Segmenten konnte eine nahezu 100 %-ige Adaptation festgestellt werden. Dem entgegen wurde jedoch der Einfluss der kariösen Schädigung an Prüfkörper Nr. 3 des Komposits Fusio™ deutlich (Abb. 27). Es konnte im Dentin lediglich eine spaltfreie Adaptation von 35,9 % festgestellt werden.

Auch in vorangegangenen Studien konnten schlechtere Haftwerte an sklerotisch verändertem Dentin nachgewiesen werden (Tay et al., 2000; Wang et al., 2019). Hierbei handelt es sich nicht nur um ein Problem der selbstadhäsiven Komposite, sondern der Adhäsivtechnik im Allgemeinen. Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass restaurative Behandlungen nicht an naturgesunden Zähnen stattfinden und Zahnschubstanzveränderungen durch Kariesbefall auftreten können. In derartigen Fällen kann eine zusätzliche Dentinvorbehandlung zu besseren Ergebnissen führen (Martini et al., 2017; Wang et al., 2019).



**Abbildung 27:** *Querschnittsanalyse von Prüfkörper Nr.3 (Pentron Fusio™). Spaltbildung am Kavitätenboden im Bereich einer kariösen Vorschädigung und Veränderung des Dentins.*

Die insgesamt gute Dentinadaptation von Vertise™ Flow wurde auch in einer Studie von Hala *et al.* (2023) aufgezeigt. In Bezug auf die interne Spaltbildung an Klasse-V-Kavitäten konnten hier keine signifikanten Unterschiede zum klassischen Komposit festgestellt werden. In einer Untersuchung von Vichi *et al.* (2013) an Klasse-I-Restaurationen konnte das gute Randschlussverhalten für Vertise™ Flow bestätigt werden.

Auch das selbstadhäsive Komposit Fusio™ erreichte in einer Untersuchung vergleichbare Dentinadaptation wie ein klassisches Komposit (Makishi *et al.*, 2015). Entgegen der Beobachtungen der vorliegenden Studie konnte jedoch ein signifikant schlechteres Ergebnis für Vertise™ Flow aufgezeigt werden. Auch in der Studie von Abdel-Maksoud *et al.* (2021) an Klasse-V-Kavitäten wurden beim Einsatz von Vertise™ Flow signifikant höhere Spaltbildungen am Kavitätenboden und Restaurationsverluste festgestellt. Anders als bei der vorangegangenen und der vorliegenden Studie wurde jedoch ein eher rundes Kavitäten-Design gewählt. Es kann also keine zusätzliche makromechanische Retention angenommen werden (s.a. Kapitel 6.2.1). Eine weitere Erklärung liefern Untersuchungen zur Scherhaftung und Mikrozugfestigkeit, die unabhängig von weiteren Beobachtungen zum Randschluss- und Abdichtungsverhalten für **alle** selbstadhäsiven Komposite ein signifikant schlechteres Ergebnis im Vergleich zu klassischen Kompositen aufzeigten (Abdelraouf *et al.*, 2019; David *et al.*, 2022; Peterson *et al.*, 2018; Poitevin *et al.*, 2013; Wajdowicz *et al.*, 2012).

Zu Constic finden sich zum jetzigen Zeitpunkt (Recherchestand: Oktober 2024) keine vergleichbaren Untersuchungen zur internen Adaptation. Das Material zeigte in der vorliegenden Studie aber ein ebenso exzellentes Adaptationsverhalten und keine signifikanten Unterschiede zum klassischen Komposit und den beiden selbstadhäsiven Kompositen. Jedoch unterschieden sich die Ergebnisse der schmelz- und dentinbegrenzten Segmente signifikant voneinander ( $p = 0,0372$ ). Ein zentraler Bestandteil von Constic ist das saure MDP-Monomer. Bereits in selbststützenden Adhäsivsystemen konnten vergleichsweise bessere Haftwerte für MDP-basierende Haftvermittler nachgewiesen werden (Fehrenbach *et al.*, 2021, 2022). Auch die Materialapplikation in Inkrementen begünstigt eine gute interne Adaptation an der Zahnschmelz (Alqudaihi *et al.*, 2019; Bakhsh *et al.*, 2013; Miguez *et al.*, 2004). Zudem trägt die hohe Fließfähigkeit des Materials zu einer besseren Benetzung der Kavitätenoberfläche bei (Lagouvardos *et al.*, 2015; Opdam *et al.*, 1996).

Im Vergleich mit Tetric® EvoCeram konnte hingegen eine etwas schlechtere Schmelzadaptation für alle selbstadhäsiven fließfähigen Komposite beobachtet werden. Die Ergebnisse stehen im Einklang mit einer Vielzahl von Studien, die den Einfluss einer zusätzlichen Phosphorsäureätzung auf den Schmelzverbund untersucht haben (Hanabusa et al., 2012; Ozer & Blatz, 2013; Van Landuyt et al., 2006). Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass eine selektive Schmelzätzung zu einem besseren Haftverbund in Folge einer stärker ausgeprägten retentiven Schmelzoberfläche führt. In den dentinbegrenzten Bereichen konnte keine signifikante Verbesserung der Haftwerte nachgewiesen werden. Auch die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigen diese Annahme.

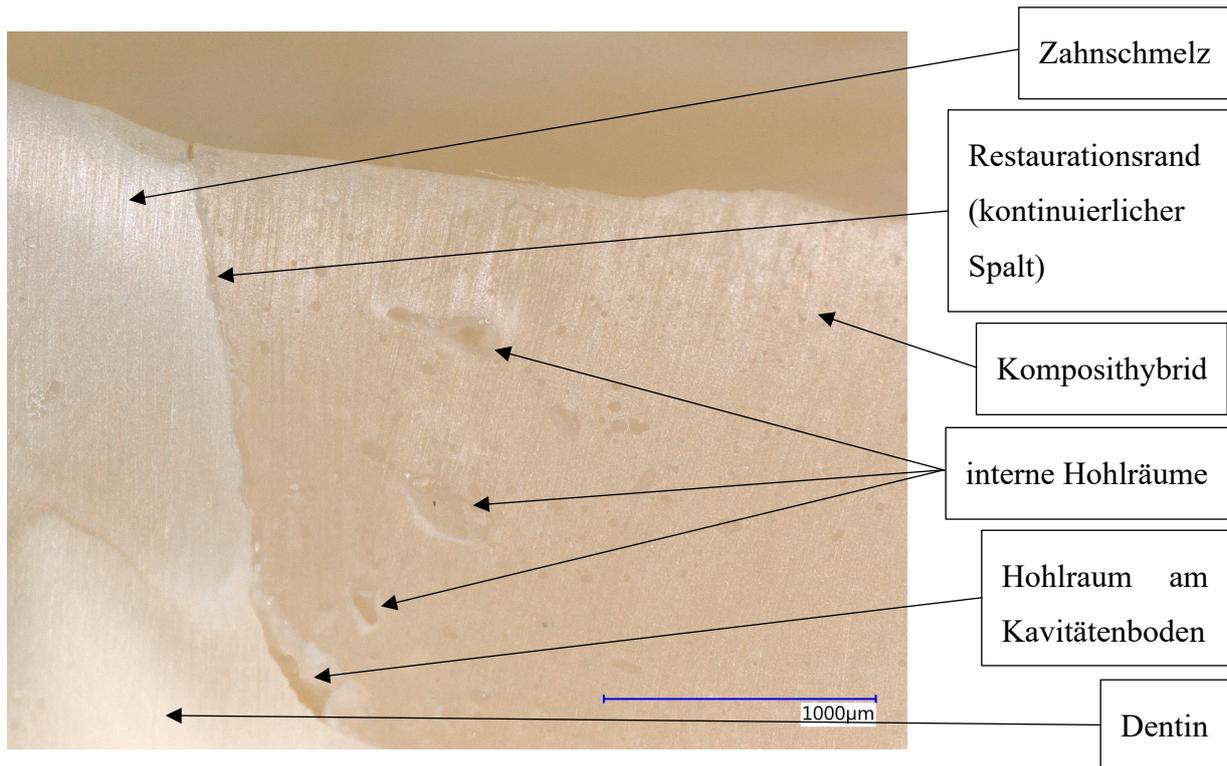
### ***Surefil one™***

Das selbstadhäsive Komposithybrid zeigte auch in der Bewertung der internen Adaptation das signifikant schlechteste Ergebnis aller untersuchter Materialien. Über schmelz- und dentinbegrenzte Bereiche würde für das Material eine spaltfreie interne Adaptation von 43,4 % ermittelt. Die zusätzliche Kontrollgruppe (1b) erreichte lediglich eine interne Gesamtadaptation von ca. 20 %.

Signifikante Unterschiede in Bezug auf die Randadaptation in den dentinbegrenzten Bereichen im Vergleich mit klassischen Bulk-Fill-Kompositen konnten wiederum in den Untersuchungen von Ibrahim und Selivany (2023) aufgezeigt werden. Auch die Studie von Frankenberger *et al.* (2020) bestätigte die Ergebnisse und zeigte einen signifikanten Unterschied zu den in der Studie verwendeten Universalkompositen. Der spaltfreie Randschluss im Dentin betrug nach 100.000 TML-Zyklen ca. 55 %. Die in dieser Studie insgesamt akzeptablen Ergebnisse von Surefil one™ konnten jedoch in der Studie von Elraggal *et al.* (2024) nicht bestätigt werden. Darüber hinaus konnten in Bezug auf die Scherhaftung, Mikrozugfestigkeit und Mikro-Leckagen schlechtere Ergebnisse im Vergleich mit einem klassischen Komposit nachgewiesen werden.

Ähnlich wie bei Glasionomern oder sehr klebrigen und hochviskosen Kompositen konnte außerdem eine Vielzahl von Hohlraumbildungen am Kavitätenrand und innerhalb des Materials festgestellt werden (Kaushik et al., 2014; N. J. Opdam et al., 1996; Opdam et al., 2002) (Abb. 28). Anders als bei Tetric® EvoCeram wurden hingegen deutliche Verschlechterungen des Adaptationsverhalten und Füllungsrisse im Komposithybrid beobachtet. Dies konnte auch in der Studie von Alzahrani *et al.* (2023) aufgezeigt werden.

Unabhängig von der aktuellen Verfügbarkeit des Materials, ist der Einsatz von Surefil one™ nach den Erkenntnissen dieser und den vorherigen Studien als eher kritisch zu betrachten und kann nur eingeschränkt empfohlen werden. Auch die angestrebte Substitution von Amalgam erscheint zum jetzigen Zeitpunkt als nicht zuverlässig. In der Studie von Frankenberger *et al.* (2020) wurden auch im direkten Vergleich mit dem Amalgam Dispersalloy in nahezu allen Untersuchungspunkten signifikant schlechtere Ergebnisse für das Komposithybrid ermittelt.



**Abbildung 28:** Querschnittsanalyse von Prüfkörper Nr.1 (Sirona Surefil one™). Neben einem kontinuierlichen Randspalt im schmelzbegrenzten Teilbereich wurden Hohlräume am Kavitätenboden und innerhalb der Restauration festgestellt.

### 6.3 Schlussfolgerung

In Bezug auf die Fragestellungen lassen sich nach der Untersuchung der selbstadhäsiven Füllungsmaterialien folgende Rückschlüsse ziehen:

- 1) Die selbstadhäsiven fließfähigen Komposite zeigten keinen signifikanten Unterschied zum klassischen Komposit und konnten auch in ausgedehnten Klasse-I-Kavitäten einen vergleichbaren, guten Randschluss liefern. Lediglich das Komposithybrid Surefil one™ zeigte im Vergleich mit allen getesteten Materialien signifikant schlechtere Ergebnisse.
- 2) Die thermische und mechanische Wechselbelastung führte in allen Versuchsgruppen zu einer Verschlechterung des Randschlussverhaltens. Mit Ausnahme von Surefil one™ waren diese Veränderungen jedoch geringfügig und nicht signifikant. Das Nanohybrid-Komposit Tetric® EvoCeram zeigte hierbei die geringste Verschlechterung.
- 3) Auch in Hinblick auf die interne Adaptation konnten die Gesamtergebnisse wiederum keinen signifikanten Unterschied zwischen den selbstadhäsiven fließfähigen und dem klassischen Komposit aufzeigen. An den untersuchten Querschnitten konnten darüber hinaus bessere Ergebnisse für die selbstadhäsiven Materialien nachgewiesen werden. Auch das signifikant schlechtere Adaptationsverhalten von Surefil one™ wurde an den Sagittalschliffen deutlich.
- 4) Die gesonderte Betrachtung der schmelz- und dentinbegrenzten Teilbereiche zeigte die beste Schmelzadaptation für Tetric® EvoCeram (Median: 100 %). Die besten Dentinadaptation erreichten Kerr Vertise™ Flow und DMG Constic (Median: 100 %). Lediglich das Komposithybrid Surefil one™ zeigte im Vergleich mit den weiteren getesteten Materialien hoch signifikante Unterschiede. Innerhalb der einzelnen Materialgruppen konnte für DMG Constic signifikante Unterschiede zwischen den schmelz- und dentinbegrenzten Bereichen ermittelt werden. Die Gesamtheit der Ergebnisse zeigt jedoch, dass die selbstadhäsiven fließfähigen Komposite bessere Adaptationswerte im Dentin erreichen als das klassische Komposit.
- 5) Die Überschreitung der Herstellerindikation führte *in-vitro* bei Anwendung der selbstadhäsiven Komposite mit Ausnahme von einem Prüfkörper (Kerr Vertise™ Flow Zahn Nr. 1) zu keiner signifikanten Verschlechterung des Randschlussverhalten, Restaurationsverlusten und Zahnschmelzverlusten. Entgegen der Herstellervorgabe konnten die

selbstadhäsiven fließfähigen Komposite auch über ihren eigentlichen Anwendungsbereich hinaus vergleichbare Ergebnisse wie ein klassisches Komposit liefern.

Die teilweise sehr guten Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass neue selbstadhäsive Materialien durchaus vergleichbare spaltfreie Randadaptationen wie ein klassisches Komposit (mit Adhäsivsystem) liefern können. Die Analyse des Komposithybrids Surefil one™ verdeutlicht aber auch die Probleme, die mit der Einführung neuer Materialien und Materialgruppen einhergehen können. Der verlässliche Einsatz des Komposithybrids in ausgedehnten Klasse-I-Kavitäten erscheint nach den Erkenntnissen der vorliegenden Studie fraglich und kann nicht empfohlen werden.

Berücksichtigt man die Gesamtergebnisse der vorliegenden Arbeit zur internen und marginalen Adaptation, erweisen sich Constic, Fusio™ und Vertise™ Flow als vielversprechend. Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass alle Ergebnisse im Rahmen einer *in-vitro*-Studie erzielt wurden. Eine Vielzahl von *in-vivo* auftretenden Faktoren, wie z.B. Bakterien, Speichelkontamination und patientenabhängige Faktoren (Bruxismus, Mundhygiene etc.) können *in-vitro* nicht oder nur eingeschränkt simuliert werden. Aktuelle systematische Übersichtsarbeiten zeigen aber auch, dass die Materialien ebenso in klinischen Situationen gleichwertige Ergebnisse liefern können (Liu et al., 2023; Mourão & Lowenstein, 2024).

Welche der getesteten Komposite sich schlussendlich auf dem Markt etablieren können, hängt von mehreren Faktoren ab. Insbesondere im Hinblick auf die Belastbarkeit und die Haftwerte erscheinen nach aktuellen Untersuchungen weitere Materialverbesserungen als unerlässlich, um absolut gleichwertige Ergebnisse wie bei konventionellen Kompositen zu ermöglichen. Die guten vorliegenden Ergebnisse zeigen aber auch, dass ein verlässlicher Einsatz der selbstadhäsiven Komposite in ausgedehnten Klasse-I-Kavitäten absolut möglich ist.

## 7 Literaturverzeichnis

Abdel-Maksoud, H. B., Bahanan, A. W., Alkhattabi, L. J., & Bakhsh, T. A. (2021). Evaluation of Newly Introduced Bioactive Materials in Terms of Cavity Floor Adaptation: OCT Study. *Materials*, *14*(24), 7668.

Abdelraouf, R. M., Mohammed, M., & Abdelgawad, F. (2019). Evaluation of Shear-Bond-Strength of Dental Self-Adhering Flowable Resin-Composite versus Total-Etch One to Enamel and Dentin Surfaces: An In-Vitro Study. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, *7*(13), 2162–2166.

Abou-Rass, M. (1983). Crack lines: The precursors of tooth fractures - their diagnosis and treatment. *Quintessence International, Dental Digest*, *14*(4), 437–447.

Al Sunbul, H., Silikas, N., & Watts, D. C. (2016). Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *32*(8), 998–1006.

Albelasy, E. H., Chen, R., Fok, A., Montasser, M., Hamama, H. H., Mahmoud, S. H., Abdelrehim, T., & Chew, H. P. (2023). Inhibition of Caries around Restoration by Ion-Releasing Restorative Materials: An In Vitro Optical Coherence Tomography and Micro-Computed Tomography Evaluation. *Materials*, *16*(16), 5558.

Alghamdi, A. A., Athamh, S., Alzhrani, R., & Filemban, H. (2024). Assessment of the Micro-Tensile Bond Strength of a Novel Bioactive Dental Restorative Material (Surefil One). *Polymers*, *16*(11), 1558.

Alkattan, R., Koller, G., Banerji, S., & Deb, S. (2021). Bis[2-(Methacryloyloxy) Ethyl] Phosphate as a Primer for Enamel and Dentine. *Journal of Dental Research*, *100*(10), 1081–1089.

Alqudaihi, F. S., Cook, N. B., Diefenderfer, K. E., Bottino, M. C., & Platt, J. A. (2019). Comparison of Internal Adaptation of Bulk-fill and Increment-fill Resin Composite Materials. *Operative Dentistry*, *44*(1), E32–E44.

Alrahlah, A., Silikas, N., & Watts, D. C. (2014). Hygroscopic expansion kinetics of dental resin-composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *30*(2), 143–148.

- Alzahrani, B., Alshabib, A., & Awliya, W. (2023a). Surface hardness and flexural strength of dual-cured bulk-fill restorative materials after solvent storage. *BMC Oral Health*, *23*, 306.
- Alzahrani, B., Alshabib, A., & Awliya, W. (2023b). The Depth of Cure, Sorption and Solubility of Dual-Cured Bulk-Fill Restorative Materials. *Materials*, *16*(20), 6673.
- Amaral, C., Diniz, A., Arantes, E., Santos, G., Noronha-Filho, J., & da Silva, E. (2016). Resin-dentin Bond Stability of Experimental 4-META-based Etch-and-rinse Adhesives Solvated by Ethanol or Acetone. *The journal of adhesive dentistry*, *18*.
- Amaral, F. L. B., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., & Corona, S. A. M. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: A critical review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, *19*(6), 340–353; discussion 354.
- Armstrong, S., Breschi, L., Özcan, M., Pfefferkorn, F., Ferrari, M., & Van Meerbeek, B. (2017). Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength ( $\mu$ TBS) approach. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *33*(2), 133–143.
- Attin, T., Buchalla, W., Kielbassa, A. M., & Helwig, E. (1995). Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *11*(6), 359–362.
- Ayar, M. K. (2016). A review of ethanol wet-bonding: Principles and techniques. *European Journal of Dentistry*, *10*(1), 155–159.
- Azizi, F., Ezoji, F., Khafri, S., & Esmaeili, B. (2023). Surface Micro-Hardness and Wear Resistance of a Self-Adhesive Flowable Composite in Comparison to Conventional Flowable Composites. *Frontiers in Dentistry*, *20*, 10.
- Bakhsh, T. A., Sadr, A., Shimada, Y., Mandurah, M. M., Hariri, I., Alsayed, E. Z., Tagami, J., & Sumi, Y. (2013). Concurrent evaluation of composite internal adaptation and bond strength in a class-I cavity. *Journal of Dentistry*, *41*(1), 60–70.
- Barabanti, N., Gagliani, M., Roulet, J.-F., Testori, T., Ozcan, M., & Cerutti, A. (2013). Marginal quality of posterior microhybrid resin composite restorations applied using two polymerisation protocols: 5-year randomised split mouth trial. *Journal of Dentistry*, *41*(5), 436–442.

- Baudin, C., Osorio, R., Toledano, M., & de Aza, S. (2009). Work of fracture of a composite resin: Fracture-toughening mechanisms. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, 89(3), 751–758.
- Blunck, U., & Roulet, J. F. (1999). Marginal adaptation of compomer Class V restorations in vitro. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 1(2), 143–151.
- Bowen, R. L. (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 66(1), 57–64.
- Braga, R. R., Ballester, R. Y., & Ferracane, J. L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21(10), 962–970.
- Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., & De Stefano Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 24(1), 90–101.
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849–853.
- Cardoso, M. V., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., & Van Meerbeek, B. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, 56 Suppl 1, 31–44.
- Carrilho, E., Cardoso, M., Marques Ferreira, M., Marto, C. M., Paula, A., & Coelho, A. S. (2019). 10-MDP Based Dental Adhesives: Adhesive Interface Characterization and Adhesive Stability—A Systematic Review. *Materials*, 12(5), 790.
- Casselli, D. S. M., Faria-e-Silva, A. L., Casselli, H., & Martins, L. R. M. (2013). Marginal adaptation of class V composite restorations submitted to thermal and mechanical cycling. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 21(1), 68–73.
- Çelik, E. U., Aka, B., & Yilmaz, F. (2015). Six-month Clinical Evaluation of a Self-adhesive Flowable Composite in Noncarious Cervical Lesions. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 17(4), 361–368.
- Celik, E. U., Kucukyilmaz, E., & Savas, S. (2015). Effect of different surface pre-treatment methods on the microleakage of two different self-adhesive composites in Class V cavities. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 16(1), 33–38.

- Çelik Köycü, B., & İmirzalıoğlu, P. (2017). Heat Transfer and Thermal Stress Analysis of a Mandibular Molar Tooth Restored by Different Indirect Restorations Using a Three-Dimensional Finite Element Method. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 26(5), 460–473.
- Cengiz, T., & Ünal, M. (2019). Comparison of microtensile bond strength and resin-dentin interfaces of two self-adhesive flowable composite resins by using different universal adhesives: Scanning electron microscope study. *Microscopy Research and Technique*, 82(7), 1032–1040.
- Chang, J. C., Hurst, T. L., Hart, D. A., & Estey, A. W. (2002). 4-META use in dentistry: A literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(2), 216–224.
- Daher, R., Krejci, I., di Bella, E., & Marger, L. (2021). Evaluation of the Validity of Digital Optical Microscopy in the Assessment of Marginal Adaptation of Dental Adhesive Interfaces. *Polymers*, 14(1), 83.
- David, C., Cardoso de Cardoso, G., Isolan, C. P., Piva, E., Moraes, R. R., & Cuevas-Suarez, C. E. (2022). Bond strength of self-adhesive flowable composite resins to dental tissues: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(5), 876–885.
- de Brito, O., de Oliveira, I., & Monteiro, G. (2019). Hydrolytic and Biological Degradation of Bulk-fill and Self-adhering Resin Composites. *Operative Dentistry*, 44(5), E223–E233.
- de Camargo, E. J., Moreschi, E., Baseggio, W., Cury, J. A., & Pascotto, R. C. (2009). COMPOSITE DEPTH OF CURE USING FOUR POLYMERIZATION TECHNIQUES. *Journal of Applied Oral Science*, 17(5), 446–450.
- Derkson, G. D., Pashley, D. H., & Derkson, M. E. (1986). Microleakage measurement of selected restorative materials: A new in vitro method. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(4), 435–440.
- DeWald, J. P. (1997). The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: A review of infection control considerations. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 13(2), 74–81.
- Dietschi, D., Askari, M., Rossier, I., Caseiro, L., Krejci, I., Leprince, J. G., Di Bella, E., & Ardu, S. (2023). Marginal Adaptation of In Vitro Class II Restorations Made Out of Bulk or Conventional Composite Using Single- or Multi-Layered Techniques. *Materials*, 16(18), Article 18.

- Donker, V. J. J., Janss, P. E. A., Pol, C. W. P., Raghoobar, G. M., Vissink, A., & Meijer, H. J. A. (2024). Mechanical performance of patient-specific prefabricated temporary shell versus laboratory-fabricated CAD/CAM provisional implant-supported single-tooth restorations: A laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*.
- Dumbryte, I., Vailionis, A., Skliutas, E., Juodkazis, S., & Malinauskas, M. (2021). Three-dimensional non-destructive visualization of teeth enamel microcracks using X-ray micro-computed tomography. *Scientific Reports*, *11*(1), 14810.
- Duverger, O., Beniash, E., & Morasso, M. I. (2016). Keratins as components of the enamel organic matrix. *Matrix Biology: Journal of the International Society for Matrix Biology*, *52–54*, 260–265.
- Eichler, E., Vach, K., Schlueter, N., Jacker-Guhr, S., & Luehrs, A.-K. (2024). Dentin adhesion of bulk-fill composites and universal adhesives in class I-cavities with high C-factor. *Journal of Dentistry*, *142*, 104852.
- Eiriksson, S. O., Pereira, P. N. R., Swift, E. J., Heymann, H. O., & Sigurdsson, A. (2004). Effects of saliva contamination on resin-resin bond strength. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *20*(1), 37–44.
- Ekambaram, M., Yiu, C. K. Y., & Matinlinna, J. P. (2015). An overview of solvents in resin–dentin bonding. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, *57*, 22–33.
- Elfakhri, F., Alkahtani, R., Li, C., & Khaliq, J. (2022). Influence of filler characteristics on the performance of dental composites: A comprehensive review. *Ceramics International*, *48*(19, Part A), 27280–27294.
- Eliasson, S. T., & Dahl, J. E. (2020). Effect of thermal cycling on temperature changes and bond strength in different test specimens. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, *7*(1), 16–24.
- Elraggal, A., Raheem, I. A., Holiel, A., Alhotan, A., Alshabib, A., Silikas, N., Watts, D. C., Alharbi, N., & Afifi, R. R. (2024). Bond Strength, Microleakage, Microgaps, and Marginal Adaptation of Self-adhesive Resin Composites to Tooth Substrates with and without Preconditioning with Universal Adhesives. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *26*(1), 53–64.
- Emamieh, S., Hojati, P., Ghasemi, A., & Torabzadeh, H. (2018). Effect of cusp coverage and water storage on compressive strength of composite restorations of premolars. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, *10*(4), e341–e345.

- Fehrenbach, J., Isolan, C. P., & Münchow, E. A. (2021). Is the presence of 10-MDP associated to higher bonding performance for self-etching adhesive systems? A meta-analysis of in vitro studies. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 37(10), 1463–1485.
- Fehrenbach, J., Lacerda-Santos, R., Machado, L. S., Miotti, L. L., de Carvalho, F. G., & Münchow, E. A. (2022). Which self-etch acidic composition may result in higher dental bonds at the long-term? A network meta-analysis review of in vitro studies. *Journal of Dentistry*, 126, 104283.
- Feilzer, A. J., De Gee, A. J., & Davidson, C. L. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research*, 66(11), 1636–1639.
- Francois, P., Fouquet, V., Attal, J.-P., & Dursun, E. (2020). Commercially Available Fluoride-Releasing Restorative Materials: A Review and a Proposal for Classification. *Materials*, 13(10), 2313.
- Frankenberger, R., Dudek, M.-C., Winter, J., Braun, A., Krämer, N., von Stein-Lausnitz, M., & Roggendorf, M. J. (2020). Amalgam Alternatives Critically Evaluated: Effect of Long-term Thermomechanical Loading on Marginal Quality, Wear, and Fracture Behavior. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 22(1), 107–116.
- Frankenberger, R., Heidemann, D., Staehle, H., Hellwig, E., Blunck, U., & Hickel, R. (2017). *Neue Begriffe in der restaurativen Zahnerhaltung*. <https://www.semanticscholar.org/paper/Neue-Begriffe-in-der-restaurativen-Zahnerhaltung-Frankenberger-Heidemann/5755185a7318bf8846475e8d1813efbd05fa6a81>
- Frankenberger, R., Lohbauer, U., Roggendorf, M. J., Naumann, M., & Taschner, M. (2008). Selective enamel etching reconsidered: Better than etch-and-rinse and self-etch? *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10(5), 339–344.
- Frankenberger, R., Sindel, J., Krämer, N., & Petschelt, A. (1999). Dentin bond strength and marginal adaptation: Direct composite resins vs ceramic inlays. *Operative Dentistry*, 24(3), 147–155.
- Frankenberger, R., & Tay, F. R. (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: Effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21(5), 397–412.

- Fu, J., Kakuda, S., Pan, F., Hoshika, S., Ting, S., Fukuoka, A., Bao, Y., Ikeda, T., Nakaoki, Y., Selimovic, D., Sano, H., & Sidhu, S. K. (2013). Bonding performance of a newly developed step-less all-in-one system on dentin. *Dental Materials Journal*, *32*(2), 203–211.
- Furuse, A. Y., da Cunha, L. F., Benetti, A. R., & Mondelli, J. (2007). Bond strength of resin-resin interfaces contaminated with saliva and submitted to different surface treatments. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, *15*(6), 501–505.
- Gaengler, P., Hoyer, I., Montag, R., & Gaebler, P. (2004). Micromorphological evaluation of posterior composite restorations—A 10-year report. *Journal of Oral Rehabilitation*, *31*(10), 991–1000.
- Gale, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, *27*(2), 89–99.
- Garcia-Godoy, F., Krämer, N., Feilzer, A. J., & Frankenberger, R. (2010). Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results *in vitro* vs. *in vivo*. *Dental Materials*, *26*(11), 1113–1118.
- Giachetti, L., Scaminaci Russo, D., Bambi, C., & Grandini, R. (2006). A review of polymerization shrinkage stress: Current techniques for posterior direct resin restorations. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, *7*(4), 79–88.
- Gogineni, S., Ganipineni, K., Babburi, S., Venigalla, A., Pinniseti, S., Kotti, A. B., & Kalapala, L. (2016). Evaluation of Vinegar as a Disinfectant for Extracted Human Teeth—An in-Vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR*, *10*(7), ZC50–ZC52.
- Goldberg, M., Kulkarni, A. B., Young, M., & Boskey, A. (2011). Dentin: Structure, Composition and Mineralization. *Frontiers in Bioscience (Elite Edition)*, *3*, 711–735.
- Goracci, C., Margvelashvili, M., Giovannetti, A., Vichi, A., & Ferrari, M. (2013). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a new self-adhering flowable resin composite. *Clinical Oral Investigations*, *17*(2), 609–617.
- Gorseta, K., Borzabadi-Farahani, A., Vrazic, T., & Glavina, D. (2019). An In-Vitro Analysis of Microleakage of Self-Adhesive Fissure Sealant vs. Conventional and GIC Fissure Sealants. *Dentistry Journal*, *7*(2), 32.
- Gregor, L., Bortolotto, T., Feilzer, A. J., & Krejci, I. (2013). Effect of different bonding strategies on the marginal adaptation of class 1 silorane restorations. *American Journal of Dentistry*, *26*(3), 127–131.

- Gwinnett, A. J. (1981). Acid Etching for Composite Resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 271–289.
- Haak, R., Brückner, A., Häfer, M., Scholz, M., & Schneider, H. (2021). Is There an Association Between Clinical and SEM Quantitative Marginal Analysis in a 90-month Trial? *The Journal of Adhesive Dentistry*, 23(1), 37–46.
- Haak, R., Schäfer, P., Hanßen, B., Ziebolz, D., Park, K. J., Häfer, M., Schmalz, G., & Schneider, H. (2022). OCT Evaluation of Marginal and Internal Interface Integrity of Class V Composite Restorations after 36 to 48 Months. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 24(1), 165–174.
- Hafez, M., & Elhatery, A. (2022). Marginal Adaptation of One Bioactive Bulk Fill Material and Three Bulk Fill Resin Based Composites in MOD Cavities. *Advanced Dental Journal*, 4(1), 74–84.
- Hala, A. N., Etman, W. M., & Geniad, T. M. (2023). Internal and marginal adaptation of self-adhesive and flowable composite resins. *Tanta Dental Journal*, 20(4), 299.
- Haller, B., & Blunck, U. (2003). Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztliche Mitteilungen*, 93(7), 48–58.
- Han, F., Dai, S., Yang, J., Shen, J., Liao, M., Xie, H., & Chen, C. (2020). Glycerol Phosphate Dimethacrylate: An Alternative Functional Phosphate Ester Monomer to 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate for Enamel Bonding. *ACS Omega*, 5(38), 24826–24837.
- Han, S. H., & Park, S. H. (2017). Comparison of Internal Adaptation in Class II Bulk-fill Composite Restorations Using Micro-CT. *Operative Dentistry*, 42(2), 203–214.
- Hanabusa, M., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Ende, A., Van Meerbeek, B., & De Munck, J. (2012). Bonding effectiveness of a new „multi-mode“ adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, 40(6), 475–484.
- Hannig, M., & Friedrichs, C. (2001). Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability. *Operative Dentistry*, 26(1), 3–11.
- Hardan, L., Bourgi, R., Cuevas-Suárez, C. E., Devoto, W., Zarow, M., Monteiro, P., Jakubowicz, N., Zoghbi, A. E., Skaba, D., Mancino, D., Kharouf, N., Haïkel, Y., & Lukomska-Szymanska, M. (2023). Effect of Different Application Modalities on the Bonding Performance of Adhesive Systems to Dentin: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Cells*, 12(1), 190.

- Hardan, L., Bourgi, R., Kharouf, N., Mancino, D., Zarow, M., Jakubowicz, N., Haikel, Y., & Cuevas-Suárez, C. E. (2021). Bond Strength of Universal Adhesives to Dentin: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers*, *13*(5), Article 5.
- Hashimoto, M., Fujita, S., Endo, K., & Ohno, H. (2009). Effect of dentinal water on bonding of self-etching adhesives. *Dental Materials Journal*, *28*(5), 634–641.
- Hattori, Y., Satoh, C., Kunieda, T., Endoh, R., Hisamatsu, H., & Watanabe, M. (2009). Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. *Journal of Biomechanics*, *42*(10), 1533–1538.
- Hepdeniz, O. K., & Ermis, R. B. (2019). Comparative evaluation of marginal adaptation and microleakage of low-shrinking composites after thermocycling and mechanical loading. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, *22*(5), 633–641.
- Hidaka, O., Iwasaki, M., Saito, M., & Morimoto, T. (1999). Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *Journal of Dental Research*, *78*(7), 1336–1344.
- Hoffmann, L., Neuerer, C., Heck, K., & Kunzelmann, K.-H. (2021). Bulk-fill Composites Compared to a Nanohybrid Composite in Class-II Cavities—A Two-year Follow-Up Study. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *23*(5), 389–396.
- Ibrahim, M. F., & Selivany, B. J. (2023). MARGINAL ADAPTATION OF SELF ADHESIVE (SUREFIL ONE) AND CONVENTIONAL BULKFILL COMPOSITES: AN-IN VITRO STUDY. *Journal of Duhok University*, *26*(1), Article 1.
- Ijbara, M., Wada, K., Tabata, M. J., Wada, J., Inoue, G., & Miyashin, M. (2018). Enamel Microcracks Induced by Simulated Occlusal Wear in Mature, Immature, and Deciduous Teeth. *BioMed Research International*, *2018*, 5658393.
- Ilie, N., Jelen, E., Clementino-Luedemann, T., & Hickel, R. (2007). Low-shrinkage composite for dental application. *Dental Materials Journal*, *26*(2), 149–155.
- Iliev, G., Hardan, L., Kassis, C., Bourgi, R., Cuevas-Suárez, C. E., Lukomska-Szymanska, M., Mancino, D., Haikel, Y., & Kharouf, N. (2021). Shelf Life and Storage Conditions of Universal Adhesives: A Literature Review. *Polymers*, *13*(16), 2708.
- Irmak, Ö., Baltacıoğlu, İ. H., Ulusoy, N., & Bağış, Y. H. (2016). Solvent type influences bond strength to air or blot-dried dentin. *BMC Oral Health*, *16*(1), 77.

- Isolan, C. P., Sarkis-Onofre, R., Lima, G. S., & Moraes, R. R. (2018). Bonding to Sound and Caries-Affected Dentin: A Systematic Review and Meta-Analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 20(1), 7–18.
- Jacobsen, T., & Söderholm, K. J. (1995). Some effects of water on dentin bonding. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 11(2), 132–136.
- Jin, X., Han, F., Wang, Q., Yuan, X., Zhou, Q., Xie, H., Niu, L., & Chen, C. (2022). The roles of 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate and its calcium salt in preserving the adhesive–dentin hybrid layer. *Dental Materials*, 38(7), 1194–1205.
- Kalola, A. V., Sreejith, S. U., Kanodia, S., Parmar, A., Iyer, J. V., & Parmar, G. J. (2022). Comparative clinical evaluation of a self-adhering flowable composite with conventional flowable composite in Class I cavity: An in vivo study. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*, 25(2), 156–160.
- Kaushik, M., Sharma, R., Reddy, P., Pathak, P., Udameshi, P., & Vallakuruchi Jayabal, N. (2014). Comparative Evaluation of Voids Present in Conventional and Capsulated Glass Ionomer Cements Using Two Different Conditioners: An In Vitro Study. *International Journal of Biomaterials*, 2014, 935240.
- Kim, J.-S., Cho, B.-H., Lee, I.-B., Um, C.-M., Lim, B.-S., Oh, M.-H., Chang, C.-G., & Son, H.-H. (2005). Effect of the hydrophilic nanofiller loading on the mechanical properties and the microtensile bond strength of an ethanol-based one-bottle dentin adhesive. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 72(2), 284–291.
- Kim, K.-H., Ong, J. L., & Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 642–649.
- Krämer, N., Schmidt, M., Lücker, S., Domann, E., & Frankenberger, R. (2018). Glass ionomer cement inhibits secondary caries in an in vitro biofilm model. *Clinical Oral Investigations*, 22(2), 1019–1031.
- Krejci, I., Heinzmann, J. L., & Lutz, F. (1990). The wear on enamel, amalgam and their enamel antagonists in a computer-controlled mastication simulator. *Schweizer Monatsschrift Fur Zahnmedizin = Revue Mensuelle Suisse D'odonto-Stomatologie = Rivista Mensile Svizzera Di Odontologia E Stomatologia*, 100(11), 1285–1291.

- Krejci, I., Lutz, F., & Krejci, D. (1988). The influence of different base materials on marginal adaptation and wear of conventional Class II composite resin restorations. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 19(3), 191–198.
- Kumagai, H., Suzuki, T., Hamada, T., Sondang, P., Fujitani, M., & Nikawa, H. (1999). Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(12), 932–935.
- Kumar, A. A., de Ataide, I. de N., & Fernandes, M. (2021). Comparative evaluation of sealing ability of two self-adhesive flowable composites following various restorative techniques in Class V lesions: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 24(5), 508–513. [https://doi.org/10.4103/jcd.jcd\\_268\\_21](https://doi.org/10.4103/jcd.jcd_268_21)
- Kuraray, N. (2012, November 17). *MDP seit 1981*. Kuraray Noritake. <https://www.kuraraynoritake.eu/de/newsroom/mdp-seit-1981>
- Kwansirikul, A., Sae-Lee, D., Angwaravong, O., & Angwarawong, T. (2020). Effect of different surface treatments of human occlusal sclerotic dentin on micro-tensile bond strength to resin composite core material. *European Journal of Oral Sciences*, 128(3), 263–273.
- Kwong, S. M., Cheung, G. S. P., Kei, L. H., Itthagarun, A., Smales, R. J., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2002). Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 18(5), 359–369.
- Lagouvardos, P., Nikolinakos, N., & Oulis, C. (2015). Volume fraction and location of voids and gaps in ultraconservative restorations by X-ray computed micro-tomography. *Dental Research Journal*, 12(6), 520–527.
- Lawn, B. R., & Lee, J. J.-W. (2009). Analysis of fracture and deformation modes in teeth subjected to occlusal loading. *Acta Biomaterialia*, 5(6), 2213–2221.
- Lee, J. J., Nettey-Marbell, A., Cook, A., Pimenta, L. A. F., Leonard, R., & Ritter, A. V. (2007). Using extracted teeth for research: The effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 138(12), 1599–1603.
- Lee, J. J.-W., Kwon, J.-Y., Chai, H., Lucas, P. W., Thompson, V. P., & Lawn, B. R. (2009). Fracture modes in human teeth. *Journal of Dental Research*, 88(3), 224–228.

- Lins, R., Sebold, M., Magno, M. B., Maia, L. C., Martins, L., & Giannini, M. (2020). Does the Type of Solvent in Dental Adhesives Influence the Clinical Performance of Composite Restorations Placed in Noncarious Cervical Lesions? A Systematic Review and Meta-analysis. *Operative Dentistry*, 45(5), E237–E254.
- Liu, X., Zhang, R., Yu, X., Hua, F., Zhang, L., & Chen, Z. (2023). Self-adhesive flowable composite resins and flowable composite resins in permanent teeth with occlusal cavities: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 138, 104691.
- Liu, Y., Tjäderhane, L., Breschi, L., Mazzoni, A., Li, N., Mao, J., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2011). Limitations in Bonding to Dentin and Experimental Strategies to Prevent Bond Degradation. *Journal of Dental Research*, 90(8), 953–968.
- Lloyd, B. A., McGinley, M. B., & Brown, W. S. (1978). Thermal stress in teeth. *Journal of Dental Research*, 57(4), 571–582.
- Lopes, L. G., Franco, E. B., Pereira, J. C., & Mondelli, R. F. L. (2008). EFFECT OF LIGHT-CURING UNITS AND ACTIVATION MODE ON POLYMERIZATION SHRINKAGE AND SHRINKAGE STRESS OF COMPOSITE RESINS. *Journal of Applied Oral Science*, 16(1), 35–42.
- Lung, C. Y. K., & Matinlinna, J. P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(5), 467–477.
- Maghaireh, G. A., Albashaireh, Z. S., & Allouz, H. A. (2023). Postoperative sensitivity in posterior restorations restored with self-adhesive and conventional bulk-fill resin composites: A randomized clinical split-mouth trial. *Journal of Dentistry*, 137, 104655.
- Makishi, P., Pacheco, R. R., Sadr, A., Shimada, Y., Sumi, Y., Tagami, J., & Giannini, M. (2015). Assessment of Self-Adhesive Resin Composites: Nondestructive Imaging of Resin-Dentin Interfacial Adaptation and Shear Bond Strength. *Microscopy and Microanalysis: The Official Journal of Microscopy Society of America, Microbeam Analysis Society, Microscopical Society of Canada*, 21(6), 1523–1529.
- Maroli, S., Khera, S. C., & Krell, K. V. (1992). Regional variation in permeability of young dentin. *Operative Dentistry*, 17(3), 93–100.

- Martini, E. C., Parreiras, S. O., Gutierrez, M. F., Loguercio, A. D., & Reis, A. (2017). Effect of Different Protocols in Preconditioning With EDTA in Sclerotic Dentin and Enamel Before Universal Adhesives Applied in Self-etch Mode. *Operative Dentistry*, 42(3), 284–296.
- McGuckin, R. S., & Pashley, D. H. (1990). Effect of disinfection/sterilization treatments on Gluma-mediated dentin shear bond strengths. *American Journal of Dentistry*, 3(6), 278–282.
- Miguez, P. A., Pereira, P. N. R., Foxton, R. M., Walter, R., Nunes, M. F., & Swift, E. J. (2004). Effects of flowable resin on bond strength and gap formation in Class I restorations. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 20(9), 839–845.
- Mitra, S. B., Wu, D., & Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382–1390.
- Momoi, Y., & McCabe, J. F. (1994). Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. *British Dental Journal*, 176(3), 91–96.
- Moura, J. S., Rodrigues, L. K. A., Del Bel Cury, A. A., Lima, E. M. C. X., & Garcia, R. M. C. R. (2004). Influence of storage solution on enamel demineralization submitted to pH cycling. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 12(3), 205–208.
- Mourão, C. F., & Lowenstein, A. (2024). What are the emerging trends in dental composite materials in permanent teeth with occlusal cavities: Self-adhesive vs traditional? *Evidence-Based Dentistry*, 25(1), 17–18.
- Munaga, S., Chitumalla, R., Kubigiri, S. K., Rawtiya, M., Khan, S., & Sajjan, P. (2014). Effect of saliva contamination on the shear bond strength of a new self-etch adhesive system to dentin. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 17(1), 31–34.
- Munksgaard, E. C., Hansen, E. K., & Kato, H. (1987). Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 95(6), 526–531.
- Naga, A. A. E., Yousef, M., Ramadan, R., Fayez Bahgat, S., & Alshawwa, L. (2015). Does the use of a novel self-adhesive flowable composite reduce nanoleakage? *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 7, 55–64.
- Nakabayashi, N., & Saimi, Y. (1996). Bonding to intact dentin. *Journal of Dental Research*, 75(9), 1706–1715.

- Nakabayashi, N., & Takarada, K. (1992). Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 8(2), 125–130.
- Nawrocka, A., & Łukomska-Szymańska, M. (2019). Extracted human teeth and their utility in dental research. Recommendations on proper preservation: A literature review. *Dental and Medical Problems*, 56(2), 185–190.
- Nawrocka, A., Piwonski, I., Sauro, S., Porcelli, A., Hardan, L., & Lukomska-Szymanska, M. (2021). Traditional Microscopic Techniques Employed in Dental Adhesion Research—Applications and Protocols of Specimen Preparation. *Biosensors*, 11(11), 408.
- Oliveira, U. N., de Oliveira, I. L., de Brito, O. F., de Martínez Gerbi, M. E., Durão, M. A., & Monteiro, G. Q. (2019). Influence of the Restorative Strategy on Push-out Bond Strength of the Self-adhesive Composite. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 20(12), 1384–1388.
- Olmez, A., Oztas, N., & Bodur, H. (2004). The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Operative Dentistry*, 29(6), 713–719.
- Opdam, N. J. M., Loomans, B. a. C., Roeters, F. J. M., & Bronkhorst, E. M. (2004). Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. *Journal of Dentistry*, 32(5), 379–383.
- Opdam, N. J. M., Roeters, J. J. M., Joosten, M., & Veeke, O. vd. (2002). Porosities and voids in Class I restorations placed by six operators using a packable or syringable composite. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 18(1), 58–63.
- Opdam, N. J., Roeters, J. J., Peters, T. C., Burgersdijk, R. C., & Teunis, M. (1996). Cavity wall adaptation and voids in adhesive Class I resin composite restorations. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 12(4), 230–235.
- Oz, F. D., Ergin, E., Cakir, F. Y., & Gurgan, S. (2020). Clinical Evaluation of a Self-Adhering Flowable Resin Composite in Minimally Invasive Class I Cavities: 5-year Results of a Double Blind Randomized, Controlled Clinical Trial. *Acta Stomatologica Croatica*, 54(1), 10–21.
- Oz, F. D., Meral, E., & Gurgan, S. (2021). Does a Self-adhesive Flowable Resin Composite Perform Similarly to Highly Filled and Conventional Flowable Resin Composites in Occlusal Cavities? A 2-year Follow-up Study. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 23(6), 497–503.

- Ozer, F., & Blatz, M. B. (2013). Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, 34(1), 12–14, 16, 18; quiz 20, 30.
- Park, J., Chang, J., Ferracane, J., & Lee, I. B. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 24(11), 1501–1505.
- Pashley, D. H., Carvalho, R. M., Tay, F. R., Agee, K. A., & Lee, K.-W. (2002). Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents. *American Journal of Dentistry*, 15(2), 97–102.
- Pashley, D. H., Michelich, V., & Kehl, T. (1981). Dentin permeability: Effects of smear layer removal. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 46(5), 531–537.
- Patanjali, S., Arora, A., Arya, A., & Grewal, M. S. (2019). An In Vitro Study of Effect of Beveling of Enamel on Microleakage and Shear Bond Strength of Adhesive Systems in Primary and Permanent Teeth. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 12(3), 205–210.
- Paul, S. J., Leach, M., Rueggeberg, F. A., & Pashley, D. H. (1999). Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. *Journal of Dentistry*, 27(3), 209–214.
- Peterson, J., Rizk, M., Hoch, M., & Wiegand, A. (2018). Bonding performance of self-adhesive flowable composites to enamel, dentin and a nano-hybrid composite. *Odontology*, 106(2), 171–180.
- Pimentel de Oliveira, R., de Paula, B. L., Ribeiro, M. E., Alves, E., Costi, H. T., & Silva, C. (2022). Evaluation of the Bond Strength of Self-Etching Adhesive Systems Containing HEMA and 10-MDP Monomers: Bond Strength of Adhesives Containing HEMA and 10-MDP. *International Journal of Dentistry*, 2022, 5756649.
- Pioch, T., Stotz, S., Buff, E., Duschner, H., & Staehle, H. J. (1998). Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. *American Journal of Dentistry*, 11(5), 202–206.
- Poitevin, A., De Munck, J., Van Ende, A., Suyama, Y., Mine, A., Peumans, M., & Van Meerbeek, B. (2013). Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 29(2), 221–230.

- Pratap, B., Gupta, R. K., Bhardwaj, B., & Nag, M. (2019). Resin based restorative dental materials: Characteristics and future perspectives. *The Japanese Dental Science Review*, 55(1), 126–138.
- Purk, J. H., Dusevich, V., Glaros, A., & Eick, J. D. (2007). Adhesive analysis of voids in class II composite resin restorations at the axial and gingival cavity walls restored under in vivo versus in vitro conditions. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 23(7), 871–877.
- Randolph, L. D., Palin, W. M., Leloup, G., & Leprince, J. G. (2016). Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dental Materials*, 32(12), 1586–1599.
- Rathke, A., Pfeifferkorn, F., McGuire, M. K., Heard, R. H., & Seemann, R. (2022). One-year clinical results of restorations using a novel self-adhesive resin-based bulk-fill restorative. *Scientific Reports*, 12, 3934.
- Ravi, R., Alla, R. K., Mohammed, S., & Devarhubli, A. (2013). Dental Composites - A Versatile Restorative Material: An Overview. *Indian Journal of Dental Sciences*, 5, 111–115.
- Roggendorf, M. J., 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.
- Roulet, J. F. (1994). Marginal integrity: Clinical significance. *Journal of Dentistry*, 22 Suppl 1, S9-12.
- Roulet, J.-F., Reich, T., Blunck, U., & Noack, M. (1989). Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning microscopy*, 3, 147–158; discussion 158.
- Russell, F. (2022). Role of Hydroxyethyl Methacrylate and 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate Monomers in Dentin Adhesive Primers. *Organic Chemistry: Current Research*, 11(7), 1–1.
- Sabbagh, J., Dagher, S., El Osta, N., & Souhaid, P. (2017). Randomized Clinical Trial of a Self-Adhering Flowable Composite for Class I Restorations: 2-Year Results. *International Journal of Dentistry*, 2017, 5041529.
- Sachdeva, P., Goswami, M., & Singh, D. (2016). Comparative evaluation of shear bond strength and nanoleakage of conventional and self-adhering flowable composites to primary teeth dentin. *Contemporary Clinical Dentistry*, 7(3), 326–331.

- Sadeghyar, A., Lettner, S., Watts, D. C., & Schedle, A. (2022). Alternatives to amalgam: Is pretreatment necessary for effective bonding to dentin? *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 38(11), 1703–1709.
- Sandhu, S. V., Tiwari, R., Bhullar, R. K., Bansal, H., Bhandari, R., Kakkar, T., & Bhusri, R. (2012). Sterilization of extracted human teeth: A comparative analysis. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 2(3), 170–175.
- Sattabanasuk, V., Shimada, Y., & Tagami, J. (2006). Effects of saliva contamination on dentin bond strength using all-in-one adhesives. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 8(5), 311–318.
- Seoane, H., Chasqueira, F., Azul, A. M., Polido, M., & Delgado, A. H. (2023). Impact of Shelf-Life Simulation on a Self-Adhesive Composite: Polymerization Kinetics, Chemical and Color Stability. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 25(1), 167–176.
- Serin, B. A., Yazicioglu, I., Deveci, C., & Dogan, M. C. (2019). Clinical evaluation of a self-adhering flowable composite as occlusal restorative material in primary molars: One-year results. *European Oral Research*, 53(3), 119–124.
- Shalan, O. O., & Abou-Auf, E. (2021). A 24-Month Evaluation of Self-Adhering Flowable Composite Compared to Conventional Flowable Composite in Conservative Simple Occlusal Restorations: A Randomized Clinical Trial. *Contemporary Clinical Dentistry*, 12(4), 368–375.
- Shalan, O. O., Abou-Auf, E., & El Zoghby, A. F. (2018). Clinical evaluation of self-adhering flowable composite versus conventional flowable composite in conservative Class I cavities: Randomized controlled trial. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*, 21(5), 485–490.
- Sharifi, N., Mohammadi, Z., Arab, S., Shojaee, M., Vafadoost, F., & Zakerzadeh, A. (2022). Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded with a Self-Adhering Composite in Dry and Saliva-Contaminated Conditions. *Frontiers in Dentistry*, 19, 5.
- Sibai, N., Mourad, A. E., Suhaibani, N. A., Ahmadi, R. A., & Dosary, S. A. (2022). Shear Bond Strength of Self-Adhesive Flowable Resin Composite. *International Journal of Dentistry*, 2022.
- Silva e Souza, M. H., Carneiro, K. G. K., Lobato, M. F., Silva e Souza, P. de A. R., & de Góes, M. F. (2010). Adhesive systems: Important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 18(3), 207–214.
- Söderholm, K. J., Zigan, M., Ragan, M., Fischlschweiger, W., & Bergman, M. (1984). Hydrolytic degradation of dental composites. *Journal of Dental Research*, 63(10), 1248–1254.

- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: From the IV generation to the universal type. *Annali Di Stomatologia*, 8(1), 1–17.
- Son, S.-A., Roh, H.-M., Hur, B., Kwon, Y.-H., & Park, J.-K. (2014). The effect of resin thickness on polymerization characteristics of silorane-based composite resin. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 39(4), 310–318.
- Soriano-Valero, S., Román-Rodríguez, J.-L., Agustín-Panadero, R., Bellot-Arcís, C., Fons-Font, A., & Fernández-Estevan, L. (2020). Systematic review of chewing simulators: Reality and reproducibility of in vitro studies. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 12(12), e1189–e1195.
- Spencer, P., & Wang, Y. (2002). Adhesive phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions. *Journal of Biomedical Materials Research*, 62(3), 447–456.
- Spencer, P., Wang, Y., Walker, M. P., Wieliczka, D. M., & Swafford, J. R. (2000). Interfacial chemistry of the dentin/adhesive bond. *Journal of Dental Research*, 79(7), 1458–1463.
- Swanson, T. K., Feigal, R. J., Tantbiroj, D., & Hodges, J. S. (2008). Effect of adhesive systems and bevel on enamel margin integrity in primary and permanent teeth. *Pediatric Dentistry*, 30(2), 134–140.
- Taneja, S., Kumari, M., & Bansal, S. (2017). Effect of saliva and blood contamination on the shear bond strength of fifth-, seventh-, and eighth-generation bonding agents: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 20(3), 157–160.
- Taskonak, B., & Sertgöz, A. (2002). Shear bond strengths of saliva contaminated „one-bottle“ adhesives. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(6), 559–564.
- Tauböck, T., Dieckmann, P., & Attin, T. (2019). Neuartige Komposite zur vereinfachten Füllungstherapie. *Zahnärztliche Mitteilung*, 109.
- Tay, F. R., Kwong, S. M., Itthagarun, A., King, N. M., Yip, H. K., Moulding, K. M., & Pashley, D. H. (2000). Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: Interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 2(1), 9–28.
- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2003). Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal (Canadian Dental Association)*, 69(11), 726–731.

- Tay, F. R., Pashley, D. H., Suh, B. I., Carvalho, R. M., & Itthagarun, A. (2002). Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of Dentistry*, *30*(7–8), 371–382.
- Tijare, M., Smitha, D., Kasetty, S., Kallianpur, S., Gupta, S., & Amith, H. (2014). Vinegar as a disinfectant of extracted human teeth for dental educational use. *Journal of Oral and Maxillo-facial Pathology: JOMFP*, *18*(1), 14–18.
- Topa-Skwarczyńska, M., & Ortyl, J. (2023). Photopolymerization shrinkage: Strategies for reduction, measurement methods and future insights. *Polymer Chemistry*, *14*(18), 2145–2158.
- Tsuchiya, K., Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Tsubota, K., Tsujimoto, A., Berry, T. P., Erickson, R. L., Latta, M. A., & Miyazaki, M. (2016). Effect of a functional monomer (MDP) on the enamel bond durability of single-step self-etch adhesives. *European Journal of Oral Sciences*, *124*(1), 96–102.
- Tsujimoto, A., Irie, M., Teixeira, E. C. N., Jurado, C. A., Maruo, Y., Nishigawa, G., Matsumoto, T., & Garcia-Godoy, F. (2021). Relationships between Flexural and Bonding Properties, Marginal Adaptation, and Polymerization Shrinkage in Flowable Composite Restorations for Dental Application. *Polymers*, *13*(16), Article 16.
- Vaidyanathan, T. K., & Vaidyanathan, J. (2009). Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: A critical review. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, *88*(2), 558–578.
- van Dijken, J. W. V., Sunnegårdh-Grönberg, K., & Lindberg, A. (2007). Clinical long-term retention of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems in non-cariou cervical lesions. A 13 years evaluation. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *23*(9), 1101–1107.
- Van Landuyt, K. L., Kanumilli, P., De Munck, J., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2006). Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *Journal of Dentistry*, *34*(1), 77–85.
- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, *28*(26), 3757–3785.
- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., Peumans, M., De Munck, J., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2008). The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *24*(10), 1412–1419.

- Van Meerbeek, B. (2010). Dentin/enamel bonding. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 22(3), 157.
- Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1994). Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *Journal of Dentistry*, 22(3), 141–146.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Mattar, D., Van Landuyt, K., & Lambrechts, P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Operative Dentistry*, 28(5), 647–660.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Operative Dentistry*, 28(3), 215–235.
- Versluis, A., Tantbirojn, D., Lee, M. S., Tu, L. S., & DeLong, R. (2011). Can hygroscopic expansion compensate polymerization shrinkage? Part I. Deformation of restored teeth. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 27(2), 126–133.
- Vichi, A., Margvelashvili, M., Goracci, C., Papacchini, F., & Ferrari, M. (2013). Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clinical Oral Investigations*, 17(6), 1497–1506.
- Violich, D. R., & Chandler, N. P. (2010). The smear layer in endodontics—A review. *International Endodontic Journal*, 43(1), 2–15.
- Wajdowicz, M. N., Vandewalle, K. S., & Means, M. T. (2012). Shear bond strength of new self-adhesive flowable composite resins. *General Dentistry*, 60(2), e104-108.
- Wang, J., Song, W., Zhu, L., & Wei, X. (2019). A comparative study of the microtensile bond strength and microstructural differences between sclerotic and Normal dentine after surface pretreatment. *BMC Oral Health*, 19(1), 216.
- Wang, R., Shi, Y., Li, T., Pan, Y., Cui, Y., & Xia, W. (2017). Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *Journal of Dentistry*, 62, 72–80.
- Watts, D. C., Kisumbi, B. K., & Toworfe, G. K. (2000). Dimensional changes of resin/ionomer restoratives in aqueous and neutral media. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 16(2), 89–96.

Wei, Y., Silikas, N., Zhang, Z., & Watts, D. C. (2011). Hygroscopic dimensional changes of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 27(3), 259–266.

Wissenschaftliches Kompendium Surefil one™. (2020). *Dentsply Sirona*.

Yoshihara, K., Nagaoka, N., Hayakawa, S., Okihara, T., Yoshida, Y., & Van Meerbeek, B. (2018). Chemical interaction of glycerophosphate dimethacrylate (GPDM) with hydroxyapatite and dentin. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 34(7), 1072–1081.

Yoshihara, K., Nagaoka, N., Sonoda, A., Maruo, Y., Makita, Y., Okihara, T., Irie, M., Yoshida, Y., & Van Meerbeek, B. (2016). Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in „universal“ adhesives. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 32(10), 1218–1225.

Youngson, C. C., & Barclay, C. W. (2000). A pilot study of intraoral temperature changes. *Clinical Oral Investigations*, 4(3), 183–189.

Zachrisson, B. U., Skogan, O., & Höymyhr, S. (1980). Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. *American Journal of Orthodontics*, 77(3), 307–319.

Zhou, X., Huang, X., Li, M., Peng, X., Wang, S., Zhou, X., & Cheng, L. (2019). Development and status of resin composite as dental restorative materials. *Journal of Applied Polymer Science*, 136(44), 48180.

Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., & Lussi, A. (2010). Composite materials: Composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift Fur Zahnmedizin = Revue Mensuelle Suisse D'odonto-Stomatologie = Rivista Mensile Svizzera Di Odontologia E Stomatologia*, 120(11), 972–986.

## 8 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinen aufrichtigen Dank an all diejenigen aussprechen, die mich während meiner Doktorarbeit unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. M. Hannig, dessen unermüdliche Unterstützung und wertvolle Ratschläge mir während der gesamten vorliegenden Arbeit äußerst hilfreich waren.

Ein weiterer Dank gilt Frau Dr. Lilia Lemke, die mir jederzeit mit ihrem Wissen und ihren Erfahrungen als Ansprechpartnerin zur Verfügung stand und mir während der gesamten Promotion half, komplexe Fragestellungen zu klären.

Zusätzlich möchte ich mich bei Dr. Anton Schestakow und Prof. Dr. med. dent. Stefan Rupf für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung und der Einweisung in die einzelnen Versuchsphasen bedanken.

Ein herzlicher Dank geht an meine Familie, meine Freunde und meine Freundin, die mir in dieser schwierigen, aber sehr lehrreichen Zeit, den Rücken gestärkt haben. Ihre Geduld und ihr Verständnis haben mir geholfen, diese Herausforderung zu meistern.

## 9 Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.



## 10 Anhang

### 10.1 Ergebnisse der Signifikanzprüfungen

**Tabelle 6:** Ergebnisse der Signifikanzprüfung der marginalen Adaptation. Die Materialien wurden in den unterschiedlichen Belastungsphasen ( $t_0$ ,  $t_1$ ,  $t_2$ ) miteinander verglichen.

	<i>Initial (<math>t_0</math>)</i>	<i>Thermisch (<math>t_1</math>)</i>	<i>Mechanisch (<math>t_2</math>)</i>
<b>Constic vs. Vertise Flow</b>	> 0,9999	0,9975	0,9998
<b>Constic vs. Fusio</b>	0,454	0,9664	0,8977
<b>Constic vs. Surefil one</b>	< 0,0001 (****)	< 0,0001 (****)	< 0,0001 (****)
<b>Constic vs. Tetric</b>	> 0,9999	0,7317	0,7717
<b>Vertise Flow vs. Fusio</b>	0,5213	0,8931	0,9643
<b>Vertise Flow vs. Surefil one</b>	< 0,0001 (****)	< 0,0001 (****)	< 0,0001 (****)
<b>Vertise Flow vs. Tetric</b>	> 0,9999	0,9481	0,7528
<b>Fusio vs. Surefil one</b>	< 0,0001 (****)	< 0,0001 (****)	< 0,0001 (****)
<b>Fusio vs. Tetric</b>	0,4236	0,3922	0,2149
<b>Surefil one vs. Tetric</b>	< 0,0001 (****)	< 0,0001 (****)	< 0,0001 (****)

Gelb markierte Ergebnisse sind statistisch signifikant. (\* < 0,05; \*\* < 0,01; \*\*\* < 0,001; \*\*\*\* < 0,0001)

**Tabelle 7:** Ergebnisse der Signifikanzprüfung der marginalen Adaptation innerhalb der einzelnen Materialgruppen.

	<i>Initial vs. Thermisch</i>	<i>Initial vs. Mechanisch</i>	<i>Thermisch vs. Mechanisch</i>
<b>Constic</b>	0,383	0,4127	0,2268
<b>Vertise Flow</b>	0,2353	0,0883	0,1932
<b>Fusio</b>	0,466	0,1968	0,1764
<b>Surefil one</b>	0,0239 (*)	0,009 (**)	0,023 (*)
<b>Tetric</b>	0,6035	0,6035	1

Gelb markierte Ergebnisse sind statistisch signifikant. (\* < 0,05; \*\* < 0,01; \*\*\* < 0,001; \*\*\*\* < 0,0001)

**Tabelle 8:** Ergebnisse der Signifikanzprüfung der internen Adaptation. Die Materialien wurden in den jeweiligen Teilbereichen und im internen Gesamtbereich miteinander verglichen.

	<i>Schmelz</i>	<i>Dentin</i>	<i>Gesamt</i>
<b>Constic vs. Vertise Flow</b>	0,8836	0,8551	0,83
<b>Constic vs. Fusio</b>	0,1252	> 0,9999	0,3474
<b>Constic vs. Surefil one</b>	0,0004 (***)	0,0003 (***)	< 0,0001 (****)
<b>Constic vs. Tetric</b>	0,0758	0,2126	0,3737
<b>Vertise Flow vs. Fusio</b>	0,2086	0,6018	0,3011
<b>Vertise Flow vs. Surefil one</b>	0,0011 (**)	0,0003 (***)	< 0,0001 (****)
<b>Vertise Flow vs. Tetric</b>	0,1652	0,1789	0,7608
<b>Fusio vs. Surefil one</b>	0,0003 (***)	0,0003 (***)	< 0,0001 (****)
<b>Fusio vs. Tetric</b>	0,8198	0,2108	0,1861
<b>Surefil one vs. Tetric</b>	0,0003 (***)	0,0023 (**)	< 0,0001 (****)

Gelb gekennzeichnete Ergebnisse sind statistisch signifikant. (\* < 0,05; \*\* < 0,01; \*\*\* < 0,001; \*\*\*\* < 0,0001)

**Tabelle 9:** Ergebnisse der Signifikanzprüfung der internen Adaptation innerhalb der einzelnen Materialgruppen.

	<i>Schmelz vs. Dentin</i>	<i>Schmelz vs. Gesamt</i>	<i>Dentin vs. Gesamt</i>
<b>Constic</b>	0,0372 (*)	0,0444 (*)	0,04 (*)
<b>Vertise Flow</b>	0,06	0,101	0,0705
<b>Fusio</b>	0,5796	0,5955	0,527
<b>Surefil one</b>	0,4929	0,5128	0,471
<b>Tetric</b>	0,1259	0,1137	0,1529

Gelb gekennzeichnete Ergebnisse sind statistisch signifikant. (\* < 0,05; \*\* < 0,01; \*\*\* < 0,001; \*\*\*\* < 0,0001)

## 10.2 Bilddokumentation der digitalmikroskopischen Randanalyse zum Zeitpunkt $t_0$



Abbildung 29: Primäraufnahme Prüfkörper Nr.1 (Constic).

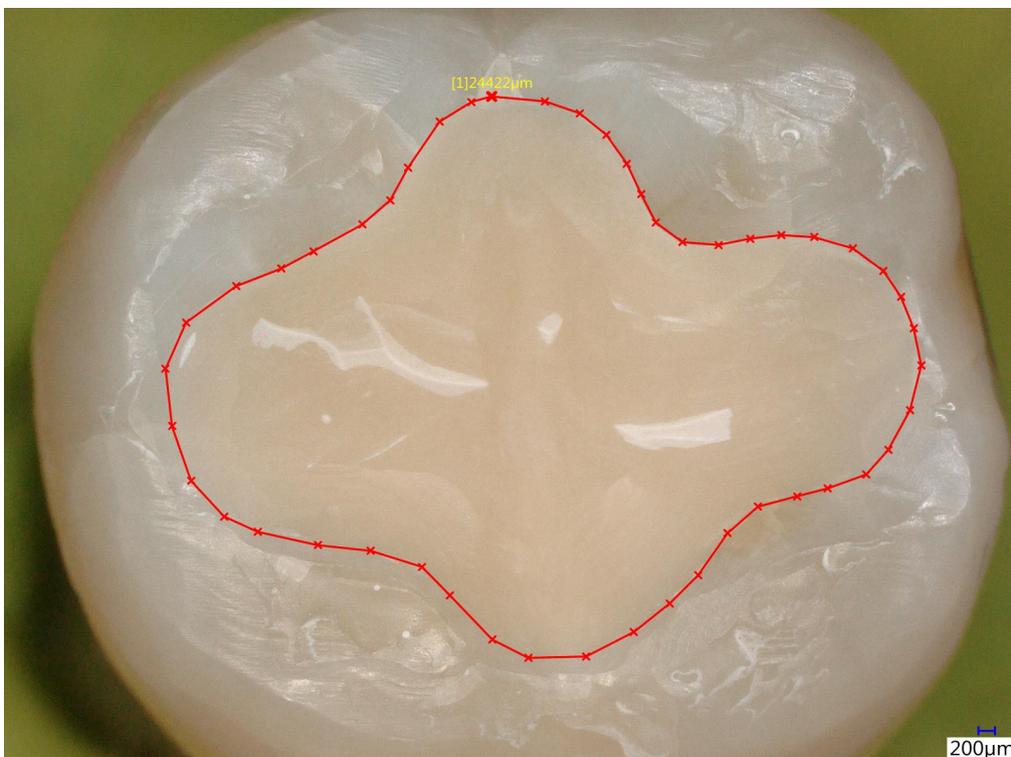
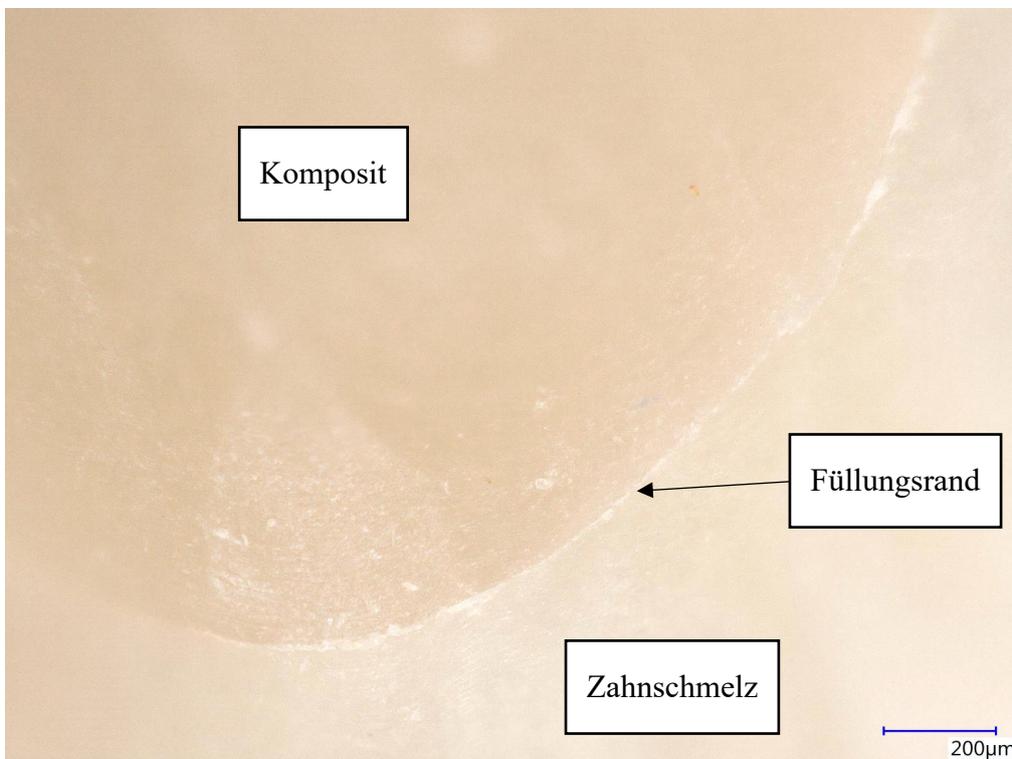


Abbildung 30: Vermessung des Restaurationsumfanges von Prüfkörper Nr.1 (Constic).



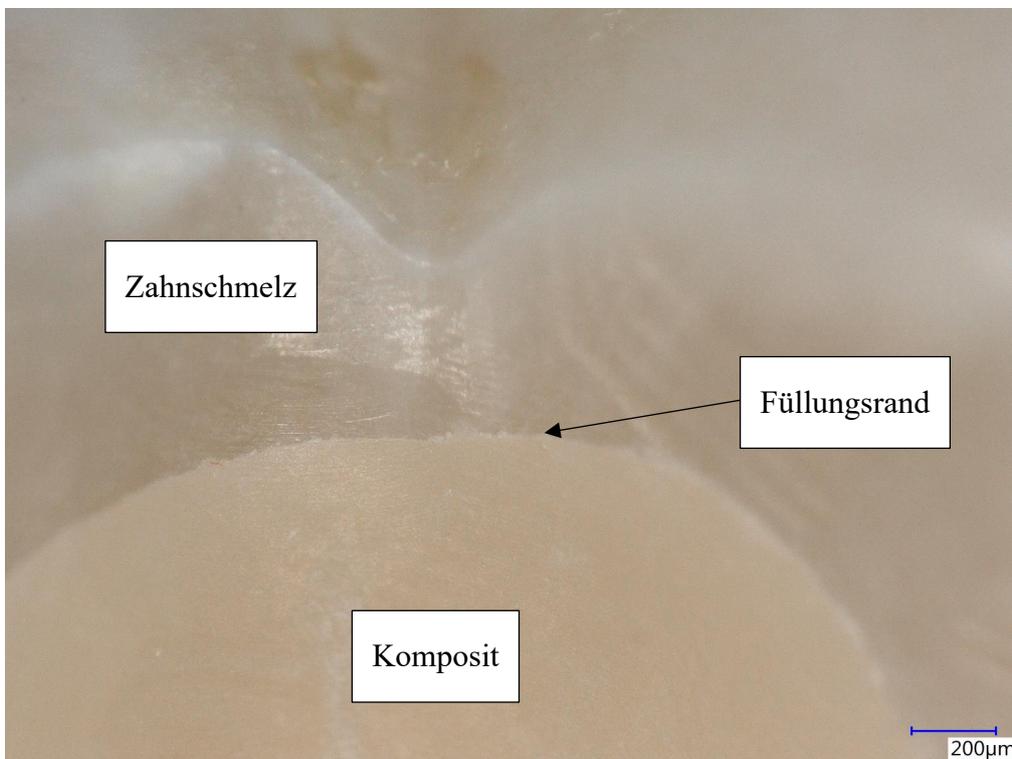
**Abbildung 31:** Primäraufnahme Prüfkörper Nr.1 (Vertise™ Flow).



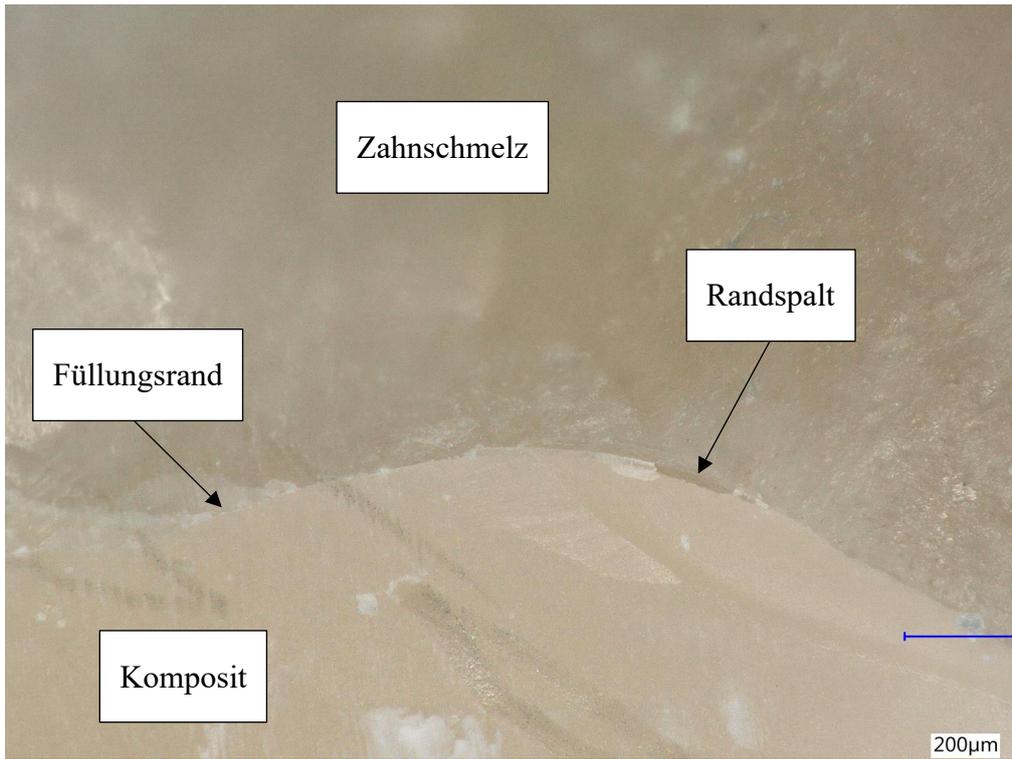
**Abbildung 32:** Spaltfreier Restaurationsrand bei vergrößerter Ansicht (Vertise™ Flow Prüfkörper Nr.1).



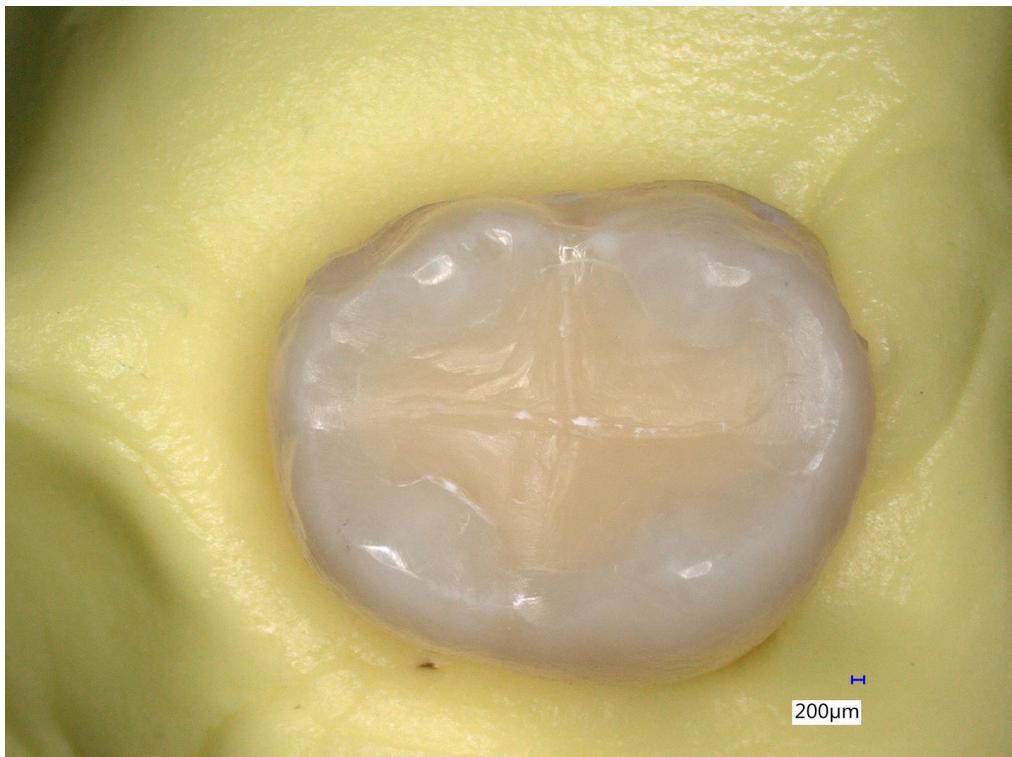
**Abbildung 33:** Primäraufnahme Prüfkörper Nr.2 (Fusio™).



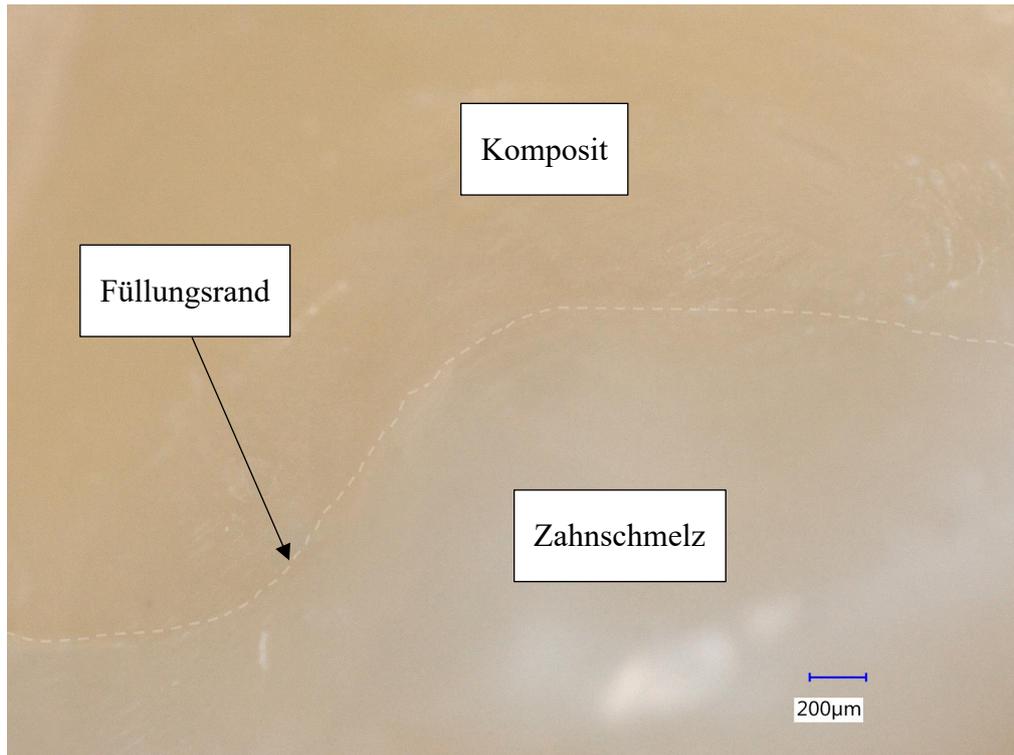
**Abbildung 34:** Spaltfreier Restaurationsrand bei vergrößerter Ansicht (Fusio™ Prüfkörper Nr.2).



**Abbildung 35:** Randspaltbildung bei vergrößerter Ansicht (Fusio™ Prüfkörper Nr.5).



**Abbildung 36:** Primäraufnahme Prüfkörper Nr.4 (Tetric® EvoCeram).



**Abbildung 37:** Spaltfreier Restaurationsrand bei vergrößerter Ansicht (Tetric® EvoCeram Prüfkörper Nr.4).



**Abbildung 38:** Primäraufnahme Prüfkörper Nr.1 (Surefil one™ Gruppe 1a).

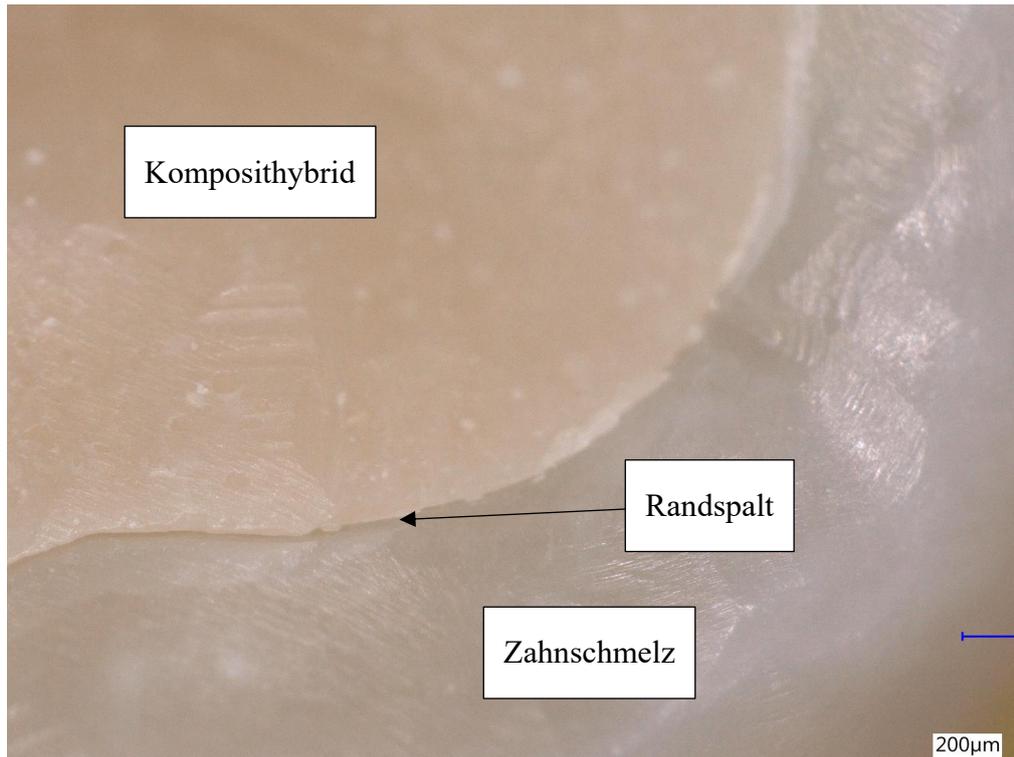


Abbildung 39: Randspalt bei vergrößerter Ansicht (Surefil one™ Gr.1a Prüfkörper Nr.5).

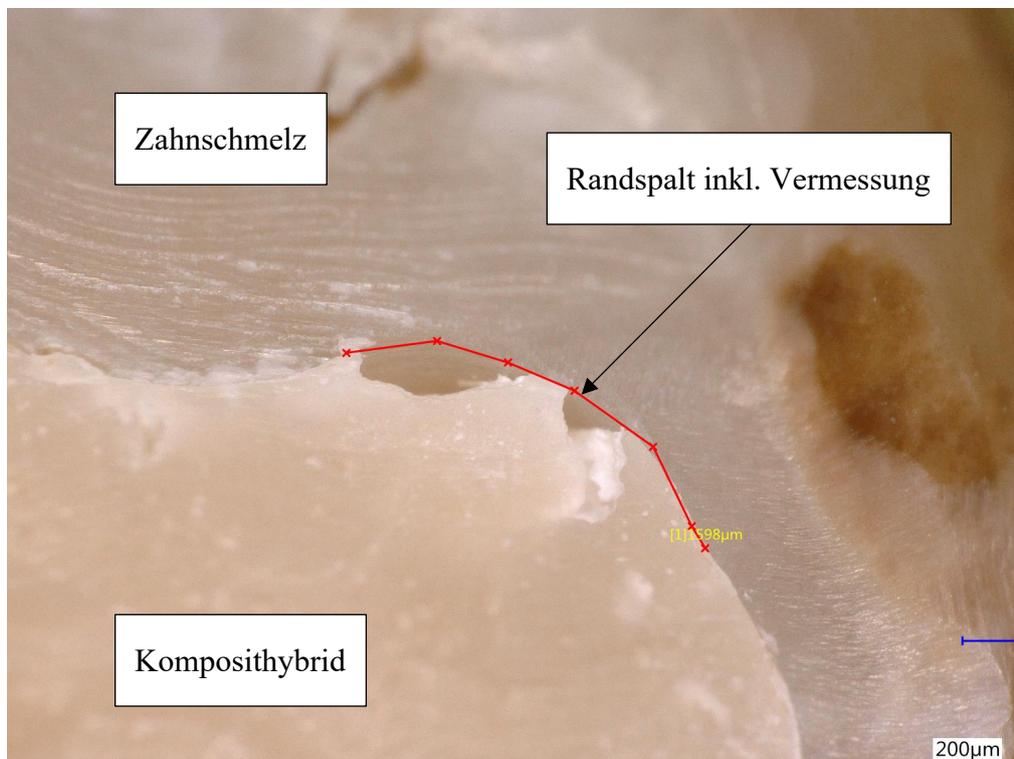
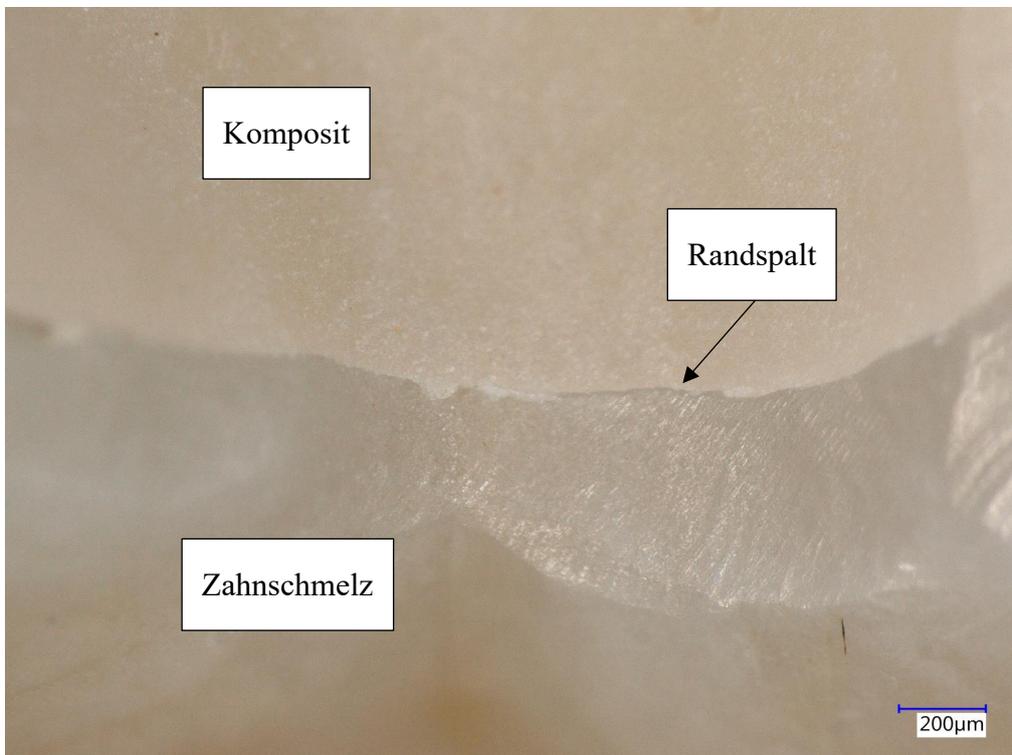


Abbildung 40: Regelrechte Aussprengung und Randspaltbildung sowie Vermessung der Spaltlänge bei vergrößerter Ansicht (Surefil one™ Gr.1a Prüfkörper Nr.3).

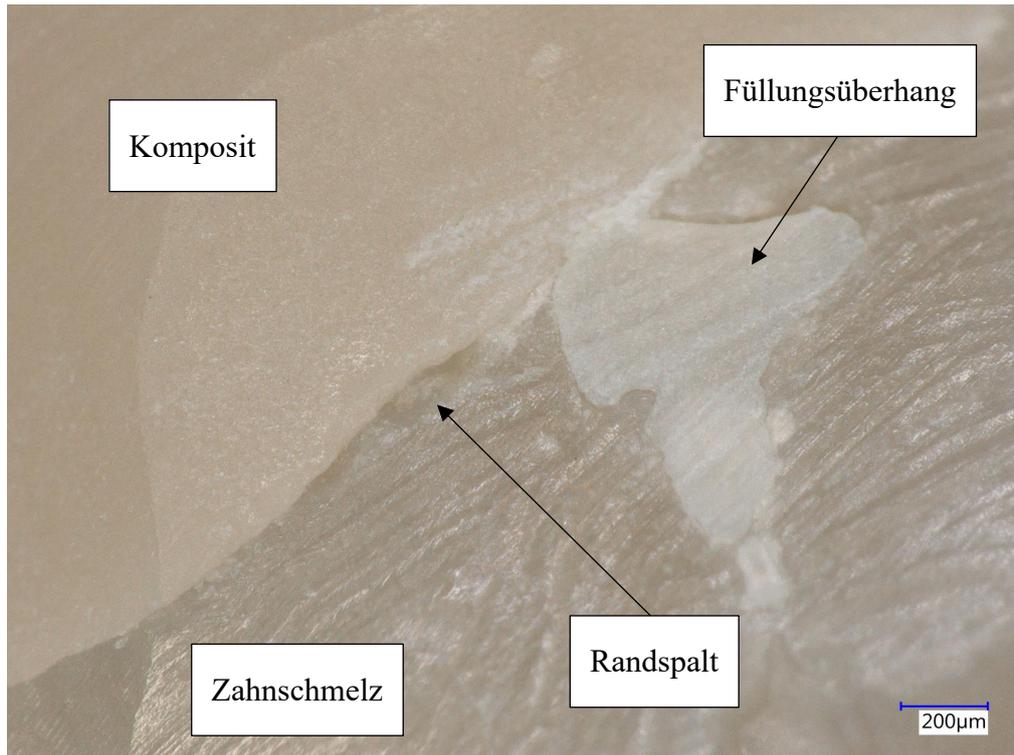
### 10.3 Bilddokumentation der digitalmikroskopischen Randanalyse zum Zeitpunkt $t_1$



**Abbildung 41:** Primäraufnahme nach der thermischen Wechselbelastung (Constic Prüfkörper Nr.2).



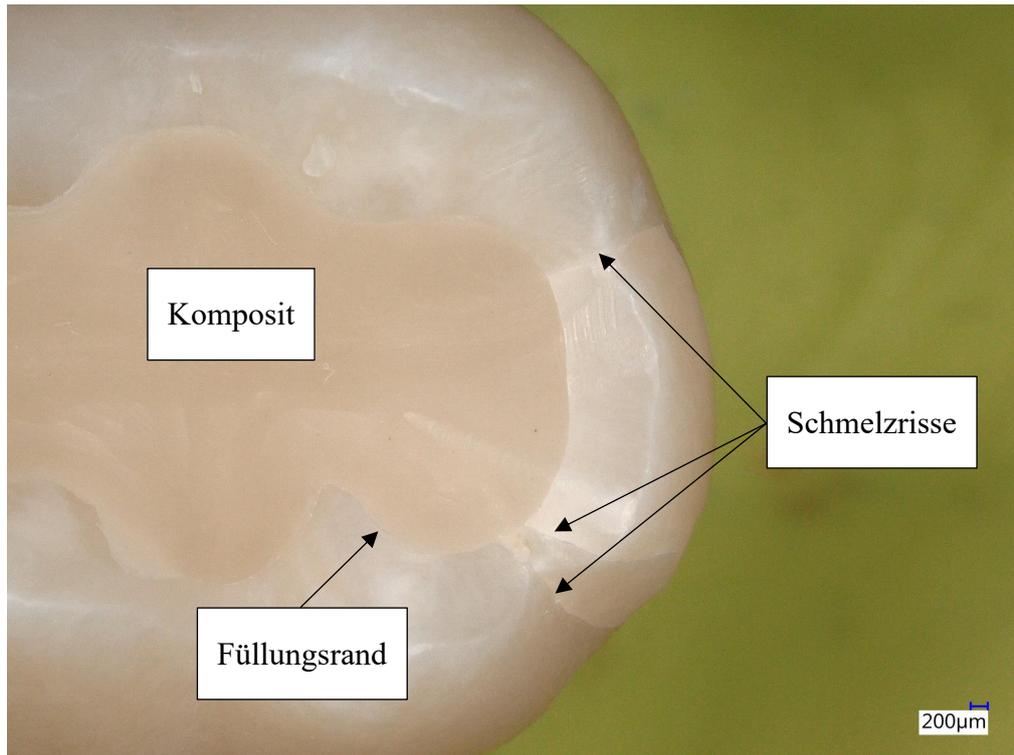
**Abbildung 42:** Randspaltbildung bei vergrößerter Ansicht (Constic Prüfkörper Nr.8).



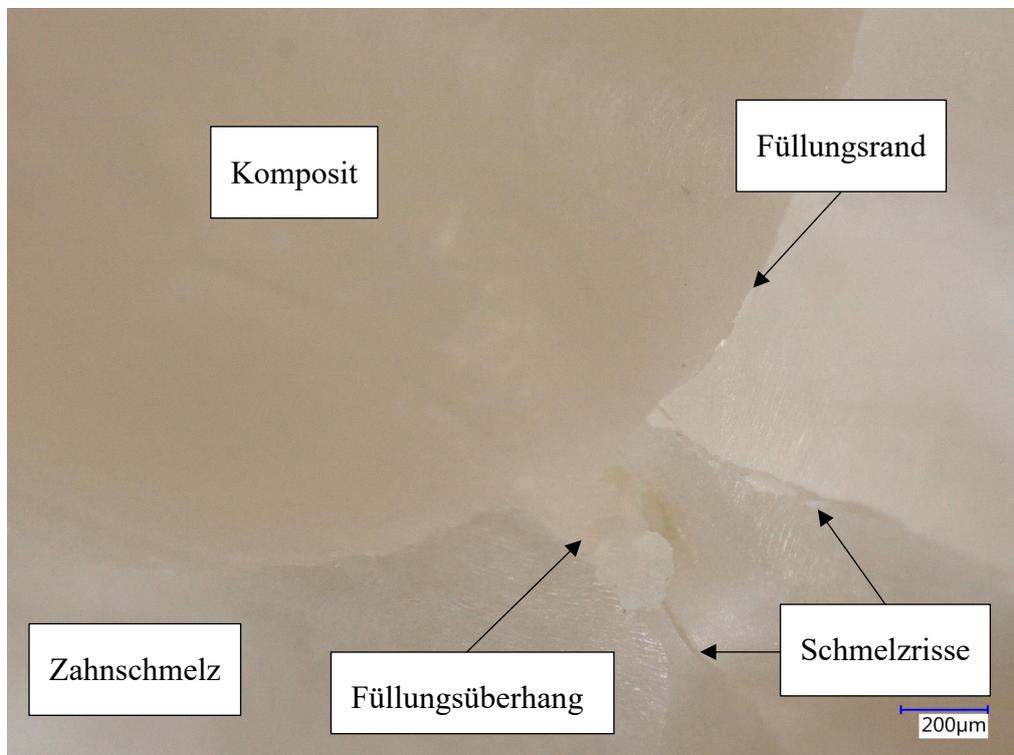
**Abbildung 43:** Kompositüberhang und leichte Randspaltbildung nach der thermischen Wechselbelastung bei vergrößerter Ansicht (Constic Prüfkörper Nr.8).



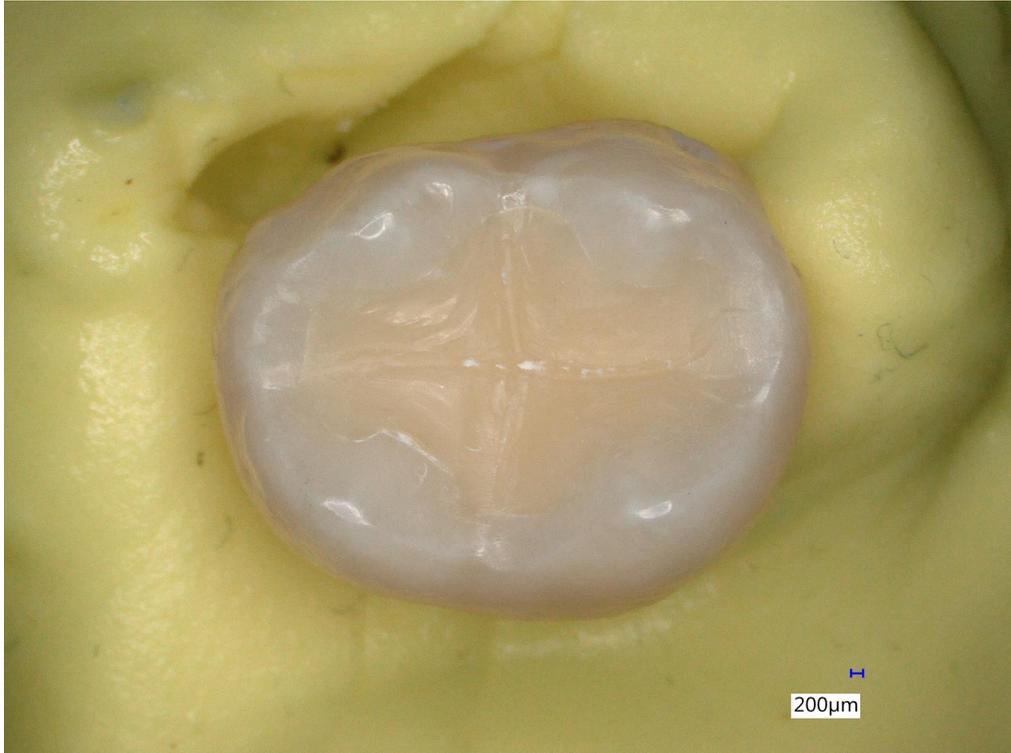
**Abbildung 44:** Primäraufnahme Prüfkörper Nr.1 nach der thermischen Wechselbelastung (Vertise™ Flow).



**Abbildung 45:** Schmelzrisse im approximalen Bereich nach der thermischen Belastungsphasen (Vertise™ Flow Prüfkörper Nr.1).



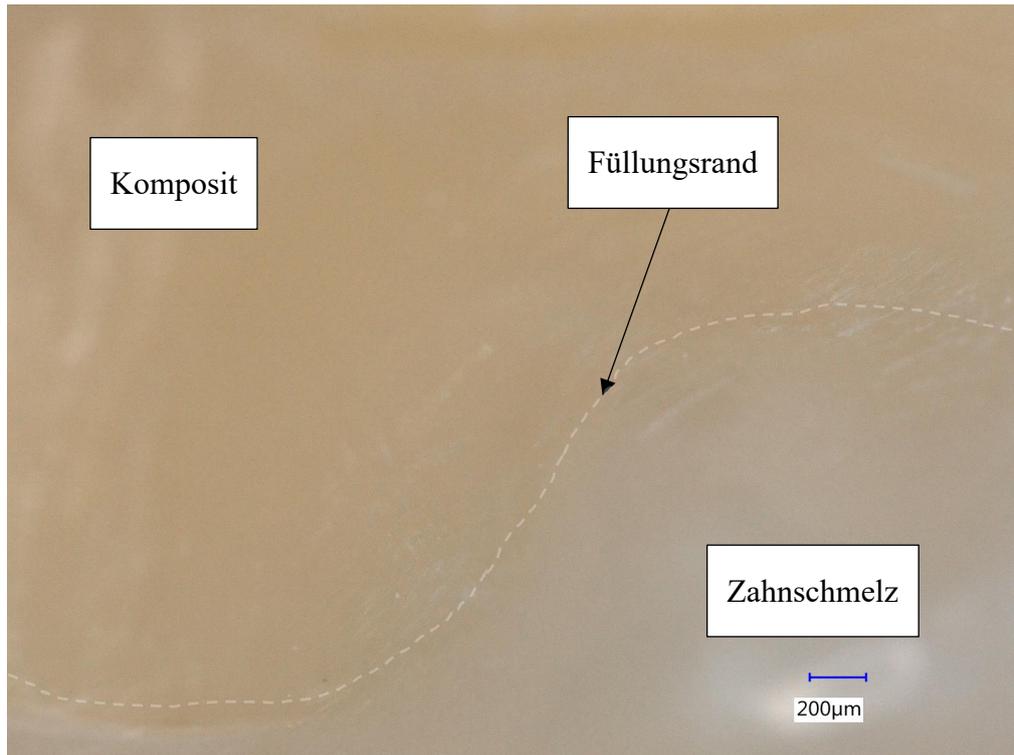
**Abbildung 46:** Überhang und Schmelzrisse bei vergrößerter Ansicht nach der thermischen Wechselbelastung (Vertise™ Flow Prüfkörper Nr.1).



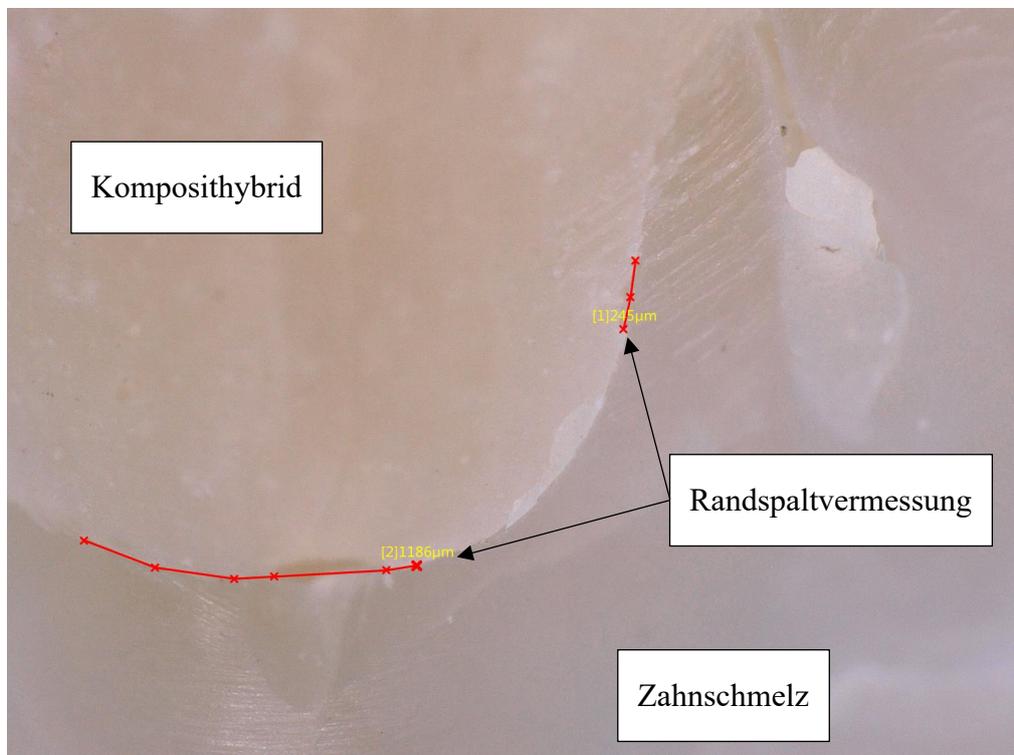
**Abbildung 47:** Primäraufnahme Prüfkörper Nr.4 nach der thermischen Wechselbelastung (Tetric® EvoCeram).



**Abbildung 48:** Primäraufnahme Prüfkörper Nr.2 nach der thermischen Wechselbelastung (Fusio™).



**Abbildung 49:** Spaltfreier Restaurationsrand (gekennzeichnet) nach der thermischen Wechselbelastung bei vergrößerter Ansicht (Tetric® EvoCeram Prüfkörper Nr.4)

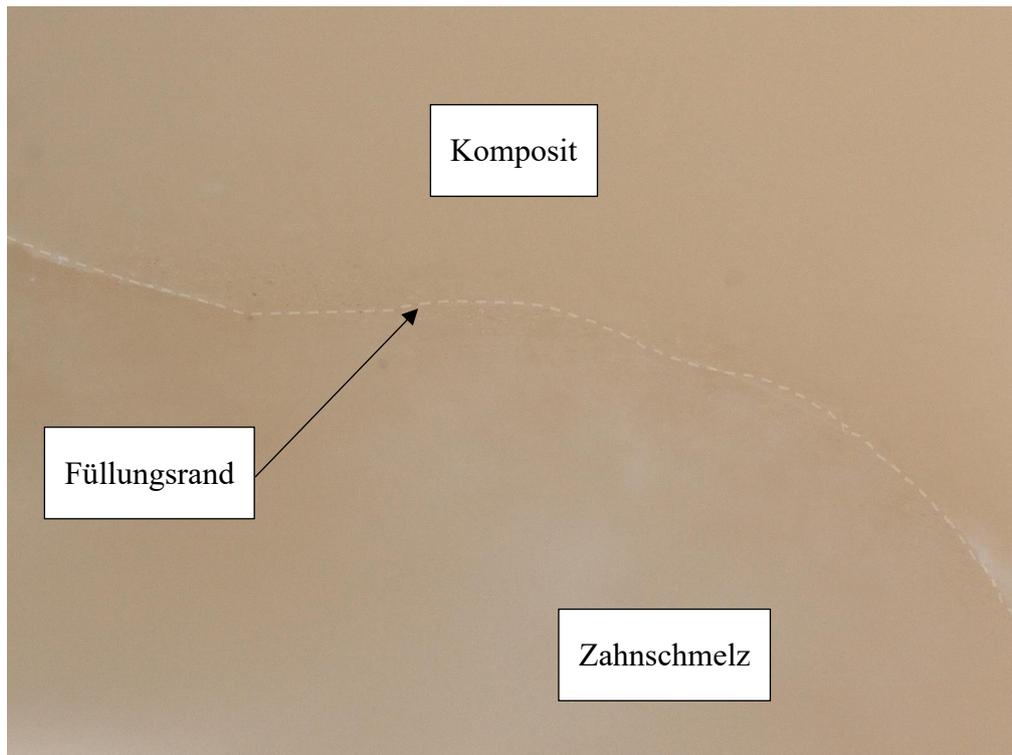


**Abbildung 50:** Vermessung der Randspalten nach der thermischen Wechselbelastung (Surefil one™ Gr.1a Prüfkörper Nr.1)

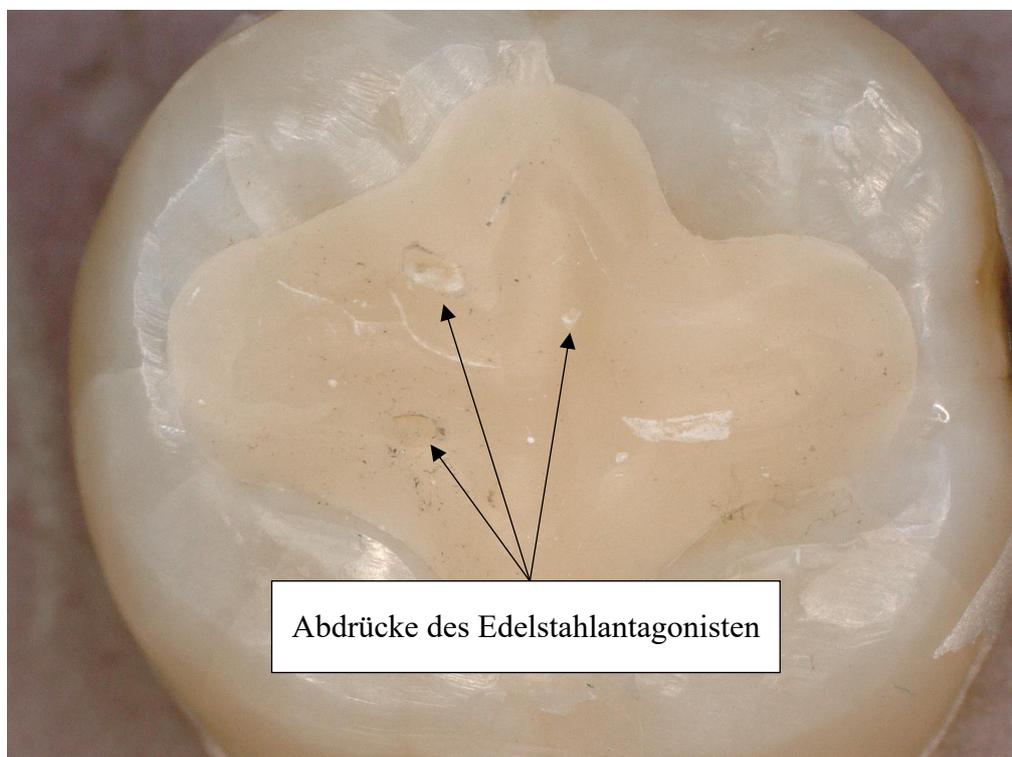


**Abbildung 51:** Vergrößerte Ansicht der Randaussprengung (Abbildung 39) von Prüfkörper Nr.3 nach der thermischen Wechselbelastung (Surefil one™ Gr. 1a).

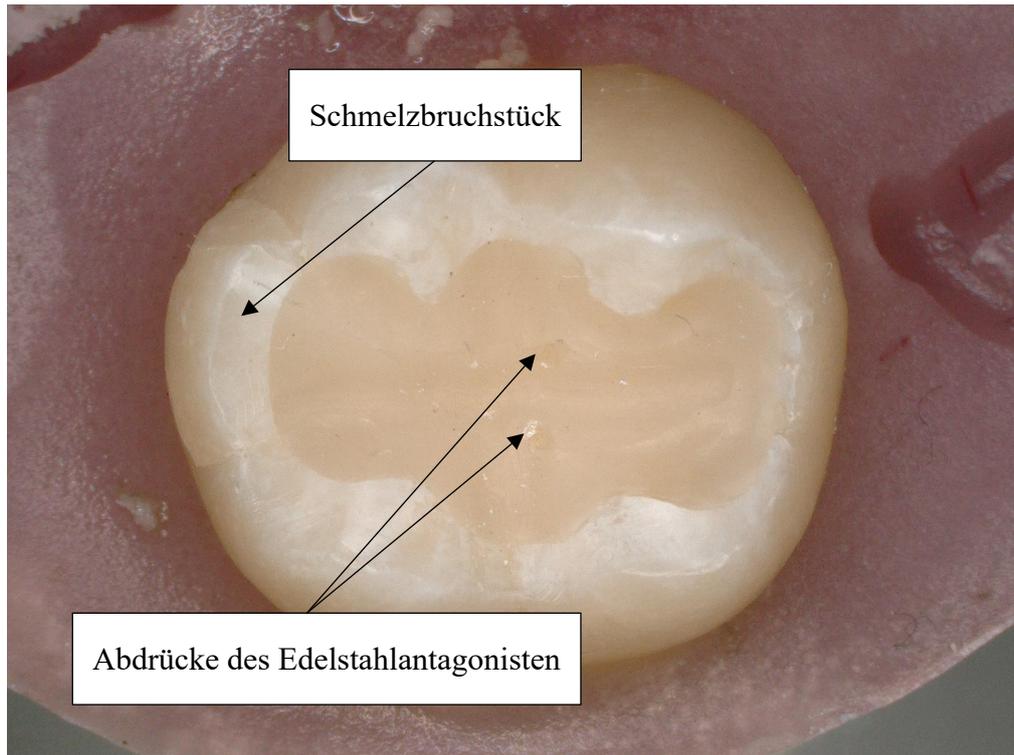
## 10.4 Bilddokumentation der digitalmikroskopischen Randanalyse zum Zeitpunkt $t_2$



**Abbildung 52:** Spaltfreier Füllungsrand von Prüfkörper Nr.1 nach abgeschlossener thermomechanischer Wechselbelastung (Constic)



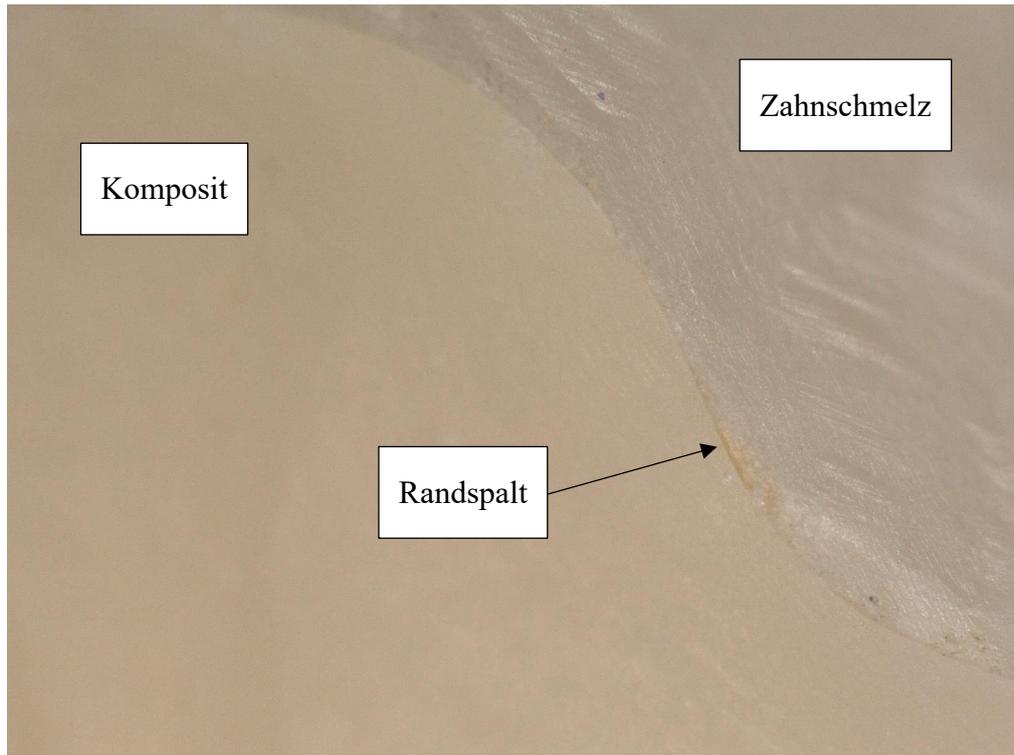
**Abbildung 53:** Primäraufnahme Prüfkörper Nr.2 nach der thermomechanischen Wechselbelastung (Constic). Im Bereich der Füllung sind die Abdrücke des Edelstahlantagonisten abgezeichnet.



**Abbildung 54:** Primäraufnahme Prüfkörper Nr.1 nach abgeschlossener thermomechanischer Wechselbelastung vor dem Verlust des approximalen Schmelzbruchstücks (Vertise™ Flow).



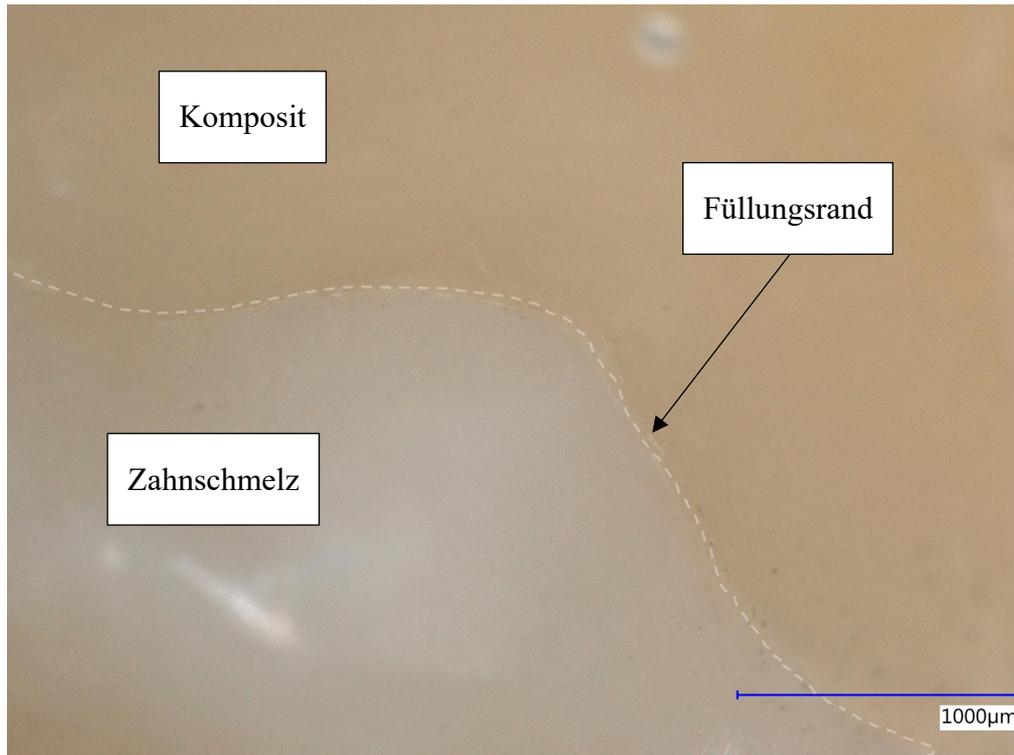
**Abbildung 55:** Schräg approximale Aufsicht auf den beschädigten Prüfkörper Nr.1 nach Verlust der approximalen Schmelzwand (Vertise™ Flow).



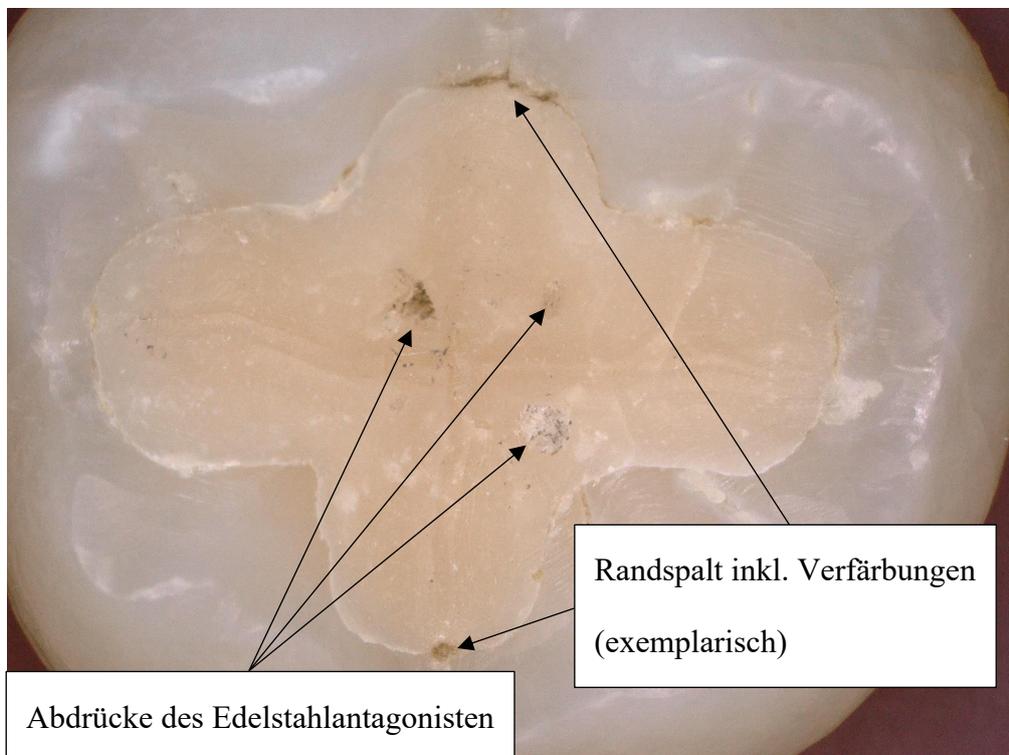
**Abbildung 56:** Randspalt an Prüfkörper Nr.2 (Fusio™).



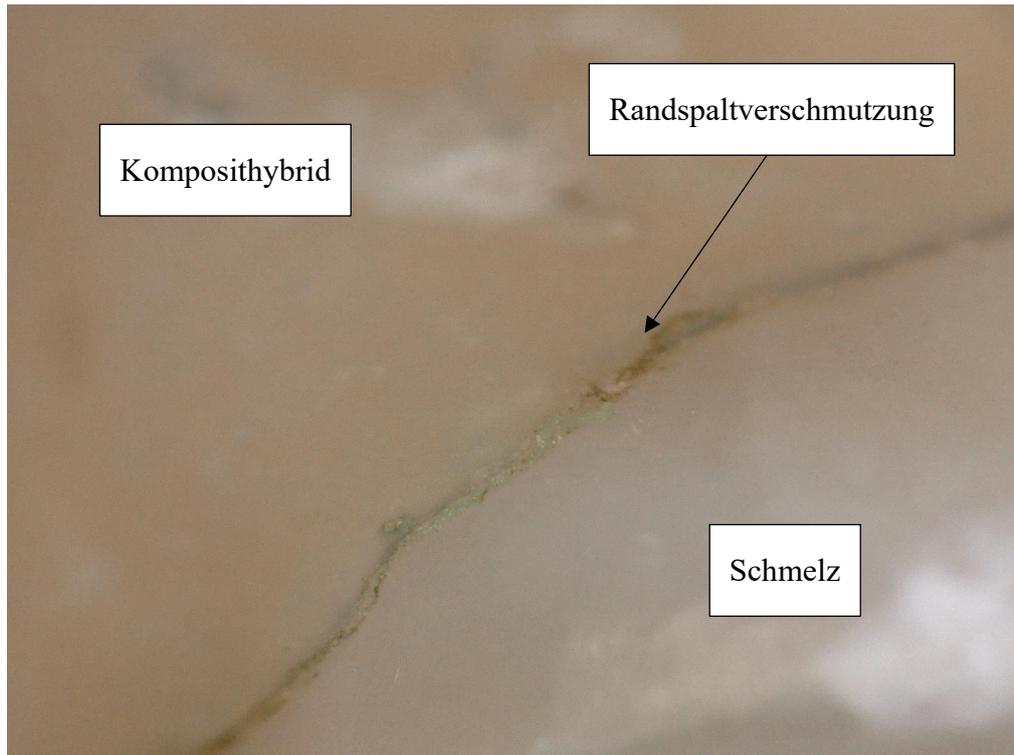
**Abbildung 57:** Vergrößerte Ansicht von Prüfkörper Nr.2 nach der thermomechanischen Wechselbelastung (Tetric® EvoCeram). Neben einer leichten oberflächlichen Verschmutzung (nicht von Bedeutung) sind die Abdrücke des Kausimulators auch hier abgezeichnet.



**Abbildung 58:** Spaltfreie Randverhältnisse nach der thermomechanischen Wechselbelastung (Tetric® EvoCeram Prüfkörper Nr.5).

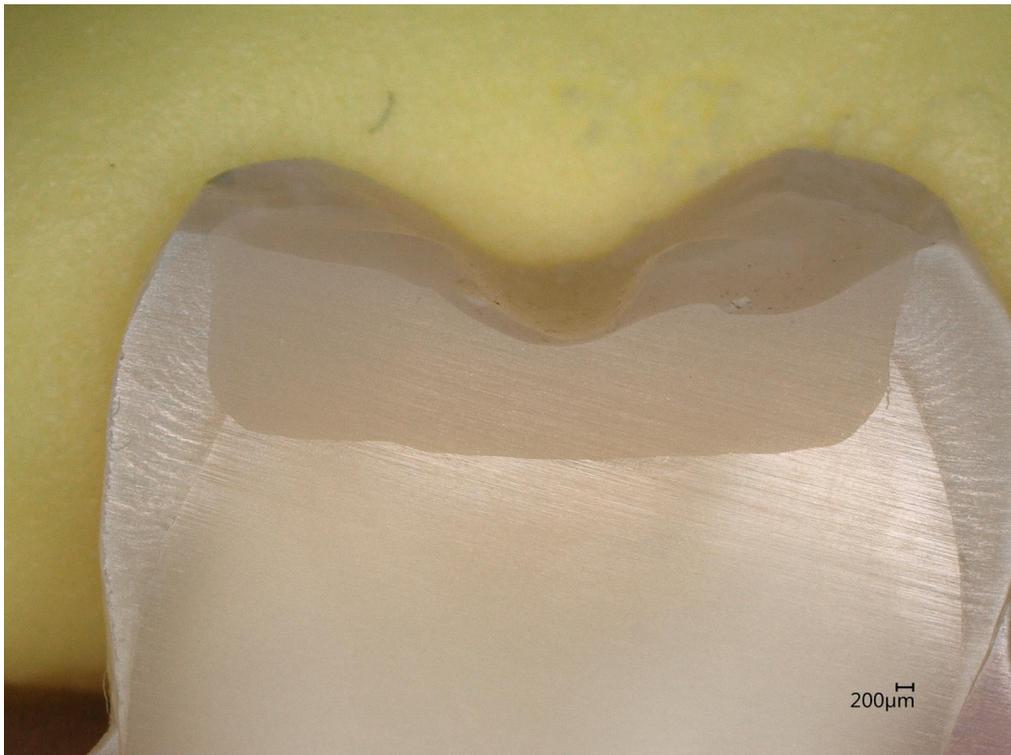


**Abbildung 59:** Primäraufnahme Prüfkörper Nr.1 nach der thermomechanischen Wechselbelastung mit abgezeichneten Abdrücken des Kausimulators und deutlichen Randverfärbungen im Bereich bestehender Randspalten (Surefil one™ Gr.1a).

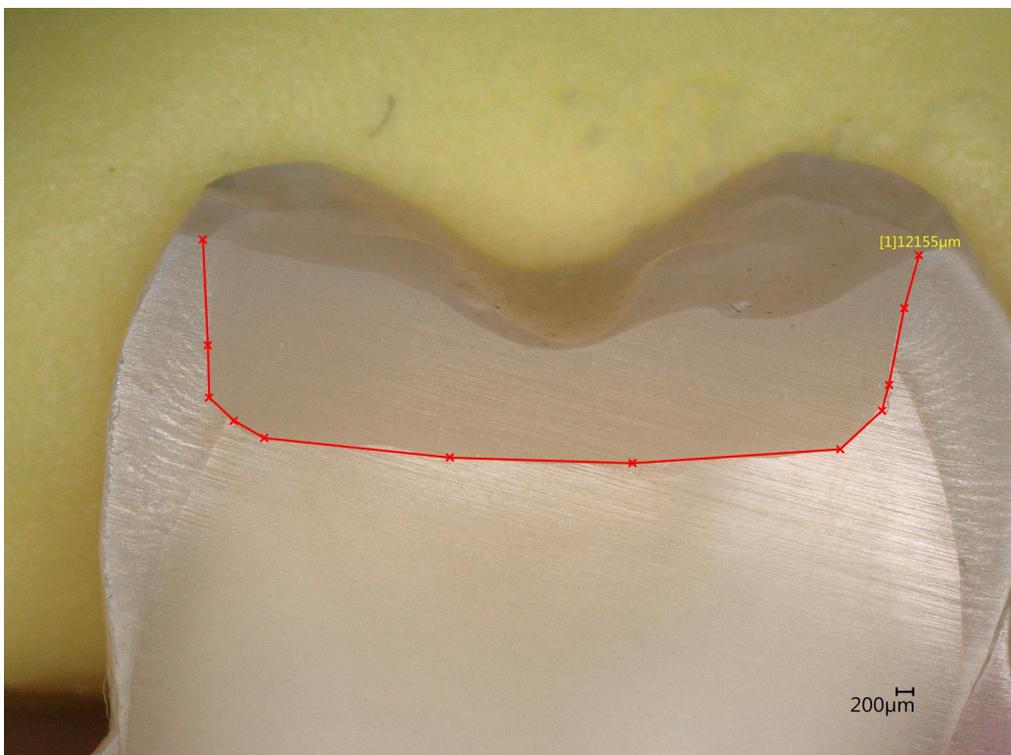


**Abbildung 60:** Randspalt und Spaltverschmutzung von Prüfkörper Nr.3 nach abgeschlossener thermomechanischer Belastung (Surefil one™ Gr. 1b).

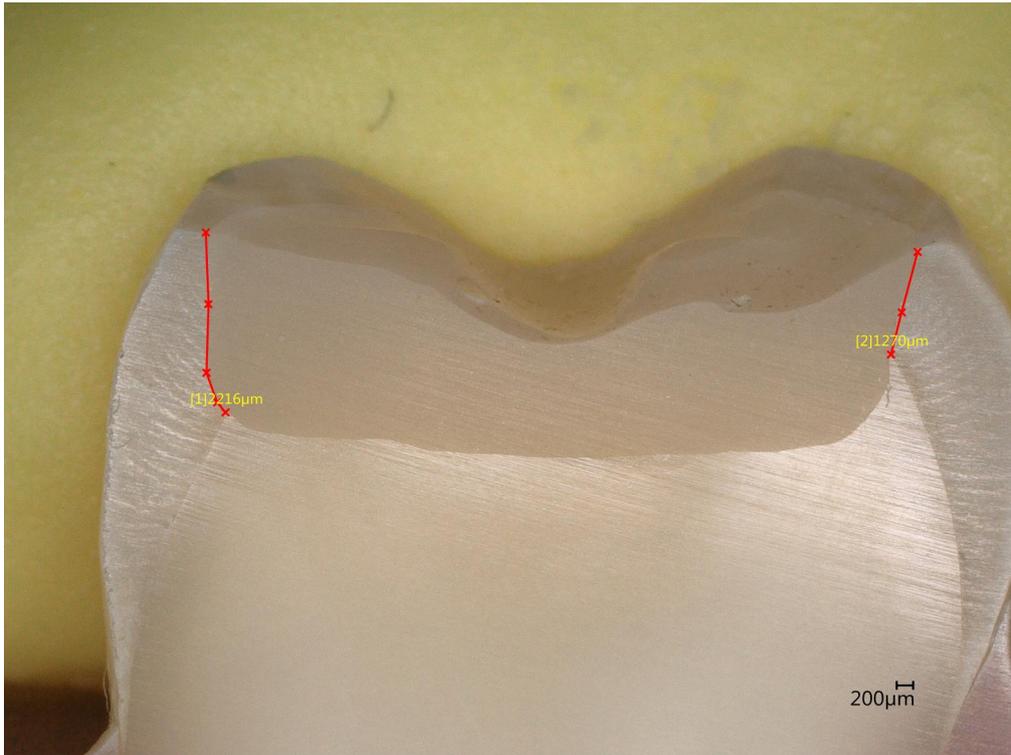
## 10.5 Bilddokumentation der digitalmikroskopischen Randanalyse zum Zeitpunkt $t_3$



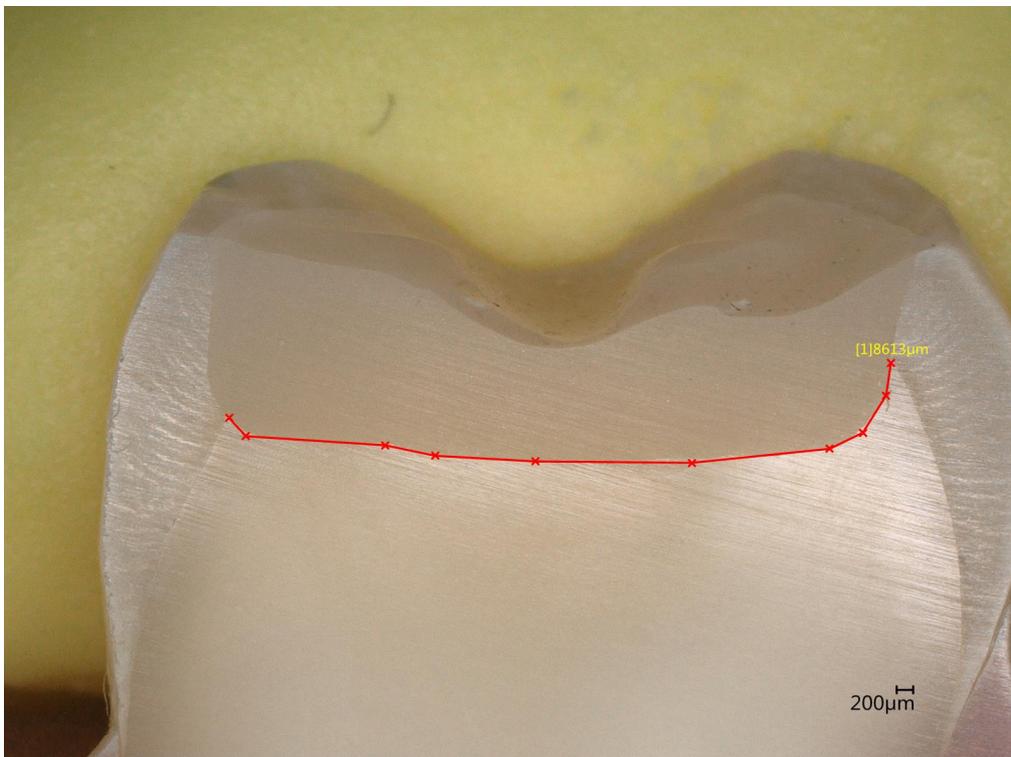
**Abbildung 61:** Primäraufnahme des Zahnquerschnittes von Prüfkörper Nr.6 (Constic).



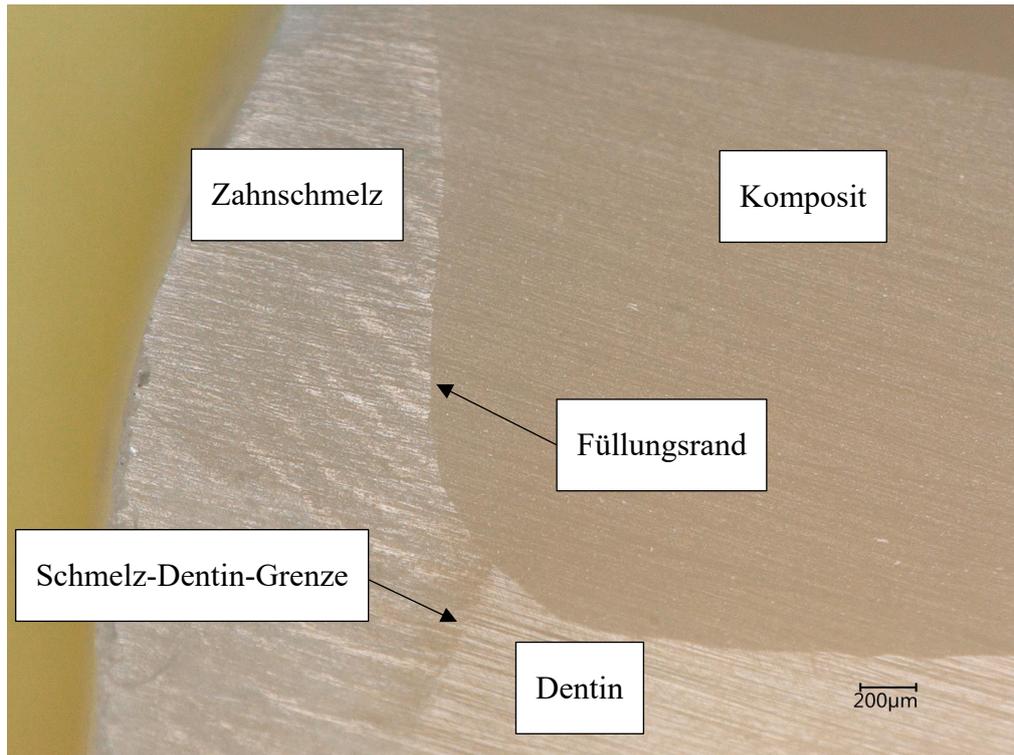
**Abbildung 62:** Vermessung des internen Restaurationsrandes von Prüfkörper Nr.6 (Constic).



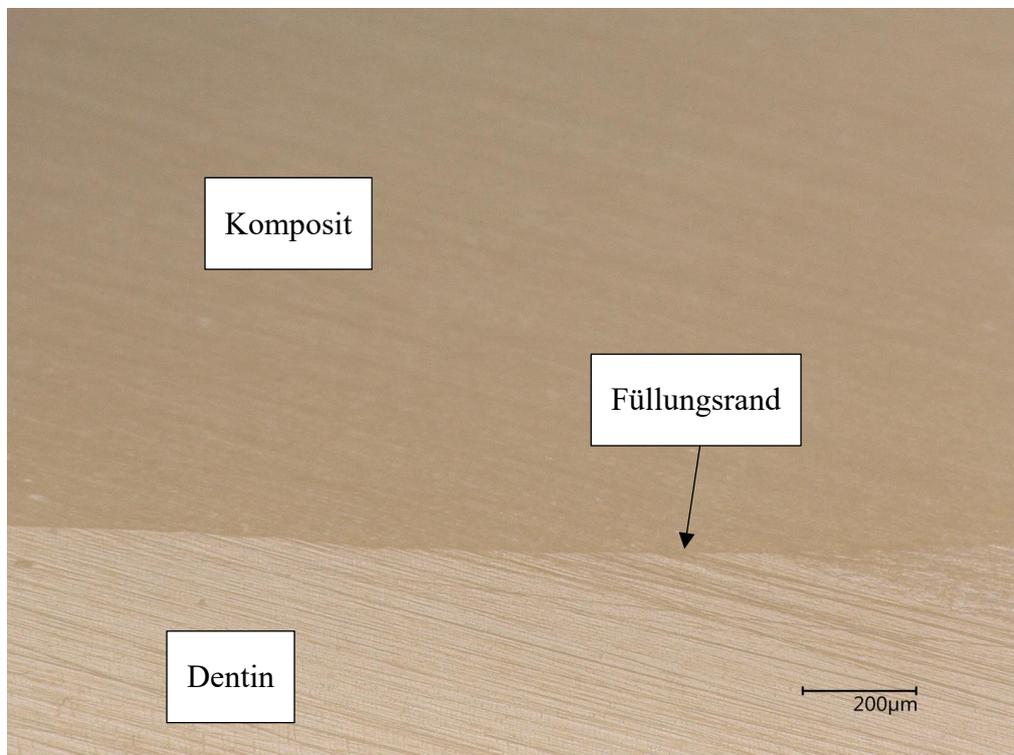
**Abbildung 63:** Vermessung der internen schmelzbegrenzten Teilbereiche (Constic Prüfkörper Nr.6).



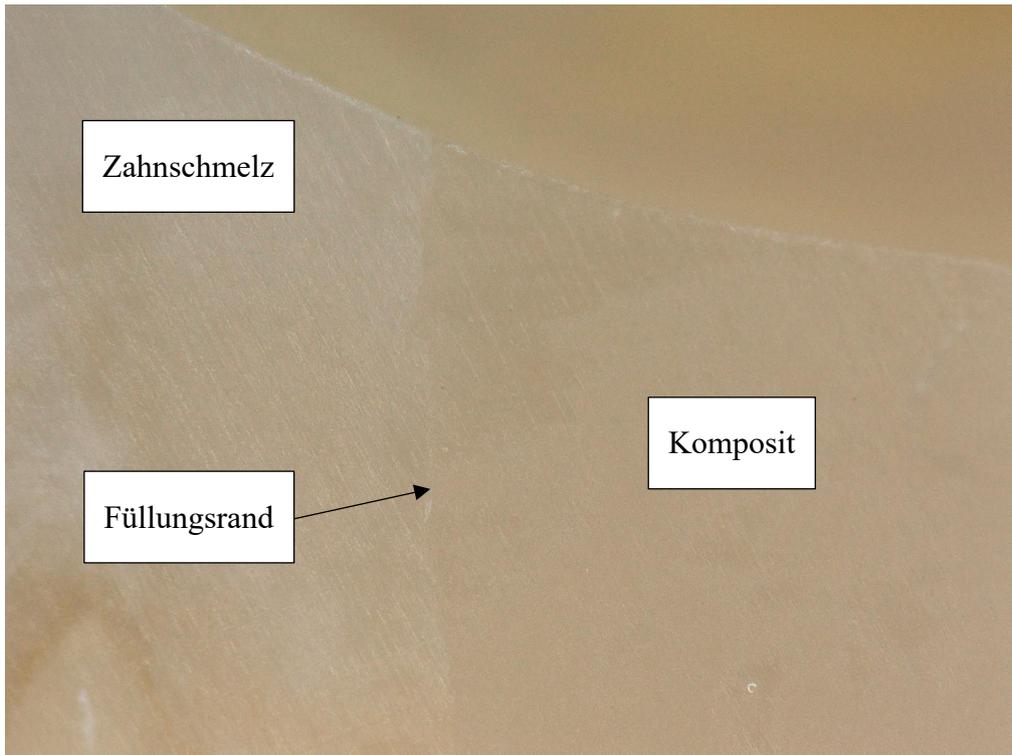
**Abbildung 64:** Vermessung des internen dentinbegrenzten Teilbereiches (Constic Prüfkörper Nr.6).



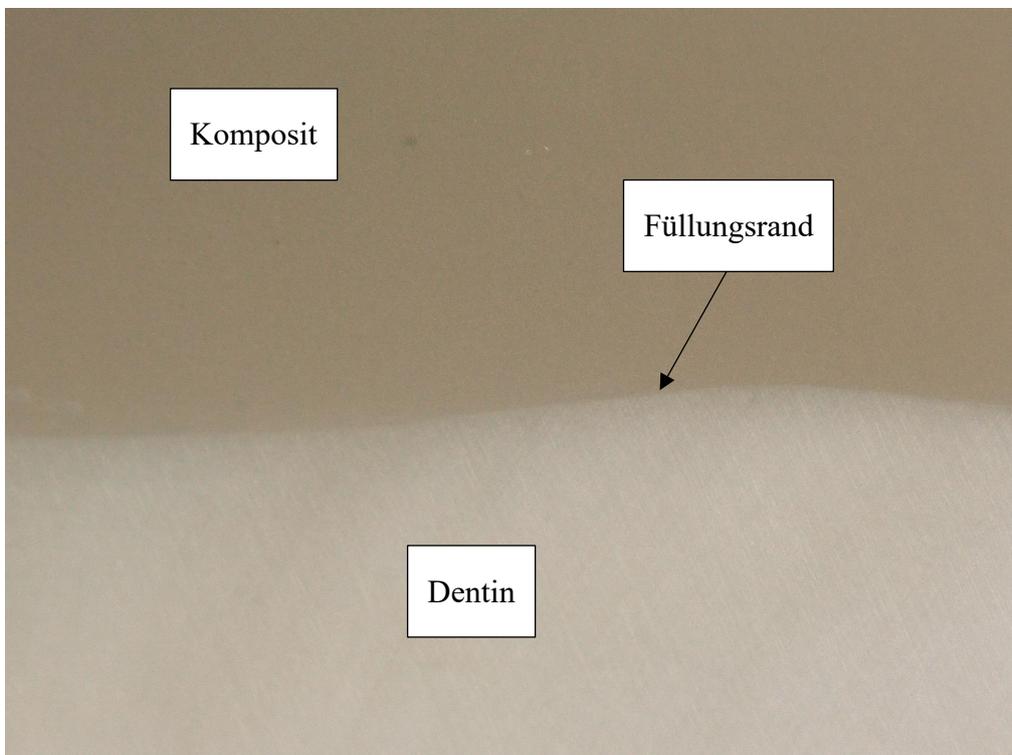
**Abbildung 65:** Vergrößerte Darstellung der internen spaltfreien Adaptation im ersten schmelzbegrenzten Teilbereich und einem Ausschnitt des dentinbegrenzten Teilbereiches (Constic Prüfkörper Nr.6).



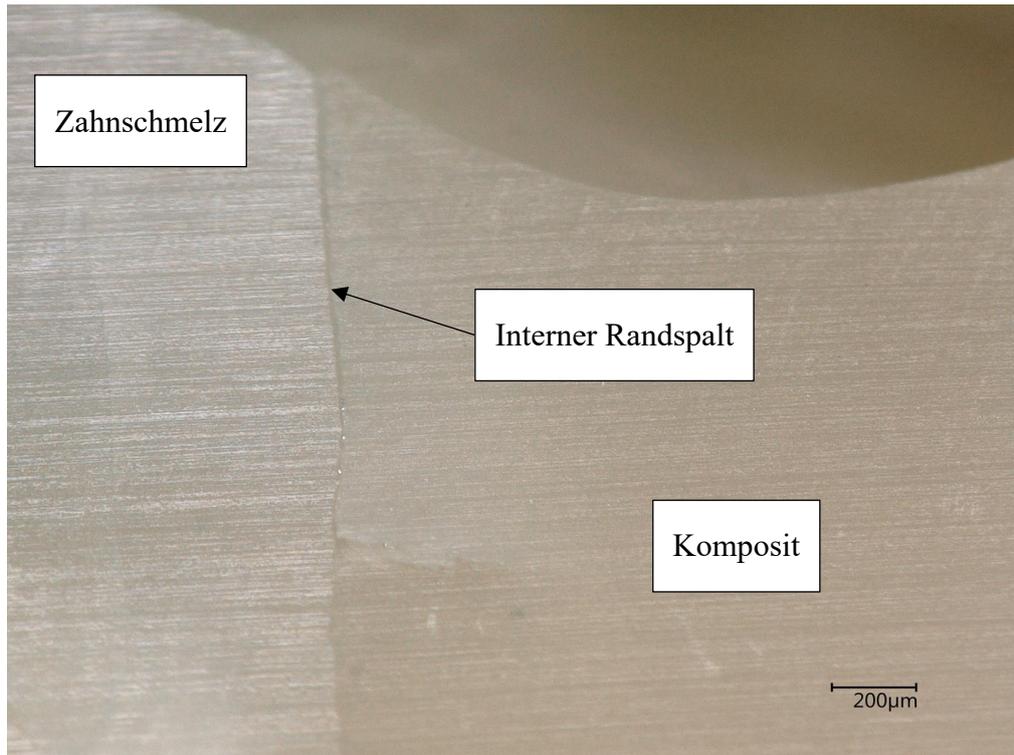
**Abbildung 66:** Vergrößerte Ansicht der internen spaltfreien Dentinadaptation (Constic Prüfkörper Nr.6).



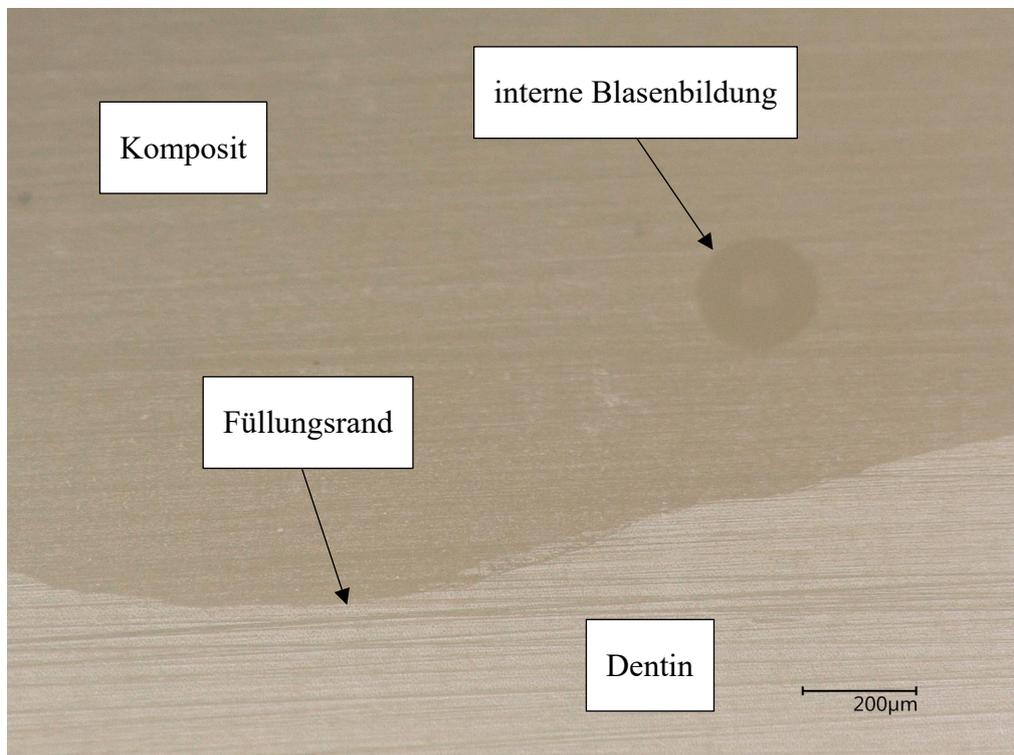
**Abbildung 67:** Vergrößerte Ansicht des internen schmelzbegrenzten Restaurationsrandes von Prüfkörper Nr.3 (Vertise™ Flow).



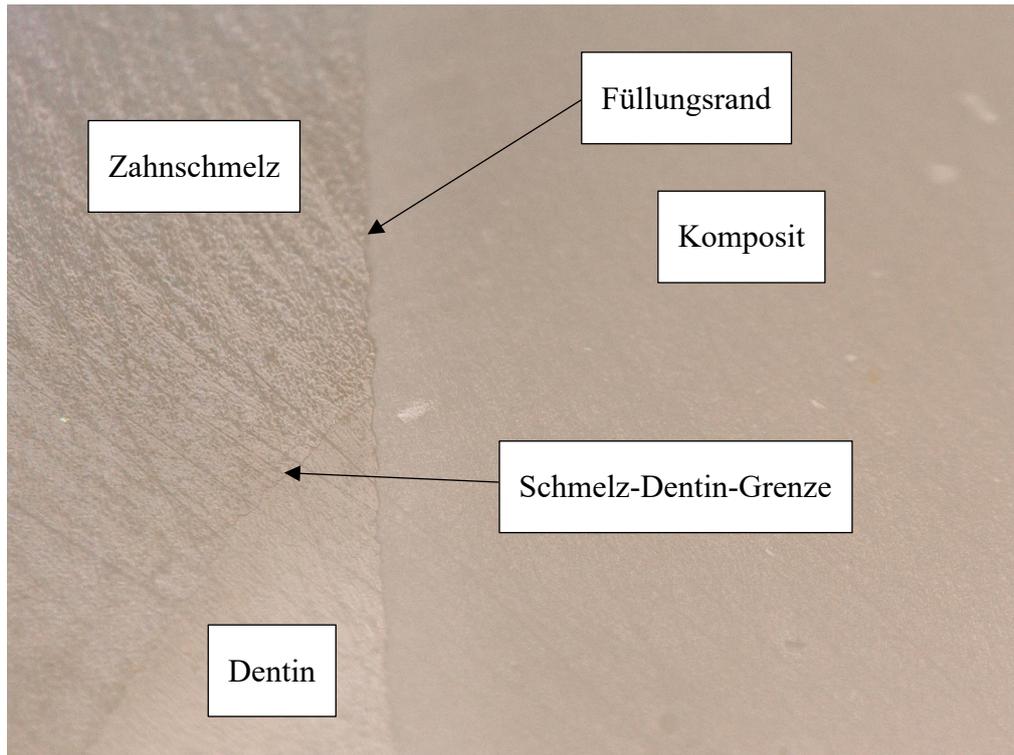
**Abbildung 68:** Vergrößerte Ansicht des internen dentinbegrenzten Restaurationsrandes von Prüfkörper Nr.3 (Vertise™ Flow).



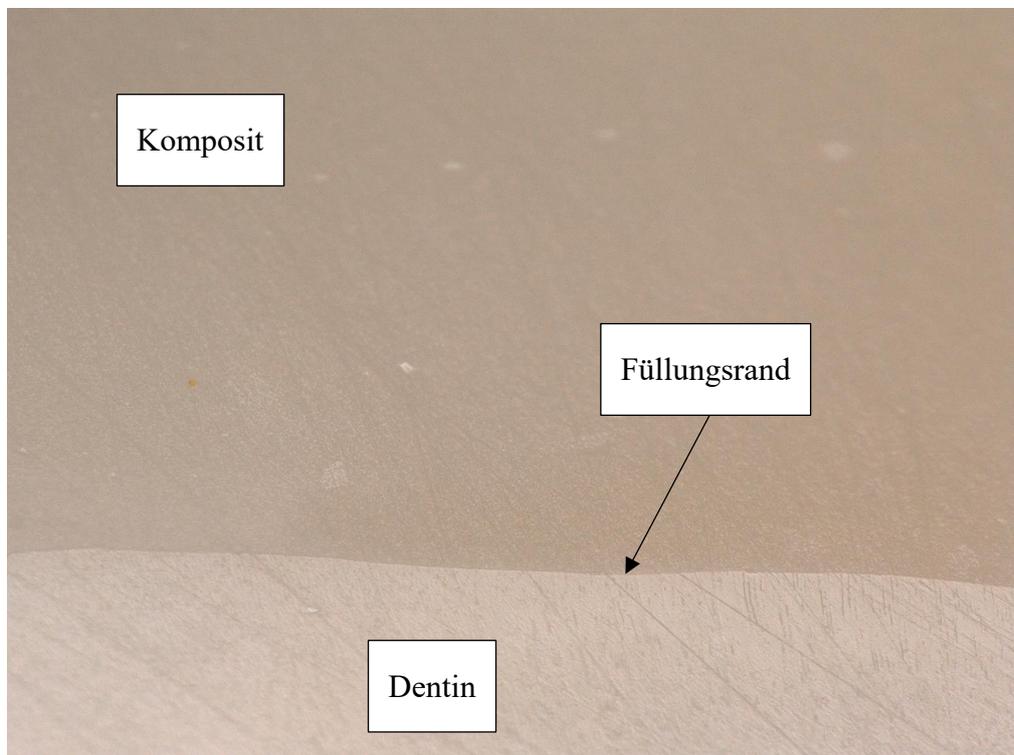
**Abbildung 69:** Randspaltbildung im internen schmelzbegrenzten Teilbereich von Prüfkörper Nr.5 (Vertise™ Flow).



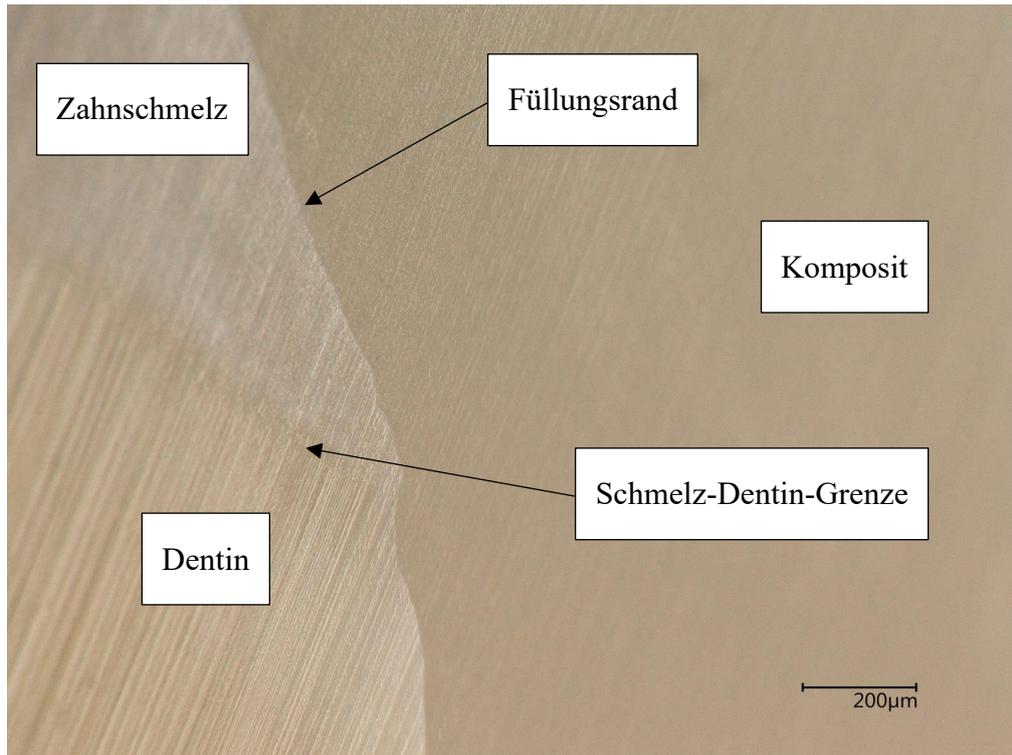
**Abbildung 70:** Interner spaltfreier Restaurationsrand und Blasenbildung innerhalb des Komposits (Vertise Flow™ Prüfkörper Nr.5).



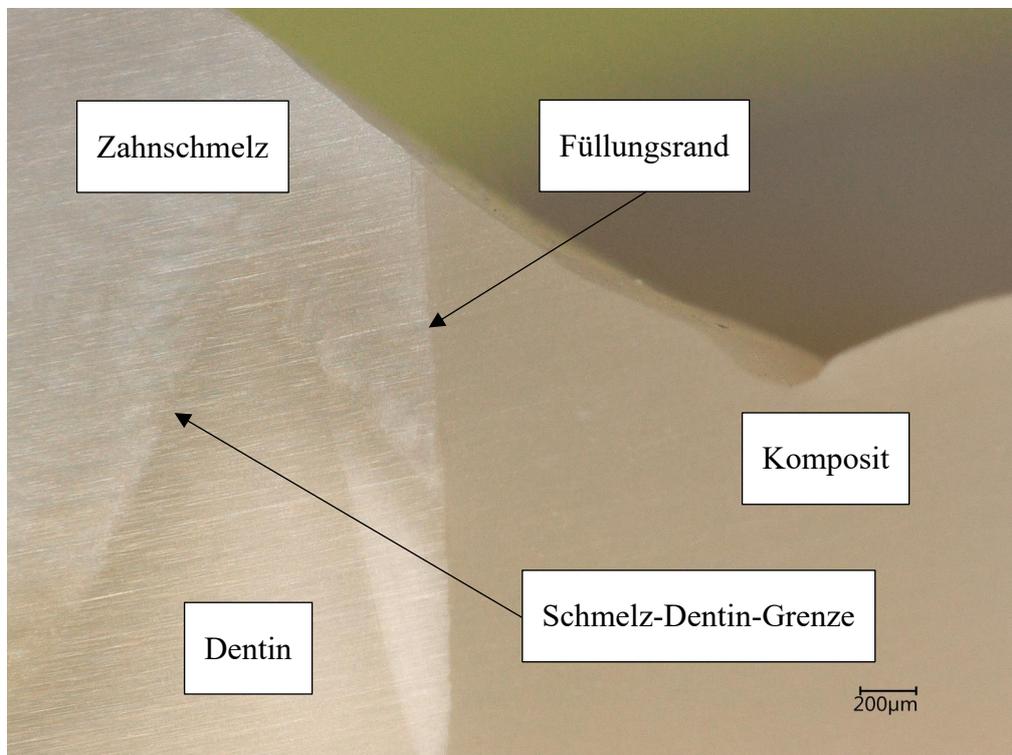
**Abbildung 71:** Vergrößerte Ansicht des internen Restaurationsrandes über einen Teil der schmelz- und dentinbegrenzten Bereiche (Fusio™ Prüfkörper Nr.4).



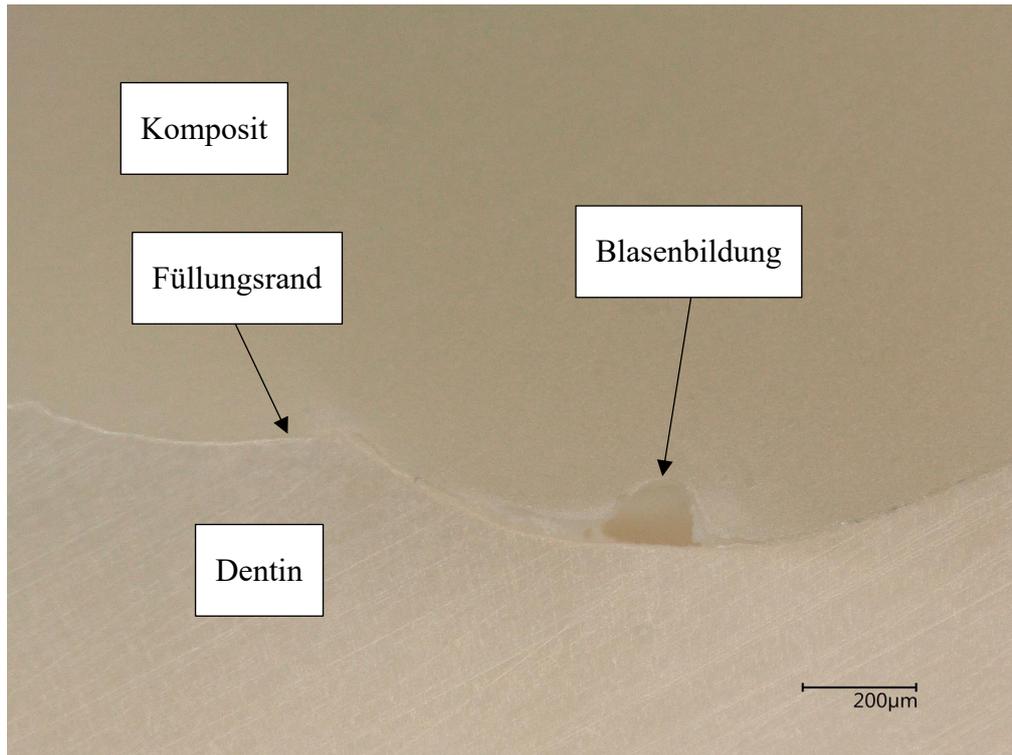
**Abbildung 72:** Interner Restaurationsrand im dentinbegrenzten Teilbereich von Prüfkörper Nr.4 (Fusio™).



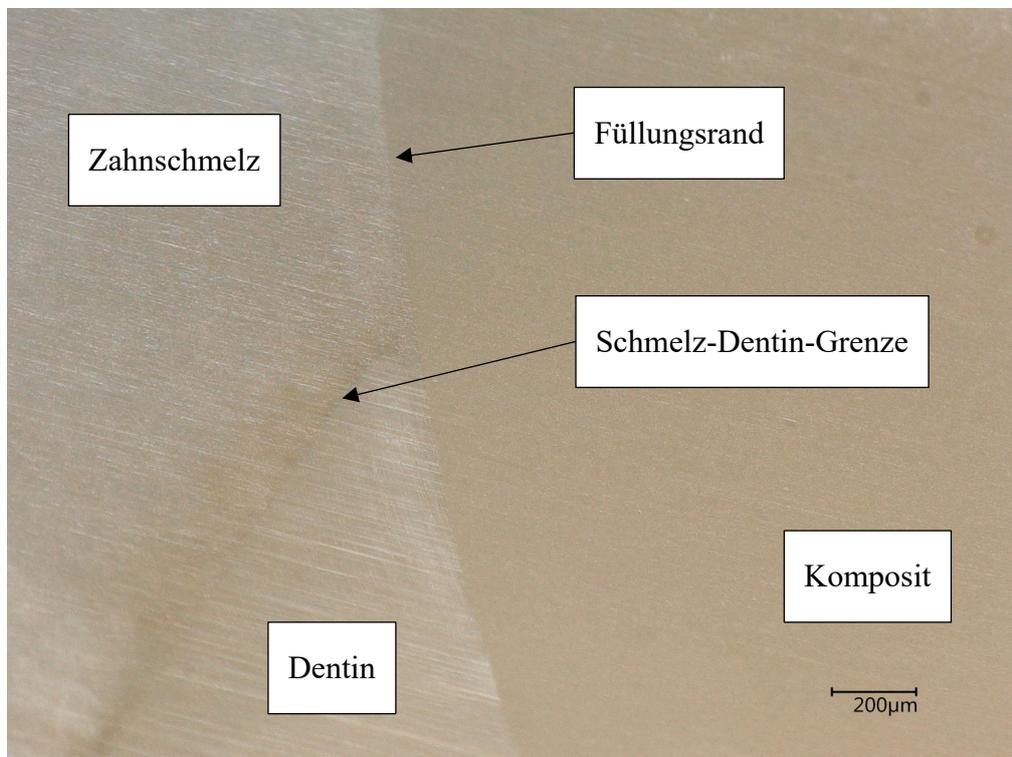
**Abbildung 73:** Vergrößerte Ansicht des internen Restaurationsrandes über einen Teil der schmelz- und dentinbegrenzten Bereiche (Fusio™ Prüfkörper Nr.6).



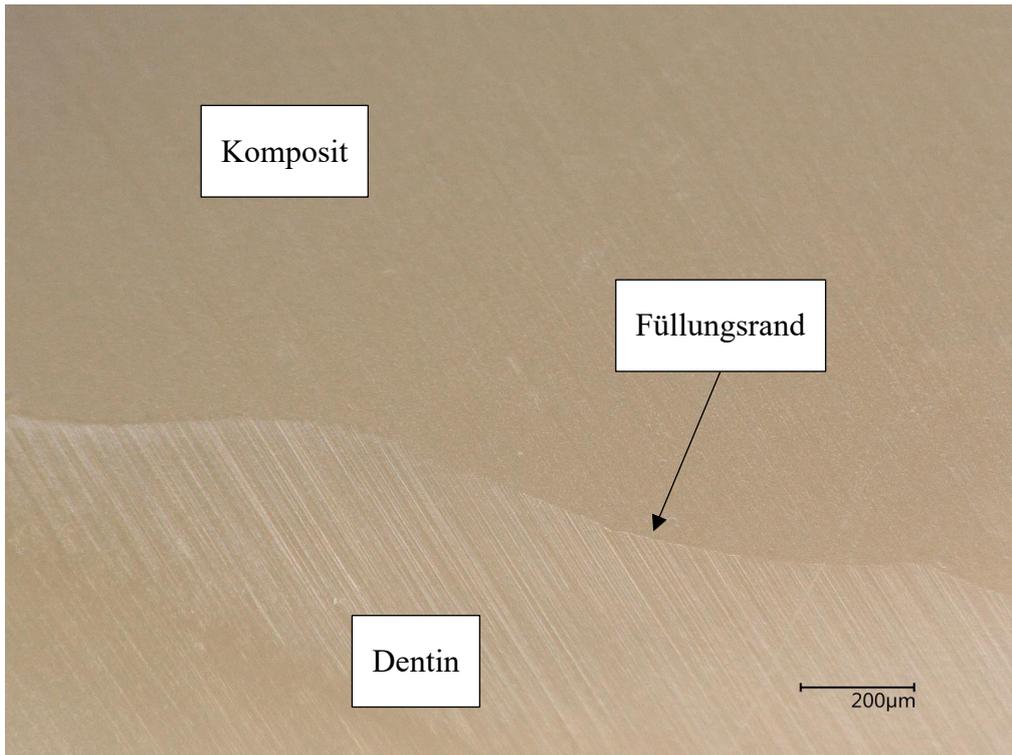
**Abbildung 74:** Vergrößerte Ansicht des internen spaltfreien Restaurationsrandes in dem schmelzbegrenzten und einen Teil der dentinbegrenzten Bereiche (Tetric® EvoCeram Prüfkörper Nr.1).



**Abbildung 75:** Blasenbildung am Kavitätenboden von Prüfkörper Nr.2 (Tetric® EvoCeram).



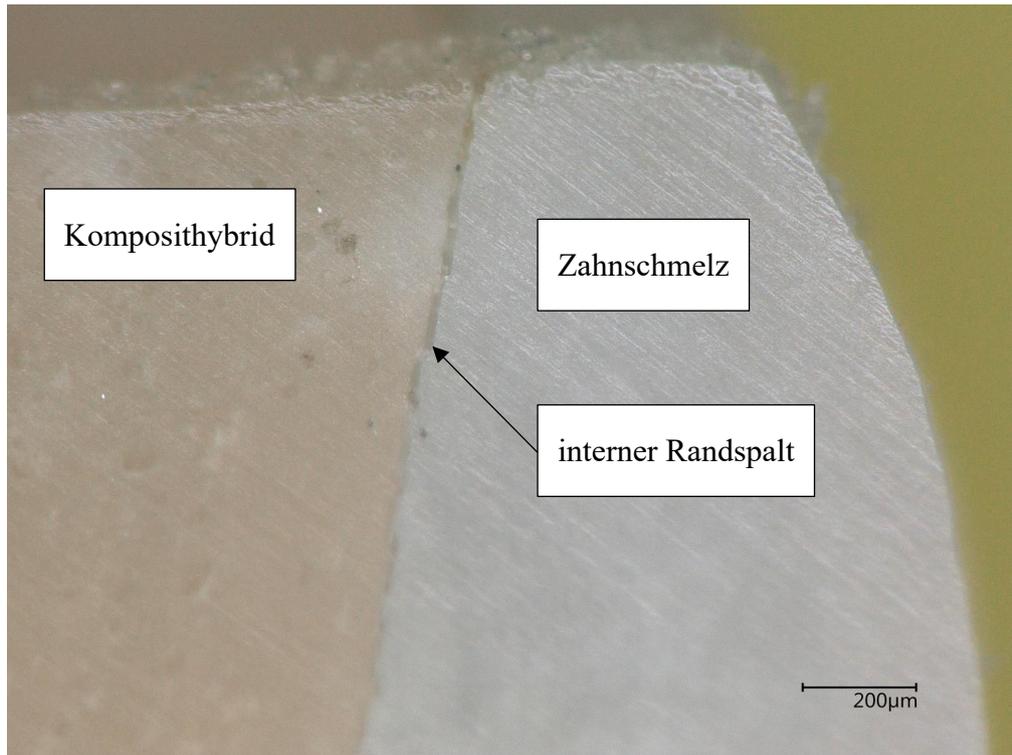
**Abbildung 76:** Vergrößerte Ansicht des internen Restaurationsrandes über einen Teil der schmelz- und dentinbegrenzten Bereiche (Tetric® EvoCeram Prüfkörper Nr.3).



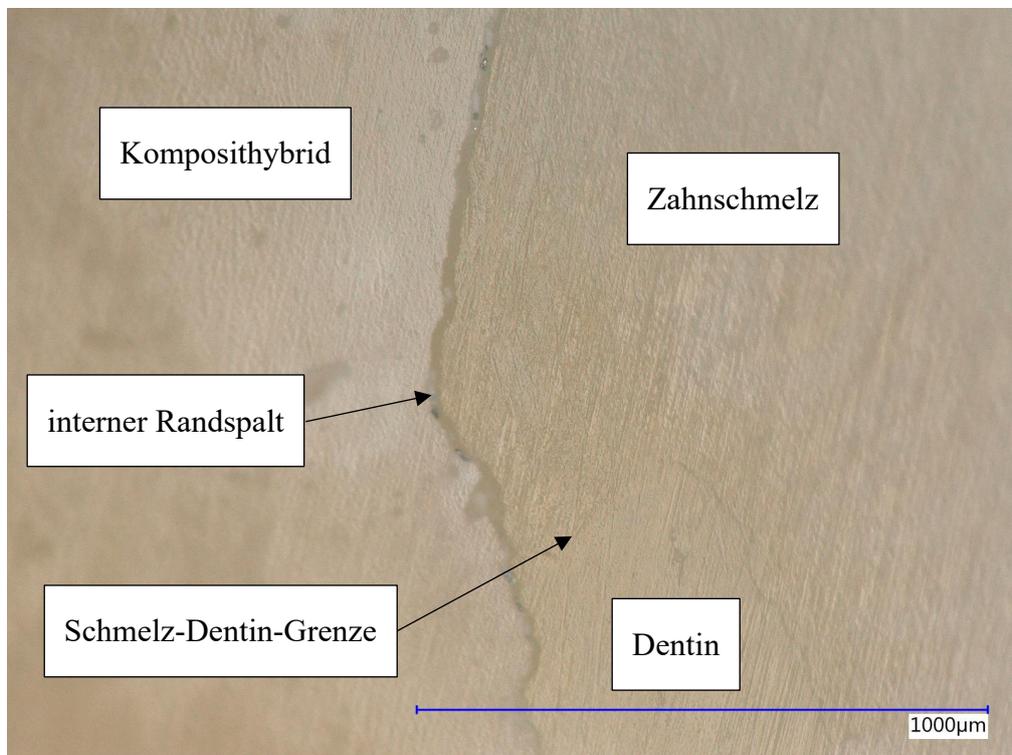
**Abbildung 77:** Vergrößerte Ansicht des internen dentinbegrenzten Teilbereiches von Prüfkörper Nr.6 (Tetric® EvoCeram).



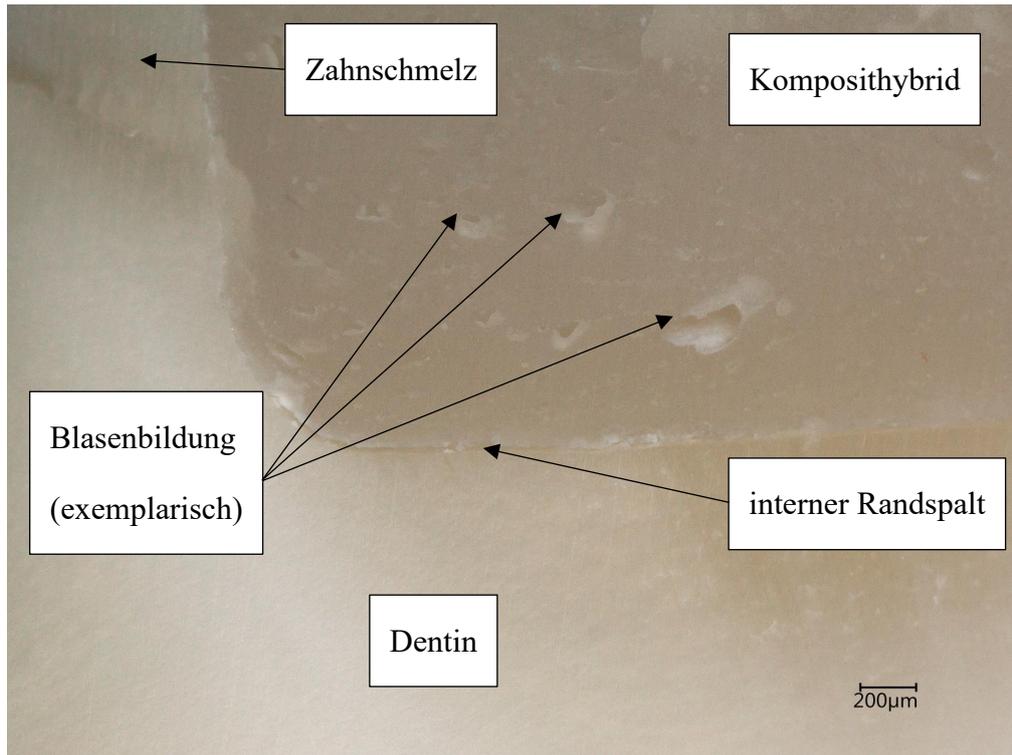
**Abbildung 78:** Primäraufnahme des Zahnquerschnittes von Prüfkörper Nr.7 (Surefil one™).



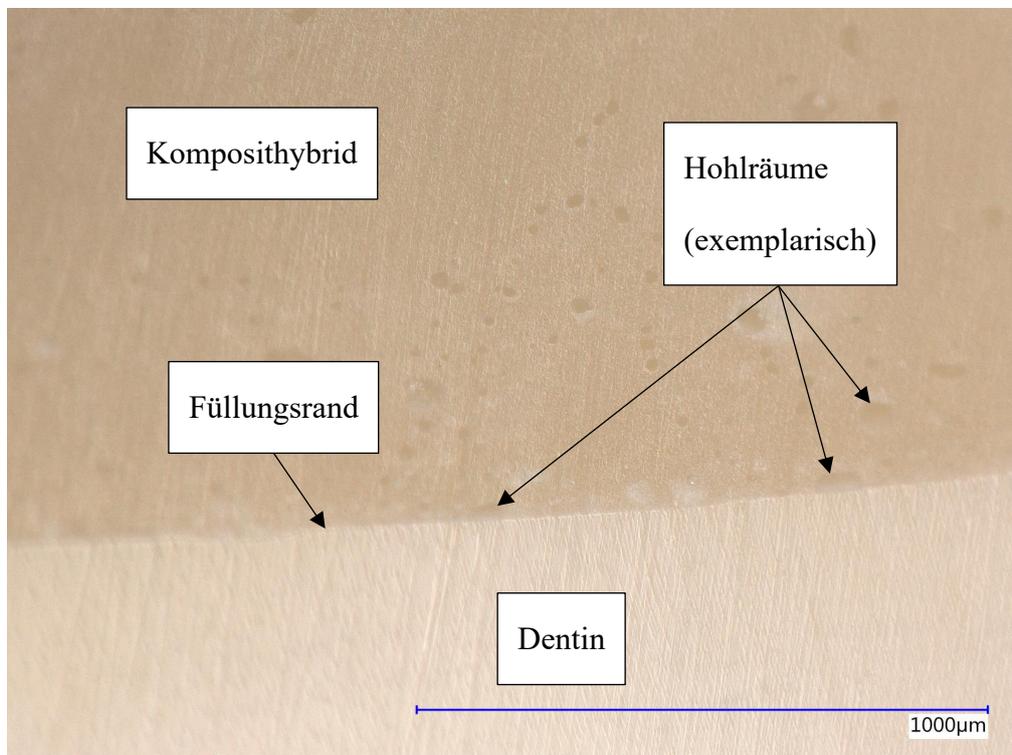
**Abbildung 79:** Vergrößerte Ansicht des schmelzbegrenzten Teilbereiches und Spaltbildung von Prüfkörper Nr.7 (Surefil one™).



**Abbildung 80:** Vergrößerte Ansicht des internen Restaurationsrandes (mit Randspalt) über einen Teil der schmelz- und dentinbegrenzten Bereiche (Surefil one™ Prüfkörper Nr.1).



**Abbildung 81:** Vergrößerte Ansicht der internen schmelz- und dentinbegrenzten Teilbereiche sowie Spaltbildung und Blasenbildungen von Prüfkörper Nr.5 (Surefil one™)



**Abbildung 82:** Vergrößerte Ansicht des internen dentinbegrenzten Restaurationsrandes und Blasenbildungen von Prüfkörper Nr.1 (Surefil one™). Ein absolut spaltfreier Verbund wird durch die Präsenz kleinerer Hohlräume am Kavitätenboden verhindert.