

Aus der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde

Universitätsklinikum des Saarlandes

Direktor: Prof. Dr. M. Hannig

**In-vitro-Untersuchung des Randschlussverhaltens von Füllungen
aus schrumpfungsreduzierten Kompositen in
dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2023

vorgelegt von:

Annika Sophie Lichtenhagen

geboren am 09.03.1998 in Saarbrücken

Tag der Promotion: 09.01.2024

Dekan: Prof. Dr. M. D. Menger

1. Berichterstatter: Prof. Dr. S. Rupf

2. Berichterstatter: Prof. Dr. M. Karl

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	1
1.1 Deutsche Zusammenfassung	1
1.2 Abstract	2
2 Einleitung	4
3 Literaturübersicht	6
3.1 Komposite	6
3.1.1 Materialzusammensetzung	6
3.1.1.1 Organische Matrix.....	6
3.1.1.2 Disperse Phase	7
3.1.1.3 Verbundphase	8
3.1.2 Klassifikation der Komposite	9
3.1.2.1 Makrofüllerkomposite	9
3.1.2.2 Mikrofüllerkomposite.....	9
3.1.2.3 Hybridkomposite.....	10
3.2 Schrumpfungsreduzierte Komposite	11
3.2.1 Nanofüllerkomposite.....	11
3.2.2 Bulk-Fill-Komposite.....	12
3.2.2.1 Niedrigviskose Bulk-Fill-Komposite.....	12
3.2.2.2 Hochviskose Bulk-Fill-Komposite	13
3.2.2.3 Thermoviskose Bulk-Fill-Komposite.....	14
3.3 Adhäsivtechniken	14
3.3.1 Schmelzhaftung.....	16
3.3.2 Dentinhaftung	17
3.3.3 Degradation der Verbundschicht	18
3.4 Adhäsivsysteme	19

3.4.1 Etch-and-Rinse-Adhäsive	21
3.4.2 Self-Etch-Adhäsive.....	21
3.4.3 Universaladhäsive	22
3.5 Fragestellung.....	24
4 Versuchsaufbau	25
5 Material und Methode	27
5.1 Präparation der Kavitäten.....	27
5.2 Legen der Füllungen	28
5.3 Verwenden der Restaurationsmaterialien	30
5.3.1 Herculite	30
5.3.2 VisCalor bulk.....	30
5.3.3 GaudioSo x-tra.....	31
5.3.4 GrandioSo x-tra base	32
5.4 Herstellung der Replikationsmodelle	33
5.5 Thermisch-mechanische Belastung der Proben	34
5.5.1 Thermische Belastung der Proben	34
5.5.2 Mechanische Belastung der Proben.....	35
5.6 Lichtmikroskopische Analyse der Füllungs­ränder	36
5.7 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Füllungs­ränder	38
5.8 Statistische Auswertung.....	40
6 Ergebnisse	41
6.1 Füllungsrandanalyse	41
6.1.1 Füllungsrandanalyse im schmelzbegrenzten Bereich der approximalen Restaurationsränder	43

6.1.2 Füllungsrandanalyse im dentinbegrenzten Bereich der approximalen Restaurationsränder	53
7 Diskussion	63
7.1 Diskussion von Material und Methode	63
7.1.1 Allgemeine Problematik von in-vitro-Studien	63
7.1.1.1 Auswahl der Zähne	63
7.1.1.2 Lagerung der Zähne in Wasser.....	64
7.1.1.3 Thermische und mechanische Belastung	65
7.1.2 Präparation und Füllungstechnik.....	66
7.1.2.1 Präparation der Kavitäten	66
7.1.2.2 Legen der Füllungen.....	67
7.1.3 Lichtmikroskopische Analyse der Füllungs­ränder	68
7.1.4 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Füllungs­ränder	69
7.2 Diskussion der Ergebnisse	69
7.2.1 Füllungsrandanalyse der schmelz­begrenzten Füllungsbereiche.....	69
7.2.2 Füllungsrandanalyse der dentin­begrenzten Füllungsbereiche	72
7.3 Schlussfolgerung.....	73
8 Literaturverzeichnis	75
9 Abbildungsverzeichnis	92
10 Tabellenverzeichnis	96
11 Danksagung.....	97
12 Lebenslauf.....	98
13 Anhang	99

1 Zusammenfassung

1.1 Deutsche Zusammenfassung

In dieser in-vitro Studie wurde das Randschlussverhalten von unterschiedlichen Kompositmaterialien untersucht. Es sollten die Fragen beantwortet werden, inwiefern schrumpfungsreduzierte Kompositmaterialien die Randqualität approximal dentinbegrenzter Kavitäten verbessern und ob sich die Anwendung der Lining-Technik positiv auf das Randschlussverhalten auswirkt.

Hierfür wurden 32 karies- und füllungsfreie extrahierte humane Weisheitszähne verwendet. Mesial und distal wurden zwei identische, approximal dentinbegrenzte Klasse-II-Kavitäten präpariert.

Mit Hilfe unterschiedlicher Bulk-Fill-Materialien wurde je eine Kavität gefüllt. Es kamen ein stopfbares (GrandioSo x-tra), ein fließfähiges (GrandioSo x-tra base) und ein thermoviskoses (VisCalor bulk) Bulk-Fill-Komposit zum Einsatz. Diese Kavitäten wurden mit einem Universaladhäsiv (Futurabond U) konditioniert. Als Kontrollgruppe diente das Mikrohybrid-Komposit Herculite, welches mittels Etch-and-Rinse-Technik eingebracht wurde.

Die Proben wurden jeweils direkt nach dem Legen der Füllungen, sowie nach 3000 Zyklen thermischer Belastung bei 5 °C und 55 °C und 250.000 Zyklen mechanischer Belastung mit 50 N untersucht. Die Untersuchung erfolgte mit Hilfe der Replikatechnik. Hierfür wurde nach jedem Schritt ein Replikationsmodell hergestellt und lichtmikroskopisch untersucht. Repräsentative Proben wurden im Anschluss auch mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops analysiert.

Folgende Fragen sollten in der vorliegenden Arbeit beantwortet werden:

- Welchen Einfluss hat die Verwendung von schrumpfungsreduzierten Füllungsmaterialien auf die Randqualität?
- Wie wirkt sich die thermomechanische Belastung der Füllungen auf die Randqualität aus?
- Gibt es einen Unterschied der Randqualität zwischen schmelz- und dentinbegrenzten Rändern?
- Wirkt sich die Verwendung der Lining-Technik positiv auf das Randschlussverhalten der Füllungen aus?

Nach thermomechanischer Belastung zeigten sich bei der Analyse der Füllungs­ränder im Schmelz folgende Werte für perfekte Randspalten: Versuchsgruppe 1 (VisCalor bulk): 78,95%, Versuchsgruppe 2 (GrandioSo x-tra): 86,1%, Versuchsgruppe 3 (GrandioSo x-tra und x-tra base): 84,4%, Kontrollgruppe (Herculite): 83,1%.

Im Dentin lagen die Werte bei: Versuchsgruppe 1 (VisCalor bulk): 71,55%, Versuchsgruppe 2 (GrandioSo x-tra): 72,85%, Versuchsgruppe 3 (GrandioSo x-tra und x-tra base): 83,9%, Kontrollgruppe (Herculite): 70,25%.

Alle Proben zeigten durch den künstlichen Alterungsprozess eine signifikante Verschlechterung des Randschlussverhaltens. Während im Schmelz nach thermomechanischer Belastung keine Unterschiede zwischen den Testreihen vorlag, zeigte sich im Dentin ein signifikanter Unterschied zugunsten der Versuchsgruppe 3 (GrandioSo x-tra und x-tra base) im Vergleich zur Kontrollgruppe (Herculite) ($p=0,0086$).

Die Verwendung eines niedrigviskosen schrumpfungsreduzierten Komposit als erstes Inkrement führt demnach im Dentinbereich zu verbessertem Randschlussverhalten; im Schmelz zeigte sich kein Unterschied zwischen den schrumpfungsreduzierten und herkömmlichen Kompositen. Es ist festzustellen, dass auch mit schrumpfungsreduzierten Kompositen keine vollständig randspaltfreien Füllungs­ränder erreicht werden konnten.

1.2 Abstract

In this in-vitro study the marginal integrity of different bulk-fill-composites was examined. It shall answer the question, how shrinkage-reduced composites can improve the marginal quality of approximal dentine-limited cavities and whether the lining-technique has a positive effect on it.

Therefore 32 caries- and filling-free extracted human wisdom teeth were used. The two class-II-cavities were dissected mesial and distal identically.

The two cavities were filled with different bulk-fill-composites. A packable (GrandioSo x-tra), a flowable (GrandioSo x-tra base) and a thermoviscous (VisCalor bulk) bulk-fill composite came into use. The cavities were conditioned with a universal adhesive (Futurabond U). As control group, the microhybrid-composite Herculite was used, which was placed with the etch-and-rinse-technique using Optibond FL.

The samples were examined directly after placing and after 3000 cycles of thermic variation stress at 5 °C and 55 °C and 250.000 cycles of automatic stress in the cycle load.

The replica-technique was used for the examination. Therefore, replica-models were prepared and analysed with a scanning electron microscope and a reflected light microscope.

The following questions were addressed in this study:

- Which influence has the use of shrinkage-reduced filling material on the marginal quality?
- How does the thermic and automatic stress affect the marginal quality?
- Is there a difference in the marginal quality of enamel- and dentine-limited margins?
- Which impact has the use of the lining-technique on the marginal quality of the fillings?

After thermomechanical loading, the analysis of the filling margins in the enamel showed the following values for perfect marginal gaps: Trial group 1 (VisCalor bulk): 78.95%, trial group 2 (GrandioSo x-tra): 86.1%, trial group 3 (GrandioSo x-tra and x-tra base): 84.4%, control group (Herculite): 83,1%.

At the resin-composite-dentin-interface the results were the following: Trial group 1 (VisCalor bulk): 71.55%, trial group 2 (GrandioSo x-tra): 72.85%, trial group 3 (GrandioSo x-tra and x-tra base): 83.9%, control group (Herculite): 70,25%.

All fillings showed a significant deterioration of the marginal sealing behavior due to the artificial aging process. While there were no differences between the test groups in the enamel after thermomechanical stress, there was a significant difference in the dentin in favour of test group 3 (GrandioSo x-tra and x-tra base) compared to the control group (Herculite) ($p= 0.0086$).

The use of a low-viscosity shrinkage-reduced composite as the first increment thus leads to improved marginal seal in the dentin region, while no difference was observed between the shrinkage-reduced and conventional composites in the enamel. It should be noted that even with shrinkage-reduced composites it was not possible to achieve completely margin-free filling margins.

2 Einleitung

Viele Jahre lang stellte Amalgam ein kostengünstiges und bewährtes Restaurationsmaterial zur Füllungstherapie im Seitenzahnbereich dar. In den letzten Jahrzehnten hat jedoch der Anspruch der Patienten an die Ästhetik von plastischen Füllungs-materialien immer weiter zugenommen.

Dank der Entwicklung neuer Materialien ist es inzwischen möglich, ästhetisch ansprechende Füllungen zu legen. Als zahnfarbene plastische Füllungsmaterialien haben sich Komposite und Glasionomerzemente durchgesetzt. Ästhetisch ansprechendere Ergebnisse werden hierbei von Kompositen erzielt, welche sich dem natürlichen Zahn aufgrund ihrer Transluzenz optisch besser anpassen als die meist sehr opaken Glasionomerzemente (Prentice et al. 2006). Darüber hinaus sollten Glasionomerzemente wegen ihrer Härte und Biegefestigkeit nicht als dauerhaftes Füllungsmaterial im kaulasttragenden Bereich eingesetzt werden (Roulet et al. 2019).

Über Jahrzehnte hinweg wurde für Füllungen im Seitenzahnbereich Amalgam erfolgreich verwendet. Obwohl eine toxische Belastung des Organismus mit Schwermetallen durch Amalgamfüllungen umstritten ist (Lübbe und Wüthrich 1996), wird der Einsatz von Amalgam seit dem Minamata-Übereinkommen von 2013 auch im zahnärztlichen Bereich immer weiter eingeschränkt, um die Emission von Quecksilber zu reduzieren (Fisher et al. 2018; Worthington et al. 2021). Amalgamfüllungen werden immer häufiger durch Kompositfüllungen ersetzt (Sunnegårdh-Grönberg et al. 2009).

Kompositfüllungen sind Amalgamfüllungen aufgrund ihrer zahnähnlichen Farbe ästhetisch überlegen. Darüber hinaus können Komposite durch ihre adhäsive Befestigung nach einer zahnhartsubstanzschonenden und defektorientierten Präparation in die Kavität eingebracht werden (Heidemann et al. 2003).

Die Black'schen Regel „Extension for prevention“, welche die Einbeziehung von Kariesprädispositionsstellen in die Präparation vorschreibt, gilt nicht mehr in vollem Umfang (Osborne und Summitt 1998; Frankenberger 2009). Es kann eine minimalinvasive Präparation erfolgen, die aufgrund der adhäsiven Befestigung keine Retentionsform aufweisen muss (Staehele et al. 2015).

Durch die Weiterentwicklung der Füllkörper der Komposite sind sie auch im Seitenzahnbereich einsetzbar (Federlin et al. 2016). Die Größe der Kavitäten, die mit Kom-

positen versorgt werden können, hat dabei in den letzten Jahrzehnten mit der Verbesserung der Materialeigenschaften der Komposite zugenommen. So werden auch im Seitenzahnbereich und bei tiefen Kavitäten immer häufiger Komposite erfolgreich eingesetzt (Heidemann et al. 2003; Hamburger et al. 2011). Inzwischen ist es möglich, bei einer okklusalen Kavität einen Höckerersatz aus Komposit anzufertigen (Felderlin et al. 2016).

Im Vergleich zu Amalgamfüllungen weisen Kompositrestaurationen ähnliche Misserfolgsraten auf, bei höherem Kariesrisiko sind jedoch nach wie vor Amalgamfüllungen überlegen (Opdam et al. 2010).

Da Komposite bei der Polymerisation schrumpfen und deswegen in mehreren Schichten mit einer maximalen Schichtstärke von 2 mm polymerisiert werden müssen, wurde mit zunehmender Größe der damit versorgten Kavitäten ein Werkstoff benötigt, der in größeren Inkrementen eingebracht werden kann. So kann in der Praxis zeitsparend gearbeitet werden.

Eine Möglichkeit, große Kavitäten in kurzer Zeit zu füllen, stellen schrumpfungsreduzierte Komposite dar. Sie können im Vergleich zu konventionellen Kompositen durch die Verwendung modifizierter Monomere und Füllkörper in bis zu 4 mm Inkrementen geschichtet werden und bieten auch im Seitenzahnbereich eine ästhetische Versorgung, die in vielen Fällen auch über zehn Jahre hinweg eine korrekte anatomische Form beibehält (Gängler et al. 2001).

Diese in-vitro-Studie soll die Frage beantworten, inwiefern die Verwendung von schrumpfungsreduzierten Kompositen das Randschlussverhalten in approximal dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten verbessert und, ob die Verwendung von dünnfließendem Komposit im Bereich des Kavitätenbodens („Lining-Technik“) die Randspaltbildung verringert. Darüber hinaus soll festgestellt werden, ob es einen Unterschied zwischen der Randqualität der unterschiedlichen schrumpfungsreduzierten Materialien gibt und ob sich die schmelz- und dentinbegrenzten Bereiche im Randschlussverhalten unterscheiden. In Hinblick auf die immer größeren Ausdehnungen der mit Komposit versorgten Kavitäten ist die Untersuchung des Verhaltens der Materialien unter Kau- und Temperaturbelastung im Dentinbereich relevant. Deswegen wurden die Kavitäten in dieser Arbeit bis unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze ausgedehnt.

3 Literaturübersicht

3.1 Komposite

3.1.1 Materialzusammensetzung

Komposite sind zahnfarbene plastische Restaurationsmaterialien, die sich aus unterschiedlichen Komponenten zusammensetzen.

Die Hauptbestandteile sind hierbei eine organische Matrix und eine disperse Phase, die durch die Verbundphase zusammengehalten werden (Zimmerli et al. 2010).

Sie polymerisieren chemisch oder durch Bestrahlung mit Licht aus, nachdem sie im plastischen Zustand in die Kavität eingebracht wurden.

3.1.1.1 Organische Matrix

Die organische Matrix setzt sich hauptsächlich aus Monomeren, Co-Monomeren, Initiatoren, Inhibitoren und Stabilisatoren zusammen.

Aufgrund der hohen Reaktivität bei niedrigen Temperaturen und ihrer Farbstabilität werden häufig multifunktionelle Methacrylate als Monomere, beispielsweise Bisphenol-A-Glycidyl-Di-Methacrylat (Bis-GMA), nach dem Entwickler auch Bowen-Monomer genannt (Bowen 1962), oder Urethandimethacrylat (UDMA) verwendet (Ilie et al. 2005). Im Gegensatz zu monofunktionellen Methacrylaten sind multifunktionelle Methacrylate in der Lage, durch die Bildung von chemischen Bindungen ein stabiles dreidimensionales Netzwerk zu bilden.

Es werden daher Monomersysteme verwendet, welche über mindestens zwei Methacrylatgruppen verfügen. Je größer die Monomere sind, desto geringer ist die bei der Kettenbildung auftretende Polymerisationsschrumpfung (Gonçalves et al. 2008). Zur Ausbildung der Polymerketten werden Initiatoren (z.B. Campherchinon) benötigt, die durch Lichtabsorption in Radikale zerfallen. Es kommt zur Reaktion zwischen einem Radikal und einem Monomer (Zimmerli et al. 2010).

Hierbei wird die Doppelbindung des Methacrylats geöffnet. Durch die Bindung des Radikals mit dem Monomer bleibt ein Elektron des Monomers ungepaart. So kann das Kettenwachstum weiter fortlaufen. Die Bis-GMA-Masse bleibt dadurch bis zur Bestrahlung mit UV-Licht oder kurzwelligem Halogenlicht ($\lambda = 400-500 \text{ nm}$) verformbar. Initiatoren nehmen, im Gegensatz zu Katalysatoren, an der Polymerisationsreak-

tion teil und werden verbraucht. Manche Photo-Initiatoren sind dazu erst nach der Interaktion mit einem Akzelerator, beispielsweise einem tertiären Amin, in der Lage (Zimmerli et al. 2010).

Um ein Vorvernetzen der Moleküle zu vermeiden und so die Lagerfähigkeiten zu verbessern, werden Stabilisatoren und Inhibitoren beigefügt. Inhibitoren wirken als Radikalfänger und verhindern so eine Vorpolymerisation.

An die Viskosität werden je nach Anwendungsgebiet unterschiedliche Ansprüche gestellt. Sie kann beispielsweise durch Co-Monomere verringert werden (Dickens et al. 2003). Es handelt sich hierbei um langkettige Monomermoleküle, wie beispielsweise Di- und Triethylenglycoldimethacrylate (DEGDMA/TEGDMA). Co-Monomere werden üblicherweise mit Bis-GMA im Verhältnis 75% Bis-GMA zu 25% TEGDMA eingesetzt (Ilie et al. 2005).

Eine möglichst vollständige Polymerisation wird angestrebt, da ein Restmonomergehalt eine akute oder chronische Entzündung der Pulpa oder eine allergische Reaktion auslösen kann. Bei Polymerisation durch Licht liegt die Konversionsrate von Bis-GMA-Monomer nur bei etwa 48% (Ilie et al. 2005). Um die Konversionsrate zu steigern, kann auch eine Kombination aus Bis-GMA, TEGDMA und UDMA erfolgen (Dickens et al. 2003), wobei eine Reduktion der Füllkörpergröße die Konversionsrate erhöht (Fujita et al. 2011). Die Art des Monomersystems bestimmt das Ausmaß der Volumenschrumpfung und der daraus entstehenden Spannung während der Polymerisation (Al Sunbul et al. 2016).

Die Monomerzusammensetzung der in dieser Arbeit verwendeten Komposite ist wie folgt:

- GrandioSo x-tra: Bis-GMA, Bis-EMA, TCDDMA und aliphatisches Dimethacrylat
- GrandioSo x-tra base: Bis-EMA und UDMA
- VisCalor bulk: Bis-GMA und aliphatisches Dimethacrylat
- Herculite: Bis-GMA und TEGDMA

3.1.1.2 Disperse Phase

Die disperse Phase enthält Pigmente für die Farbgebung und röntgenopake Zusatzstoffe wie Yttriumfluorid, die einerseits die eine röntgenologische Überprüfung des

Füllungsrandes ermöglichen und andererseits über Fluoridfreisetzung kariesprophylaktisch wirken (Ilie et al. 2005; Nihei 2016).

Ein großer Vorteil der Kompositrestaurationen ist die zahnähnliche Farbe, welche vor allem durch die Pigmente und andere Additiva erzielt wird. Die Farbstabilität wird durch UV-Absorber verbessert (Ilie et al. 2005).

Die physikalischen Eigenschaften können durch das Hinzufügen von Füllstoffen an die klinische Situation angepasst werden. Neben der Abrasionsresistenz und der Festigkeit wird auch die Polymerisationsschrumpfung positiv beeinflusst (Ilie et al. 2005; Zimmerli et al. 2010). Die Polymerisationsschrumpfung kann die Bindung des Komposits an das Dentin beeinträchtigen (Erickson 1987) und so zu einer Randspaltbildung führen (Peutzfeldt und Asmussen 2004). Eine Schrumpfung von 1,5% linear kann aktuell von klassischen Kompositen nicht unterschritten werden. Mit zunehmendem Füllkörpergehalt wird jedoch die Polierbarkeit und die Ästhetik nachteilig beeinflusst (Ilie et al. 2005). In der Regel werden als Füllkörper Keramik, Quarz oder Siliziumdioxid verwendet, welche durch Silanisierung chemische Bindungen mit den Monomeren eingehen (Zimmerli et al. 2010).

3.1.1.3 Verbundphase

Silane sind bifunktionelle Verbindungen (Nihei 2016). Die Monomere reagieren mit dem polymerisierbaren Methacrylsäurerest des Silans und durch das Bilden einer Silanbrücke kommt es zu einem chemischen Verbund mit dem Füllkörper (Nihei 2016). Zusätzlich hydrophobisiert das Silan die anorganischen Füllstoffpartikel, um einen höheren Füllstoffgehalt zu ermöglichen (Nihei 2016). Der Verbund zwischen Matrix und Füllkörpern durch Silanisierung der Füllkörper ist dabei die Grundlage für die mechanischen Eigenschaften der Komposite (Ikejima et al. 2003), bildet jedoch auch eine Schwachstelle im Verbundmaterial.

Abbildung 1 zeigt eine beispielhafte Zusammensetzung der Komposite.

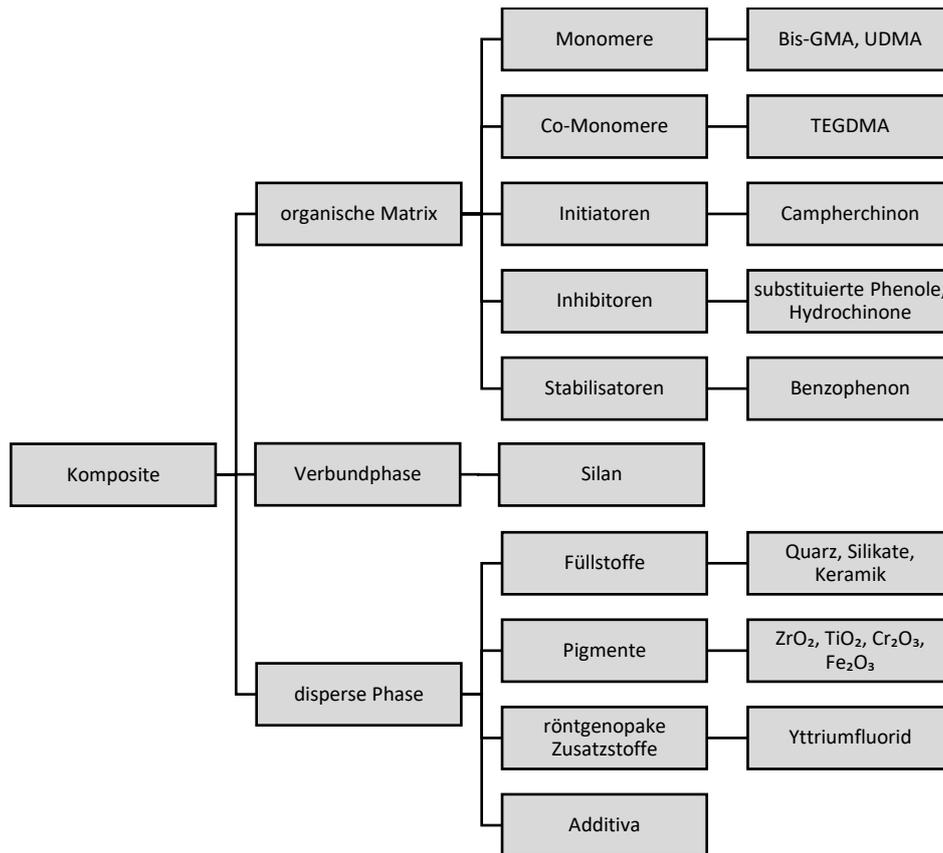


Abbildung 1: Zusammensetzung dentaler Komposite

3.1.2 Klassifikation der Komposite

3.1.2.1 Makrofüllerkomposite

Konventionelle Makrofüllerkomposite enthalten ungleichmäßig geformte Makrofüllkörper mit einer durchschnittlichen Füllkörpergröße von 5 – 10 µm (Kunzelmann und Hickel 2001). Durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Füllern und Matrix können Füllkörper aus dem Verbund ausbrechen (Pflaum 2009). Die dadurch freigelegten Füllkörper werden durch Mastikationsbewegungen schnell abradiert. Daraus resultieren eine schlechte Polierbarkeit und ein schlechtes Verschleißverhalten von konventionellen Makrofüller-Kompositen (Pflaum 2009). Deshalb werden sie aktuell nicht mehr in der Füllungstherapie verwendet (Zimmerli et al. 2010).

3.1.2.2 Mikrofüllerkomposite

Durch Reduktion der Füllkörpergröße konnten neue Komposite entwickelt werden, die aufgrund ihrer geringeren Füllkörpergröße bessere mechanische Eigenschaften zeigen.

Mikrofüllerkomposite lassen sich nach der Zusammensetzung ihrer Füllstoffe unterteilen in homogene und inhomogene Mikrofüllerkomposite. Der Gesamtanteil an anorganischen Substanzen der Mikrofüllerkomposite liegt bei einer mittleren Teilchengröße zwischen 0,05-20 µm bei unter 60% (Ilie et al. 2005). Dies ist durch die große Oberflächensumme der Füllkörper zu erklären, da für eine gleichmäßige Oberflächenbenetzung ein großer Anteil an organischer Matrix benötigt wird (Lutz et al. 1983).

Homogene Mikrofüllerkomposite weisen vor allem optische Vorteile auf: Durch die Größe der Füllkörper, welche unter der mit dem menschlichen Auge sichtbaren Größe liegt, sind Verschleißdefekte optisch nicht wahrnehmbar. Demnach können sie für kleine Frontzahnfüllungen verwendet werden (Zimmerli et al. 2010).

Um den Füllergehalt zu steigern und die mechanischen Eigenschaften zu verbessern, wurden inhomogene Mikrofüllerkomposite entwickelt. Hierbei werden dem Komposit Vorpolymerisate beigefügt (Pflaum 2009). Es handelt sich entweder um splitter- oder kugelförmige Vorpolymerisate oder ein Mikrofülleragglomerat (Ilie et al. 2005). Es kann ein akzeptabler Füllstoffgehalt von über 60% erreicht werden (Ilie et al. 2005).

3.1.2.3 Hybridkomposite

Komposite, welche sowohl konventionelle Makrofüller (85-90 Gew.-%) als auch Mikrofüller (10-15 Gew.-%) enthalten, bezeichnet man als Hybridkomposit. Ihre Verschleißfestigkeit zeigt sich gegenüber den konventionellen Kompositen verbessert (Manhart 2010). Sie zeigen optisch günstige Eigenschaften und sind durch das Hinzufügen von schweratomigen Verbindungen röntgenopak (Manhart 2010). Das in dieser Studie verwendete Komposit Herculite zählt zu den Hybridkompositen.

In klinischen Studien zeigte sich, dass unter Kofferdam eingebrachte hybrid- und mikrogefüllte Komposite in ihrer Lebensdauer an die von Amalgamfüllungen heranreichen (Heintze und Rousson 2012).

Aufgrund der Bedeutung der Füllkörper für die Eigenschaften der Komposite entwickelten Lutz und Phillips (1983) eine Einteilung der Komposite basierend auf der Größe der Füllerpartikel (Tab. 1).

Tabelle 1: Einteilung der Komposite nach Lutz und Phillips (1983)

Komposittyp	Makrofüllerkomposit	Hybridkomposit	Mikrofüllerkomposit, homogen	Mikrofüllerkomposit, inhomogen
Füllertyp	Makrofüller	Makro- und Mikrofüller	Mikrofüller	Mikrofüllerkomplexe und Vorpolymerisate
Füllergröße	5-10 µm	< 2-10 µm	0,01-0,04 µm	0,01-0,04 µm (Komplexe 1-200 µm)
Füllermaterial	Quarz, Glas, Keramik	Quarz, Glas, Keramik, Siliziumdioxid	Siliziumdioxid	Quarz, Glas, Keramik, Siliziumdioxid
Eigenschaften	+ physikalische Eigenschaften + Röntgenopazität - Polierbarkeit - Verschleißfestigkeit	+ physikalische Eigenschaften + Röntgenopazität + Polierbarkeit - Polymerisations-schrumpfung	+ Polierbarkeit - Verschleißfestigkeit - Polymerisations-schrumpfung - Wasseraufnahme - Röntgenopazität	+ Polierbarkeit + Ästhetik - physikalische Eigenschaften

„+“ = positive Eigenschaft
 „-“ = negative Eigenschaft

3.2 Schrumpfungsreduzierte Komposite

Da das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung für die Qualität des Randschlussverhaltens von Kompositrestaurationen bedeutsam ist, wurden neue Komposite entwickelt, die eine geringere Schrumpfung aufweisen (Meereis et al. 2018). Hierbei handelt es sich unter anderem um Nanofüllerkomposite und Bulk-Fill-Komposite.

3.2.1 Nanofüllerkomposite

Nanofüllerkomposite weisen einen ähnlichen Füllkörpergehalt wie Hybridkomposite auf (Manhart 2010). Dementsprechend verfügen Nanofüllerkomposite über bessere physikalische und mechanische Eigenschaften als Mikrofüllerkomposite. Sie zeigen diesen gegenüber eine geringere Schrumpfung (Zimmerli et al. 2010).

Durch die Verringerung der Füllkörpergröße ist das Material durchlässiger für Licht. Dies führt zu einer größeren Härtungstiefe und größeren Konversionsrate des Komposits in der Tiefe der Kavität (Fujita et al. 2011) und verbessert die Polierfähigkeit des Materials. Eine spezielle Oberflächenbeschichtung verhindert eine Aggregation, die durch die hohe Oberflächenenergie der Füllkörper entstehen würde. Die nicht agglomerierten Füllkörper sind besser in der organischen Matrix verteilt (Manhart 2010).

3.2.2 Bulk-Fill-Komposite

Da es sich bei Kompositen um Verbundwerkstoffe handelt, können die Eigenschaften des Restaurationsmaterials ihrem jeweiligen Verwendungszweck angepasst werden. Eine neue, schrumpfungsreduzierte Kompositklasse stellen Bulk-Fill-Komposite dar.

Sie ermöglichen es, Inkremente von bis zu 4 mm Schichtstärke in die Kavität einzubringen (Ilie et al. 2013; El-Damanhoury und Platt 2014). Dabei ist die Gefahr des Einbringens von Luftblasen zwischen zwei Inkrementschichten verringert und die Applikationszeit verkürzt (Ilie et al 2013). Füllungen, die tiefer als 4 mm sind, sind auch hier grundsätzlich in mehreren Schichten einzubringen, wobei eine Schichtstärke von 4 mm nicht überschritten werden sollte. Jede Schicht ist mindestens 20 s lang mit einer Polymerisationslampe auszuhärten (Czasch und Ilie 2013; Tauböck und Attin 2016).

Die Verwendung der Bulk-Fill-Technik kann den Schrumpfstress reduzieren, die Höckerspannung verringern und die Bruchresistenz erhöhen (Rosatto et al. 2015). Die Schrumpfspannung ist gegenüber konventionellen Kompositen insbesondere bei Füllungen mit größerer Inkrementschichtstärke herabgesetzt (Rosatto et al. 2015; Rizzante et al. 2019). Den größten Beitrag dazu leistet die Modifikation der organischen Matrix durch Verwendung alternativer Initiator- und Monomersysteme (Meeris et al. 2018).

Die erhöhte Polymerisationstiefe wird durch eine erhöhte Transluzenz des Materials und die Verwendung von zusätzlichen oder effektiveren Initiatorsystemen erreicht (Menees et al. 2015; Tauböck und Attin 2016).

Die Monomerzusammensetzung der meisten Bulk-Fill-Komposite ähnelt der von konventionellen Kompositen (Alshali et al. 2015). Anhand des Füllkörperanteils lassen sich zwei Klassen von Bulk-Fill-Kompositen unterscheiden: niedrigviskose mit einem geringen Füllkörperanteil und hochviskose mit einem höheren Füllkörpergehalt (Tauböck und Attin 2016; Tauböck et al. 2019).

3.2.2.1 Niedrigviskose Bulk-Fill-Komposite

Fließfähige Bulk-Fill-Komposite sind ohne Deckfüllung im nicht-kaulasttragenden Bereich einsetzbar (Tauböck und Attin 2016).

Durch den geringeren Gehalt an anorganischen Füllkörpern und die damit verbundene geringe Abrasionsbeständigkeit eignen sich niedrigviskose Komposite nicht dazu, eine okklusale Kavität komplett aufzufüllen (Tauböck und Attin 2016). Es ist möglich, auch niedrigviskose Bulk-Fill-Komposite in Schichtstärken bis zu 4 mm einzubringen (Finan et al. 2013).

Allerdings wird eine 2 mm dicke okklusale Deckschicht aus modellierbaren Kompositen benötigt, um dem Kaudruck standhalten zu können (Federlin et al. 2016; Tauböck und Attin 2016). Darüber hinaus kann durch eine Deckschicht aus hochviskosem Komposit eine anatomisch korrekte okklusale Konturierung erfolgen (Manhart und Hickel 2014).

Niedrigviskose Komposite können in Kavitäten als erstes, dünnes Inkrement der Füllung aufgetragen werden („Lining-Technik“). So werden Imperfektionen beim Übergang von Füllung zu Zahn vermieden (Federlin et al. 2016). Niedrigviskose Bulk-Fill-Komposite weisen dabei eine reduzierte Schrumpfungskraftentwicklung auf (Tauböck et al. 2019).

Füllungen, die in 4 mm dicken Inkrementen gelegt wurden, zeigen eine hohe klinische Effektivität, welche vergleichbar ist zu Füllungen, die mit der konventionellen Inkrement-Technik in 2 mm dicken Schichten gelegt wurden (Van Dijken und Pallesen 2014, 2015, 2016).

In dieser Arbeit wurde in Versuchsgruppe 3 das niedrigviskose Bulk-Fill-Komposit GrandioSo x-tra base verwendet.

3.2.2.2 Hochviskose Bulk-Fill-Komposite

Hochviskose Bulk-Fill-Komposite weisen mechanische Eigenschaften auf, die es erlauben, eine okklusale Kavität ausschließlich mit diesem Material zu füllen (Tauböck et al. 2019). Sie enthalten mehr hochdisperses Siliciumdioxid und gröbere Füllkörper als niedrigviskose Bulk-Fill-Komposite und weisen dadurch eine erhöhte Oberflächenrauigkeit und einen schlechteren Randschluss als niedrigviskose Komposite auf (Ilie et al. 2013). Der höhere Füllkörperanteil führt zu einer niedrigen Abnutzungsrate (Tauböck und Attin 2016).

Im Gegensatz zu niedrigviskosen Bulk-Fill-Kompositen ist die Polymerisations-schrumpfung deutlich geringer und vergleichbar mit der von konventionellen Kompositen (Benetti et al. 2015; Al Sunbul et al. 2016).

Das in der Versuchsgruppe 2 verwendete Material GrandioSo x-tra zählt zu den hochviskosen Bulk-Fill-Kompositen.

3.2.2.3 Thermoviskose Bulk-Fill-Komposite

Die Viskosität von thermoviskosen Bulk-Fill-Kompositen kann über ihre Verarbeitungstemperatur gesteuert werden. Sie werden zunächst extraoral in einem Dispenser oder einem Ofen auf ca. 65°C erwärmt und dann in flüssigem Zustand in die Kavität eingebracht (VOCO, wissenschaftliche Produktinformation 2019).

In der Kavität kühlen thermoviskose Bulk-Fill-Komposite ab und gehen in einen hochviskosen, gut modellierbaren Zustand über. Hier ist ebenfalls zu beachten, dass die maximale Schichtstärke bei 4 mm liegt.

Anschließend müssen diese Komposite durch Bestrahlung mit Licht auspolymerisieren.

Thermoviskose Bulk-Fill-Komposite vereinen das gute Anfließverhalten von niedrigviskosen Kompositen (Morsy et al. 2023) mit der guten Modellierbarkeit von hochviskosen Kompositen in Abhängigkeit von ihrer Temperatur.

Das in dieser Studie verwendete Komposit VisCalor bulk, welches erst seit 2019 auf dem deutschen Markt verfügbar ist, gehört zur Klasse der neuartigen thermoviskosen Bulk-Fill-Komposite.

3.3 Adhäsivtechniken

Adhäsive Befestigungsmethoden sind die Voraussetzung für die minimalinvasive Versorgung von Kavitäten, indem sie einen haltbaren Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit herstellen (Tauböck et al. 2019). Die Präparation kann defektorientiert vorgenommen werden, wodurch Zahnhartsubstanz geschont wird.

Ohne eine adhäsive Verankerung würden bei der Polymerisation durch die Polymerisationsschrumpfung des Komposits und die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanz und Kompositen Spalten entstehen, da die hydrophoben Komposite nicht in der Lage sind, mit der hydrophilen Zahnhartsubstanz

eine Verbindung einzugehen (Frankenberger et al. 2014). Überschreitet die bei der Polymerisation auftretende Schrumpfspannung die Adhärenz an der Zahnhartsubstanz, entstehen Randspalten (Peutzfeldt und Asmussen 2004).

Diese Randspalten können zu Sekundärkaries führen (Dauvillier et al. 2000). Dies ist einer der häufigsten Gründe für den Verlust von Kompositrestaurationen (Sarrett 2005; Van Dijken und Lindberg 2009). Der daher benötigte feste Verbund zwischen Zahn und Komposit wird einerseits durch einen primär retentiven Verbund an aufgerauten Oberflächen, andererseits durch chemische Bindungen (Ionenbindungen, kovalente Bindungen, Wasserstoffbrückenbindungen, Dipolbeziehungen oder Van-der-Waals-Kräfte) zwischen Adhäsiv und Adhärens erreicht (Van Landuyt et al. 2007).

Für die Haftung zwischen Zahnhartsubstanz und Kompositen ist vorrangig der physikalische Verbund durch Mikroretentionen verantwortlich (Van Meerbeek et al. 2003). Das Adhäsiv sollte demnach niedrigviskos sein und über einen möglichst kleinen Kontaktwinkel verfügen, um Porositäten ausfließen zu können (Van Meerbeek et al. 2003).

Die durch die Infiltration der Mikroporen mit Harzmonomeren entstehende kollagenreiche Dentingrenzschicht aus Kollagenfasern, Hydroxidapatit und Adhäsiv wird als Hybridschicht bezeichnet (Nakabayashi et al. 1992; Gwinnett et al. 1996).

Die Aushärtung des Adhäsivsystems sollte getrennt von der Polymerisation der Kompositsschichten erfolgen, um die Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren. Grundsätzlich ist bei der Verwendung der Adhäsivtechnik auf absolute Trockenlegung zu achten. Sekundärkaries tritt bei Füllungen, die unter absoluter Trockenlegung gelegt wurden, deutlich seltener auf als bei solchen, die unter relativer Trockenlegung durchgeführt wurden (Heintze et al. 2015).

Mehrere Studien haben belegt, dass ein Randspalt trotz der korrekten Anwendung von Adhäsivsystemen nicht zuverlässig vollständig zu verhindern ist, da durch chemische, thermische und okklusale Belastung Undichtigkeiten im Randbereich entstehen (Dauvillier et al. 2000; Hannig und Friedrichs 2001).

3.3.1 Schmelzhaftung

In den 1950er Jahren wurde die Säureätztechnik zur Verankerung von Füllungsmaterialien am Schmelz durch Buonocore erstmals beschrieben (Buonocore 1955). Durch eine Ätzung des Schmelzes mit 35-40%iger Phosphorsäure kann die Schmelzoberfläche für die mikromechanische Verankerung vorbereitet werden (Van Meerbeek et al. 2003).

Die Schmelzprismen weisen eine unterschiedliche Säurelöslichkeit auf, sodass durch die Ätzung eine dreidimensionale Struktur entsteht, in deren Porositäten das Adhäsiv penetrieren und dort polymerisieren kann (Buonocore et al. 1968). Die so entstehenden Fortsätze bieten eine wirksame mechanische Verankerung des Komposits am Zahn (Gwinnett und Matsui 1967) und bilden auch heute noch die Grundlage für den Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit (Van Meerbeek et al. 2003; García-Godoy et al. 2010).

Die Ätzung durch Phosphorsäure erzeugt dabei ein raues und gleichmäßiges Ätzmuster (Van Meerbeek et al. 2003). In prismenlosen Bereichen, beispielsweise in den äußersten Schmelzschichten der Fissuren, muss die Ätzzeit von 30 s auf 1 min verlängert werden. Hierbei wird die prismenlose Schicht entfernt und die darunter liegende prismenhaltige Schicht freigelegt (Gwinnett und Ripa 1973).

Es kommt zu einem Substanzabtrag von etwa 10 µm und zu einer Rautiefe von bis zu 50 µm (Swift et al. 1995). Die Kavität sollte jedoch nicht zu lange geätzt werden, da sonst eine demineralisierte Zone entsteht, welche nicht ausreichend von Bonding umflossen werden kann (Tay et al. 2001).

Durch Anstrahlen der Kavitätenränder werden die Schmelzprismen quer zu ihrer Längsachse angeschnitten und die zu ätzende Oberfläche vergrößert. Dadurch kann ein tieferes Ätzmuster erreicht und die Haftung verbessert werden (Carvalho et al. 2000). Die mechanische Adhäsion wird demnach durch Oberflächenvergrößerung und -rauigkeit erreicht. Patanjali et al. (2019) haben gezeigt, dass Schmelzätzung sowohl bei selbstätzenden als auch bei Etch-and-Rinse-Systemen anzuwenden zu verbesserten Haftwerten führt.

3.3.2 Dentinhaftung

Die Entwicklung von Dentinadhäsiven, welche eine stabile Verbindung zwischen Dentin und Komposit herstellen können, erwies sich als deutlich schwieriger (Swift et al. 1995). Hierfür gibt es zwei Gründe:

Erstens verfügt Dentin aufgrund der mit Dentinliquor gefüllten Dentintubuli über hydrophile Eigenschaften, während Komposit hydrophob ist (Van Meerbeek et al. 2020), zweitens entsteht bei der Präparation eine Schmierschicht, die eine Barriere für den direkten Kontakt zur Dentinoberfläche darstellt (Van Landuyt et al. 2007). Diese Schmierschicht („smear layer“) besteht aus denaturierten Kollagenfibrillen, Dentinbestandteilen sowie Speichel und Bakterien und ist je nach verwendetem Adhäsivsystem 1-6 µm dick (Van Meerbeek et al. 2020).

Wird diese durch Ätzen des Dentins entfernt, steigt die Permeabilität des Dentins für das Adhäsiv und somit die Bindungsstärke (Tay et al. 2001; Van Landuyt et al. 2007). Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, Dentin in die Verankerung der Füllung durch Behandlung mit Säuren miteinzubeziehen (Prati et al. 1989; Pioch et al. 2001).

Bei einer idealen Ätzzeit von 15 s bei Verwendung von 35-40%igem Phosphorsäuregel beträgt der Höhenverlust 10 µm, die Kollagenexposition reicht 20 µm tief.

Dadurch kann die Säure bei korrekter Anwendung maximal 30 µm tief in das Dentin eindringen und verursacht somit keine bedeutsamen Schäden (Perdigão et al. 1996; Frankenberger 2014).

Des Weiteren kann das Adhäsiv in die Dentintubuli diffundieren und dort nach der Aushärtung retentive Zapfen („resin tags“) ausbilden (Perdigão et al. 2000; Van Meerbeek et al. 2003). Diese führen zu einer mikromechanischen Verzahnung zwischen dem demineralisierten peritubulären Kollagenetzwerk und dem Bonding-Material, was bis zu einem Drittel der Haftfestigkeit ausmacht (Gwinnett 1993).

Eine Ätzzeit von über 15 s führt zu einer tieferen Demineralisierung. Dadurch ist die Penetration durch das Adhäsiv unvollständig (Perdigão und Lopes 2001) und kann über eine mangelhafte Versiegelung der Dentinoberfläche zu einer Spaltbildung führen (Perdigão und Lopes 2001).

Die von der Schmierschicht befreiten und freiliegenden Kollagenfasern müssen nach kurzer Zeit von einem amphiphilen Monomer umflossen werden, um ein Kollabieren

des Fasergeflechts durch Austrocknung zu verhindern (Van Meerbeek et al. 1998). Die Kollagenfasern könnten sonst nicht ausreichend von Monomer umgeben werden, woraus eine deutlich geringere Haftung resultieren würde (Frankenberger et al. 2014).

Aus diesem Grund sollte geätztes Dentin nicht übertrocknet werden. Um das Ätzmuster am Schmelz überprüfen zu können, ist es allerdings nötig, den Schmelz zu trocknen. Sollte es dabei zum Austrocknen des Dentins kommen, kann das Kollagen durch „Re-wetting“, also Wiederanfeuchten, zum Quellen gebracht werden (Finger und Balkenhol 2000). In-vitro- und in-vivo-Studien haben gezeigt, dass bei übertrocknetem Dentin keine oder nur eine dünne Hybridschicht gebildet werden kann (Ferrari und Tay 2003; Hashimoto et al. 2006). Die Scherbindung ist bei feuchtem Dentin deutlich verbessert (Gwinnett 1992; Kanca 1996). Durch die Verwendung von Primern auf Wasserbasis zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen trockenem und feuchtem Dentin, sodass „Re-wetting“ nicht nötig ist (Van Meerbeek et al. 1998). Die Kombination aus einem hydrophilen Primer und einem amphiphilen Adhäsiv vereint eine gute Benetzbarkeit der Oberfläche und entsprechende mechanische Eigenschaften miteinander (Frankenberger et al. 2014). Hydrophile Gruppen haben hierbei eine Affinität zur Dentinoberfläche, hydrophobe Methacrylatgruppen dagegen zum Füllungskunststoff (Swift et al. 1995). Die Monomermischung sollte im Idealfall genauso weit penetrieren, wie die säurebedingte Demineralisation reicht (Tay et al. 2001).

Bereiche, die pulpenah sind, weisen aufgrund der höheren Dichte an Dentinkanälen eine schlechtere Haftung auf als pulpenferne (Garberoglio und Brännström 1976; Mitchem und Gronas 1986).

Grundsätzlich ist die chemische Bindung zwischen Monomeren und Dentinkollagen als schwach einzustufen, da es sich hier hauptsächlich um Van-der-Waals-Kräfte und Wasserstoffbrückenbindungen handelt. Daher ist es für den Verbund entscheidend, eine möglichst vollständige Ausfüllung des Kollagennetzwerks mit Monomeren zu erreichen (Van Meerbeek et al. 1998).

3.3.3 Degradation der Verbundschicht

Es ist aktuell nicht möglich, die Degradation der Verbundschicht dauerhaft und vollständig zu verhindern (Matos et al. 2017). Eine Degradation bedeutet dabei den Ver-

lust an Bindungsstärke zwischen Adhäsiv und Zahn, wodurch es zu Sekundärkaries und Füllungsverlusten kommen kann (Strobel und Hellwig 2014). Diese kann durch Desorganisation von ungeschütztem Kollagen oder durch Degradationsprozesse in der Hybridschicht geschehen (Kato und Nakabayashi 1998; Strobel und Hellwig 2014).

Die Kollagendegeneration wird einerseits durch von Bakterien gebildete Kollagenasen, andererseits durch wirtseigene endogene Matrix-Metalloproteinasen (MMP) vorangetrieben (Ou et al. 2018). MMP können durch Säureätzung im Dentin freigesetzt und so iatrogen aktiviert werden (Mazzoni et al. 2006; Ou et al. 2018). Die Hauptkollagenase im menschlichen Dentin stellt MMP-8 dar (Sulkala et al. 2007). Es kommt zum enzymatischen Abbau von Kollagenfasern und dadurch zu einer Degradation der Hybridschicht (Gwinnett et al. 1996). Die Spaltbildung innerhalb der Hybridschicht liegt im Nanometerbereich (20-100 nm) und wird deshalb auch als Nano-leakage bezeichnet (Sano et al. 1995; Strobel und Hellwig 2014). Durch den Abbau der Hybridschicht kommt es zum Eindringen von Wasser in die Nanoleakage und somit zu reduzierten Haftwerten (Okuda et al. 2002).

In-vitro-Studien haben gezeigt, dass die Verwendung von Anti-Matrix-Metalloproteinasen im Adhäsivsystem die Langlebigkeit von Kompositfüllung verbessern kann (Zhou et al. 2019).

3.4 Adhäsivsysteme

Seit den 1960er Jahren war es üblich, die Adhäsivsysteme nach dem Zeitpunkt der Markteinführung in Generationen zu unterteilen.

In den letzten Jahren zeigte sich immer deutlicher, dass bei der Entwicklung neuer Adhäsivsysteme vor allen Dingen eine vereinfachte Applikation, eine verkürzte Applikationsdauer, sowie eine geringe Techniksensitivität im Vordergrund stehen (Haller und Blunck 2003). Fehler in der Verarbeitung führen zu deutlich reduzierten Haftwerten (Frankenberger et al. 2000).

Deswegen entwickelte Frankenberger 1998 eine neue Klassifikation, welche sich nach der Anzahl der durchzuführenden Schritte richtete (Abb. 2).

1. Vier-Schritt-Selective-Etching			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding
Nur Schmelz	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
z.B.: Syntac (Etchant, Primer, Adhesive (2. Primer), Heliobond), Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein.			
2. Drei-Schritt-Selective-Etching			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding
Nur Schmelz	Mischen und applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
z.B.: A.R.T. Bond (Etchant, Primer A+B, Bond), Coltene, Altstätten, Schweiz			
3. Vier-Schritt-Etch-and-Rinse			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
z.B.: Syntac (Etchant, Primer, Adhesive (2. Primer), Heliobond), Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein			
4. Drei-Schritt-Etch-and-Rinse			
Phosphorsäure	Primer		Bonding
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
z.B.: <u>OptiBond FL</u> , Kerr, Orange, CA, USA			
5. Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse			
Phosphorsäure	Primer + Bonding		
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		
z.B.: Prime&Bond NT Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland			
6. Zwei-Schritt-Self-Etch			
	Primer		Bonding
	Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
z.B.: Clearfil SE Bond 2, Kuraray, Tokio, Japan			
7. Ein-Schritt-Self-Etch			
	Etchant + Primer + Bond		
	Schmelz/Dentin		
z.B.: iBond SE, Kulzer Dental, Wehrheim, Deutschland			
8. Universal			
	Etchant + Primer + Bond		
	Schmelz/Dentin		
z.B.: <u>Futurabond U</u> , Voco, Cuxhaven, Deutschland			

Abbildung 2: Klassifikation der Adhäsivsysteme, mod. nach Frankenberger (2020)

Quelle: Frankenberger R (2020), zm 110:46

(Die in dieser Studie verwendeten Adhäsivsysteme sind unterstrichen.)

3.4.1 Etch-and-Rinse-Adhäsive

Die Etch-and-Rinse-Technik besteht aus einem separaten Ätzschritt, an den sich entweder ein Primer und ein Adhäsiv nacheinander (Mehrflaschensystem) oder beides gemeinsam (2-Flaschen-System) anschließt (Silva e Souza et al. 2010). Die Ätzung durch Phosphorsäure erzeugt hierbei ein ausgeprägtes Ätzmuster (Ozer und Blatz 2013). Etch-and-Rinse-Systeme zeigen im Bereich des Schmelzes gute Bindungseigenschaften (Ozer und Blatz 2013).

Durch die getrennten Vorgänge des Ätzens und Wiederauffüllens der interfibrillären Räume können die amphiphilen Monomere jedoch nicht alle freigelegten Fasern des Dentins erreichen, sollte das Kollagen vorher kollabieren (Perdigão und Lopes 2001; Frankenberger et al. 2014). Diese Imperfektion zwischen Dentin und Füllung würde den Verbund langfristig gefährden (Perdigão und Lopes 2001). Dennoch handelt es sich beim Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-System OptiBond FL, welches in dieser Studie in der Kontrollgruppe zum Einsatz kam, aktuell um den Goldstandard (Peumans et al. 2018).

3.4.2 Self-Etch-Adhäsive

Eine Alternative zur Etch-and-Rinse-Technik, die eine leichtere Verarbeitung ermöglichen soll, liegt in der Verwendung von Self-Etch-Adhäsiven. Ein separater Ätzschritt entfällt, da saure Primer die Oberfläche demineralisieren können und die so geätzten Oberflächen gleichzeitig konditionieren. Es wird eine nahezu identische Eindring- und Konditionierungstiefe erreicht (Silva e Souza et al. 2010). Dadurch wird bei den Self-Etch-Adhäsiven annähernd der gesamte freigelegte interfibrilläre Raum von hydrophilen Monomeren benetzt, eine vollständige Infiltration erfolgt jedoch auch hier nicht (Carvalho et al. 2005). Self-Etch-Adhäsive weisen einen Phosphatrest auf, der die Zahnschmelz anätzt, und eine Methacrylatkomponente, welche mit dem Komposit polymerisieren kann (Ozer und Blatz 2013).

Bei der Verwendung von selbstätzenden Primern werden diese nach dem Auftragen 30 s lang verblasen, damit sich die Lösungsmittel verflüchtigen. Die durch die Präparation entstandene Schmierschicht wird demnach nicht entfernt, sondern in die Adhäsivschicht eingebaut, wodurch die sogenannte Hybridschicht entsteht (Kenshima et al. 2006).

Tabelle 2 zeigt die Klassifikation der Self-Etch-Adhäsive, welche sich nach dem Grad der Demineralisation von Schmelz und Dentin und damit nach ihrem pH-Wert richtet (Van Meerbeek et al. 2020).

So wird bei der Verwendung eines milden Self-Etch-Adhäsivs mit einem pH-Wert von 2 die Oberfläche nur gering dekalzifiziert, da nur eine oberflächliche Interaktion zwischen den Zahnhartsubstanzen und dem Adhäsiv abläuft (Tay und Pashley 2001). Die Tiefe der Demineralisation des Schmelzes korreliert mit dem pH-Wert des Adhäsivs (Breschi et al. 2003). Die Infiltration der Dentinkanälchen ist gegenüber Etch-and-Rinse-Systemen reduziert, es entstehen Nanoretentionen (Milia et al. 1999). Dies führt allerdings auch zu einer reduzierten Überempfindlichkeit des Dentins nach der Behandlung. Stark ätzende Adhäsive wirken im Gegensatz dazu stärker dekalzifizierend und erzeugen dadurch eine dickere Hybridschicht (Kenshima et al. 2006).

Das Ätzmuster von Self-Etch-Adhäsiven mit geringem pH-Wert ähnelt dem der Etch-and-Rinse-Technik (Hannig et al. 1999; Breschi et al. 2003). Die Bindungsstärke und die marginalen Schmelzränder der Self-Etch-Adhäsive sind überzeugend und zeigen ähnliche Ergebnisse wie Etch-and-Rinse-Systeme (Hannig et al. 1999; Peutzfeldt und Nielsen 2004).

Allgemein haben sich die Schmelzhaftung und die Haftung an sklerosiertem oder kariösem Dentin jedoch als nicht ideal erwiesen (Yoshiyama et al. 2000; Ceballos et al. 2003). In kariösem Dentin ist die Hybridschicht dicker, aber auch poröser (Yoshiyama et al. 2002).

Tabelle 2: Einteilung der Self-Etch-Adhäsive anhand ihres pH-Werts und ihrer Wirkungstiefe

Stärke der Wechselwirkung mit Zahnhartsubstanzen	pH-Wert	Wirkungstiefe
Stark	≤ 1	$> 2 \mu\text{m}$
Mittelstark	Ca. 1,5	1-2 μm
Mild	Ca. 2	Ca. 1 μm
Ultramild	$\geq 2,5$	$< 1 \mu\text{m}$

3.4.3 Universaladhäsive

Bei Universaladhäsiven handelt es sich um All-in-one-Adhäsive, das heißt um 1-Schritt-Self-Etch-Adhäsive. Sie enthalten 10-Methacryloxydecyl-Dihydrogenphosphat (MDP), welches aus einer hydrophoben Alkylgruppe, einer hydrophilen Phosphor-

säureeinheit und einer Methacrylatgruppe zur Polymerisation besteht und somit die Funktion von Ätzel, Primer und Adhäsiv in sich vereint (Haller und Blunck 2003). Als Bestandteil der Adhäsive vertreiben Lösungsmittel die Restfeuchtigkeit aus dem Schmelz und erhöhen so die Harzinfiltration (Haller und Blunck 2003).

Durch die wenigen Arbeitsschritte sind Universaladhäsive weniger techniksensibel und zeitsparend anzuwenden. Im Bereich des Schmelzes können sie Bindungsstärken erreichen, die an die Bindungsstärken konventioneller Adhäsive heranreichen (Swift et al. 1998). Die Dentinhaftung zeigt annehmbare Ergebnisse (Perdigão et al. 2000).

3.5 Fragestellung

Das Ziel dieser in-vitro-Studie ist es, die Randschlussqualität neuer, schrumpfungsreduzierter Komposit-Restaurationsmaterialien in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten zu analysieren. Es werden hierbei ein 3-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv und ein Universaladhäsiv verwendet. Die Beurteilung des Randschlusses erfolgt nach künstlicher Alterung durch Thermocycler und Kausimulator.

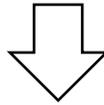
Folgende Fragen sollten hierbei besonders beachtet werden:

1. Welchen Einfluss hat die Verwendung von schrumpfungsreduzierten Füllungsmaterialien auf die Randqualität?
2. Wie wirkt sich die thermo-mechanische Belastung der Füllungen auf die Randqualität aus?
3. Gibt es einen Unterschied der Randqualität zwischen schmelz- und dentinbegrenzten Rändern?
4. Wirkt sich die Verwendung der Lining-Technik positiv auf das Randschlussverhalten der Füllungen aus?

4 Versuchsaufbau

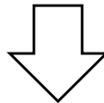
1. Vorbereiten der Proben

Sammeln von 32 kariesfreien Weisheitszähnen, Aufbewahrung in Leitungswasser



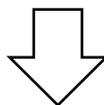
2. Präparation der Kavitäten

Präparation von je 2 Kavitäten pro Zahn, zervikal je bis 1 mm unterhalb der Schmelz-Dentin-Grenze und Anchrägung im Schmelzbereich,
4 Testreihen mit je 8 Zähnen



3. Legen der Füllungen

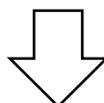
Testreihe 1		Testreihe 2		Testreihe 3		Testreihe 4	
Kavität 1 Versuchs- gruppe 1	Kavität 2 Kontrollgruppe	Kavität 1 Versuchs- gruppe 2	Kavität 2 Kontrollgruppe	Kavität 1 Versuchs- gruppe 3	Kavität 2 Kontrollgruppe	Kavität 1 Versuchs- gruppe 3	Kavität 2 Versuchs- gruppe 2
Futurabond U	Ätzen mit Phosphorsäure 37%	Futurabond U	Ätzen mit Phosphorsäure 37%	Futurabond U	Ätzen mit Phosphorsäure 37%	Futurabond U	Futurabond U
VisCalor bulk in Bulk-Fill-Technik	Optibond FL	GrandioSo x-tra in Bulk-Fill-Technik	Optibond FL	GrandioSo x-tra base in Bulk-Fill-Technik	Optibond FL	GrandioSo x-tra base in Bulk-Fill-Technik	GrandioSo x-tra in Bulk-Fill-Technik
	Herculite in Schicht-technik		Herculite in Schicht-technik	GrandioSo x-tra in Bulk-Fill-Technik	Herculite in Schicht-technik	GrandioSo x-tra in Bulk-Fill-Technik	



4. Herstellung der Replikationsmodelle

Abformung der Zähne mit einem A-Silikon

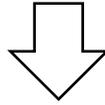
Ausgießen der Formen mit einem Epoxid-Harz



5. Thermocycling

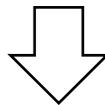
Thermische Belastung der Zähne in je einem 5 °C und einem 55 °C temperierten
Wasserbad

3000 Zyklen (je 30 s pro Bad, dazwischen 5 s abtropfen)



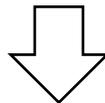
6. Herstellung der Replikationsmodelle

Siehe Schritt 4



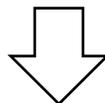
7. Kausimulation

Mechanische Belastung der Proben im Kausimulator (250.000 Zyklen bei 50 N)



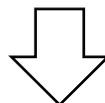
8. Herstellung der Replikationsmodelle

Siehe Schritt 4



**9. Licht- und Rasterelektronenmikroskopische Auswertung der
Füllungsänder**

- 1) Untersuchen direkt nach Legen der Füllung
- 2) Untersuchen nach thermischer Belastung
- 3) Untersuchen nach mechanischer Belastung



10. Statistische Auswertung

5 Material und Methode

5.1 Präparation der Kavitäten

Als Probenmaterial wurden 32 kariesfreie, extrahierte menschliche Weisheitszähne verwendet. Die Zähne waren kariesfrei, unbeschädigt und wiesen keine Füllungen auf. Die Zähne wurden vor der Präparation mit Hilfe eines Skalpells vorsichtig von desmodontalem Restgewebe gereinigt und randomisiert in 4 Gruppen zu je 8 Zähnen aufgeteilt ($n = 8$). Zum Schutz vor Austrocknung wurden sie in Leitungswasser gelagert.

In jeden Zahn wurden 2 gleiche dentinbegrenzte Klasse-II-Kavitäten präpariert. Hierbei wurde ein zylindrischer Bohrer mit 100 μm Körnung (012) verwendet. Die zervikale Kavitätenbegrenzung lag 1 mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze. In oro-vestibulärer Ausrichtung hatte die Kavität eine Breite von 3 mm, die Tiefe der approximalen Stufe betrug 1 mm. Okklusal wurde ein Kasten mit 3 mm Breite in oro-vestibulärer Richtung, 2,5 mm Tiefe und 2 mm Länge in mesio-distaler Richtung präpariert. Somit ist der okklusal-zervikale Abstand je nach Krone variabel und richtet sich nach oben genannten Begrenzungen. Im Schmelzbereich der Kavitäten wurden die approximalen lateralen Schmelzränder in einem Winkel von 45° auf einer Breite von 0,5 mm angeschrägt.

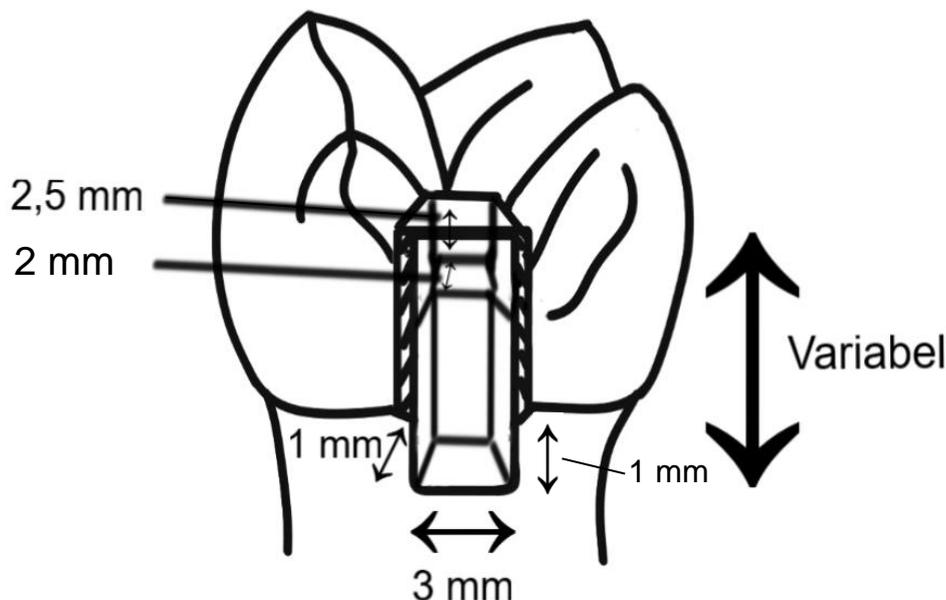


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Kavität

5.2 Legen der Füllungen

Nach der Präparation wurden die Zähne je nach Testreihe mit unterschiedlichen Adhäsivtechniken nach Herstellerangaben konditioniert. Für Testreihe 1, 2 und 3 waren folgende Kavitäten als Kontrollgruppe angesetzt:

Die Ätzung mittels Phosphorsäure (37,5%) erfolgte zunächst 15 s lang nur im Schmelzbereich und daran anschließend weitere 15 s auch im Dentinbereich. Anschließend wurde die Phosphorsäure 30 s lang mit Wasser abgespült. Als Adhäsivsystem wurde Optibond FL verwendet. Hierfür wurde die Kavität leicht angetrocknet, der Primer mit einem feinen Bürstchen aufgetragen und 5 s lang verblasen.

Im Anschluss wurde das Adhäsiv ebenfalls mit einem Bürstchen eingebracht, 5 s verblasen und mit einer Polymerisationslampe 20 s lang in möglichst geringem Abstand zum Zahn gehärtet. Die Füllung mit Herculite wurde in Inkrementtechnik mit einer maximalen Schichtstärke von 2 mm vorgenommen.

Die zweite Kavität der Zähne wurden mit Futurabond U konditioniert. Dafür wurde auf die angetrocknete Oberfläche das Adhäsiv aufgetragen und 20 s lang mit dem Applikator einmassiert. Daraufhin wurde die Adhäsivschicht mindestens 5 s lang verblasen und anschließend 10 s lang mit einer Polymerisationslampe gehärtet. Als Füllungskunststoff wurde in Versuchsreihe 1 VisCalor bulk, in Versuchsreihe 2 GrandiSo x-tra und in Versuchsreihe 3 zunächst GrandiSo x-tra base und danach GrandiSo x-tra nach Herstellerangaben in Bulk-Fill-Technik verwendet. In Versuchsreihe 4 wurde je eine Kavität nach oben beschriebenem Vorgehen mit GrandiSo x-tra und die andere mit GrandiSo x-tra base in Kombination GrandiSo x-tra gefüllt.

Im Anschluss wurden die Füllungen zunächst mit einem gelb beringten Diamanten finiert und mit Sof-Lex Scheiben poliert. Die Qualität der Füllungen wurde anschließend unter einem Auflichtmikroskop auf perfekten Randschluss kontrolliert und eventuelle Adhäsivüberschüsse entfernt.

Tabelle 3: Verwendete Materialien

Versuchsreihe		Konditionierung	Adhäsiv	Kunststoff	Hersteller
1	Kavität 1	Universaladhäsiv	Futurabond U	VisCalor bulk	VOCO
	Kavität 2 (Kontrollgruppe)	Etch-and-Rinse Phosphorsäure 37,5%	Optibond FL	Herculite XVR	KerrHawe
2	Kavität 1	Universaladhäsiv	Futurabond U	GrandioSo x-tra	VOCO
	Kavität 2 (Kontrollgruppe)	Etch-and-Rinse Phosphorsäure 37,5%	Optibond FL	Herculite XVR	KerrHawe
3	Kavität 1	Universaladhäsiv	Futurabond U	GrandioSo x-tra base + GrandioSo x-tra	VOCO
	Kavität 2 (Kontrollgruppe)	Etch-and-Rinse Phosphorsäure 37,5%	Optibond FL	Herculite XVR	KerrHawe
4	Kavität 1	Universaladhäsiv	Futurabond U	GrandioSo x-tra base + GrandioSo x-tra	VOCO
	Kavität 2	Universaladhäsiv	Futurabond U	Grandioso x-tra	VOCO

5.3 Verwenden der Restaurationsmaterialien

5.3.1 Herculite

Herculite ist ein lichthärtendes Mikrohybrid-Kompositmaterial. Es besteht aus 79% anorganischem Füllmaterial.

Anwendung:

Phosphorsäure (37,5%): - Auftragen

- Auf Schmelz 30 s und auf Dentin 15 s einwirken lassen
- 30 s lang mit Wasser absprühen
- Kavität trocknen, das Dentin darf dabei nicht austrocknen

Optibond FL:

- Primer mit Microbrush 15 s einmassieren
- 5 s lang verblasen
- Adhäsiv mit Microbrush 15 s einmassieren
- 5 s lang verblasen
- 20 s lang lichthärten

Herculite:

- In Inkrementtechnik (s. Abb. 4) in die Kavität einbringen
- Für das erste Inkrement beträgt die maximale Schichtstärke 1 mm, für alle weiteren 2 mm
- Jede Schicht mindestens 20 s lang lichthärten
- Politur mit Sof-Lex-Polierscheiben

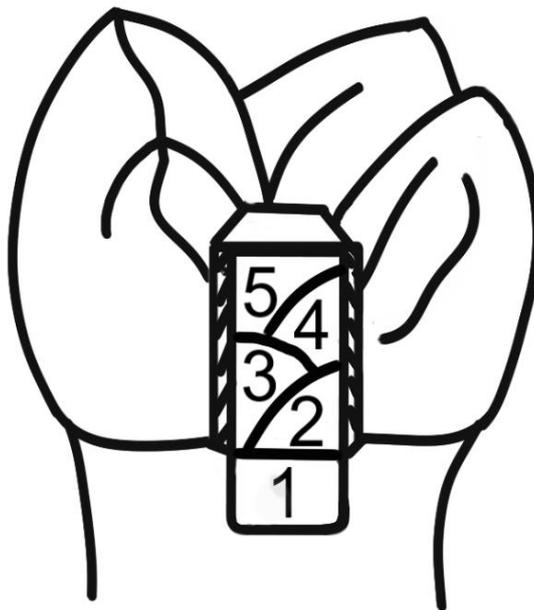


Abbildung 4: Schematische Darstellung der Inkrementtechnik

5.3.2 VisCalor bulk

Bei VisCalor bulk handelt es sich um ein Nano-Hybrid Füllungsmaterial, welches über eine hohe Durchhärtungstiefe und reduzierte Schrumpfungsspannung verfügt. Der Anteil an anorganischen Füllstoffen liegt bei 83 Gew.-%. Die Volumenschrumpfung liegt bei lediglich 1,44 Vol.-%.

Das Material wird in einem Dispenser auf 65 °C erhitzt und in niedrigviskoser Form in die Kavität eingebracht. Dadurch können auch schwer erreichbare Bereiche ausfließen. Im Inneren des Zahns wird auch während der Lichthärtung eine Maximaltemperatur von 40 °C nicht überschritten. Die maximale Schichtstärke der Inkremente beträgt 4 mm. VisCalor bulk weist physikalische Eigenschaften auf, die keine weitere Überdeckung mit einem stopfbaren Komposit erfordern. Sie kann als Monoblock-Füllung eingesetzt werden.

- Anwendung:
- Zahn mit Wasser abspülen
 - Zahn trocknen (Dentin darf dabei nicht austrocknen)
- Futurabond U:
- Mit Microbrush 20 s Schmelz und Dentin einmassieren
 - 5 s verblasen
 - 10 s lang lichthärten
- VisCalor bulk:
- In Schichtstärken von maximal 4 mm in die Kavität einbringen (s. Abb. 5)
 - Jede Schicht mindestens 20 s lang lichthärten
 - Politur mit Sof-Lex-Polierscheiben

5.3.3 GandioSo x-tra

GrandioSo x-tra ist ein Nano-Hybrid Bulk-Fill-Füllungsmaterial mit einem hohen Füllstoffgehalt von 86 Gew.-% und einer reduzierten Polymerisationsschrumpfung von 1,4 Vol.-%. Die Inkrementschichtstärke sollte maximal 4 mm betragen.

- Anwendung:
- Zahn mit Wasser abspülen
 - Zahn trocknen (Dentin darf dabei nicht austrocknen)
- Futurabond U:
- Mit Microbrush 20 s in Schmelz und Dentin einmassieren
 - 5 s verblasen
 - 10 s lang lichthärten

- GrandioSo x-tra:
- In Schichtstärken von maximal 4 mm in die Kavität Einbringen (s. Abb. 5)
 - Jede Schicht mindestens 20 s lang lichthärten
 - Politur mit Sof-Lex-Polierscheiben

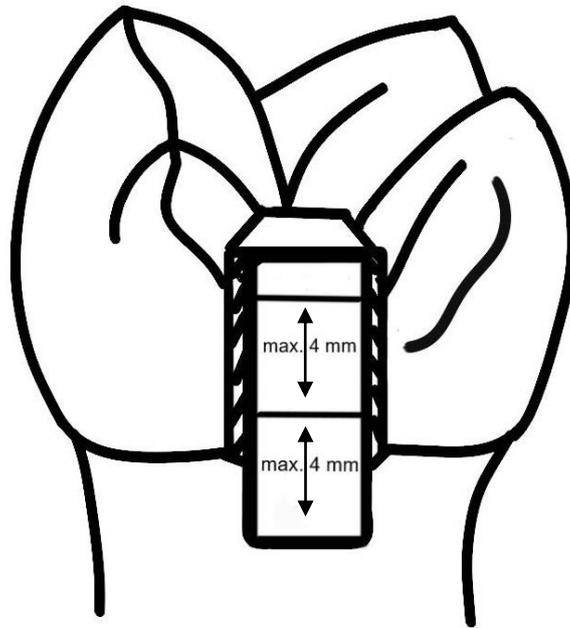


Abbildung 5: Schematische Darstellung der Bulk-Fill-Technik

5.3.4 GrandioSo x-tra base

Bei x-tra base handelt es sich um ein schrumpfungsreduziertes Mikrohybrid Flow-Komposit. Es verfügt über eine Durchhärtungstiefe von bis zu 4 mm. Der Anteil der anorganischen Methacrylat-Matrix liegt bei 75 Gew.-%.

Das Komposit eignet sich für kleine Füllungen außerhalb der Okklusionsfläche oder als Unterfüllung unter einer mindestens 2 mm dicken Schicht eines Methacrylat-basierten Seitenzahnkomposits. Durch seine geringe Viskosität zeigt es ein gutes Anfließverhalten und adaptiert sich gut an den Kavitätenboden.

- Anwendung:
- Zahn mit Wasser abspülen
 - Zahn trocknen (Dentin darf dabei nicht austrocknen)
- Futurabond U:
- Mit Microbrush 20 s in Schmelz und Dentin einmassieren
 - 5 s verblasen
 - 10 s lang lichthärten

- GrandioSo x-tra base:
- In Schichtstärken von maximal 4 mm in die Kavität einbringen (s. Abb. 6), okklusal ein mindestens 2 mm dickes Inkrement für hochviskosen Kunststoff freilassen
 - Jede Schicht 20 s lang lichthärten
- GrandioSo x-tra:
- In Schichtstärken von minimal 2 mm okklusal einbringen
 - 20 s lang lichthärten
 - Politur mit Sof-Lex-Polierscheiben

Es ist eine zusätzliche okklusale Schicht von mindestens 2 mm Dicke aus hochviskosem Kunststoff nötig, da GrandioSo x-tra base nicht im kaulasttragenden Bereich okklusal eingesetzt werden darf. In dieser Untersuchung wurde hierfür GrandioSo x-tra (s. 5.3.3) verwendet.

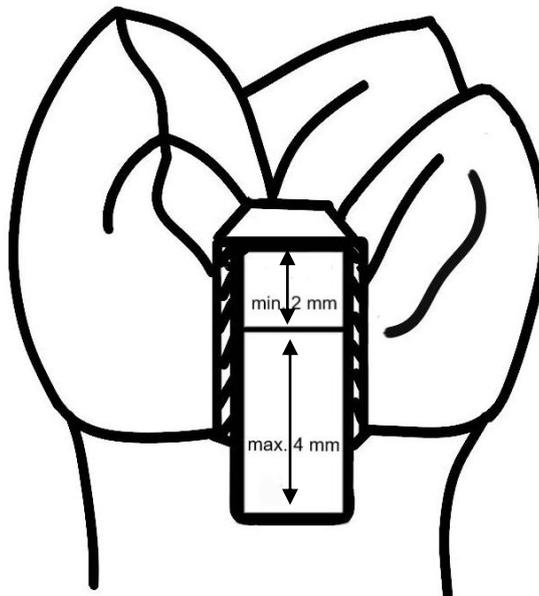


Abbildung 6: Schematische Darstellung einer Füllung bestehend aus niedrigviskosem und hochviskosem Bulk-Fill-Komposit

5.4 Herstellung der Replikationsmodelle

Die Proben wurden mit Hilfe eines Lichtmikroskops ausgewertet. Da das Rasterelektronenmikroskop (REM) eine genauere Darstellung ermöglicht, wurden einige repräsentative Proben zusätzlich mit dem REM ausgewertet. Um die Randqualität auch im REM untersuchen zu können, werden Replikationsmodelle benötigt. Die Zähne würden die Bedingungen im REM nicht unbeschadet überstehen.

Zu ihrer Herstellung wurden die Zähne nach dem Legen der Füllungen, nach der thermischen Belastung im Thermocycler und nach der mechanischen Belastung im Kausimulator je mit Hilfe eines dünnfließenden A-Silikons (President light body, Coltène, Langenau/ Germany) abgeformt.

Diese Abformung wurden nach 24 h mit einem Epoxid-Harz (Stycast, Emerson & Cuming, Westerlo/ Belgium) ausgegossen. Das Epoxidharz besteht aus 2 Bestandteilen, welche in einem bestimmten Mischverhältnis miteinander vermischt werden müssen. Hierfür wurden 10 g der einen Komponente (Part A) mit 2,8 g der anderen Komponente (Part B) vermengt und im Wasserbad erwärmt. Mit dieser Mischung wurden anschließend die Abformungen mit Hilfe einer Sonde blasenfrei ausgegossen. Nach 16 h war es vollständig ausgehärtet und konnte zur Füllungsrandanalyse verwendet werden.

Zunächst wurden alle Proben mit dem Lichtmikroskop analysiert. Anschließend erfolgte eine zusätzliche Auswertung einzelner Proben mit dem REM. Hierfür werden die Epoxid-Harz-Modelle mit Hilfe eines Karbonklebers auf Probetellern aus Aluminium befestigt. Abschließend wurden die Proben mit einer dünnen Platinschicht besputtert.

5.5 Thermisch-mechanische Belastung der Proben

Die natürliche Alterung der Zähne wurde mit Hilfe von thermischer und mechanischer Belastung nachempfunden. In dieser in-vitro Studie wurde darauf geachtet, dass die thermische und die mechanische Belastung jeweils der Nutzungsdauer von etwa einem Jahr entsprechen.

5.5.1 Thermische Belastung der Proben

Nachdem der Abformung der Zähne zur Herstellung von Replikationsmodellen wurden die Füllungen zunächst mit Hilfe eines Thermocyclers (Abb. 7) thermisch belastet.

Hierfür wurden die Proben insgesamt 3000 Zyklen lang zuerst in 30 s lang in ein 55 °C heißes und danach 30 s lang in ein 5 °C kühles Becken getaucht. Zwischen den Bädern lag eine Abtropfzeit von 5 s.

Im Anschluss daran wurden die Zähne abgeformt und Replikationsmodelle erstellt.



Abbildung 7: Thermocycler Willytec V. 2.8, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham/Germany

5.5.2 Mechanische Belastung der Proben

Zur mechanischen Belastung der Proben durch einen Kausimulator (Abb. 8) mussten diese auf Probenhaltern in Paladur eingebettet werden. Die Füllungen wurden mit einem Antagonisten aus Metall 250 000-mal mit einer Kraft von 50 N okklusal belastet. Die antagonistischen Kontaktpunkte lagen ausschließlich im zentralen okklusalen Bereich der Füllungen. Während der Versuchsdurchführung lagerten die Zähne in Wasser, um das feuchte Milieu des Mundes zu imitieren und die Proben vor Austrocknung zu schützen. Nach erfolgter Belastung wurden erneut Abformungen genommen und mit Epoxid-Harz ausgegossen.



Abbildung 8: Kausimulator CS-4.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham/Germany: vertikale Belastung der Proben mit einem Metall-Antagonisten

5.6 Lichtmikroskopische Analyse der Füllungsråder

Zunächst wurden die Proben im Lichtmikroskop analysiert.

Die Randqualitäten der Füllungen wurden im Schmelz- und Dentinbereich getrennt beurteilt. Die Analyse wurde bei 200-facher Vergrößerung in Schritten von 200 μm nach Anfärben durch Methylen-Blau vorgenommen.

Die Beurteilung erfolgte nach den folgenden Kriterien:

„Perfekter Randschluss“: kontinuierlicher Übergang zwischen Restaurationsmaterial und Zahnhartsubstanz (Score 0), siehe Abbildung 9

„Marginale Imperfektion“: kein kontinuierlicher, aber spaltfreier Übergang zwischen Restaurationsmaterial und Zahnhartsubstanz, auch Überhänge ohne Randspalt (Score 1), siehe Abbildung 10

„Klinisch akzeptabel“ (Score 0 und 1), siehe Abbildung 10

„Randspalt“: kein kontinuierlicher Übergang zwischen Restaurationsmaterial und Zahnhartsubstanz mit Spaltbildung (Score 2), siehe Abbildung 10

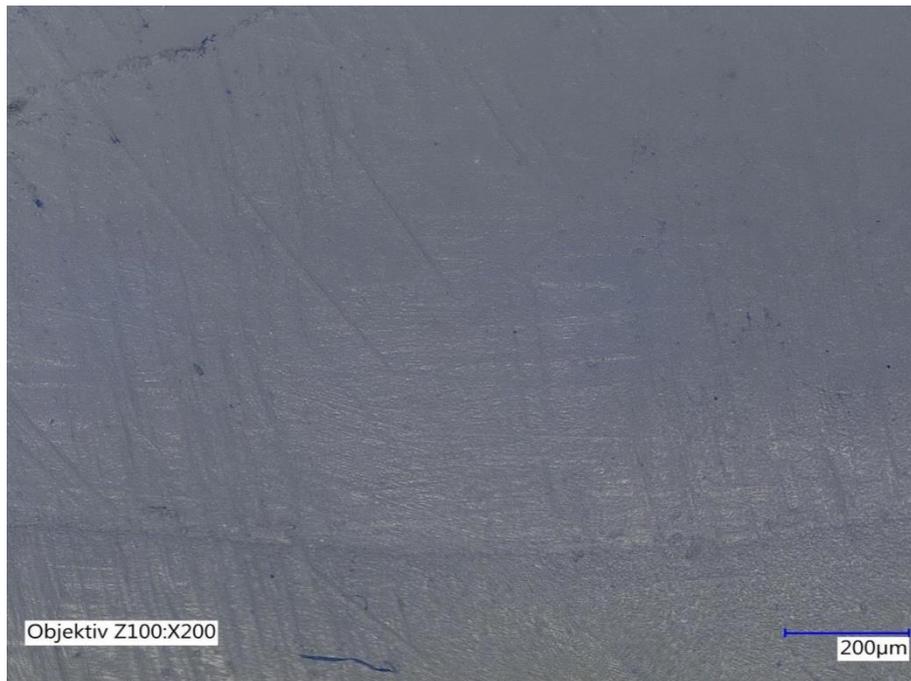


Abbildung 9: LM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 vor thermomechanischer Belastung bei 200-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss

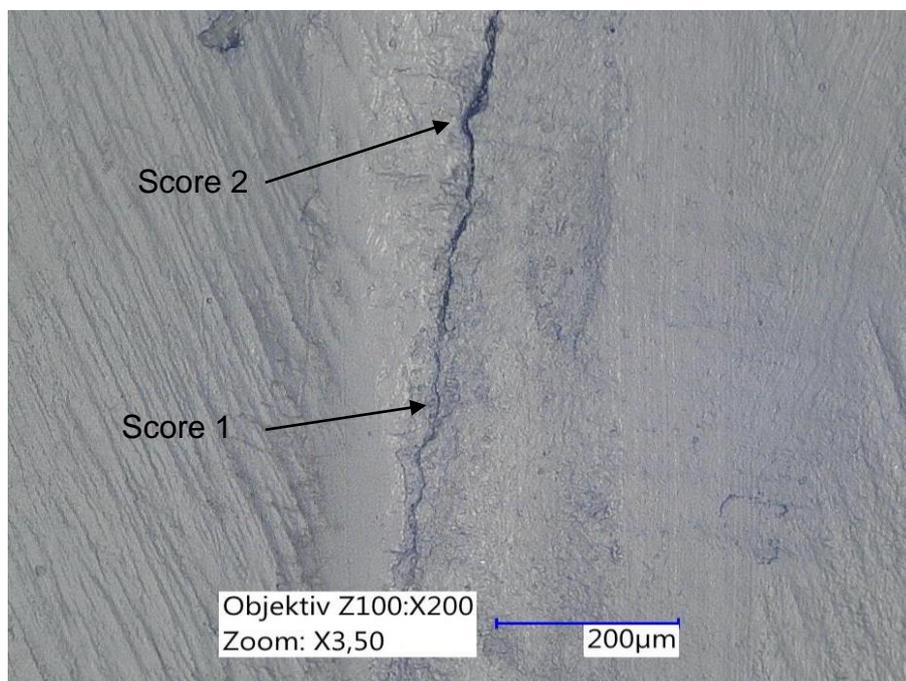


Abbildung 10: LM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 nach thermo-mechanischer Belastung bei 200-facher Vergrößerung. Marginale Imperfektion und Randspalt

5.7 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Füllungsråder

Die Ergebnisse der lichtmikroskopischen Auswertung wurden mit Hilfe des REM überprüft. Hierfür wurden repräsentative Proben auch unter dem REM ausgewertet. Von jeder Testreihe wurde zufällig eine Probe ausgewählt und nach dem Legen der Füllung und nach thermo-mechanischer Belastung untersucht. Eine Versuchsreihe wurde zusätzlich nach thermischer Belastung untersucht. Diese Untersuchungen dienen der Kontrolle der lichtmikroskopischen Auswertung.

In den Abbildungen 11-13 sind beispielhafte Aufnahmen der verschiedenen Bewertungskriterien zu sehen:

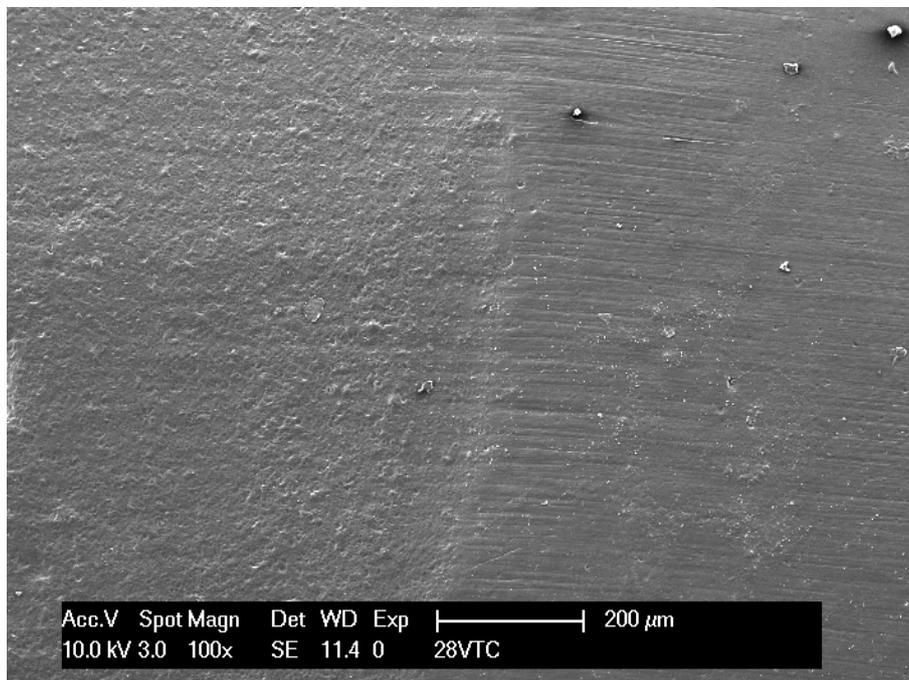


Abbildung 11: Perfekter Randschluss, Score 0

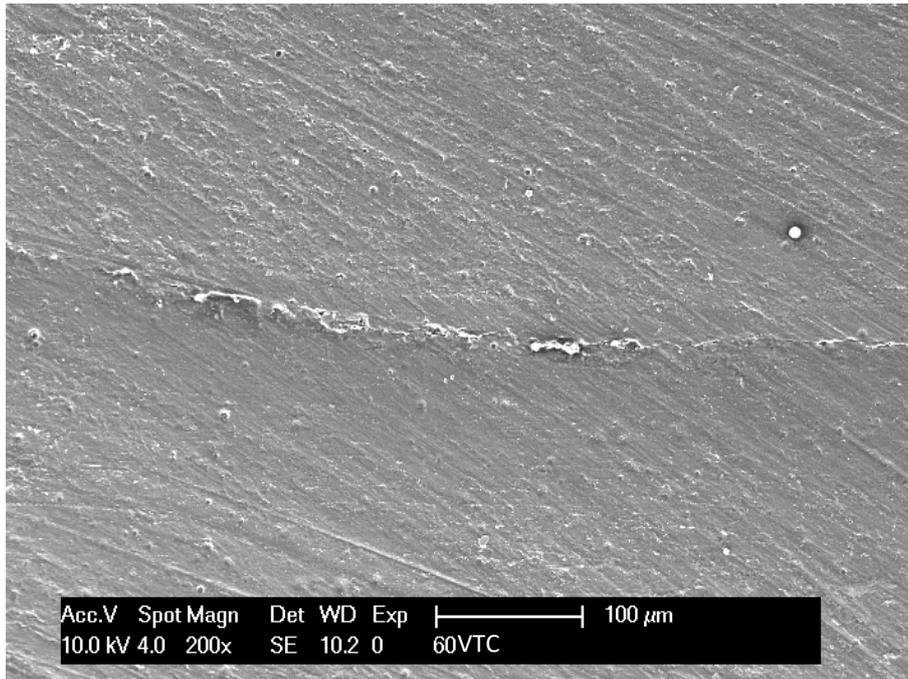


Abbildung 12: Marginale Imperfektion, Score 1

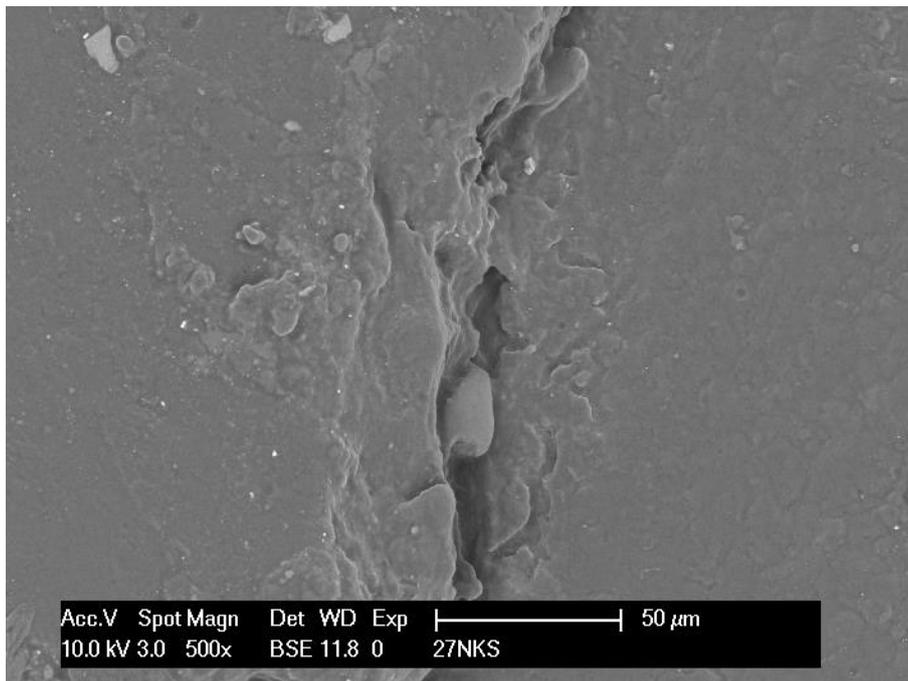


Abbildung 13: Randspalt, Score 2

In Abbildung 14 sind die verschiedenen Scores im direkten Vergleich zu sehen.

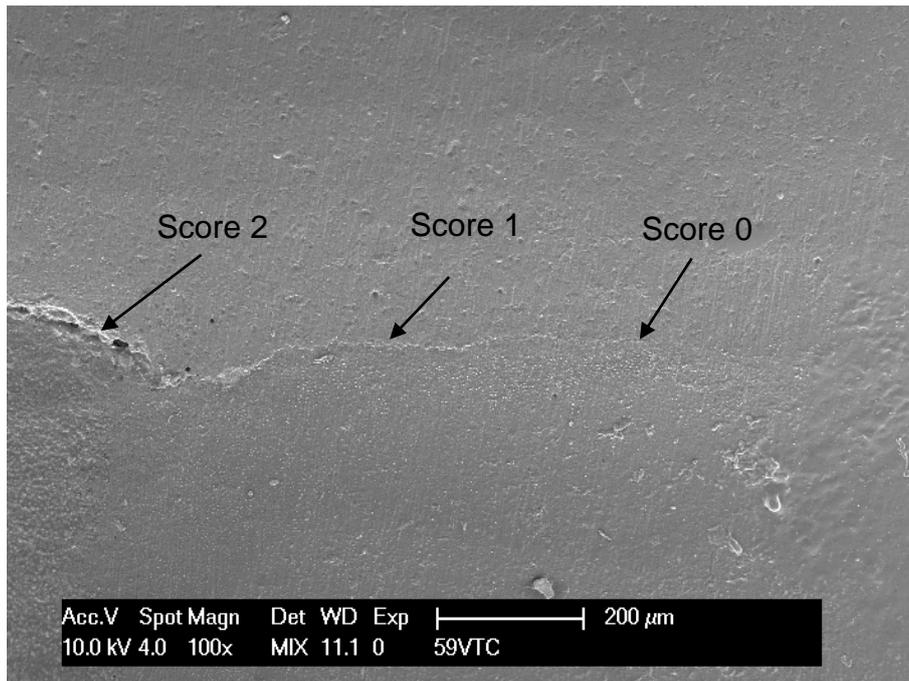


Abbildung 14: Score 0, 1 und 2

5.8 Statistische Auswertung

Die unterschiedlichen Randqualitäten (Scores) wurden in ihrer Länge ausgemessen und mit der Gesamtlänge, getrennt nach Schmelz- und Dentinbereich, in ein prozentuales Verhältnis gesetzt. Als „klinisch akzeptabel“ wurden die Scores 0 und 1 angenommen. Die Messung erfolgte vor und nach thermischer Belastung sowie nach thermo-mechanischer Belastung. Repräsentative Randbereiche wurden fotografisch festgehalten.

Ein signifikanter Unterschied besteht, wenn $p < 0,05$. Die Auswertung der Randspaltentwicklung einzelner Proben erfolgte als gepaarter, nicht-parametrischer Vergleich mit dem Wilcoxon-Test. Um die Randspaltentwicklung unter den Gruppen miteinander zu vergleichen, wurde der Kruskal-Wallis-Test als nicht-parametrischer Vergleich mehrerer Gruppen genutzt.

6 Ergebnisse

6.1 Füllungsrandanalyse

Die lichtmikroskopische Analyse erfolgte im Schmelz- und Dentinbereich getrennt voneinander.

Die Daten wurden vor und nach der thermischen Belastung sowie nach thermomechanischer Belastung erfasst.

Die Abbildungen 15-17 zeigen die Entstehung eines Randspalts am Beispiel der Probe 27.

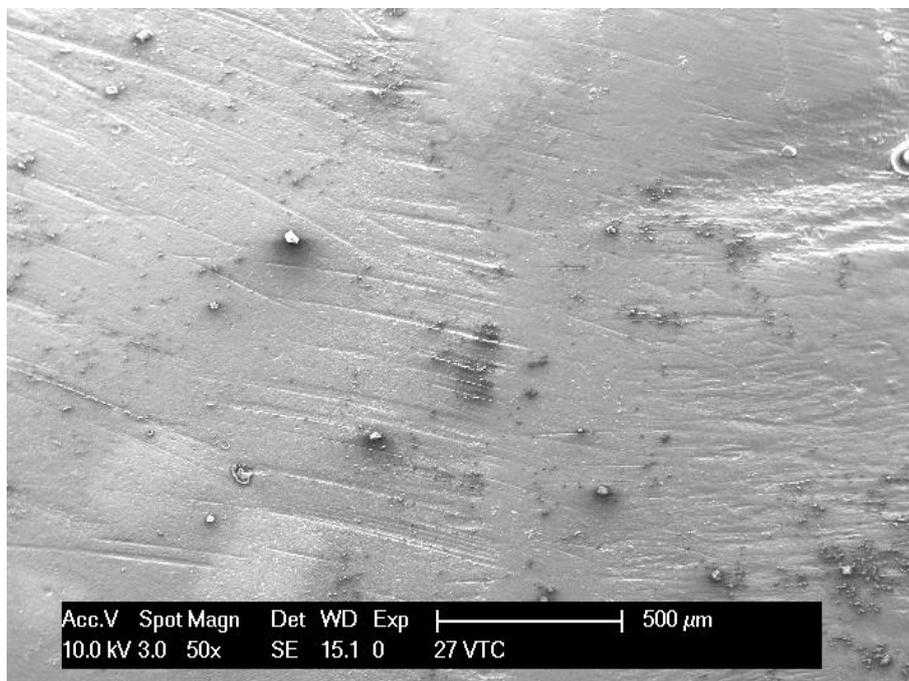


Abbildung 15: REM-Aufnahme der Probe 27 vor thermomechanischer Belastung.
Perfekter Randschluss

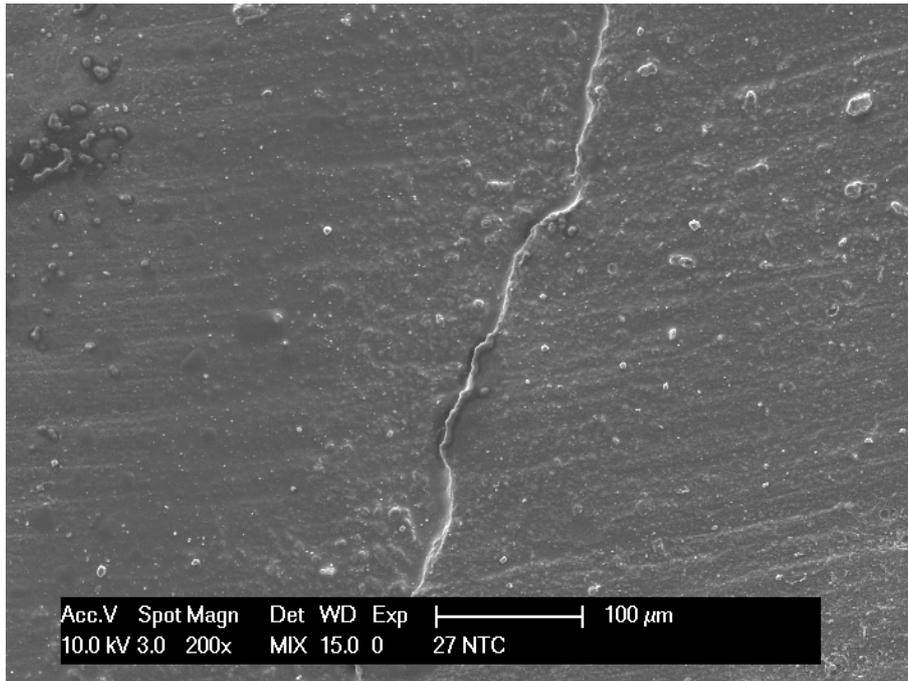


Abbildung 16: REM-Aufnahme der Probe 27 nach thermischer Belastung. Marginale Imperfektion

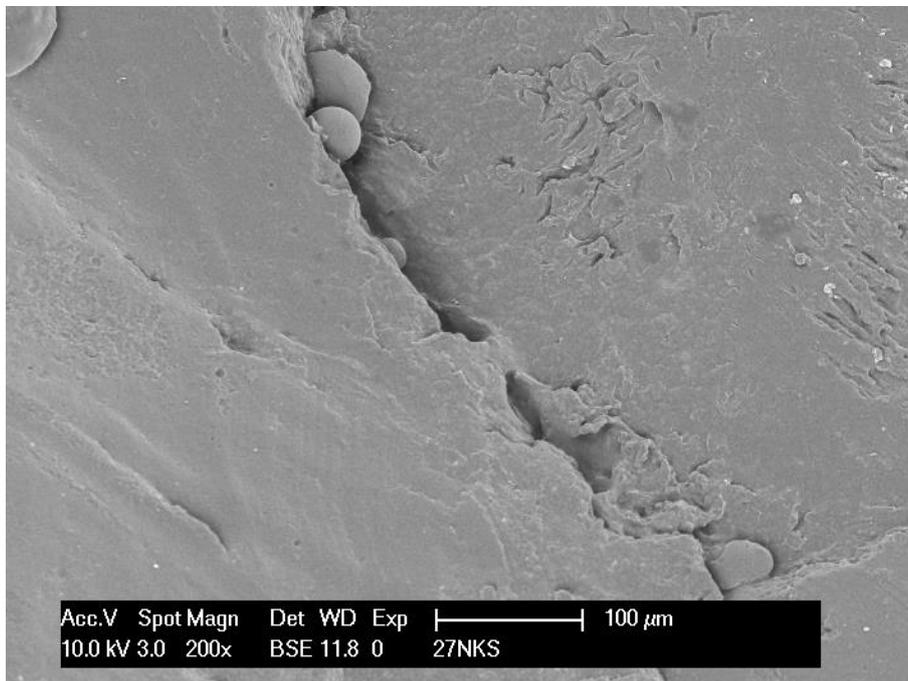


Abbildung 17: REM-Aufnahme der Probe 27 nach thermomechanischer Belastung. Randspalt

6.1.1 Füllungsrandanalyse im schmelzbegrenzten Bereich der approximalen Restaurationsränder

Die Abbildungen 18-20 zeigen die Ergebnisse der schmelzbegrenzten Füllungsrande für alle verwendeten Materialien im Vergleich vor thermomechanischer Belastung (Abb. 18), nach thermischer Belastung (Abb. 19) und nach thermomechanischer Belastung (Abb. 20).

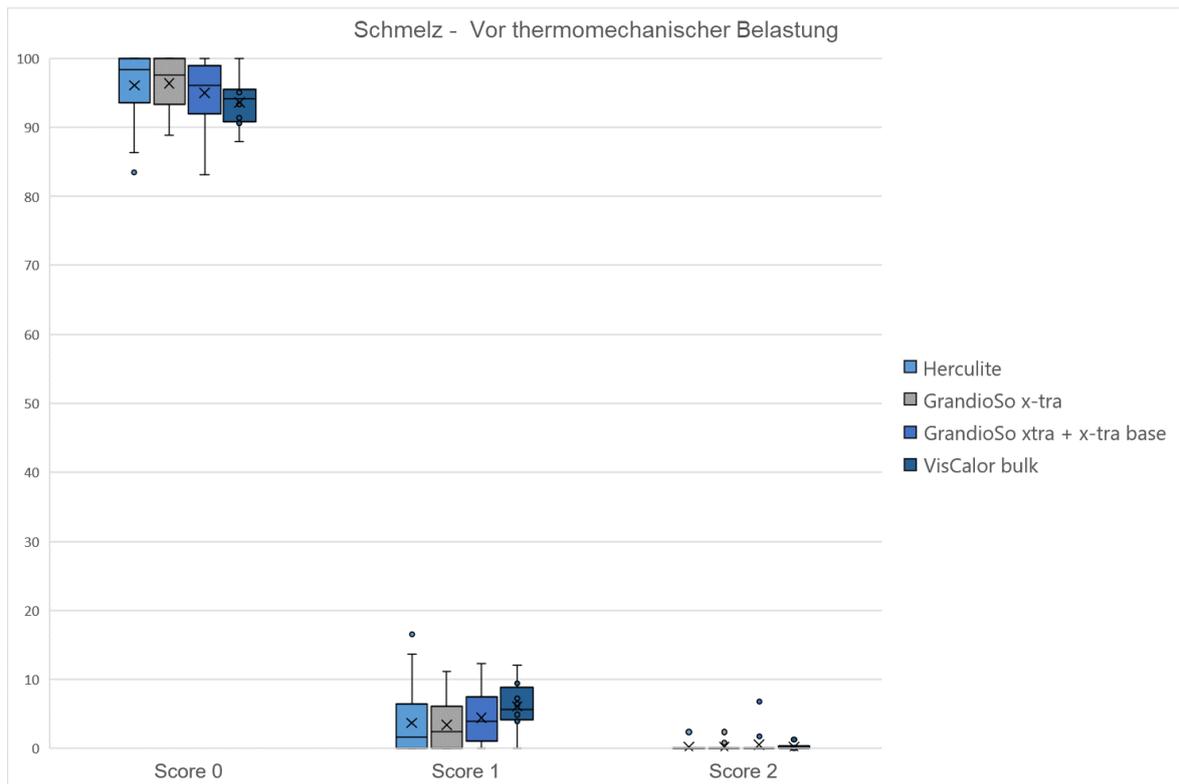


Abbildung 18: Direkter Vergleich zwischen den schmelzbegrenzten Füllungsrandern vor thermomechanischer Belastung

Direkt nach dem Legen der Füllungen zeigten alle untersuchten Materialien ein gutes Randschlussverhalten. Der Anteil an perfekten Füllungsrandern lag bei allen Proben über 83%. Betrachtet man den Anteil an klinisch akzeptablen Randbereichen (Score 0+1), zeigt sich, dass dieser für alle Proben bei über 93% liegt. Nur 7 von insgesamt 64 Proben zeigten einen Randspalt. Im Schmelzbereich konnten somit zufriedenstellende Ergebnisse erreicht werden. Vor der künstlichen Alterung der Füllungen liegt kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen vor ($p=0,31665$).

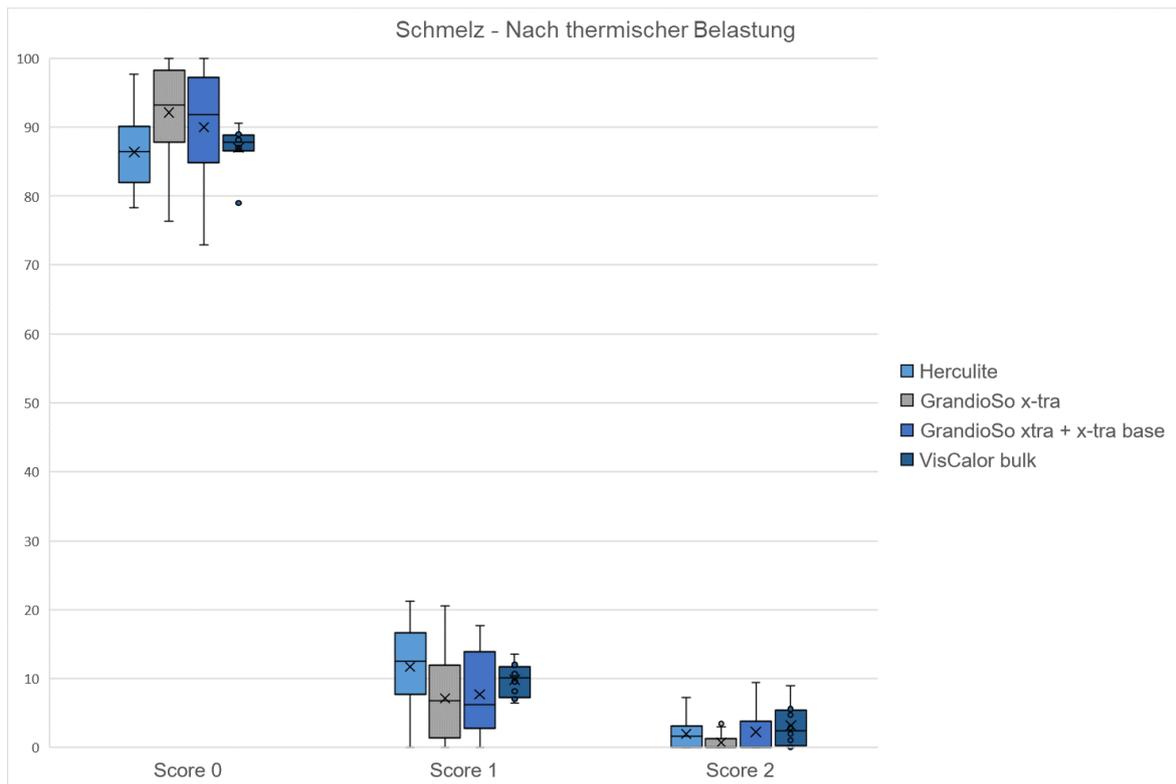


Abbildung 19: Direkter Vergleich zwischen den schmelzbegrenzten Füllungsrandern nach thermischer Belastung

Nach thermischer Belastung zeigt sich hingegen ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ($p=0,0185$). Die Kontrollgruppe sowie die Versuchsgruppe 2 zeigen mit einem Mindestanteil von über 76% an perfektem Randschluss und einem Anteil an klinisch akzeptablen Füllungsrandern von mindestens 93% weiterhin gute Werte. Der Median lag nach thermischer Belastung für Score 0 bei allen Gruppen über 96% (Herculite: 98,4%, GrandioSo x-tra: 97,6%, GrandioSo x-tra + GrandioSo x-tra base: 96,05%).

Auffällig ist, dass die Versuchsgruppe 1 (VisCalor bulk) einen höheren Anteil an Randspalten aufweist, der Maximalwert liegt hier bei 9%. Der Median beträgt 2,45% und liegt damit höher als bei der Kontrollgruppe Herculite mit 1,7%. Zwischen den beiden Gruppen liegt ein signifikanter Unterschied vor ($p= 0,005$).

Die Versuchsgruppe 2 (GrandioSo x-tra) schneidet besser ab als die Kontrollgruppe ($p=0,0052$). Der Anteil an Randspalten ist mit maximal 4% geringer als mit bis zu 7% bei Herculite. Der Anteil an klinisch akzeptablen Füllungsrandern ist somit bei Versuchsgruppe 2 bei allen Proben größer als 96%.

Die Kontrollgruppe (Herculite) und Versuchsgruppe 3 (GrandioSo x-tra und x-tra base) zeigen keine signifikanten Unterschiede untereinander ($p=0,06$). Mit einem Mindestanteil von 91% an klinisch akzeptablen Füllungsrandern ist das Randschlussverhalten als gut einzuordnen.

Nach thermomechanischer Belastung ist jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen mehr vorhanden ($p=0,299$). Abbildung 20 zeigt die Ergebnisse nach thermomechanischer Belastung im Vergleich.

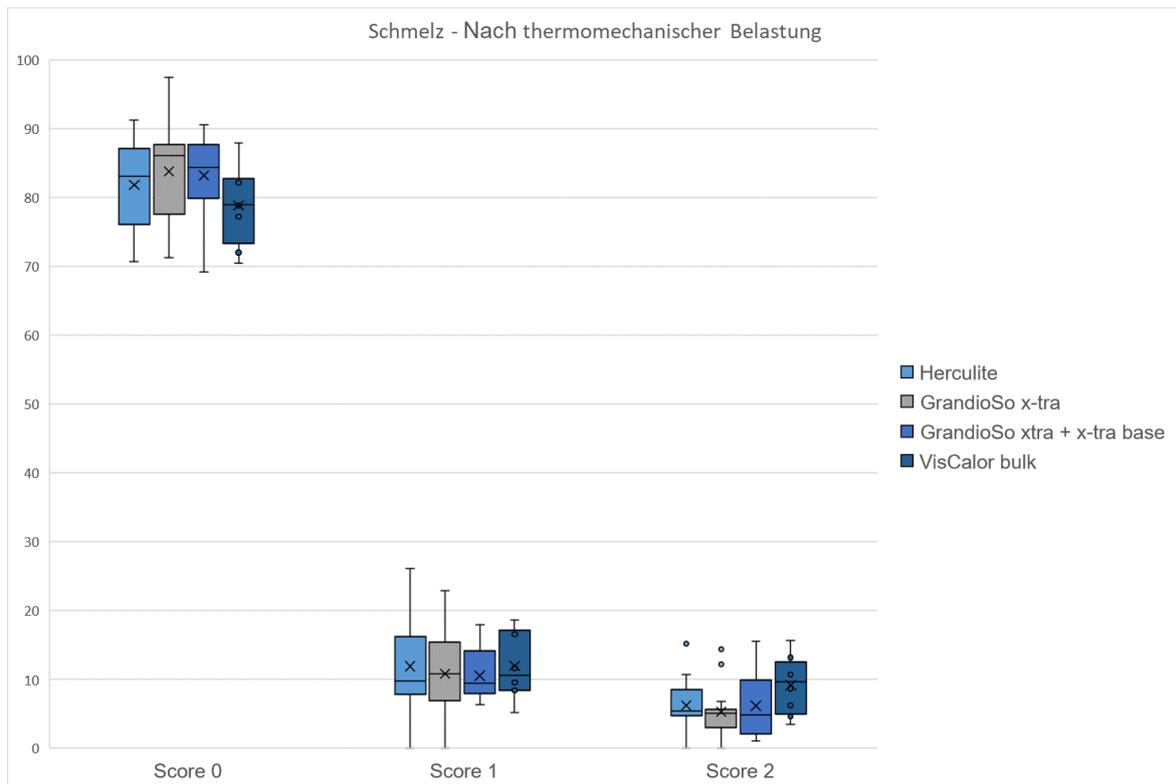


Abbildung 20: Direkter Vergleich zwischen den schmelzbegrenzten Füllungsrandern nach thermomechanischer Belastung

Die Versuchsgruppen 2 und 3 und die Kontrollgruppe zeigen auch nach thermomechanischer Belastung einen zufriedenstellenden Randschluss: Der Anteil an klinisch akzeptablen Füllungsrandern liegt bei allen Proben dieser Gruppen bei über 84%.

Die Versuchsgruppe 1 zeigte den höchsten Median für Score 2 nach thermomechanischer Belastung mit 9,7% (Herculite: 5,4%, GrandioSo x-tra: 5,05%, GrandioSo x-tra und x-tra base: 4,85%). Es kommt bei allen Proben zu einer signifikanten Verschlechterung der Randqualität durch die thermomechanische Belastung.

Auch wenn nach der künstlichen Alterung der Proben keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen vorliegen, scheint VisCalor bulk tendenziell schlechter abzuschneiden als die anderen getesteten Produkte.

Die Abbildungen 21-24 zeigen die Ergebnisse der einzelnen Randalysen für jedes Material.

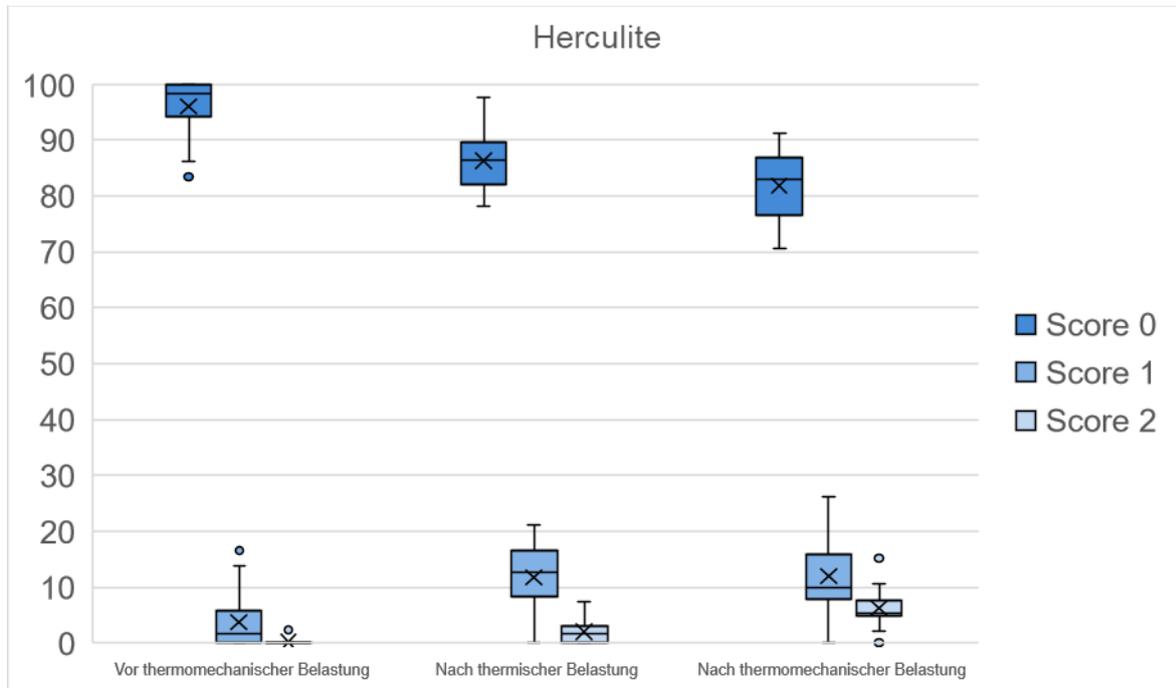


Abbildung 21: Analyse der schmelzbegrenzten Füllungsänder der Kontrollgruppe zu allen drei Zeitpunkten

6 Ergebnisse

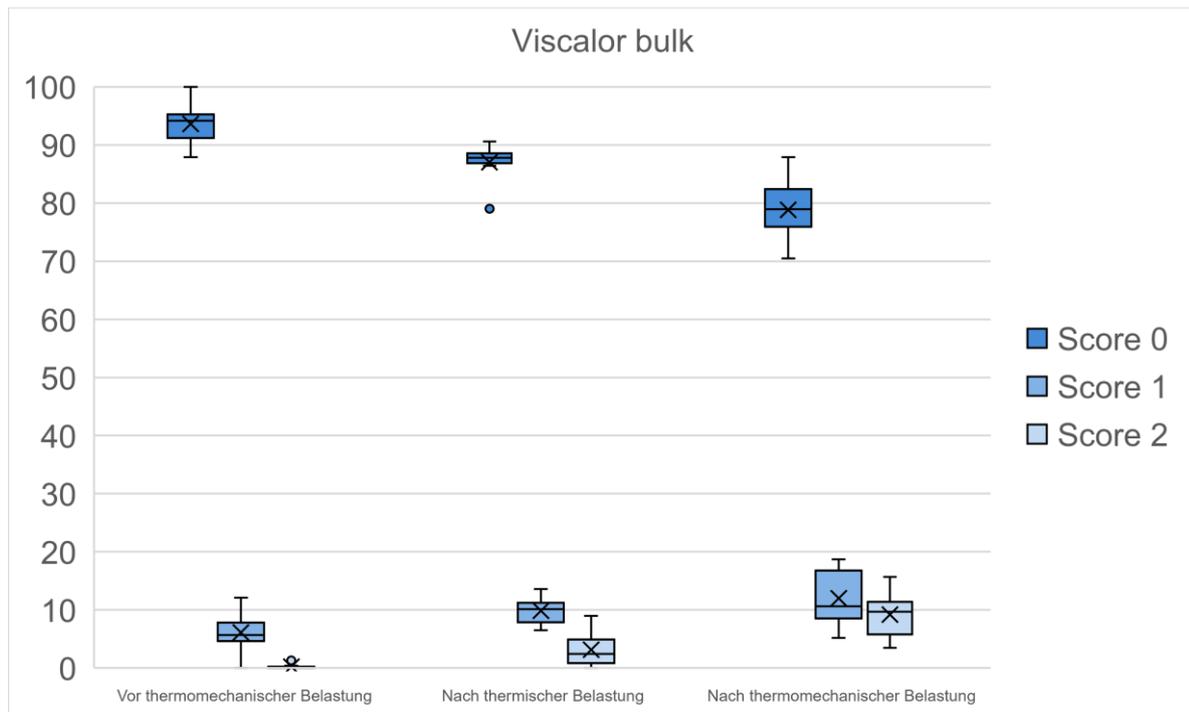


Abbildung 22: Analyse der schmelzbegrenzten Füllungsänder der Versuchsgruppe 1 zu allen drei Zeitpunkten

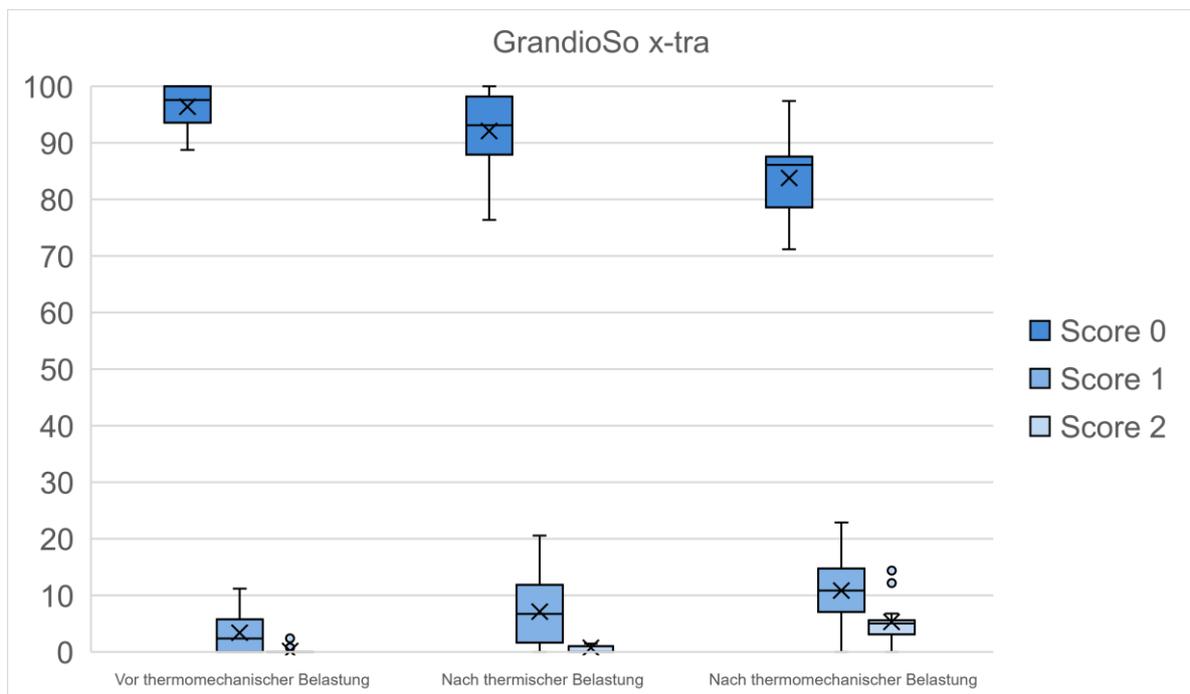


Abbildung 23: Analyse der schmelzbegrenzten Füllungsänder der Versuchsgruppe 2 zu allen drei Zeitpunkten

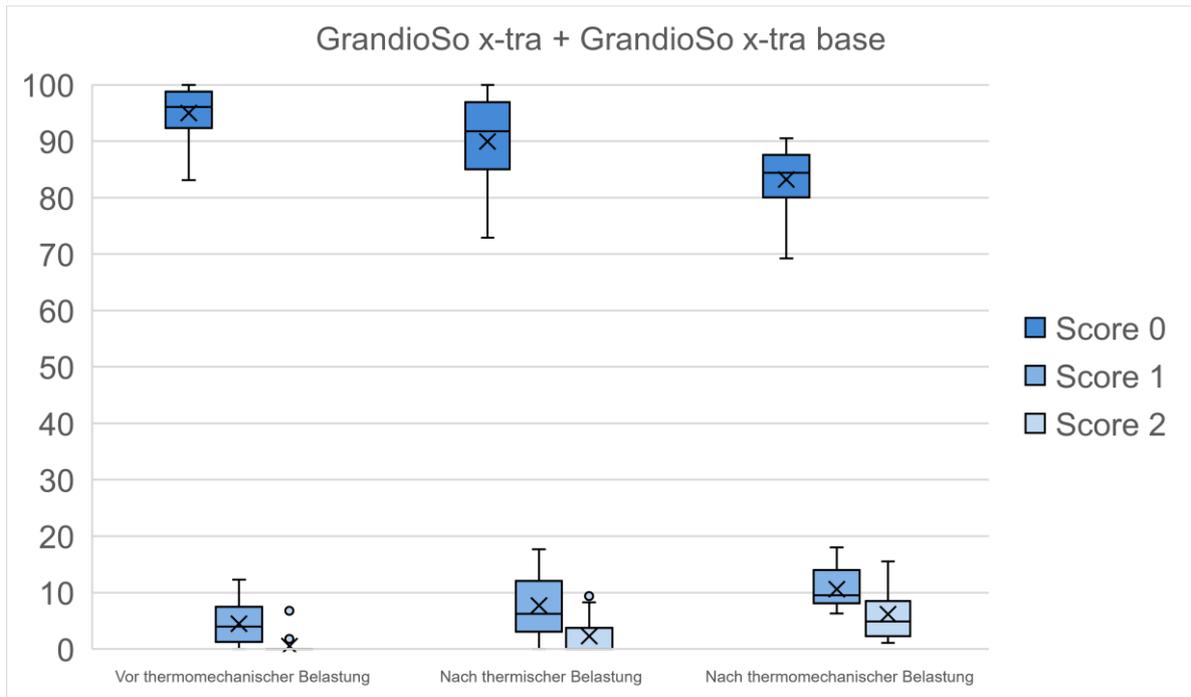


Abbildung 24: Analyse der schmelzbegrenzten Füllungsänder der Versuchsgruppe 3 zu allen drei Zeitpunkten

Die folgenden REM -Aufnahmen dienen der Veranschaulichung der Ergebnisse:

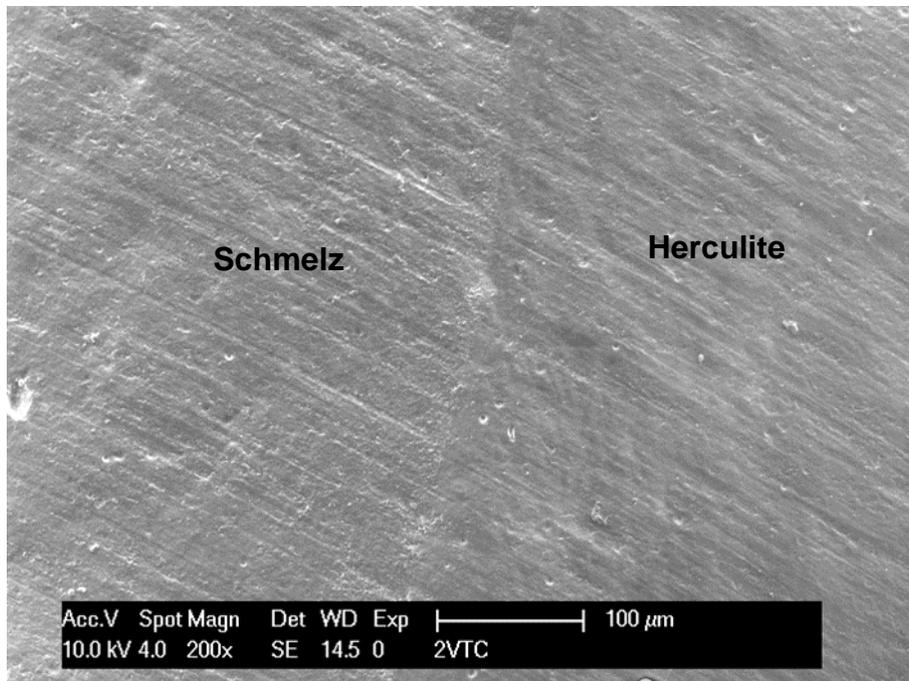


Abbildung 25: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Kontrollgruppe vor thermomechanischer Belastung bei 200-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss

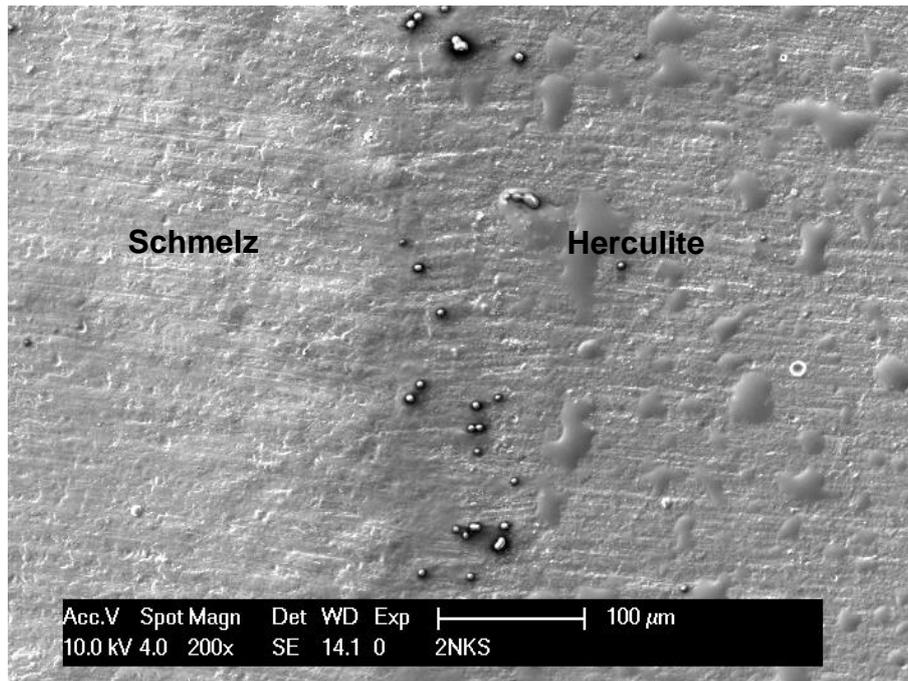


Abbildung 26: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Kontrollgruppe nach thermomechanischer Belastung bei 200-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss

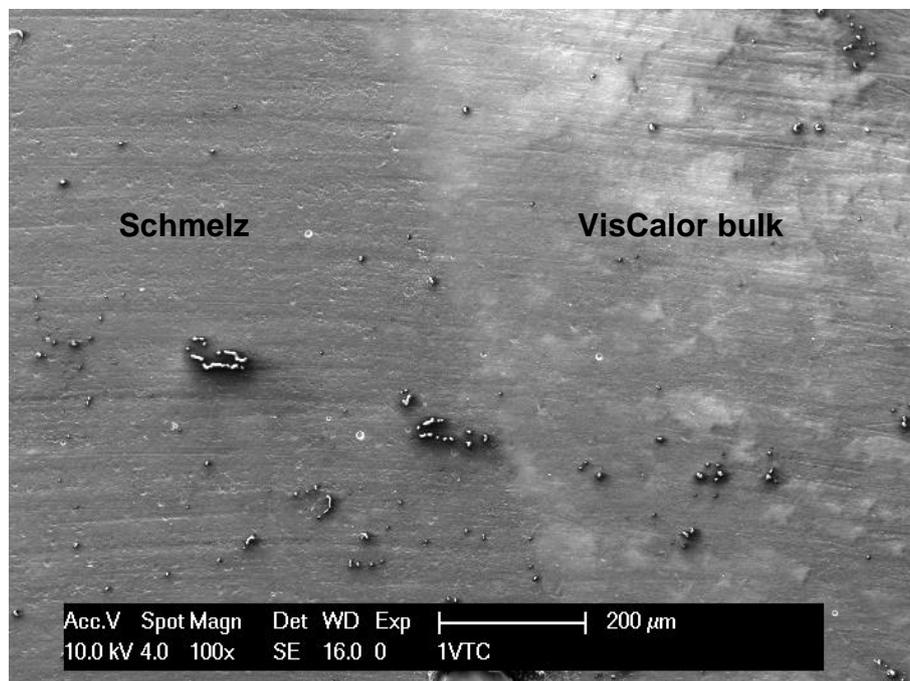


Abbildung 27: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 1 vor thermomechanischer Belastung bei 100-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss

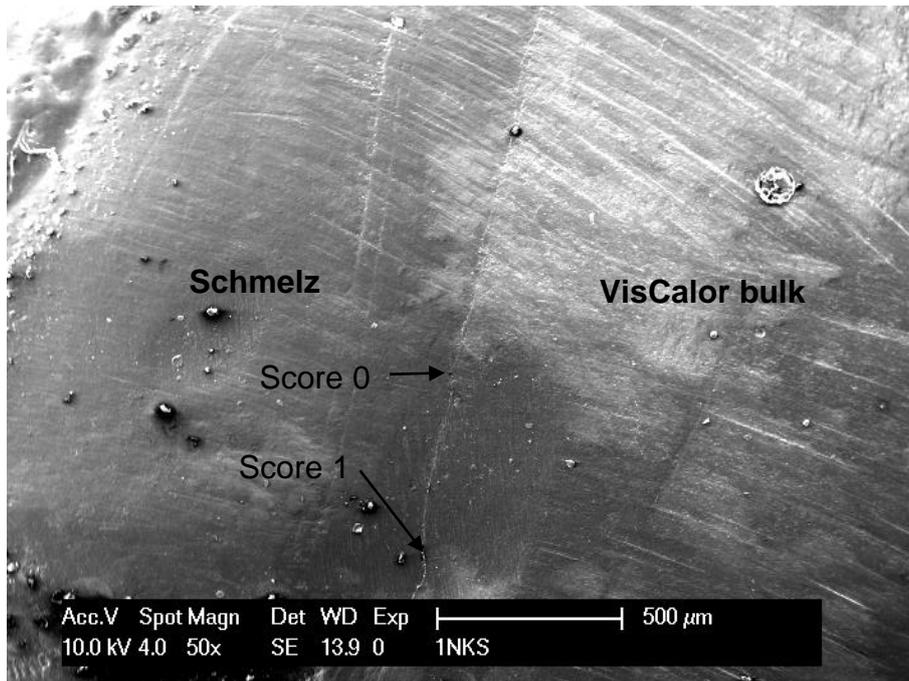


Abbildung 28: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 1 nach thermomechanischer Belastung bei 50-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss und marginale Imperfektion

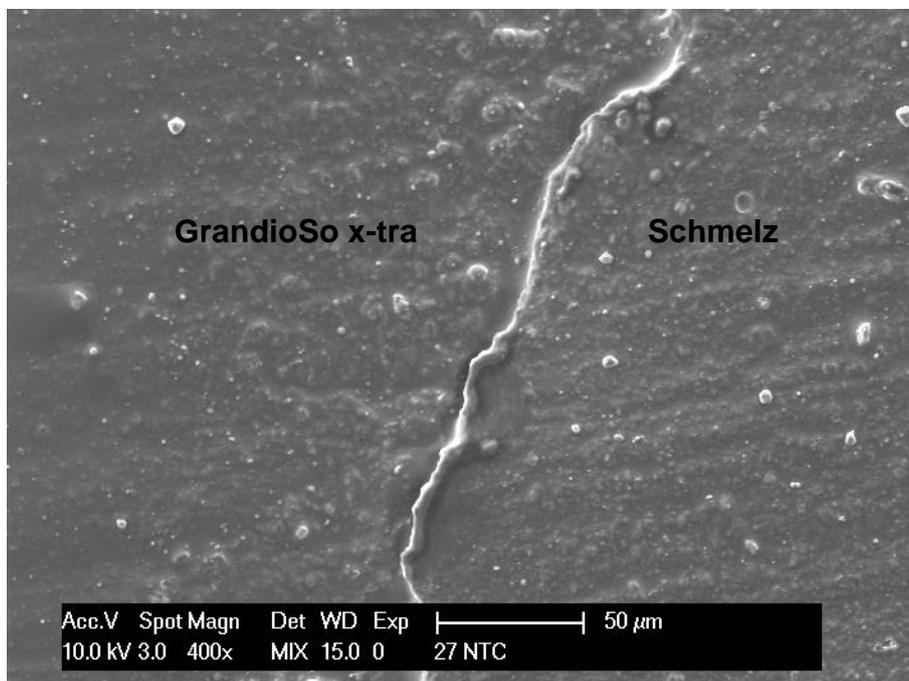


Abbildung 29: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 nach thermischer Belastung bei 400-facher Vergrößerung. Marginale Imperfektion

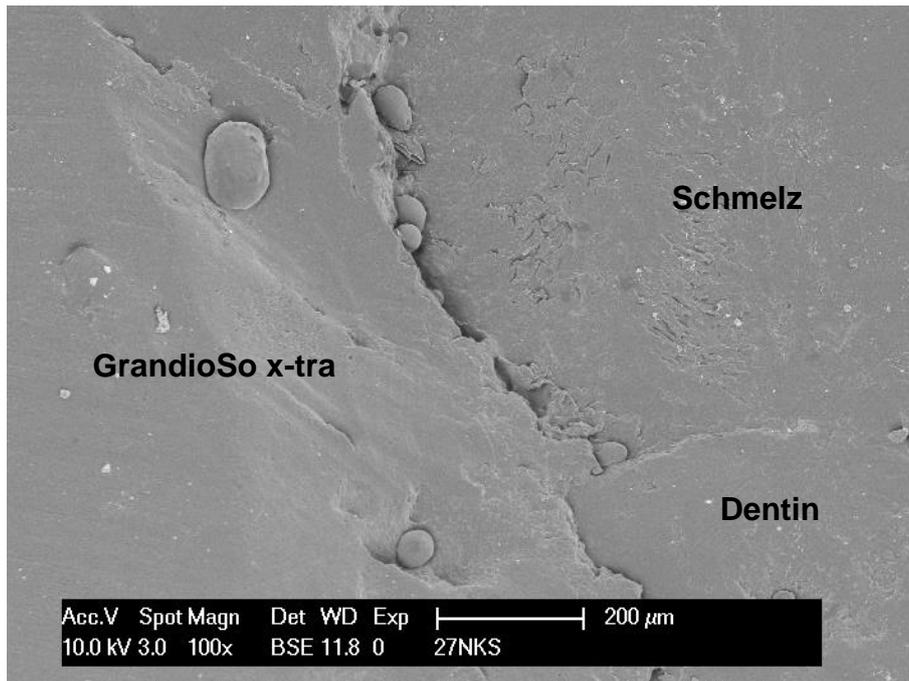


Abbildung 30: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 nach thermomechanischer Belastung bei 100-facher Vergrößerung. Randspalt

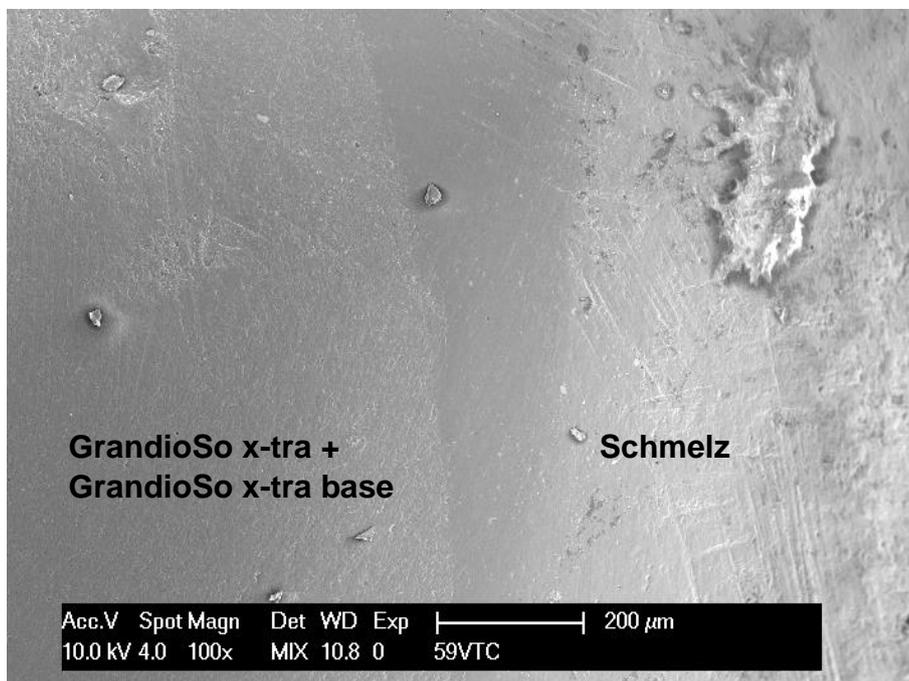


Abbildung 31: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 3 vor thermomechanischer Belastung bei 100-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss

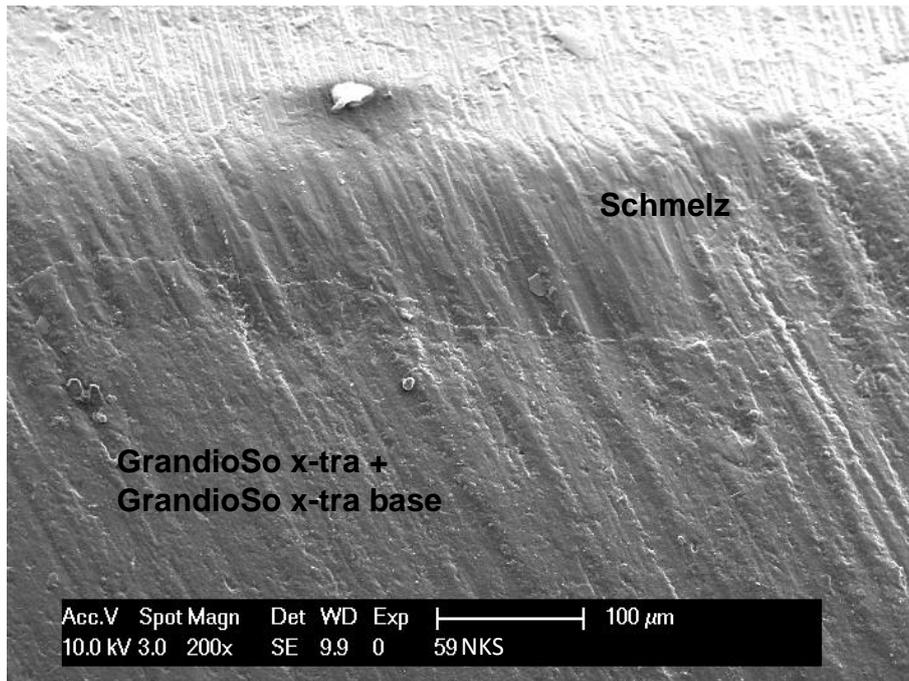


Abbildung 32: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 3 nach thermomechanischer Belastung bei 200-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss

6.1.2 Füllungsrandanalyse im dentinbegrenzten Bereich der approximalen Restaurationen

Auf den Abbildungen 33-35 ist das Randspaltverhalten der dentinbegrenzten Füllungsrande zu sehen. Die prozentuale Verteilung der Randkriterien (Score 0-2) ist genau wie im Schmelzbereich direkt nach dem Legen der Füllungen (Abb. 33), nach thermischer Belastung (Abb. 34) und nach thermomechanischer Belastung (Abb. 35) dargestellt.

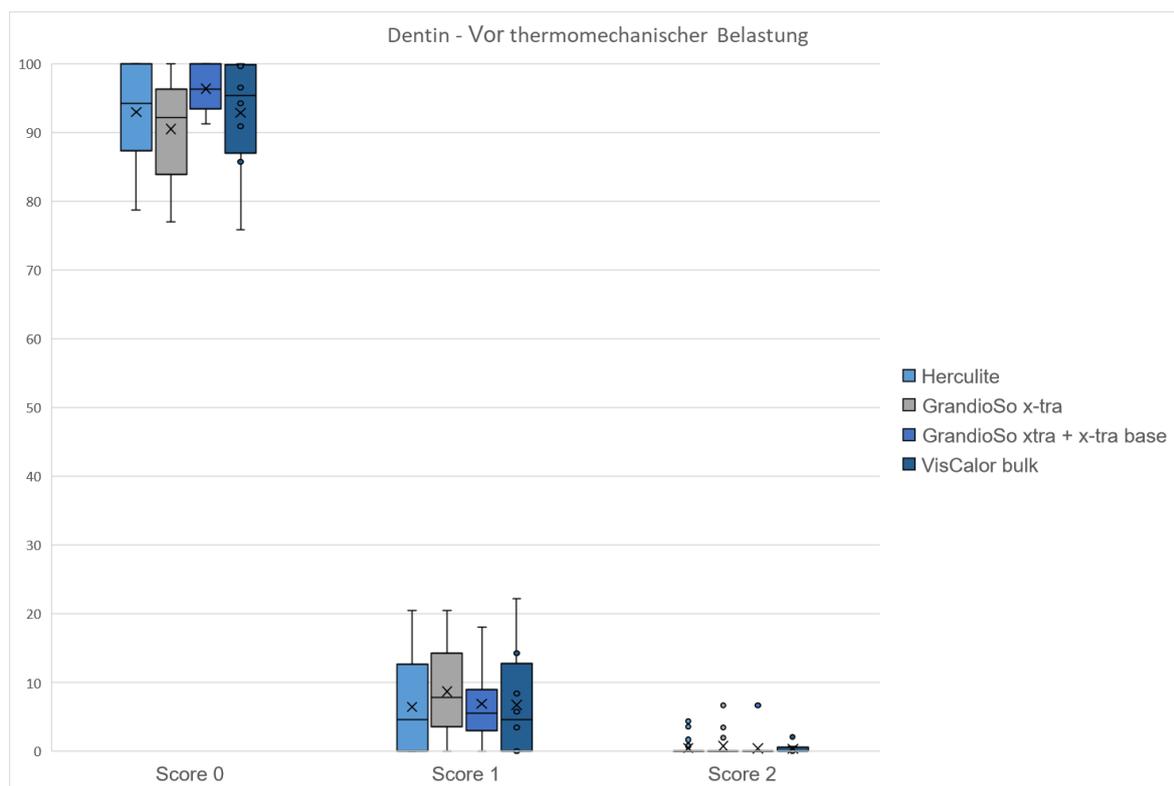


Abbildung 33: Direkter Vergleich zwischen den dentinbegrenzten Füllungsrandern vor thermomechanischer Belastung

Es zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen vor thermomechanischer Belastung der Proben ($p=0,0158$). Der Anteil an klinisch akzeptablen Füllungsrandern liegt bei allen Proben über 93%. Dieser Wert stimmt mit dem des Schmelzbereiches überein. Die Zusammensetzung der klinisch akzeptablen Füllungsrande unterscheidet sich jedoch von der im Schmelz: Der Anteil an Score 1 ist im Dentin höher. Zu sehen ist dies beispielsweise an der Versuchsgruppe 2: der Median für Score 1 liegt Dentin bei 7,85%, im Schmelz lag er bei nur 2,4%.

Der Median für Score 0 lag für alle Materialien über 92,15% (Herculite 94,25%, GrandioSo x-tra 92,15%, GrandioSo x-tra und x-tra base 96,35% und VisCalor bulk 5,25%). Der Maximalwert für Score 2 lag bei 7% (der Median für alle Gruppen sogar bei 0), sodass die Ergebnisse nach dem Legen der Füllungen auch im Dentin zufriedenstellend waren.

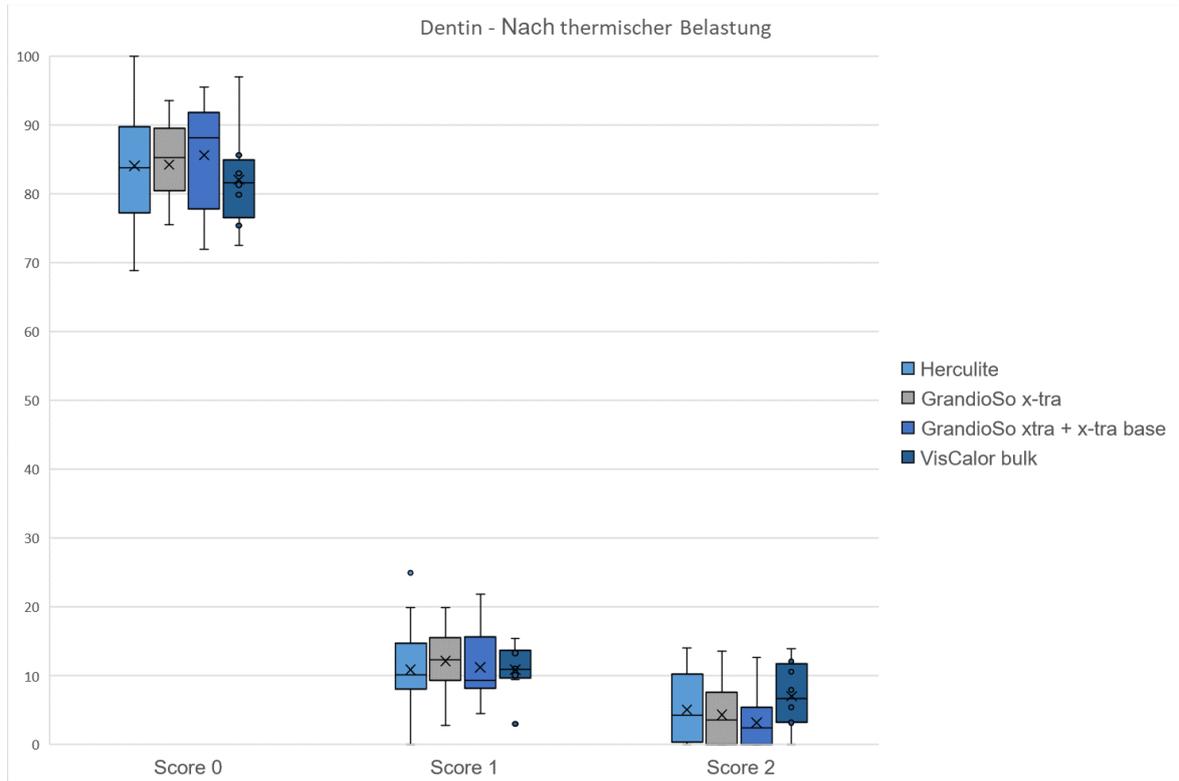


Abbildung 34: Direkter Vergleich zwischen den dentinbegrenzten Füllungsrandern nach thermischer Belastung

Nach thermischer Belastung zeigen alle Gruppen eine signifikante Verschlechterung der Randqualitäten. Besonders viele Randspalten zeigt Versuchsgruppe 1 (VisCalor bulk) mit einem Median von 6,7% (Herculite: 4,3%, GrandioSo x-tra: 3,65%, GrandioSo x-tra und x-tra base 2,45%). Diese Werte sind schlechter als die des schmelz-begrenzten Bereichs mit Median-Werten zwischen 0% und 2,45% (VisCalor bulk 2,45%, Herculite: 1,7%, GrandioSo x-tra: 0%, GrandioSo x-tra und x-tra base 0%). Auffallend ist, dass die Versuchsgruppe 1 (VisCalor bulk) sowohl im Schmelz als auch im Dentin am schlechtesten abschneidet, auch wenn dieser Unterschied im Dentinbereich nur eine Tendenz darstellt. Unter den Gruppen gibt es keine statistisch signifikanten Unterschiede ($p=0,626$).

6 Ergebnisse

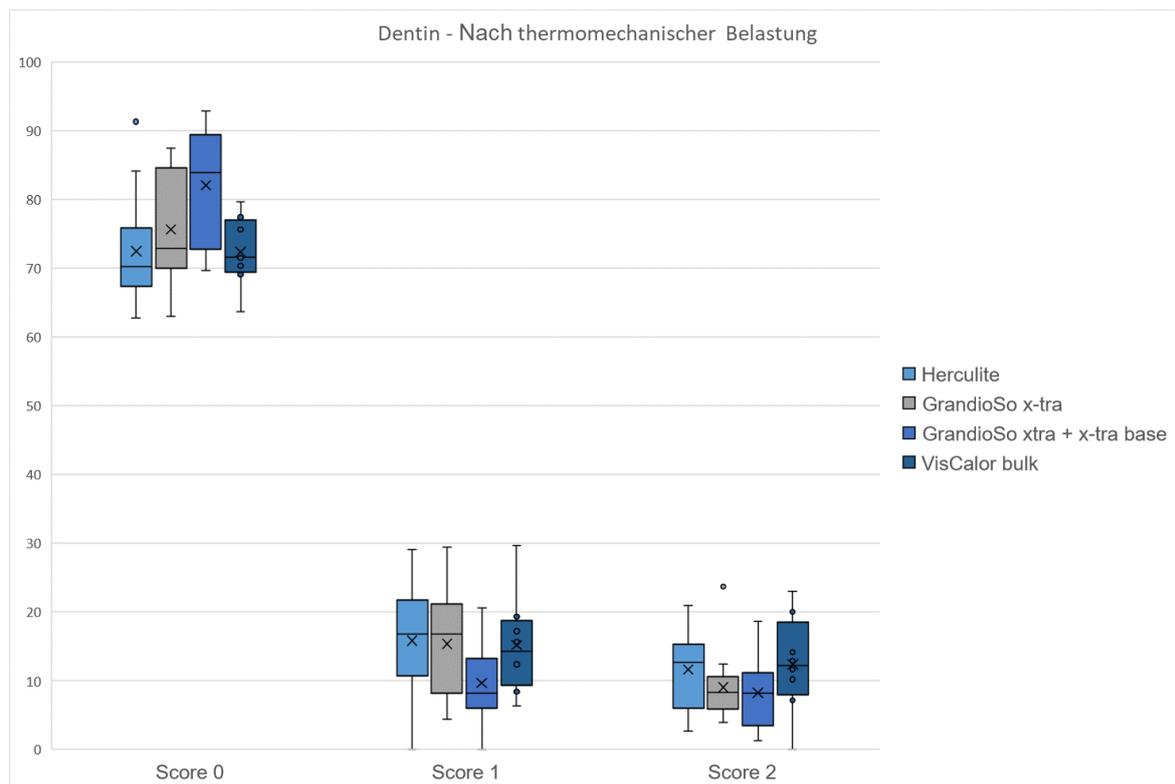


Abbildung 35: Direkter Vergleich zwischen den dentinbegrenzten Füllungsrandern nach thermomechanischer Belastung

Im Gegensatz zu den schmelzbegrenzten Bereichen zeigt sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Materialien nach thermomechanischer Belastung der Proben ($p=0,00418$). Hier liefert die Kombination der Materialien GrandioSo x-tra und GrandioSo x-tra base besonders gute Ergebnisse. Der Anteil an klinisch akzeptablen Füllungsrandern liegt hier bei über 97,55%. Zwischen der Kontrollgruppe Herculite und der Versuchsgruppe 3 (GrandioSo x-tra und GrandioSo x-tra base) zeigt sich ein signifikanter Unterschied zugunsten der Versuchsgruppe 3 ($p=0,0086$). Die Kombination aus GrandioSo x-tra und GrandioSo x-tra base schneidet somit am besten ab. Der Anteil an Randspalten liegt für diese Versuchsgruppe bei 8,2%.

Im direkten Vergleich zeigen die anderen Materialien keine signifikanten Unterschiede.

Die Abbildungen 36-39 zeigen die Ergebnisse der einzelnen Randanalysen für jedes Material. Es kommt bei allen Gruppen zu einer signifikanten Verschlechterung der Randqualität.

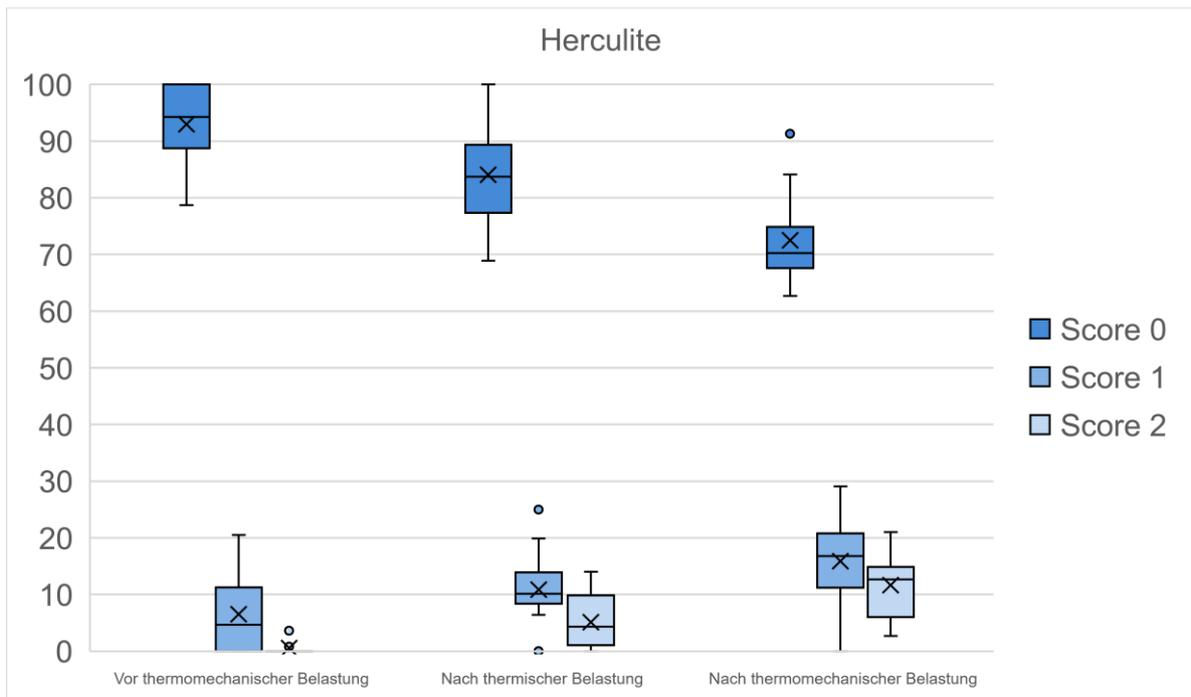


Abbildung 36: Analyse der dentinbegrenzten Füllungsänder der Kontrollgruppe zu allen drei Zeitpunkten

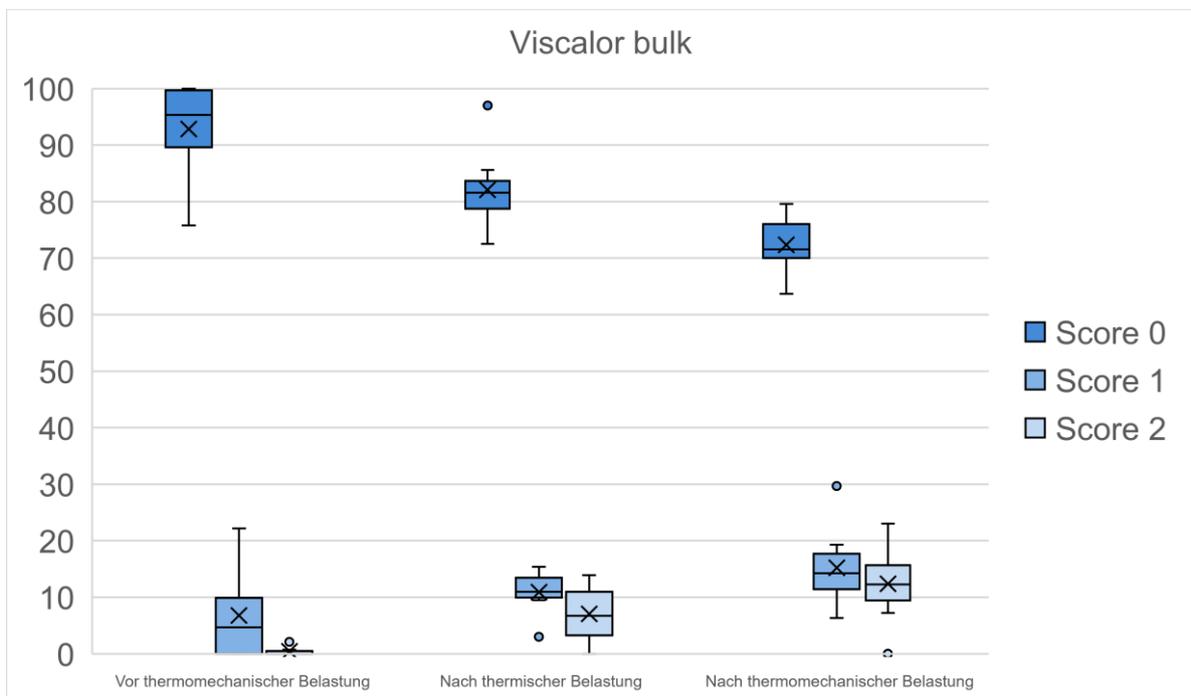


Abbildung 37: Analyse der dentinbegrenzten Füllungsänder der Versuchsgruppe 1 zu allen drei Zeitpunkten

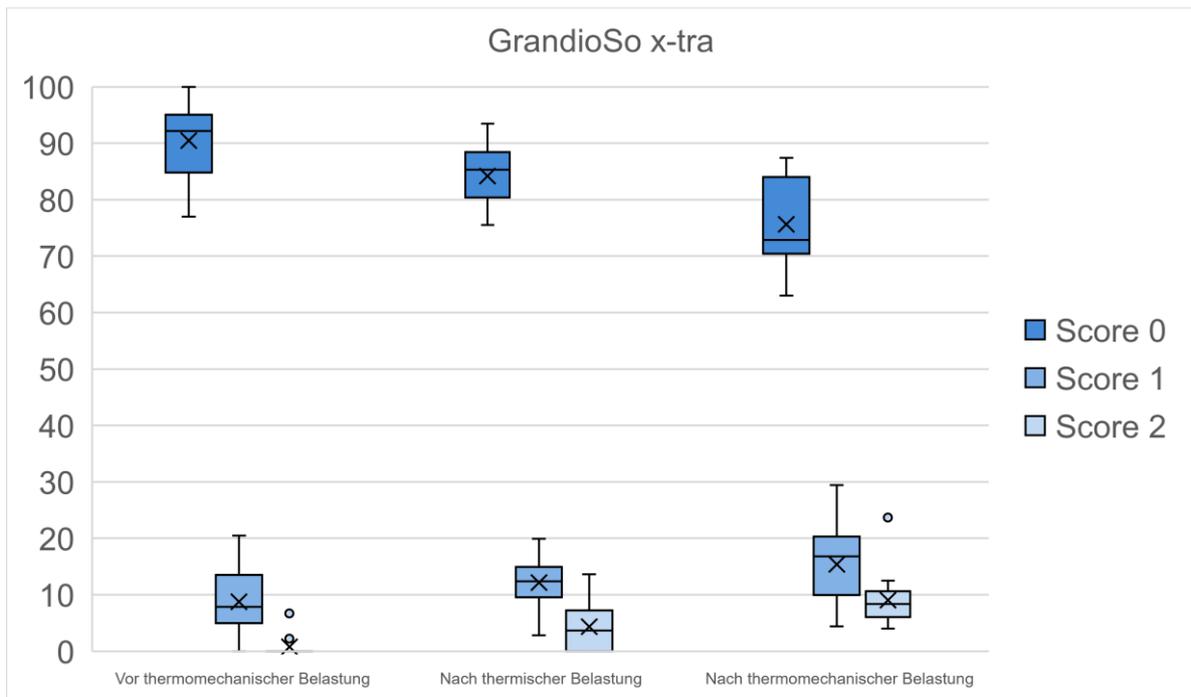


Abbildung 38: Analyse der dentinbegrenzten Füllungsänder der Versuchsgruppe 2 zu allen drei Zeitpunkten

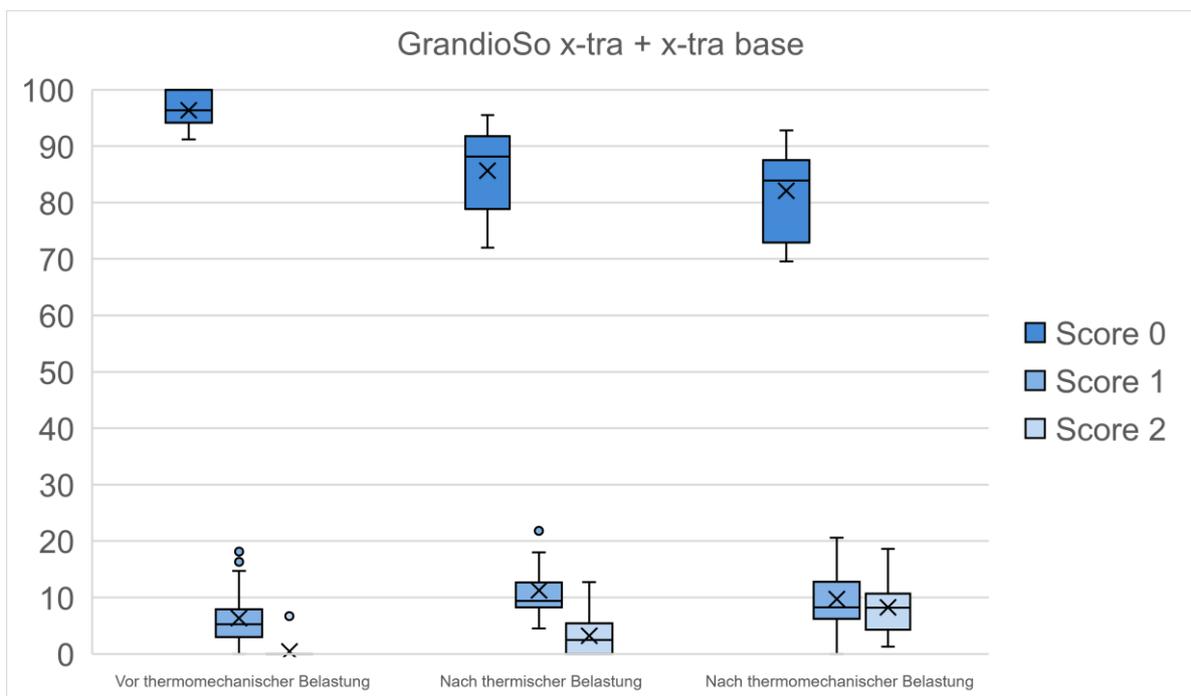


Abbildung 39: Analyse der dentinbegrenzten Füllungsänder Versuchsgruppe 3 zu allen drei Zeitpunkten

Die folgenden REM-Aufnahmen dienen der Veranschaulichung der oben genannten Ergebnisse (s. Abb. 40-48).

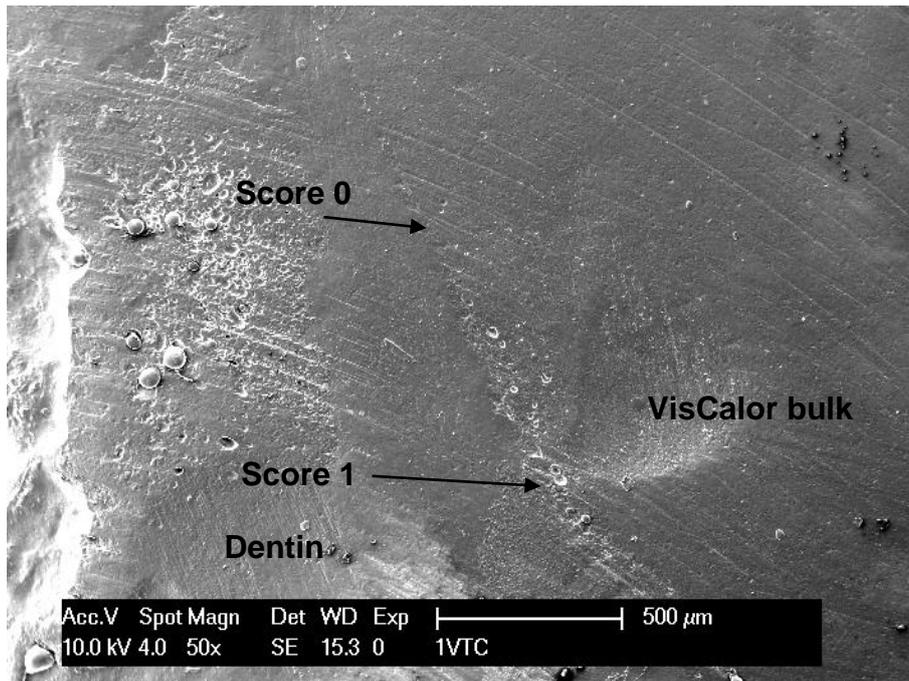


Abbildung 40: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 1 vor thermomechanischer Belastung bei 50-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss und marginale Imperfektion

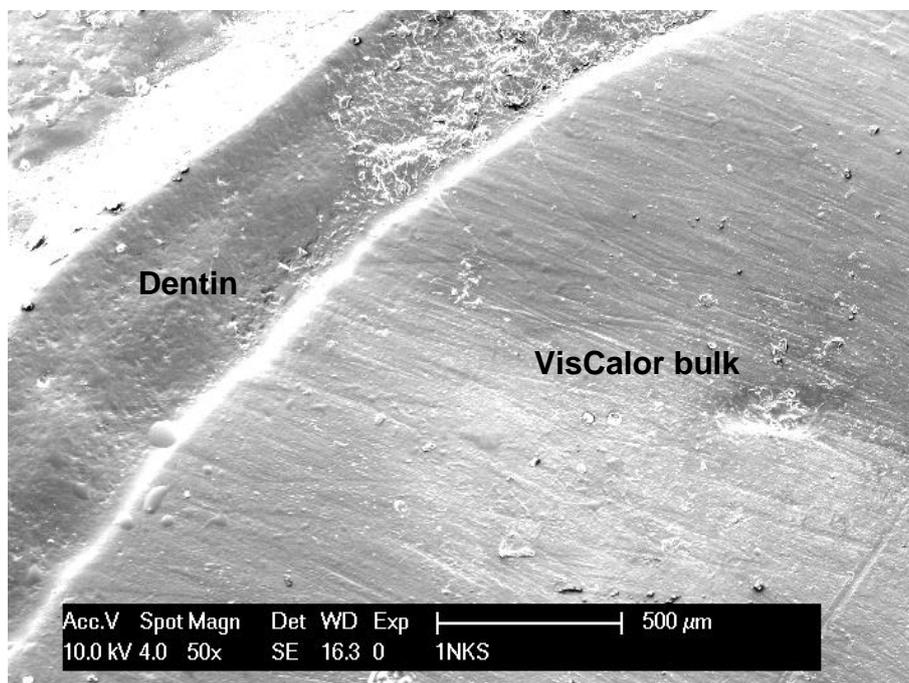


Abbildung 41: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 1 nach thermomechanischer Belastung bei 50-facher Vergrößerung. Randspalt

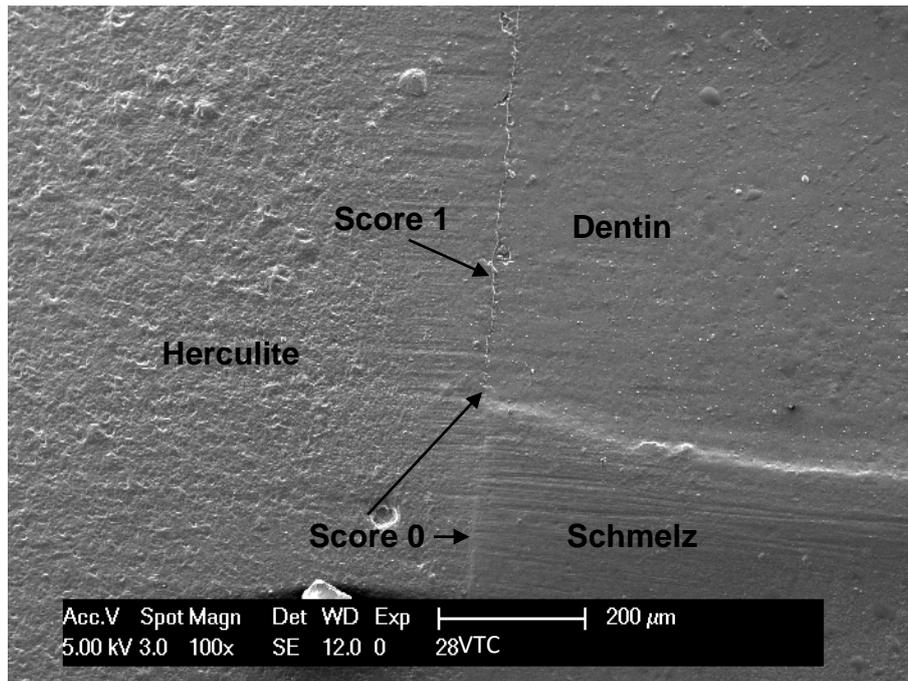


Abbildung 42: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Kontrollgruppe vor thermomechanischer Belastung bei 100-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss und marginale Imperfektion

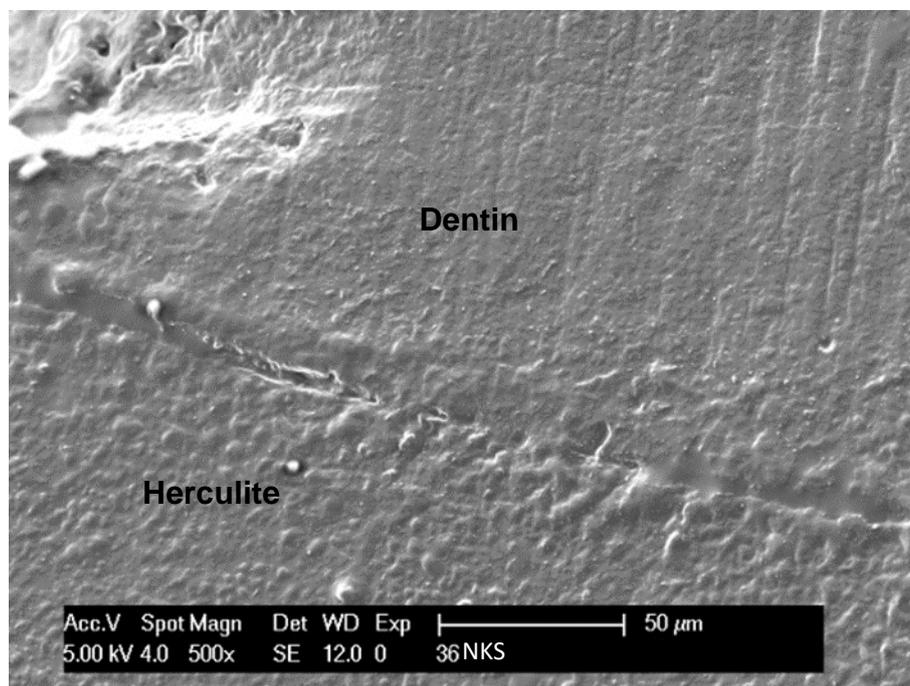


Abbildung 43: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Kontrollgruppe nach thermomechanischer Belastung bei 500-facher Vergrößerung. Randspalt

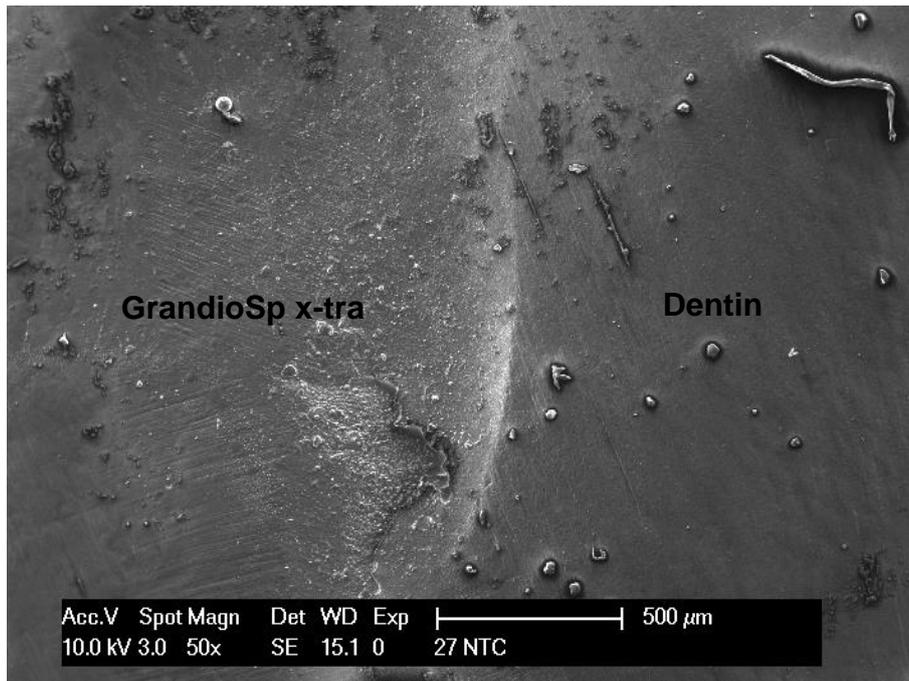


Abbildung 44: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 nach thermomechanischer Belastung bei 50-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss

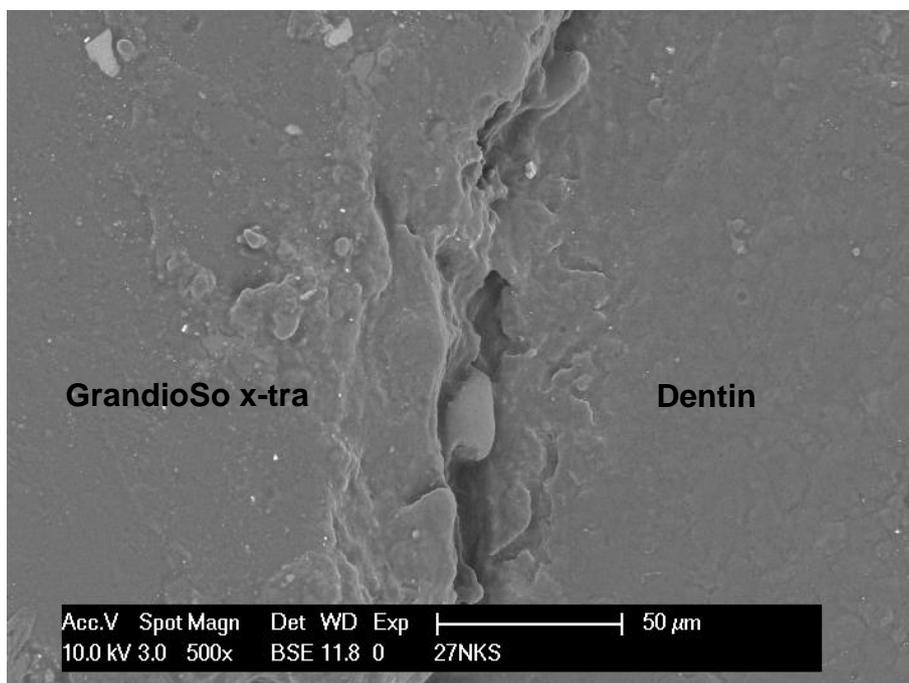


Abbildung 45: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 nach thermomechanischer Belastung bei 500-facher Vergrößerung. Randspalt

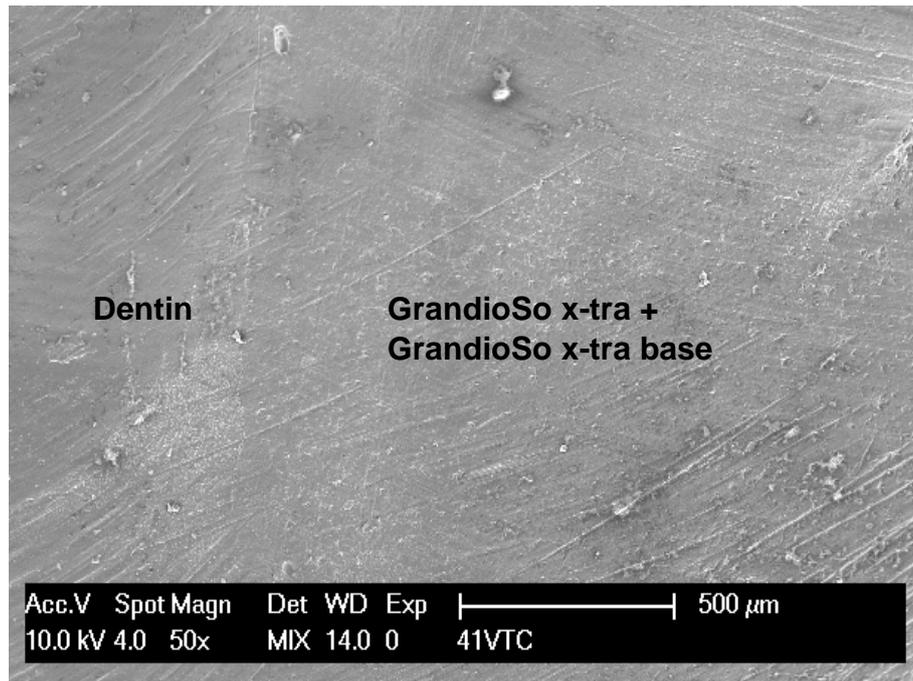


Abbildung 46: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 3 vor thermomechanischer Belastung bei 50-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss

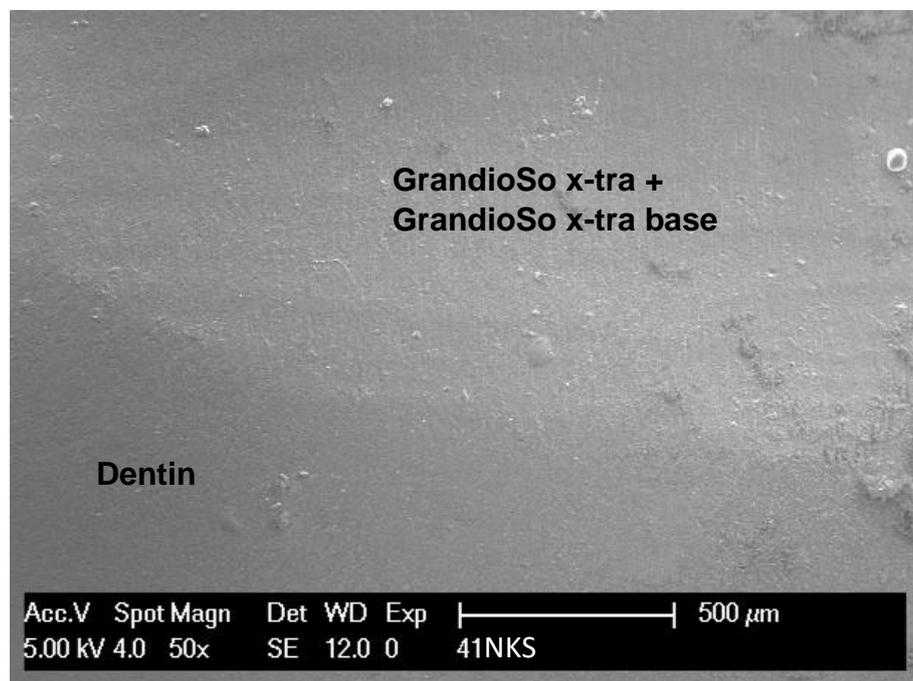


Abbildung 47: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 3 nach thermomechanischer Belastung bei 50-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss

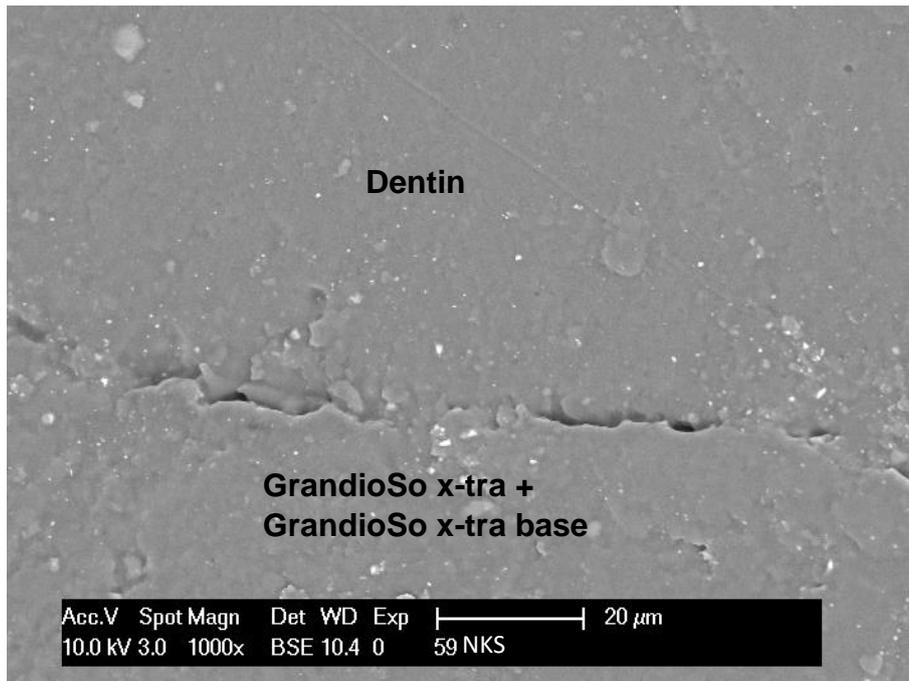


Abbildung 48: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 3 nach thermomechanischer Belastung bei 1000-facher Vergrößerung. Randspalt

7 Diskussion

7.1 Diskussion von Material und Methode

7.1.1 Allgemeine Problematik von in-vitro-Studien

In dieser in-vitro-Untersuchung wurde das Randschlussverhalten von verschiedenen Bulk-Fill-Kompositen untersucht. Klinische Studien sind kostspielig und zeitintensiv, weshalb sich in-vitro Studien als Annäherung an die klinische Situation anbieten. Unter Laborbedingungen können jedoch nicht alle in der Mundhöhle auf den Zahn einwirkenden chemischen, thermischen und mechanischen Faktoren nachempfunden werden. In klinischen Situationen können dagegen schwer zugängliche Kavitäten oder der Dentinliquoraustritt vitaler Zähne die Adaptation hydrophober Adhäsive erschweren (Lucena-Martin et al. 1999).

Somit handelt es sich lediglich um Simulationsprozesse im Labor. Diese Studie kann nur einer relativen Einschätzung der Randqualität der Füllungen unter klinischen Bedingungen dienen. In-vitro-Studien ermöglichen eine grundsätzliche Aussage über die Anwendbarkeit von Restaurationsmaterialien, auch wenn klinische Studien unverzichtbar sind (Heintze und Zimmerli 2011).

7.1.1.1 Auswahl der Zähne

Als Probenmaterial wurden humane, kariesfreie Weisheitszähne gewählt.

Die Verwendung von tierischen Zähnen hat sich als problematisch erwiesen, da sie eine andere morphologische, chemische und physikalische Struktur aufweisen (Yassen et al. 2011). Retief et al. (1990) zeigten in einer Studie, dass bovine Zähne als Vergleichskörper bei Adhäsionstests ungeeignet sind, da sich die Scherfestigkeit beziehungsweise das Auftreten von Mikroleakages deutlich von humanen Zähnen unterscheidet. Die Haftkraft der Haftvermittler kann dabei zu bovinem Schmelz zwischen 21% und 44% schlechter ausfallen als zu humanem Schmelz (Oesterle et al. 1998).

Weisheitszähne wurden aufgrund der guten Verfügbarkeit und dem bei der Extraktion häufig kariesfreien Zustand gewählt. Die Zähne waren unbeschädigt und frei von Füllungen, um vergleichbare Proben zu garantieren. Darüber hinaus wurde auf Kariesfreiheit geachtet, da kariös verändertes Dentin, und die damit einhergehende Sklerosierung des Dentins, Einfluss auf die Permeabilität des Dentins für das Adhäsiv

nimmt (Mjör 2009). Die Haftwerte sind gegenüber nicht sklerosiertem Dentin herabgesetzt (Nakajima et al. 1995; Mjör 2009). Rehman et al. (2009) zeigten, dass es sich bei Klasse-II-Kavitäten an Molaren um eine klinische häufig auftretende Situation handelt und versorgungswürdige Defekte in vielen Fällen bis in den Dentinbereich reichen. Deswegen wurden in dieser Untersuchung sowohl Schmelz als auch Dentin miteinbezogen.

Die Zähne stammten von Menschen unterschiedlichen Alters und wurden über unterschiedliche Zeiträume in Leitungswasser gelagert, was die Aussagekraft dieser Studie jedoch nur gering einschränkt, da Test- und Kontrollgruppe immer im gleichen Zahn lagen und somit unter gleichen Bedingungen gefüllt und gelagert wurden. Darüber hinaus wurde auf eine ausreichende Größe der Testreihen geachtet. Es kann davon ausgegangen werden, dass durch das zufällige Auswählen von Zähnen für die jeweiligen Testreihen eine gleichmäßige Verteilung erreicht werden konnte. Des Weiteren zeigten Mixson et al. (1993), dass das unterschiedliche Alter der Zähne wenig Einfluss auf die Randqualität der Füllungen hat.

7.1.1.2 Lagerung der Zähne in Wasser

Die Zähne wurden während der gesamten Versuchszeit in Leitungswasser gelagert. Dadurch sollte ein Austrocknen der Zähne vermieden und das feuchte Mundmilieu imitiert werden. Darüber hinaus wurden Quelleffekte durch die Aufnahme von Wasser durch das Komposit, sowie die daraus resultierenden hydrolytischen Degradationsprozesse in-vitro simuliert. Die bei Kompositen auftretende Polymerisations-schrumpfung wird durch diese Expansion teilweise, aber nicht vollständig ausgeglichen (Hannig et al. 1994; Yap et al. 2003).

Trotz der Verbesserung der Materialeigenschaften in den letzten Jahrzehnten ist es nach wie vor, sowohl in-vitro als auch in-vivo, nicht immer möglich, randspaltfreie Kompositfüllungen zu legen (Dauvillier et al. 2000; Hannig und Friedrichs 2001). Diese Randspalten können zu Hypersensibilitäten, Mikroleakages und schließlich Sekundärkaries führen (Tauböck et al. 2019) und sind einer der häufigsten Gründe für das Versagen von Kompositfüllungen (Zhou et al. 2019). Alternative Lagerungsmedien, wie Thymol und Formalin, sind ungeeignet, da diese die Haftfestigkeit reduzieren können (Santana et al. 2008). Durch die Wasserlagerung konnten zwar hydrolytische Degradationsprozesse imitiert werden, allerdings wurden weitere Faktoren,

wie beispielsweise der Einfluss von Säuren oder im Speichel gelösten Enzymen, nicht berücksichtigt.

7.1.1.3 Thermische und mechanische Belastung

Unter Laborbedingungen können nicht alle Einflussfaktoren, welche unter physiologischen Bedingungen auf Füllungen im Mund einwirken, komplett nachempfunden werden. In-vitro-Untersuchungen stellen somit nur eine Annäherung an die klinischen Bedingungen in der Mundhöhle dar. Es wurde in dieser Studie darauf geachtet, die oralen Gegebenheiten nachzuempfinden, um eine Vergleichbarkeit zu klinischen Studien zu ermöglichen.

Das zweizeitige Verfahren durch die Trennung der thermischen und der mechanischen Belastung der Komposite ermöglicht eine getrennte Beurteilung der beiden Einflussfaktoren. Beide Faktoren können zur marginalen Desintegration der Füllung führen (Crim und García-Godoy 1987).

Eine Kompositfüllung unterliegt im Mund, etwa bei der Nahrungsaufnahme, häufig thermischen Schwankungen. Die thermischen Schwankungen können aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Kompositen und Zahnhartsubstanz zu Spannungen in der Verbundzone führen (Kiomarsi et al. 2017). Mithilfe von thermischen Wechselbelastungen wurde dies nachempfunden.

Hierfür wurden die Proben je 3000 Zyklen lang in einem 55 °C und einem 5 °C temperierten Bad gelagert. Durch eine Haltezeit von 30 s wurde eine ausreichende Temperaturangleichung in der Füllung erreicht. Zwischen den Bädern lag eine Abtropfzeit von 5 s. Ähnliche Kombinationen aus Temperatur und Zyklenanzahl wurde bereits von vielen Autoren erfolgreich angewendet (Scotti et al. 2013; Nahas et al. 2020).

Subramanian et al. (2008) zufolge entspricht eine Zyklenzahl von 3000 einer in-vivo-Belastung von etwa einem Jahr. Auch wenn dies den Anforderungen an klinische Situationen nicht gerecht wird, verfügt dieser Test über eine gute Aussagekraft. Pazinato et al. (2003) zeigten, dass die Dauer der thermischen Belastung lediglich einen geringen Effekt auf die Randqualität der Füllungen hat. Daher reicht die hier verwendete Anzahl an Zyklen aus, um eine generelle Aussage über die in-vitro Randqualität der Restaurationsmaterialien zu treffen.

Neben der Temperaturbelastung sind Füllungen im Mund auch mechanischer Belastung ausgesetzt. Beim Kauvorgang oder durch parafunktionelle Bewegungen wirken physiologische Kaukräfte von 20-50 N auf den Zahn. Da eine Belastung von 50 N aussagekräftige Ergebnisse liefert (Frankenberger et al. 2007; Rosentritt et al. 2009), wurden die Proben 200.000-mal damit belastet. Die Anzahl der verwendeten Zyklen schwankt in ähnlichen klinischen Studien stark. Es wurden Belastungen von 50.000 (Lauvahutanon et al. 2015) bis 1,5 Mio. Zyklen (Balkenhol et al. 2011) eingesetzt, allerdings liefern bereits 100.000 Zyklen aussagekräftige Ergebnisse (Frankenberger et al. 2007). Somit ist die Zyklenzahl von 250.000 im Vergleich zu anderen Studien eher niedrig angesetzt. Die Einwirkung der Kraft erfolgte in axialer Richtung. Die entspricht nicht der komplexen physiologischen Kaubewegung, welche durch Krafrichtungs- und Belastungswechsel gekennzeichnet ist, reicht jedoch aus, um die mechanische Belastbarkeit der Proben grundsätzlich beurteilen zu können.

Es können durch die belastungsinduzierten Spannungen Randspalten entstehen, welche den Verbund zum Zahn schwächen und bis zum Füllungsverlust führen können. DeLong und Douglas (1991) zeigten, dass 250.000 Kauzyklen etwa der Belastung von einem Jahr in-vivo entspricht.

Somit entspricht sowohl die Temperatur- als auch die Kaubelastung annähernd einer Tragedauer von 1 Jahr.

7.1.2 Präparation und Füllungstechnik

7.1.2.1 Präparation der Kavitäten

Eine approximal dentinbegrenzte Klasse-II-Kavität stellt, dank der Verbesserung der Materialeigenschaften dieser Komposite, eine Indikation für Bulk-Fill-Kompositfüllungen dar (Tauböck und Attin 2016). Die Approximalflächen von Molaren sind häufig von Karies betroffenen und werden deshalb minimal-invasiv versorgt (Dorri et al. 2015). Ein okklusaler Zugang ermöglicht die proximale Präparation.

Die Präparation wurde anhand der gültigen Standards vorgenommen. Wie von vielen Autoren empfohlen, wurde Schmelzbereich eine Anchrägung in einem Winkel von 45° über eine Breite von 0,5 mm vorgenommen, um einen belastungsstabilen Verbund zu erreichen (Munehika et al. 1984; Stassinakis et al. 1998; Hannig et al. 1999; Heintze et al. 2015; Patanjali et al. 2019). Dadurch wird eine Oberflächenvergröße-

rung erreicht, die gleichzeitig durch nahezu quer zur Längsachse angeschnittene Schmelzprismen ein besseres retentives Ätzmuster erzeugt (Carvalho et al. 2005). Aufgrund der Verbesserung des adhäsiven Verbunds durch approximale Schmelzanschrägung ist diese bei der Verwendung von plastischen Füllungsmaterialien obligat (Raab 2012).

7.1.2.2 Legen der Füllungen

Sämtliche Materialien wurden strikt nach den Angaben der Hersteller verwendet und jeder Zahn nur für einen Versuch verwendet. Kein Zahn wurde mehrfach präpariert oder konditioniert.

Als Goldstandard der Füllungstherapie im Seitenzahnbereich gilt die Kombination von Säure-Ätz-Technik, Optibond FL (Peumans et al. 2018) und dem Mikrohybrid-Komposit Herculite (Fronza et al. 2018). Die Kontrollgruppen der Testreihen 1-3 wurden demnach mit 30%iger Phosphorsäure und Optibond FL vorbereitet und anschließend mit Herculite XVR in Inkrementtechnik gefüllt.

Hierbei wird eine vollständige Polymerisation und eine geringe Polymerisations-schrumpfung des Komposits durch dünne Schichtstärken (< 2 mm) angestrebt.

Es konnte sichergestellt werden, dass das Kollagenetzwerk beim Trocknungsprozess erhalten bleibt, da es sich bei Optibond FL um ein wasserbasiertes Adhäsivsystem handelt. Ein Übertrocknen des Dentins wurde somit vermieden.

Die Schrumpfungsspannung wird bei Kompositrestaurationen auch durch den sogenannten Configuration-Factor (C-Faktor) bestimmt, der sich als Verhältnis zwischen gebundener zu ungebundener Fläche bestimmen lässt (Tauböck et al. 2019). Aus diesem Grund betrug die Dicke des ersten Inkrements, welches approximal am horizontal tiefsten Punkt eingebracht wurde, nur 1 mm, da hier das Verhältnis zwischen gebundener zu ungebundener Fläche am höchsten ist (Raab 2012). Alle anderen Inkremente wurden keilförmig eingebracht, um den C-Faktor klein zu halten und Schrumpfungskräfte zu verringern (Park et al. 2008). Die maximale Schichtstärke betrug 2 mm, sodass eine vollständige Polymerisation möglich ist.

Da diese Herangehensweise technik- und zeitaufwändig ist, wurde die Bulk-Fill-Technik, welche klinisch einfacher und vor allen Dingen schneller anzuwenden ist, eingeführt. Insbesondere bei größeren Kavitäten, wie dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten, sind Bulk-Fill-Komposite durch die deutlich dickeren Inkrementstärken von 4 mm indiziert. Um dem zeitsparenden Faktor weiter Rechnung zu tragen, wurde bei

den Kavitäten, die mit Bulk-Fill-Kompositen gefüllt wurden, das Universaladhäsiv Futurabond U angewendet, welches deutlich weniger Arbeitsschritte, und damit mögliche Fehlerquellen umfasst, als das Mehr-Schritt-System Optibond FL.

In dieser Studie wurden die Bulk-Fill-Materialien GrandioSo x-tra und GrandioSo x-tra base, sowie das 2019 in den Markt eingeführte thermoviskose Bulk-Fill-Material VisCalor bulk verwendet. Niedrigviskose Bulk-Fill-Komposite wie GrandioSo x-tra base eignen sich für die Lining-Technik, da sie geringere Schrumpfkraften auf den adhäsiven Verbund ausüben, insbesondere für schwer zugängliche und tiefe Kavitäten (Tauböck et al. 2019). Eine 2 mm dicke Deckschicht aus stopfbarem Komposit wurde berücksichtigt.

Die Füllungen wurden ausschließlich von okklusal mit der Polymerisationslampe beschienen, um der klinischen Situation, in der bei geschlossener Zahnreihe ebenfalls lediglich eine okklusale Belichtung möglich ist, zu entsprechen. Alle Füllungen wurden unter direkter Sicht unter einem OP-Mikroskop der Firma Zeiss ausgearbeitet, um den Randbereich vor der lichtmikroskopischen Untersuchung von Adhäsiv-Überhängen zu befreien und einen initialen Randspalt zu vermeiden. Das Ausarbeiten konnte in-vitro unter idealen Bedingungen erfolgen und ist bezüglich der guten Übersicht und Platzverhältnisse nicht mit in-vivo Situationen vergleichbar. Um entsprechende Durchhärtungstiefen zu erreichen, müssen Bulk-Fill-Komposite eine höhere Transluzenz als klassische Komposite aufweisen (Tauböck und Attin 2016). Dies kann insbesondere im sichtbaren Bereich zu ästhetischen Einbußen führen und muss daher in der Praxis bei der Auswahl des Restaurationsmaterials unbedingt berücksichtigt werden.

Das Füllungsmaterial wurde bei Raumtemperatur (ca. 21 °C) und nicht bei Körpertemperatur (ca. 37 °C) angewendet. Insbesondere bei dem thermoviskosen Werkstoff VisCalor bulk ist dies bei der Analyse des Randspalts zu berücksichtigen. Durch die kältere Umgebungstemperatur wurde der Abkühlungsprozess beschleunigt, was wiederum zu Spannungen im Material führen kann.

7.1.3 Lichtmikroskopische Analyse der Füllungsänder

Die Beurteilung der Proben richtete sich nach der Qualität des Füllungsrandbereichs. Hierbei hat sich für die Randanalyse adhäsiv befestigter Restaurationsmaterialien die lichtmikroskopische Betrachtung bewährt.

In dieser Arbeit wurden zunächst alle Proben lichtmikroskopisch bei 200-facher Vergrößerung und in 200 µm-Schritten ausgewertet. Die Füllungsråder wurden nach den oben genannten Kriterien in Scores eingeteilt und in ein prozentuales Verhältnis zur Gesamtlänge gesetzt. Im Anschluss wurden zufällig ausgewählte Proben zusätzlich mit dem REM untersucht.

7.1.4 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Füllungsråder

Das REM ist dem Auflichtmikroskop in Bezug auf die Auflösung weit überlegen und war deshalb hier das Mittel der Wahl zur Überprüfung der Ergebnisse. Diese Technik ermöglicht eine exakte Betrachtung des Randbereichs und eine genaue Vermessung der Füllungen.

Durch die Abformung vor und nach thermischer und nach thermo-mechanischer Belastung konnten die Auswirkung der Alterung der Proben durch die einzelnen Einflussfaktoren getrennt voneinander betrachtet werden. An menschlichen Zähnen würden sich aufgrund der Vakuumbildung im REM Risse bilden, welche das Ergebnis verfälschen würden. Mit Hilfe der Replikatechnik bleiben die Originalproben unbeschädigt und können bei Bedarf erneut betrachtet werden. Die hohe Genauigkeit des Abformmaterials (President light body – Coltène GmbH und Co. KG, Landau/ Germany) und des Epoxisharzes, mit dem die Abformungen ausgegossen wurden (Stycast – Emerson & Cuming, Westerlo/ Belgium), erzeugte eine präzise Abbildung der Füllungsråder.

7.2 Diskussion der Ergebnisse

7.2.1 Füllungsrandanalyse der schmelzbegrenzten Füllungsbereiche

Die Ergebnisse der Alterungssimulation zeigen, dass sowohl die thermische als auch die mechanische Belastung der Füllungen zu einer signifikanten Verschlechterung des Randschlusses führen.

Im Schmelzbereich zeigten alle Produkte nach dem Legen der Füllungen nahezu ausschließlich klinisch akzeptable Füllungsråder, es liegt zu diesem Zeitpunkt kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen vor. Das gute Randschlussverhalten der Versuchsgruppen 1-3 kann durch die geringe Polymerisations-schrumpfung der Materialien begründet sein. Es handelt sich um hochviskose Bulk-fill-Komposite, welche mit einer Polymerisationsschrumpfung von 1,4%, und niedrig-

viskose Bulk-fill-Komposite, welche mit einer Polymerisationsschrumpfung von 2,6%, eine geringere Schrumpfung aufweisen als vergleichbare konventionelle Komposite. Allerdings konnten auch mit dem konventionellen Komposit Herculite zufriedenstellende Füllungsänder erreicht werden. Die Verarbeitung dieses Kunststoffes stellte sich jedoch aufgrund der aufwändigeren Schichtung in maximal 2 mm dicken Inkrementen als zeitaufwändiger dar.

Nur bei sieben Proben lag vor thermischer Belastung ein Randspalt vor. Studien haben gezeigt, dass trotz der Verbesserung der Materialeigenschaften und der Weiterentwicklung der Bonding-Systeme es nicht immer möglich ist, vollständig randspaltfreie Kompositfüllungen zu legen (Dauvillier et al. 2000; Hannig und Friedrichs 2001).

Nach der thermischen Belastung der Proben im Thermocycler lag zwischen den Proben ein statistisch signifikanter Unterschied vor. Dieser trat zwischen den Versuchsgruppen 2 (GrandioSo x-tra) und der Kontrollgruppe (Herculite) auf ($p = 0,0052$).

Auch zwischen Versuchsgruppe 1 (VisCalor bulk) und der Kontrollgruppe (Herculite) zeigte sich ein signifikanter Unterschied ($p = 0,005$). Mit bis zu 9% Anteil an Randspalten hatten die Proben der Versuchsgruppe 1 die schlechtesten Ergebnisse. Mit 87,8% an perfekten Füllungsänder ist jedoch auch dieser Wert als akzeptabel einzuordnen. Sehr gute Ergebnisse zeigte die Kombination aus GrandioSo x-tra und GrandioSo x-tra base mit einem Median-Wert von 91,8% an perfekten Füllungsänder. Eine Probe wies sogar einen Wert von 100% auf.

Nach Belastung durch die Kausimulation verschlechterte sich der Randschluss bei allen Gruppen signifikant. Zwischen den einzelnen Gruppen lag jedoch nach thermomechanischer Belastung kein signifikanter Unterschied mehr vor. Die nach thermischer Belastung entstandenen Unterschiede zwischen den Gruppen sind somit nach mechanischer Belastung nicht mehr vorhanden. Daraus lässt sich schließen, dass die verwendeten Komposite unterschiedlich auf Temperatur und mechanische Belastung reagieren. Da diese Unterschiede nach vollständiger Alterung nicht mehr signifikant sind, sind sie weniger für den klinischen Alltag als viel mehr für weitere Studien interessant.

Grundsätzlich sind die Ergebnisse weiterhin als zufriedenstellend einzuordnen: alle Proben erreichten einen Anteil an klinisch akzeptablen Füllungsänder von über 84%.

Der Grund für das Auftreten von Rissen und Randspalten können durch die Polymerisation auftretende interne Spannungen sein. Durch thermische beziehungsweise mechanische Belastung können sie zur Verschlechterung des Randschlussverhaltens führen (Al Sunbul et al. 2016). Neben diesen internen Spannungen können auch die Haftwerte der Adhäsive den Verbund beeinflussen. Überschreitet die bei der Polymerisation auftretende Schrumpfspannung die Haftwerte der Adhäsive, entstehen Randspalten (Peutzfeldt und Asmussen 2004).

In dieser Arbeit wurden die Versuchsgruppen 1-3 mit dem Universalhaftvermittler Futurabond U konditioniert. Im Schmelzbereich haben sich zwischen Versuchsgruppe 1 und 2 im Vergleich mit der Kontrollgruppe, welche mit Optibond FL konditioniert wurde, nach thermischer Belastung signifikante Unterschiede gezeigt (Versuchsgruppe 1 und Kontrollgruppe: $p = 0,005$; Versuchsgruppe 2 und Kontrollgruppe: $p = 0,0052$). Hierbei schneidet Versuchsgruppe 1 (VisCalor bulk) schlechter ab als die Kontrollgruppe; die Versuchsgruppe 2 (GrandioSo x-tra) erzielt bessere Ergebnisse. Es kann davon ausgegangen werden, dass in diesem Fall das Füllungsmaterial einen größeren Einfluss auf das Randschlussverhalten hat als das Adhäsiv, da in allen Versuchsgruppen das gleiche Adhäsiv verwendet wurde. Versuchsgruppe 3 zeigte keinen Unterschied im Vergleich mit der Kontrollgruppe ($p = 0,06$).

Das Adhäsivsystem spielt im Schmelzbereich eine geringere Rolle für die Haftfestigkeit von Kunststofffüllungen als im Dentinbereich. Die Verankerung wird vorwiegend über einen mikromechanischen Verbund durch Aufräumen der Oberfläche mit Hilfe von Säuren erreicht (Van Meerbeek et al. 2003, García-Godoy et al. 2010). Daher ist es nachvollziehbar, dass der Haftvermittler für die Ergebnisse der Randspaltanalyse nicht ausschlaggebend ist und die Unterschiede in der Verwendung der unterschiedlichen Komposite begründet ist.

Nach mechanischer Belastung sind die Unterschiede zwischen den Gruppen nicht mehr vorhanden. Im Schmelzbereich sind alle getesteten Kombinationen aus Adhäsiven und Füllungsmaterialien mit einem Mindestanteil von 84% an klinisch akzeptablen Füllungsrandern zufriedenstellend. Die Bulk-Fill-Materialien zeigen somit keine Überlegenheit bei der Randanalyse im Schmelzbereich der Füllungen. Sie sind jedoch insbesondere in Kombination mit einem Universaladhäsiv (Versuchsgruppe 1-3) deutlich zeitsparender zu verarbeiten als ein klassisches Hybridkomposit in Ver-

bindung mit einem 3-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsivsystem (Kontrollgruppe) und stellen damit eine zeitsparende Alternative zur klassischen Kompositfüllung dar.

7.2.2 Füllungsrandanalyse der dentinbegrenzten Füllungsbereiche

Aufgrund der unterschiedlichen Struktur von Schmelz und Dentin ist es sinnvoll, den Dentinbereich getrennt vom Schmelzbereich zu betrachten. Auch in dieser Studie schneiden die Materialien im Dentin anders ab als im Schmelz.

Vor thermischer Belastung gibt es im Dentinbereich keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen. Der Anteil an klinisch akzeptablen Füllungsändern ist auch hier zufriedenstellend, wenn auch der Anteil an marginalen Imperfektionen höher liegt als im Schmelz. Dass sich das Randschlussverhalten von Füllungen im Schmelz und Dentin voneinander unterscheiden, liegt zum einen daran, dass bei der Präparation des Zahns Dentinkanälchen angeschnitten werden und es so zum Austritt von Liquor kommt (Van Meerbeek et al. 2020) und zum anderen an der smear layer (Tay et al. 2001; Van Landuyt et al. 2007). In vivo ist zusätzlich die erschwerte Trockenlegung bei subgingivalen Kavitäten im Dentinbereich zu beachten.

Nach thermischer Belastung zeigen die verschiedenen Gruppen weiterhin keine signifikanten Unterschiede untereinander. Es kommt jedoch durch die Belastung zu einer signifikanten Verschlechterung der Randqualitäten jeder Gruppe. Den höchsten Anteil an perfekten Füllungsändern zeigt Versuchsgruppe 3 mit bis zu 94%. Randspalten traten in dieser Gruppe mit einem Anteil von 2,45% am seltensten auf (Versuchsgruppe 1: 6,7%; Versuchsgruppe 2: 3,65%; Kontrollgruppe: 4,3%)

Auch durch die mechanische Belastung verschlechtern sich die Ränder aller Gruppen signifikant. Es ergibt sich auch ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen: Versuchsgruppe 3 schneidet mit bis zu 99% an klinisch akzeptablen Füllungsändern am besten ab. Der Median für die Randspalten lag bei dieser Gruppe nur bei 8,2%. Der höchste Wert für Randspalten lag bei 19%. Dieses Material weist das beste Randschlussverhalten der getesteten Kunststoffe im Dentinbereich auf.

Die thermomechanische Belastung führte somit im Schmelz- und im Dentinbereich zur signifikanten Verschlechterung des Randschlussverhaltens. Während im Schmelz nach der künstlichen Alterung keine Unterschiede zwischen den Gruppen vorlagen, hatte Versuchsgruppe 3 im Dentinbereich signifikant bessere Ergebnisse.

Dies könnte darin begründet sein, dass es sich bei der Versuchsgruppe 3 um die einzige Versuchsgruppe handelt, bei der zusätzlich zum hochviskosen Komposit auch ein niedrigviskoses Komposit als erstes Inkrement gesetzt wurde. Durch die geringe Viskosität können Unebenheiten ausgeflossen und ein kontinuierlicher Übergang zwischen Füllung und Zahn erreicht werden (Federlin et al. 2016). Dies bestätigt einige Studien, welche bereits die Vorteile der Lining-Technik beschreiben (Reddy et al. 2013; Tauböck et al. 2019). Peutzfeldt et al. (2018) zeigten, dass niedrigviskose Bulk-Fill-Komposite hochviskosen im Dentinbereich überlegen sind. Roggendorf et al. (2011) untersuchten ebenfalls die Auswirkung eines niedrigviskosen Bulk-Fill-Komposits als erstes 4 mm dickes Inkrement im Dentinbereich und kamen auch hier zu einem zufriedenstellendem Randschlussverhalten der Füllungen.

Das Material der Versuchsgruppe 1 ist zwar im erhitzten Zustand ebenfalls niedrigviskos, zeigt jedoch insgesamt schlechtere Ergebnisse. Der Grund hierfür ist wahrscheinlich die falsche Verarbeitungstemperatur: Das Material ist für eine Verwendung bei 37 °C Körpertemperatur entwickelt worden, wurde bei dieser in-vitro Studie jedoch nur bei einer Raumtemperatur von 21 °C verarbeitet. Dies führt zum schnelleren Abkühlen des Komposits und somit zu einer erhöhten Spannung im Material.

Darüber hinaus ist fraglich, inwiefern die initiale Verarbeitungstemperatur von 68 °C die Pulpa schädigt. Bisher liegen keine ausreichenden Daten zur Pulpabelastung vor. Des Weiteren ist fraglich, ob sich diese Art der Verarbeitung in der Praxis durchsetzen kann, da die Erwärmung des Komposits sowohl zeitlich als auch technisch aufwändig ist. So muss das Material zunächst in einem entsprechenden Gerät erwärmt werden, während konventionelle Komposite direkt verarbeitet werden können.

Insgesamt war das Randschlussverhalten aller getesteten Materialien annehmbar. Bei jeder Probe wurde ein Anteil an klinisch akzeptablen Füllungsrandern von mindestens 77% erreicht. Somit sind alle getesteten Materialien für die Füllungstherapie im kaulasttragenden Bereich geeignet.

7.3 Schlussfolgerung

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass auch durch die Verwendung von schrumpfungreduzierten Kompositmaterialien keine vollständig randspaltfreien Füllungen erreicht werden können. Besonders im Schmelzbereich zeigt sich kein Unterschied zwischen herkömmlichen Hybridkompositen und schrumpfungreduzierten Bulk-Fill-

Kompositen. Im Dentin scheinen schrumpfungsreduzierte niedrigviskose Materialien hochviskosen und Hybridkunststoffen überlegen zu sein. Dies zeigt sich im signifikant besseren Randschluss der Testgruppe 3 (GrandioSo x-tra und x-tra base). Bei allen Testreihen führte sowohl die thermische als auch die mechanische Belastung zu einer signifikanten Verschlechterung des Füllungsrandes. Auch wenn die im Labor simulierten Belastungen nicht alle Faktoren, die im Mund auf eine Füllung einwirken, widerspiegeln können, zeigt dies, welche starke Auswirkung diese Faktoren auf den Randschluss von Kompositfüllungen haben. Zu beachten ist jedoch, dass komplexe Kaumuster und Liquoraustritt aus Dentinkanälchen ebenfalls Einfluss auf die Füllungen nehmen können. In dieser Studie wurden ausschließlich kariesfreie Zähne verwendet. Die Adhäsion an kariös geschädigtem Dentin unterscheidet sich von der an kariesfreien Zähnen und kann daher ebenfalls die Haftwerte der Kunststoffe beeinflussen.

Aufgrund des unterschiedlichen strukturellen Aufbaus von Schmelz und Dentin ist es wichtig, beide Bereiche getrennt voneinander zu untersuchen. Auch in dieser Studie zeigt sich, dass sich einige Materialien eher im Schmelz- beziehungsweise Dentinbereich eignen: Während im Schmelzbereich keine Unterschiede vorliegen, ist Versuchsgruppe 3 (GrandioSo x-tra und x-tra base) den anderen im Dentin überlegen. Hierbei ist jedoch anzumerken, dass sich dieses Material aufgrund eines geringeren Füllergehalts nicht zur alleinigen Anwendung im Seitenzahnbereich eignet und immer mindestens mit einem 2 mm dicken Inkrement bestehend aus einem hochviskosen Kunststoff überdeckt werden sollte. Die Lining-Technik stellte sich in dieser Untersuchung demnach als vorteilhaft heraus.

8 Literaturverzeichnis

Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC (2016)

Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites
Dent Mater. 32:998-1006

Alshali RZ, Salim NA, Sung R, Satterthwaite JD, Silikas N (2015)

Qualitative and quantitative characterization of monomers of uncured bulk-fill and conventional resin-composites using liquid chromatography/mass spectrometry.
Dent Mater. 31:711-720

Balkenhol M, Rupf S, Laufersweiler I, Huber K, Hannig M (2011)

Failure analysis and survival rate of post and core restorations under cyclic loading.
Int Endod J. 44:926-937

Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U (2015)

Bulk-fill resin composites: Polymerization contraction, depth of cure, and gap formation
Oper Dent. 40:190-200

Bowen RL (1962)

Dental filling material, comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate.
27 Nov 1962; (US Patent 3,066,112)

Breschi L, Gobbi P, Falconi M, Mazzotti G, Prati C, Perdigão J (2003)

Ultra-morphology of self-etching adhesives on ground enamel: A high resolution SEM study.
Am J Dent. 16 Spec No:57A-62A

Buonocore MG (1955)

A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.
J Dent Res. 34:849-853

Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ (1968)

Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding.
Arch Oral Biol. 13:61-70

- Carvalho RM, Santiago SL, Fernandes CA, Suh BI, Pashley DH (2000)
Effects of prism orientation on tensile strength of enamel.
J Adhes Dent. 2:251-257
- Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR (2005)
A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives.
Biomaterials 26:1035-1042
- Ceballos L, Camejo DG, Victoria Fuentes M, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH (2003)
Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine.
J Dent. 31:469-477
- Crim GA, García-Godoy F (1987)
Microleakage: the effect of storage and cycling duration.
J Prosthet Dent. 57:574-576
- Czasch P, Ilie N (2013)
In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites.
Clin Oral Investig. 17:227-235
- Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ (2000)
Developments in shrinkage control of adhesive restoratives.
J Esthet Dent. 12:291-299
- DeLong R, Douglas WH (1991)
An artificial oral environment for testing dental materials.
IEEE Trans Biomed Eng. 38:339-345
- Dickens SH, Stansbury JW, Choi KM, Floyd CJE (2003)
Photopolymerization kinetics of methacrylate dental resins
Macromolecules 36:6043-6053
- Dorri M, Dunne SM, Walsh T, Schwendicke F (2015)
Micro-invasive interventions for managing proximal dental decay in primary and permanent teeth.

Cochrane Database Syst Rev. 2015:CD010431

EI-Damanhoury H, Platt J (2014)

Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites.

Oper Dent. 39:374-382

Erickson RL (1987)

Dentin bonding agents - A perspective on research and clinical use.

J Biomater Appl. 1:336-372

Federlin M, Blunck U, Frankenberger R, Knüttel H, Reichl FX, Schweikl H, Staehle HJ, Hickel R (2016)

S1-Handlungsempfehlung „Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich“.

DGZMK

Ferrari M, Tay FR (2003)

Technique sensitivity in bonding to vital, acid-etched dentin.

Oper Dent. 28:3-8

Finan L, Palin WM, Moskwa N, McGinley EL, Fleming GJ (2013)

The influence of irradiation potential on the degree of conversion and mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials.

Dent Mater. 29:906-912

Finger WJ, Balkenhol M (2000)

Rewetting strategies for bonding to dry dentin with an acetone based adhesive.

J Adhes Dent 2:51-56

Fisher J, Varenne B, Narvaez D, Vickers C (2018)

The Minamata Convention and the phase down of dental amalgam.

Bull World Health Organ. 96:436-438

Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A (2000)

Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation.

Oper Dent. 25:324-330

Frankenberger R, Krämer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM (2007)

Marginal integrity: Is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro?

J Adhes Dent. 9:107-116

Frankenberger R (2009)

Die adhäsive Seitenzahnversorgung – Komposit oder Keramik?

ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt 118:187-190

Frankenberger R, Heidemann D, Staehle HJ, Hellwig E, Blunck U, Hickel R (2014)

Neue Begriffe in der restaurativen Zahnerhaltung

Dtsch Zahnärztl Z. 69:722-734

Fronza BM, Makishi P, Sadr A, Shimada Y, Sumi Y, Tagami J, Giannini M (2018)

Evaluation of bulk-fill systems: microtensile bond strength and non-destructive imaging of marginal adaptation.

Braz Oral Res. 32:e80

Fujita K, Ikemi T, Nishiyama N (2011)

Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite.

Dent Mater. 27:1079-1085

Gängler P, Hoyer I, Montag R (2001)

Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report.

J Adhes Dent. 3:185-194

Garberoglio R, Brännström M (1976)

Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules.

Arch Oral Biol. 21:355-362

García-Godoy F, Krämer N, Feilzer AJ, Frankenberger R (2010)

Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo.

Dent Mater. 26:1113-1118

Gonçalves L, Filho JD, Guimarães JG, Poskus LT, Silva EM (2008)

Solubility, salivary sorption and degree of conversion of dimethacrylate-based polymeric matrixes.

J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 85:320-325

Gwinnett AJ, Matsui A (1967)

A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive.

Arch Oral Biol. 12:1615-1620

Gwinnett AJ, Ripa LW (1973)

Penetration of pit and fissure sealants into conditioned human enamel in vivo.

Arch Oral Biol. 18:435-439

Gwinnett AJ (1992)

Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength.

Am J Dent. 5:127-129

Gwinnett AJ (1993)

Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding.

Am J Dent. 6:7-9

Gwinnett AJ, Tay FR, Pang KM, Wei SH (1996)

Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization.

Am J Dent. 9:140-144

Haller B, Blunck U (2003)

Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme.

zm 93:808-818

Hamburger JT, Opdam NJ, Bronkhorst EM, Kreulen CM, Roeters JJ, Huysmans MC (2011)

Clinical performance of direct composite restorations for treatment of severe tooth wear.

J Adhes Dent. 13:585-593

Hannig M, Kreuzkamp H, Albers HK (1994)

Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaption von Kompositfüllungen.

Dtsch Zahnärztl Z. 49:595-600

Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B (1999)

Self-etching primers vs. phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding.

Oper Dent. 24:172-180

Hannig M, Friedrichs C (2001)

Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability.

Oper Dent. 26:3-11

Hashimoto M, Tay FR, Svizero NR, De Gee AJ, Feilzer AJ, Sano H, Kaga M, Pashley DH (2006)

The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives.

Dent Mater. 22:560-568

Heidemann D, Hellwig E, Hickel R, Klaiber B, Staehle HJ (2003)

Direkte Kompositrestaurationen - Erweiterte Anwendung im Front- und Seitenzahngebiet.

Stellungnahme der DGZ. ZM 2003, Heft 4

Heintze SD, Zimmerli B (2011)

Relevanz von In-vitro-Untersuchungen von Adhäsiv- und Kompositmaterialien

Schweiz Monatsschr Zahnmed. 121:1033-1040

Heintze SD, Rousson V (2012)

Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis.

J Adhes Dent. 14:407-431

Heintze SD, Rousson V, Hickel R (2015)

Clinical effectiveness of direct anterior restorations - a meta-analysis.

Dent Mater. 31:481-495

Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF (2003)

Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation.

Dent Mater. 19:206-211

Ilie N, Kunzelmann K-H, Hickel R (2005)

Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen

Dtsch Zahnärztl Z. 60:321-334

Ilie N, Bucuta S, Draenert M (2013)

Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance.

Oper Dent. 38:618-625

Kanca J 3rd. (1996)

Wet bonding: effect of drying time and distance.

Am J Dent. 9:273-276

Kato G, Nakabayashi N (1998)

The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates.

Dent Mater. 14:347-352

Kenshima S, Francci C, Reis A, Loguercio AD, Filho LE (2006)

Conditioning effect on dentin, resin tags and hybrid layer of different acidity self-etch adhesives applied to thick and thin smear layer.

J Dent. 34:775-783

Kiomarsi N, Saburian P, Chiniforush N, Karazifard MJ, Hashemikamangar SS (2017)

Effect of thermocycling and surface treatment on repair bond strength of composite.

J Clin Exp Dent. 9:945-951

Kunzelmann KH, Hickel R (2001)

Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen.

In: Die Adhäsivtechnologie. Ein Leitfaden für Theorie und Praxis.

Seefeld, Germany: 3M ESPE, S. 46-67

Lauvahutanon S, Takahashi H, Oki M, Arksornnukit M, Kanehira M, Finger WJ

(2015)

In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM.

Dent Mater J. 34:495-502

Lübbe J, Wüthrich B (1996)

Amalgamallergie und Amalgamkontroverse [Amalgam allergy and amalgam controversy].

Schweiz Med Wochenschr. 126:661-665

Lucena-Martin C, González-Rodríguez MP, Ferrer-Luque CM, Robles-Gijón V, Navajas JM (1999)

Study of the shear bond strength of five one-component adhesives under simulated pulpal pressure.

Oper Dent. 24:73-80

Lutz F, Phillips RW (1983)

A classification and evaluation of composite resin systems.

J Prosthet Dent. 50:480-488

Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T (1983)

Komposits – Klassifikation und Wertung

Schweiz Monatsschr Zahnmed. 93:914-929

Manhart J (2010)

Direkte Komposite im Seitenzahnbereich.

ZWP 10:48-54

Manhart J, Hickel R (2014)

Bulk Fill-Komposite. Neuartige Einsatztechnik von Kompositen im Seitenzahnbereich.

Swiss Dent J. 124:19-37

Matos AB, Trevelin LT, Silva BTFD, Francisconi-Dos-Rios LF, Siriani LK, Cardoso MV (2017)

Bonding efficiency and durability: current possibilities.

Braz Oral Res. 31: e57

Mazzoni A, Pashley DH, Nishitani Y, Breschi L, Mannello F, Tjäderhane L, Toledano M, Pashley EL, Tay FR (2006)

Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives.

Biomaterials 27:4470-4476

Meereis CTW, Münchow EA, de Oliveira da Rosa WL, da Silva AF, Piva E (2018)

Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of composition strategies.

J Mech Behav Biomed Mater. 82: 268-281

Menees TS, Lin CP, Kojic DD, Burgess JO, Lawson NC (2015)

Depth of cure of bulk fill composites with monowave and polywave curing lights.

Am J Dent. 28:357-361

Milia E, Lallai MR, García-Godoy F (1999)

In vivo effect of a self-etching primer on dentin.

Am J Dent. 12:167-171

Mitchem JC, Gronas DG (1986)

Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives.

J Am Dent Assoc. 113:285-287

Mixson JM, Richards ND, Mitchell RJ (1993)

Effects of dentin age and bonding on microgap formation.

Am J Dent. 6:72-76

Mjör IA (2009)

Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology.

Braz Dent J. 20:3-16

Morsy KE, Salama MM, Genaid TM (2023)

Clinical evaluation of thermo-viscous and sonic fill-activated bulk fill composite restorations.

Am J Dent. 36:81-85

Munehika T, Suzuki K, Nishiyama M, Ohashi M, Horie K (1984)

A comparison of the tensile bond strengths of composite resins to longitudinal and transverse sections of enamel prisms in human teeth.

J Dent Res. 63:1079-1082

Nahas P, Nammour S, Gerges E, Zeinoun T (2020)

Comparison between shear bond strength of Er:YAG and Er,Cr:YSGG Lasers-assisted dentinal adhesion of self-adhering resin composite: An ex vivo study.

Dent J. 8:66

Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M (1992)

Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin.

Quintessence Int. 23:135-141

Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH (1995)

Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives.

J Dent Res. 74:1679-1688

Nihei T (2016)

Dental applications for silane coupling agents.

J Oral Sci. 58:151-155

Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK (1998)

The use of bovine enamel in bonding studies.

Am J Orthod Dentofacial Orthop. 114:514-519

Okuda M, Pereira PN, Nakajima M, Tagami J, Pashley DH (2002)

Long-term durability of resin dentin interface: nanoleakage vs. microtensile bond strength.

Oper Dent. 27:289-296

Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC (2010)

12-year survival of composite vs. amalgam restorations.

J Dent Res. 89:1063-1106

Osborne JW, Summitt JB (1998)

Extension for prevention: is it relevant today?

Am J Dent. 11:189-196

Ou Q, Hu Y, Yao S, Wang Y, Lin X (2018)

Effect of matrix metalloproteinase 8 inhibitor on resin-dentin bonds.

Dent Mater. 34:756-763

Ozer F, Blatz MB (2013)

Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry.

Compend Contin Educ Dent. 34:12-30

Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB (2008)

How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling?

Dent Mater. 24:1501-1505

Patanjali S, Arora A, Arya A, Grewal MS (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.

Int J Clin Pediatr Dent. 12:205-210

Pazinatto FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT (2003)

Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations.

Pesqui Odontol Bras. 17:337-341

Perdigão J, Lambrechts P, van Meerbeek B, Tomé AR, Vanherle G, Lopes AB (1996)

Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin.

Dent Mater. 12:262-271

Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L (2000)

New trends in dentin/enamel adhesion.

Am J Dent. 13:25-30

Perdigão J, Lopes M (2001)

The effect of etching time on dentin demineralization.

Quintessence Int. 32:19-26

Peumans M, Wouters L, De Munck J, Van Meerbeek B, Van Landuyt K (2018)

Nine-year clinical performance of a HEMA-free one-step self-etch adhesive in non-cariious cervical lesions.

J Adhes Dent. 20:195-203

Peutzfeldt A, Asmussen E (2004)

Determinants of in vitro gap formation of resin composites.

J Dent. 32:109-115

Peutzfeldt A, Nielsen LA (2004)

Bond strength of a sealant to primary and permanent enamel: phosphoric acid versus self-etching adhesive.

Pediatr Dent. 26:240-244

Peutzfeldt A, Mühlebach S, Lussi A, Flury S (2018)

Marginal gap formation in approximal "bulk fill" resin composite restorations after artificial ageing.

Oper Dent. 43:180-189

Pflaum T (2009)

Moderne Komposite im Seitenzahnbereich

Endodontie Journal 2:16-22

Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, García-Godoy F (2001)

Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review.

Am J Dent. 14:252-258

Prati C, Nucci C, Montanari G (1989)

Effects of acid and cleansing agents on shear bond strength and marginal microleakage of glass-ionomer cements.

Dent Mater. 5:260-265

Prentice LH, Tyas MJ, Burrow MF (2006)

The effect of ytterbium fluoride and barium sulphate nanoparticles on the reactivity and strength of a glass-ionomer cement.

Dent Mater. 22:746-751

Raab D (2012)

Die adhäsiv verankerte Kompositfüllung – Anforderungen an die Verarbeitung.

Cosmetic dentistry 3:36-39

Reddy SN, Jayashankar DN, Nainan M, Shivanna V (2013)

The effect of flowable composite lining thickness with various curing techniques on microleakage in class II composite restorations: an in vitro study.

J Contemp Dent Pract. 14:56-60

Rehman K, Khan H, Ali Shah S (2009)

Frequency of class II type carious lesions in first permanent molars and their association with pulp.

Pak Oral Dent J. 29:119-122

Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR (1990)

Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies.

Am J Dent. 3:253-258

Rizzante FAP, Mondelli RFL, Furuse AY, Borges AFS, Mendonça G, Ishikiriama SK (2019)

Shrinkage stress and elastic modulus assessment of bulk-fill composites.

J Appl Oral Sci. 27:e20180132

Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R (2011)

Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite.
J Dent. 39:643-647

Rosatto CMP, Bicalho AA, Verissimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ (2015)

Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique.
J Dent. 43:1519-1528

Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ (2009)

Approach for valuating the influence of laboratory simulation.
Dent Mater. 25:348-352

Roulet J-F, Hussein H, Abdulhameed NF, Shen C (2019)

In-vitro-Verschleiß von zwei bioaktiven Kompositen und einem Glasionomerzement.
Dtsch Zahnärztl Z. 74:126-133

Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH (1995)

Nanoleakage: leakage within the hybrid layer.
Oper Dent. 20:18-25

Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Fernandes Neto AJ, Soares CJ (2008)

Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine.
Braz Oral Res. 22:352-357

Sarrett DC (2005)

Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations.
Dent Mater. 21:9-20

Scotti N, Rota R, Scansetti M, Paolino DS, Chiandussi G, Pasqualini D, Berutti E (2013)

Influence of adhesive techniques on fracture resistance of endodontically treated premolars with various residual wall thicknesses.
J Prosthet Dent. 110:376-382

Silva e Souza MH Jr., Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, de Góes MF (2010)

Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use.

J Appl Oral Sci. 18:207-214

Staeble HJ, Wohlrab T, Saure D, Wolff D, Frese C (2015)

A 6.5-year clinical follow-up of direct resin composite buildups in the posterior dentition: Introduction of a new minimally invasive restorative method.

J Dent. 43:1211-1217

Stassinakis A, Colla E, Hugo B, Hotz P (1998)

Einfluss der Abschrägungstechnik auf die Qualität von Klasse-II-Minikavitäten in vitro.

Acta Med Dent Helv. 3:178–186

Strobel S, Hellwig E (2015)

Der Einfluss von Matrix-Metalloproteinasen und Chlorhexidin auf den adhäsiven Verbund.

Swiss Dent J. 125:141-145

Subramanian D, Sivagami G, Sendhilnathan D, Rajmohan C (2008)

Effect of thermocycling on the flexural strength of porcelain laminate veneers.

J Conserv Dent. 11:144-149

Sulkala M, Tervahartiala T, Sorsa T, Larmas M, Salo T, Tjäderhane L (2007)

Matrix metalloproteinase-8 (MMP-8) is the major collagenase in human dentin.

Arch Oral Biol. 52:121-127

Sunnegårdh-Grönberg K, Van Dijken JW, Funegårdh U, Lindberg A, Nilsson M (2009)

Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden.

J Dent. 37:673-678

Swift EJ Jr., Perdigão J, Heymann HO (1995)

Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art.

Quintessence Int. 26:95-110

Swift EJ Jr., Perdigão J, Heymann HO (1998)

Enamel bond strengths of "one-bottle" adhesives

Pediatr Dent. 20:259-262

Tauböck TT, Attin T (2016)

Bulk-fill resin composites: An update.

Swiss Dent J. 126:694-695

Tauböck TT, Dieckmann P, Attin T (2019)

Neuartige Komposite zur vereinfachten Füllungstherapie
zm 23-24:72-77

Tay FR, Pashley DH (2001)

Aggressiveness of contemporary self-etching systems. Depth of penetration beyond dentin smear layers.

Dent Mater. 17:296-308

Tay FR, Smales RJ, Ngo H, Wei SHY, Pashley DH (2001)

Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin.

J Adhesive Dent. 3:153-167

Van Dijken JW, Lindberg A (2009)

Clinical effectiveness of a low-shrinkage resin composite: a fiveyear evaluation.

J Adhes Dent. 11:143-148

Van Dijken JW, Pallesen U (2014)

A randomized controlled three year evaluation of "bulk-filled" posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology.

Dent Mater. 30:245-251

Van Dijken JW, Pallesen U (2015)

Randomized 3-year clinical evaluation of Class I and II posterior resin restorations placed with a bulk-fill resin composite and a one-step self-etching adhesive.

J Adhes Dent. 17:81-88

Van Dijken JW, Pallesen U (2016)

Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study.

J Dent. 51:29-35

Van Landuyt KL, 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. 28:3757-3785

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, Robinson SJ (1998)

A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin.

J Dent Res. 77:50-59

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003)

Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges.

Oper Dent. 28:215-235

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M (2020)

From Buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives. A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology.

J Adhes Dent. 22:7-34

Voco (2019):

https://www.voco.dental/de/portaldata/1/resources/products/scientific-reports/de/viscalor-bulk_scr_temperatureentwicklung.pdf

Voco (2020):

https://www.voco.dental/de/portaldata/1/resources/products/instructions-for-use/e1/viscalor_ifu_e1.pdf

Worthington HV, Khangura S, Seal K, Mierzwinski-Urban M, Veitz-Keenan A, Sahrman P, Schmidlin PR, Davis D, Iheozor-Ejiofor Z, Rasines Alcaraz MG (2021)

Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent posterior teeth.

Cochrane Database Syst Rev. 8:CD005620.

Yap AU, Shah KC, Chew CL (2003)

Marginal gap formation of composites in dentine: effect of water storage.

J Oral Rehabil. 30:236-242

Yassen GH, Platt JA, Hara AT (2011)

Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature.

J Oral Sci. 53:273-282

Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Matsuo T, Pashley D (2000)

Comparison of conventional vs self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin.
Oper dent. 25:163-169

Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M, Pashley DH (2002)

Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin.
J Dent Res. 81:556-560

Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A (2010)

Kompositmaterialien: Zusammensetzung, Eigenschaften und klinische Anwendung
Schweiz Monatsschr Zahnmed. 120:980-986

Zhou W, Liu S, Zhou X, Hannig M, Rupf S, Feng J, Peng X, Cheng L (2019)

Modifying Adhesive Materials to Improve the Longevity of Resinous Restorations.
Int J Mol Sci. 20:723

9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Zusammensetzung dentaler Komposite	9
Abbildung 2: Klassifikation der Adhäsivsysteme nach Frankenberger	20
Abbildung 3: Schematische Darstellung der Kavität	27
Abbildung 4: Schematische Darstellung der Inkrementtechnik.....	30
Abbildung 5: Schematische Darstellung der Bulk-Fill-Technik.....	32
Abbildung 6: Schematische Darstellung einer Füllung bestehend aus niedrigviskosem und hochviskosem Bulk-Fill-Komposit	33
Abbildung 7: Thermocycler Willytec V. 2.8, SD Mechatronik, Feldkirchen- Westerham/Germany	35
Abbildung 8: Kausimulator CS-4.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen- Westerham/Germany: vertikale Belastung der Proben mit einem Metall-Antagonisten	36
Abbildung 9: LM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsguppe 2 vor thermomechanischer Belastung bei 200-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss	37
Abbildung 10: LM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsguppe 2 nach thermo-mechanischer Belastung bei 200-facher Vergrößerung. Marginale Imperfektion und Randspalt	37
Abbildung 11: Perfekter Randschluss, Score 0	38
Abbildung 12: Marginale Imperfektion, Score 1	39
Abbildung 13: Randspalt, Score 2	39
Abbildung 14: Score 0, 1 und 2	40
Abbildung 15: REM-Aufnahme der Probe 27 vor thermomechanischer Belastung. Perfekter Randschluss	41

Abbildung 16: REM-Aufnahme der Probe 27 nach thermischer Belastung. Marginale Imperfektion.....	42
Abbildung 17: REM-Aufnahme der Probe 27 nach thermomechanischer Belastung. Randspalt	42
Abbildung 18: Direkter Vergleich zwischen den schmelzbegrenzten Füllungsändern vor thermomechanischer Belastung	43
Abbildung 19: Direkter Vergleich zwischen den schmelzbegrenzten Füllungsändern nach thermischer Belastung	44
Abbildung 20: Direkter Vergleich zwischen den schmelzbegrenzten Füllungsändern nach thermomechanischer Belastung	45
Abbildung 21: Analyse der schmelzbegrenzten Füllungsänder der Kontrollgruppe zu allen drei Zeitpunkten	46
Abbildung 22: Analyse der schmelzbegrenzten Füllungsänder der Versuchsgruppe 1 zu allen drei Zeitpunkten.....	47
Abbildung 23: Analyse der schmelzbegrenzten Füllungsänder der Versuchsgruppe 2 zu allen drei Zeitpunkten.....	47
Abbildung 24: Analyse der schmelzbegrenzten Füllungsänder der Versuchsgruppe 3 zu allen drei Zeitpunkten.....	48
Abbildung 25: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Kontrollgruppe vor thermomechanischer Belastung bei 200-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss	48
Abbildung 26: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Kontrollgruppe nach thermomechanischer Belastung bei 200-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss	49
Abbildung 27: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 1 vor thermomechanischer Belastung bei 100-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss	49

Abbildung 28: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 1 nach thermomechanischer Belastung bei 50-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss und marginale Imperfektion	50
Abbildung 29: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 nach thermischer Belastung bei 400-facher Vergrößerung. Marginale Imperfektion	50
Abbildung 30: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 nach thermomechanischer Belastung bei 100-facher Vergrößerung. Randspalt	51
Abbildung 31: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 3 vor thermomechanischer Belastung bei 100-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss	51
Abbildung 32: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 3 nach thermomechanischer Belastung bei 200-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss	52
Abbildung 33: Direkter Vergleich zwischen den dentinbegrenzten Füllungsändern vor thermomechanischer Belastung	53
Abbildung 34: Direkter Vergleich zwischen den dentinbegrenzten Füllungsändern nach thermischer Belastung	54
Abbildung 35: Direkter Vergleich zwischen den dentinbegrenzten Füllungsändern nach thermomechanischer Belastung	55
Abbildung 36: Analyse der dentinbegrenzten Füllungsänder der Kontrollgruppe zu allen drei Zeitpunkten	56
Abbildung 37: Analyse der dentinbegrenzten Füllungsänder der Versuchsgruppe 1 zu allen drei Zeitpunkten.....	56
Abbildung 38: Analyse der dentinbegrenzten Füllungsänder der Versuchsgruppe 2 zu allen drei Zeitpunkten.....	57

Abbildung 39: Analyse der dentinbegrenzten Füllungsråder Versuchsgruppe 3 zu allen drei Zeitpunkten 57

Abbildung 40: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 1 vor thermomechanischer Belastung bei 50-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss und marginale Imperfektion 58

Abbildung 41: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 1 nach thermomechanischer Belastung bei 50-facher Vergrößerung. Randspalt 58

Abbildung 42: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Kontrollgruppe vor thermomechanischer Belastung bei 100-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss und marginale Imperfektion 59

Abbildung 43: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Kontrollgruppe nach thermomechanischer Belastung bei 500-facher Vergrößerung. Randspalt 59

Abbildung 44: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 nach thermomechanischer Belastung bei 50-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss 60

Abbildung 45: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 nach thermomechanischer Belastung bei 500-facher Vergrößerung. Randspalt 60

Abbildung 46: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 3 vor thermomechanischer Belastung bei 50-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss 61

Abbildung 47: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 3 nach thermomechanischer Belastung bei 50-facher Vergrößerung. Perfekter Randschluss 61

Abbildung 48: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 3 nach thermomechanischer Belastung bei 1000-facher Vergrößerung. Randspalt 62

10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Einteilung der Komposite nach Lutz und Phillips (1983)	11
Tabelle 2: Einteilung der Self-Etch-Adhäsive anhand ihres pH-Werts und ihrer Wirkungstiefe	22
Tabelle 3: Verwendete Materialien	29

11 Danksagung

Mein besonders herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Stefan Rupf, Oberarzt der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde der Universität des Saarlandes, für die freundliche und kompetente Betreuung und Unterstützung während der Durchführung dieser Arbeit. Für die Bereitstellung des Themas, Anregungs- und Verbesserungsvorschläge, sowie die Unterstützung bei der Lösung von Problemen während der gesamten Zeit möchte ich mich bedanken.

Herrn Prof. Dr. Matthias Hannig, Direktor der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde der Universität des Saarlandes, möchte ich für die Möglichkeit, diese Studie durchführen zu können, danken.

Herrn Norbert Pütz, der mir am REM stets kompetent und freundlich zur Seite stand, möchte ich herzlich danken.

Auch bei meinen Kommilitonen, sowie Bernd Reinstädtler und Daniel Hektor möchte ich mich für die moralische Unterstützung bedanken.

Vor allen Dingen möchte ich meinen Eltern danken, die mich stets in meinen Zielen unterstützt und mir so das Studium und die Dissertation ermöglicht haben. Danken möchte ich auch meinem Bruder Felix, der mir nicht nur bei der Fertigstellung dieser Arbeit stets eine große Stütze war.

12 Lebenslauf

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

13 Anhang

Materialliste:

- Füllmaterialien
 - o Herculite XVR (KerrHawe, Bioggio/ Switzerland)
 - o GrandioSo x-tra (VOCO, Cuxhaven/ Germany)
 - o GrandioSo x-tra base (VOCO, Cuxhaven/ Germany)
 - o VisCalor bulk (VOCO, Cuxhaven/ Germany)
- Adhäsive und Konditionierer
 - o Phosphorsäure 37,5% (Gel etchant, KerrHawe, Bioggio/ Switzerland)
 - o Optibond FL (Zweikomponenten-Dentaladhäsiv, KerrHawe, Bioggio/ Switzerland)
 - o Futurabond U (VOCO, Cuxhaven/ Germany)
- Bohrer (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo/ Germany)
- Sof-Lex Polierscheiben (3M Espe AG, Seefeld/ Germany)
- Bluephase, Polymerisationslampe (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen/ Germany)
- OP-Mikroskop (Carl Zeiss Surgical GmbH, Oberkochen/ Germany)
- President light body, A-Silikon (Coltène/ Whaledent GmbH und Co. KG, Langenau/ Germany)
- Stycast, Epoxidharz (Emerson & Cuming, Westerlo/ Belgium)
- Willytec Themocycler V. 2.8 (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen- Westerham/ Germany)
- Kausimulator CS-4.8 (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham/ Germany)
- Lichtmikroskop (VHX-5000, Keyence)
- Rasterelektronenmikroskop (Philips XL30 ESEM FEG Mikroskop)
- Leit-C nach Göcke, Karbonkleber Conductive Carbon Cement (PLANO GmbH, Wetzlar/Germany)
- Aluminium Specimen Stubs, REM Probenhalter (Agar Scientific Ltd, Essex/UK) -
Sputter Coater SC 7640, Sputteranlage (Polaron Equipment Ltd. – Quorum technologies, Newhaven/UK)