

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg in Zusammenarbeit mit dem  
Universitätsklinikum Gießen und Marburg

Standort Marburg

Poliklinik für Zahnerhaltung

(Prof. Dr. Roland Frankenberger)

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

---

Zeitersparnis vs. Adhäsion

Haben Inkrementstärke und Konditionierungsverfahren einen signifikanten Einfluss auf die  
Dentinhaftung eines Ultrakurzzeitpolymerisats?

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Mona Alves

Aus

Moers

Angenommen vom Fachbereich Medizin der  
Philipps-Universität Marburg am: 11.10.2023

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekanin: Prof. Dr. Denise Hilfiker-Kleiner

Referent: Prof. Dr. Frankenberger

Korreferent/in: Herr Prof. Dr. R. Mengel



# Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung.....	- 1 -
1.1	Zusammenfassung in deutscher Sprache.....	- 1 -
1.1.1	Hintergrund und Ziele.....	- 1 -
1.1.2	Material und Methode .....	- 1 -
1.1.3	Ergebnisse und Beobachtungen .....	- 2 -
1.1.4	Praktische Schlussfolgerung .....	- 2 -
1.2.	Abstract.....	- 3 -
1.2.1.	Background and aim of this study .....	- 3 -
1.2.2	Material and methods .....	- 3 -
1.2.3.	Results and observations.....	- 4 -
1.2.4.	Practical conclusions.....	- 4 -
2	Einleitung.....	- 5 -
2.1	Hintergrund und Ziele.....	- 5 -
3	Literaturübersicht.....	- 6 -
3.1	Grundlagen .....	- 6 -
3.1.1	Technische Entwicklung .....	- 6 -
3.1.2	Polymerisation.....	- 7 -
3.2	Fotoinitiatoren.....	- 8 -
3.2.1	Campherchinon .....	- 9 -
3.2.2	Ivocerin .....	- 11 -
3.3	Bonding-Strategien.....	- 11 -
3.3.1	Schmelzverbund .....	- 12 -
3.3.2	Dentinverbund.....	- 12 -
3.3.3	E&R - Etch and Rinse.....	- 13 -
3.3.4	SEE – Selective Enamel Etch .....	- 14 -

3.3.5	SE – Self Etch.....	- 14 -
3.3.6	Einteilung Adhäsiv-Systeme .....	- 15 -
3.3.7	Universaladhäsiv - AdheSE Universal .....	- 16 -
3.4	Einfluss der Lichthärtung auf das Komposit .....	- 17 -
3.4.1	Schichttechnik.....	- 17 -
3.4.2	Bulk-Fill-Komposite.....	- 18 -
3.4.3	Polymerisationsschrumpfung.....	- 18 -
3.5	Polymerisationslampen .....	- 19 -
3.5.1	Entwicklung der Lichtquellen .....	- 19 -
3.5.2	Lichtstreuung.....	- 20 -
3.5.2	Lichtintensität und Leistung .....	- 22 -
3.5.3	Temperaturentwicklung während der Lichthärtung.....	- 23 -
4	Material und Methoden .....	- 24 -
4.1	Übersicht der Verwendeten Materialien .....	- 24 -
4.2	Vorbereitung und Präparation .....	- 25 -
4.3	Versuchsstruktur .....	- 26 -
4.4	Konditionierung.....	- 26 -
4.5	Adhäsiv .....	- 27 -
4.6	Einbringen der plastischen Füllung und Polymerisation .....	- 28 -
4.7	Sägen der Scheiben und Stäbchen .....	- 29 -
4.7.1	Präzisionssäge.....	- 29 -
4.7.2	Vorgehen .....	- 29 -
4.8	Bestimmung der Komposit-Dentin Haftwerte .....	- 30 -
4.8.1	Microtensile.....	- 30 -
4.8.2	Vorgehen .....	- 30 -
4.9	Beurteilung unter dem REM.....	- 32 -

4.9.1	Vorbereitung.....	- 32 -
4.9.2	Beurteilung der Bruchflächen.....	- 33 -
5	Ergebnisse.....	- 34 -
5.1	Methodik der statistischen Auswertung .....	- 34 -
5.2	Vorzeitige Brüche .....	- 34 -
5.2.1	Regressionsanalyse.....	- 35 -
5.3	Messergebnisse .....	- 37 -
5.4	Analyse der Haftwerte.....	- 39 -
5.5	Auswertung der REM- Aufnahmen.....	- 41 -
6	Diskussion .....	- 43 -
6.1	Diskussion des angewandten Testverfahrens .....	- 43 -
6.2	Diskussion der statistischen Auswertung.....	- 41 -
6.3	Diskussion des PowerCure-Systems .....	- 41 -
6.3.1	Ergebnis dieser Arbeit .....	- 35 -
6.3.2	Ähnliche Untersuchungen .....	- 35 -
6.4	Diskussion der weiteren Ergebnisse.....	- 47 -
6.4.1	Inkrementstärke .....	- 47 -
6.4.2	Lining.....	- 49 -
6.4.3	Dentinkonditionierung .....	- 49 -
6.5	Schlussfolgerung und klinische Relevanz .....	- 52 -
	Literaturverzeichnis.....	- 53 -

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Absorptionsspektren .....	- 9 -
Abbildung 2 Strukturformel Campherchinon .....	- 10 -
Abbildung 3 Bis-4-(methoxybenzoyl)diethylgermanium .....	- 11 -
Abbildung 4 LED-Polymerisationslampe .....	- 21 -
Abbildung 5 Lichtleiter .....	- 22 -
Abbildung 6 Polymerisationslampen.....	- 24 -
Abbildung 7 Präparierte Kavität .....	- 26 -
Abbildung 8 Konditionierung .....	- 27 -
Abbildung 9 Adhese Universal Pen.....	- 27 -
Abbildung 10 Inkrementstärke .....	- 28 -
Abbildung 11 Isomet 1000.....	- 29 -
Abbildung 12 Sägesystematik.....	- 30 -
Abbildung 13 Microtensile .....	- 31 -
Abbildung 14 Sputter.....	- 32 -
Abbildung 15 Beispielbild REM.....	- 33 -
Abbildung 16 Anteil der vorzeitigen Brüche .....	- 35 -
Abbildung 17 Vorzeitige Brüche .....	- 36 -
Abbildung 18 Interaktion Lampe-Konditionierung.....	- 37 -
Abbildung 19 Mikrotensile-Messungen .....	- 38 -
Abbildung 20 Deskriptive Analyse .....	- 39 -
Abbildung 21 Einfluss Inkrementstärke.....	- 40 -
Abbildung 22 Bruchverläufe .....	- 41 -
Abbildung 23 REM-Aufnahmen.....	- 42 -

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Einteilung der Adhäsivsysteme.....	-16-
Tabelle 2 Inhaltsstoffe Adhese Universal .....	- 25 -
Tabelle 3 Inhaltsstoffe Power-Cure-System .....	- 25 -
Tabelle 4 Versuchsgruppeneinteilung.....	- 26 -

# 1 Zusammenfassung

## 1.1 Zusammenfassung in deutscher Sprache

### 1.1.1 Hintergrund und Ziele

In der Füllungstherapie mit lichthärtenden Kompositen stellt die ausreichende Polymerisation einen wichtigen Faktor für die Langlebigkeit einer indirekten Restauration da. Eine minimale Belichtungszeit von mindestens 20 s pro Fläche, sollte dabei mit einem herkömmlichen Polymerisationsgerät nicht unterschritten werden. Neue Technologien, die hochintensive Lichthärtung in 3 s versprechen, sind aus klinischer Sicht durch ihre Zeitersparnis bei der Behandlung attraktiv. Diese Studie vergleicht die Wirkung von hochintensiver (3 s mit 3.500 mW/cm<sup>2</sup>) und konventioneller (20 s mit 1.480 mW/cm<sup>2</sup>) Lichthärtung auf den Dentinverbund, bei unterschiedlicher Inkrementstärke und Schmelz-Dentin-Konditionierung von konventionellen Nano-Hybrid- und Bulk-Fill-Kompositen, einschließlich zweier Ultrakurzzeit-polymerisate, die speziell für die hochintensive Härtung entwickelt wurden.

### 1.1.2 Material und Methode

Diese Studie wurde an 50 menschlichen dritten Molaren, die frei von Karies und Schmelz- oder Dentin-Anomalien waren und aus therapeutischen Gründen extrahiert wurden, in vitro durchgeführt. In alle Zähne wurde eine Klasse I Kavität mit den Maßen 4 mm x 4 mm x 4 mm gebohrt. Im Anschluss wurden alle Zähne in acht Gruppen (n=5) eingeteilt und abhängig ihrer Versuchsgruppeneinteilung mit dem Etch-Rinse oder Selective-Enamel-Etch-Verfahren geätzt und mit einem lichthärtenden Ein-Schritt-Adhäsiv AdheSE Universal, welches Teil des 3s-PowerCure-Produktsystems (Fa. Ivoclar Vivcadent, Schann, Lichtenstein) ist, gebondet. Vier Gruppen wurden im nächsten Schritt mit lichthärtenden stopf- und fließfähigen Bulk-Fill-Kompositen desselben Produktsystems, in Inkrement oder Bulk-Fill-Technik, gefüllt und mit der dazugehörigen Hochleistungspolymerisationslampe 3s-PowerCure-Bluephase im 3s-Cure-Modus ausgehärtet. Weitere vier Gruppen wurden als Vergleichswert mit dem herkömmlichen Nano-Hybrid Komposit Venus Pearl (Fa. Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland) oder dem Bulk-Fill-Flowable SDR (Fa. Densply Sirona, Konstanz, Deutschland), ebenfalls in Inkrement oder Bulk-Fill-Technik, gefüllt und mit einer herkömmlichen

Polymerisationslampe Elipar LED (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) 20 s ausgehärtet. Anschließend wurden die Proben in Stäbchen gesägt und der Haftverbund zwischen Dentin und Komposit mit der Mikrotensile gemessen und ausgewertet.

Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8
Schichtung	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm
Lampe	ESPE		Bluephase PowerCure		ESPE		Bluephase PowerCure	
Konditionierung	E&R				SEE			

### 1.1.3 Ergebnisse und Beobachtungen

In allen Gruppen erhöhte die Inkrementschichtung die Dentinhaftung signifikant (ANOVA:  $F(1,81) = 7,45, p = 0,008, \eta^2 = 0,08$ ). Bei der Anwendung von Ultrakurzzeitpolymerisaten und dem Hochintensivpolymerisationsgerät, führte eine Selective-Enamel-Etch-Konditionierung, zu signifikant weniger vorzeitigen Brüchen (logistische Regression:  $B = 0,50, SE = 0,15, Wald = 11,77, p < ,001, OR = 1,64$ ). Es konnten keine signifikanten Unterschiede der Dentinhaftung für die beiden verglichenen Polymerisationssysteme festgestellt werden (ANOVA:  $F(1,81) = 0,57, p = 0,454, \eta^2 = 0,01$ ).

### 1.1.4 Praktische Schlussfolgerung

Diese Studie ergab, dass die Inkrementschichtung auch bei Ultrakurzzeitpolymerisaten der Bulkfill-Technik zu bevorzugen ist. Bei der Schmelzkonditionierung hingegen sollte eine reine Schmelzätzung der E&R-Technik bevorzugt werden. In Klasse I Kavitäten kann das getestete Ultrakurzzeitpolymerisat vergleichbare Haftwerte wie mit den Standard Kompositen erzielen.

## 1.2. Abstract

### 1.2.1. Background and aim of this study

Sufficient polymerization is an important factor for durability of restorative therapy with light-curing resin composites. Using a conventional polymerization device, minimum exposure time is 20 s. Innovative technologies promise high-intensity lightcuring in 3 s, being attractive from a clinical point of view due to their time savings in treatment.

This study compares the effect of high-intensity (3 s with 3,500 mW/cm<sup>2</sup>) and conventional (20 s with 1,480 mW/cm<sup>2</sup>) lightcuring on bonding performance, considering different increment thicknesses, and conditioning methods. A conventional nano-hybrid and bulk-fill resin composite were compared to an ultra-short-term polymerizable resin having been specifically designed for high-intensity curing.

### 1.2.2 Material and methods

The study was accomplished in vitro by use of 50 human third molars that were free of caries and enamel or dentin abnormalities and extracted for therapeutic reasons. A cavity with the dimensions 4 mm x 4 mm x 4 mm was prepared in all teeth. The teeth were divided into eight experimental groups (n=5) and etched depending on their group classification with the etch-rinse or selective-enamel-etch method and bonded with a light-curing universal adhesive AdhesSE Universal, which is part of the 3s-PowerCure product system (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein). Four groups were filled with light-curing high-viscosity and flowable bulk-fill composites of the same product system and cured with the associated high-performance 3 s PowerCure Bluephase polymerisation lamp in 3s-PowerCure mode. Another four groups were filled with a conventional nano-hybrid composite Venus Pearl (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Germany) or the bulk-fill-flowable SDR (Densply Sirona, Konstanz, Germany) and cured with a conventional Elipar LED curing light (3M ESPE, Seefeld, Germany) for 20 s. Dentin bonding performance was then measured using the microtensiles methods.

Group	1	2	3	4	5	6	7	8
Layering	2x2mm	4mm	2x2mm	4mm	2x2mm	4mm	2x2mm	4mm
Lamp	ESPE		Bluephase PowerCure		ESPE		Bluephase PowerCure	
Conditioning	E&R				SEE			

### 1.2.3. Results and observations

In all groups, incremental layering significantly increased dentin adhesion (ANOVA:  $F(1.81) = 7.45$ ,  $p = 0.008$ ,  $\eta^2 = 0.08$ ). When using ultra-fast curing and high-intensity curing equipment, self-etch conditioning resulted in significantly fewer pre-test failures. (Logistic regression:  $B = 0.50$ ,  $SE = 0.15$ ,  $Wald = 11.77$ ,  $p < 0.001$ ,  $OR = 1.64$ ) No significant differences in dentin adhesion were found for the two compared polymerization systems (ANOVA:  $F(1.81) = 0.57$ ,  $p = 0.454$ ,  $\eta^2 = 0.01$ ).

### 1.2.4. Practical conclusions

It was shown that layering still revealed to be beneficial even for ultra-short-time polymerization using the bulk-fill technique. In the case of enamel conditioning, on the other hand, enamel etching using the selective-enamel-etch method should be preferred. In Class-I cavities, the tested ultra-short-term polymer achieved dentin adhesion values comparable to those of the standard resin composites.

## 2 Einleitung

### 2.1 Hintergrund und Ziele

Lichthärtende Füllungsmaterialien sind aus dem zahnmedizinischen Alltag nicht mehr wegzudenken. Die Lichthärtung des Füllungsmaterials bietet neben einer hohen Ästhetik, vor allem durch die Modellierbarkeit bis zum gewünschten Zeitpunkt der Polymerisation, einen entscheidenden Vorteil gegenüber rein chemischer initiiertes Polymerisation [1].

Bis vor den 1970er-Jahren waren metallische Füllungsmaterialien, wie Amalgam die beste Möglichkeit für eine direkte Restauration nach kariösen Läsionen und anderen Defekten in Schmelz und Dentin. Die Handhabung dieser fiel recht leicht. Eine unter sich gehende Präparation ermöglichte ausreichenden Halt ohne weitere Materialien zur Adhäsion an Schmelz und Dentin [43]. Heutzutage werden allerdings 55% der gelegten Füllungen, Tendenz steigend, mit lichthärtenden Komposit gefüllt [1, 33]. Patient\*innen haben somit die Möglichkeit zahnfarbene Restaurationen bei entscheidend geringerem Substanzverlust zu erhalten. Retentionsbedingte Präparationen wurden dabei von minimalinvasivem defektorientiertem Vorgehen abgelöst [99]. Schmelz wird mit Säure vorbehandelt, hydrophiles Dentin wird zur Aufnahme hydrophober Kunststoffe konditioniert und für die Polymerisation des Bonding- und Füllungsmaterials sorgen chemische Verbindungen, die durch Licht initiiert werden [71]. Dieser entscheidende, sich seit den 1970er-Jahre bis heute durchsetzende Wandel in der konservierenden Zahnmedizin, bringt neben den klaren Vorteilen allerdings auch Nachteile mit sich. Die zusätzlichen Schritte wie Schmelzätzung mit Phosphorsäure, Dentinkonditionierung, Inkrement Schichtung von maximal 2 mm und ausreichende Lichthärtung von 20 s pro Inkrement sind zeitintensiv. Sie stellen aber nachweislich wichtige Faktoren für die Langlebigkeit einer adhäsiven Füllung da [2, 21, 24, 92]. Im Praxisalltag sind Effizienz und einfache Handhabung, neben der Langlebigkeit ebenfalls entscheidende Faktoren bei der Auswahl von Restaurationsmaterialien. Aus diesem Grund wird viel geforscht und entwickelt um Handhabung zu vereinfachen und Behandlungsschritte sowie Behandlungszeiten zu minimieren. In diese Züge entwickelte die Firma Ivoclar die Technologie des 3s-Power-Cure-Produktsystems. Es beinhaltet ein Self-Etch-Universal-Adhäsiv, ein Nano-Hybrid-Bulkfillkomposit mit dem Polymerisationsbeschleuniger Ivocerin sowie eine Hochleistungspolymerisationslampe mit einer Belichtungszeit von nur 3 s. Durch dieses System soll laut Herstellerangaben die Zeit zum Legen einer

Füllung immens verringert werden. Dieser Zeitgewinn steigert für Behandler\*innen oft auch die direkte Lukrativität einer Behandlung.

Doch welche qualitativen Auswirkungen dies auf den Haftverbund von Komposit auf Dentin hat, ist noch fraglich. Kann eine mit dem Power-Cure-System gelegte Füllung ähnlich gute Haftwerte wie klinisch erprobte Materialien und Techniken bringen? Und können Erfahrungen bezüglich Schmelzätzung und Inkrementtechnik außeracht gelassen werden oder sorgen sie auch hier zu einer Verbesserung der Adhäsion? Ziel der vorliegenden Studie ist, die Auswirkung von Dentinätzung und Inkrementtechnik auf den Haftverbund zwischen Dentin und Füllungsmaterial des Ultrakurzzeitpolymerisates darzustellen. Als Referenz werden die klinisch erprobten Komposite Venus und SDR verwendet.

## 3 Literaturübersicht

In den folgenden Kapiteln soll eine Übersicht über die relevanten zeitverkürzenden Faktoren der Füllungstherapie mit Photopolymerisaten und ihre Entwicklung gegeben werden. Dazu wird im Einzelnen auf Adhäsive und die Vereinfachung von Konditionierungsschritten, Erhöhung von Inkrementeschichtstärken durch die Entwicklung von BulkFill-Kompositen sowie die Generationen und Parameter der Polymerisationsgeräte eingegangen.

### 3.1 Grundlagen

#### 3.1.1 Technische Entwicklung

Der Anfang der dentalen lichthärtenden Füllungsmaterialien kam durch das von Richard Bowen 1956 vorgestellte erste dentale Komposit ins Rollen. Es bestand aus Epoxidkunststoff, welcher durch Quarz und Keramikpartikeln als Füllkörper ergänzt wurde. Ausgehärtet wurde es mit Hilfe eines chemischen Aktivators, der nur ein kurzes Zeitfenster, zu Modellation der Füllung bietet [11, 56].

1962 meldete Bouwen erstmals ein Komposit zum Patent an, dessen Basis aus Bis-GMA bestand. Dieses verdrängte rasch alle zuvor verwendeten Acrylatkunststoffe, da es eine wesentlich

kleinere Polymerisationsschrumpfung aufwies [9]. Um die hohe Viskosität von Bis-GMA zu erniedrigen, wurde es mit niedrigviskösen Dimethaacrylaten versetzt (z.B. TEGDMA) [10].

1972 härtete die erste Polymerisationslampe Bis-GMA [34]. Sie erzeugte UV-Licht, das aus Photonen mit einer geringen Wellenlänge (10 - 400 nm) und hoher Energie bestand. Die Einführung dieser Lampe stellte trotz ihrer hohen energiereichen und den damit verbundenen starken Nebenwirkungen für das umliegende orale Gewebe, einen revolutionären Schritt in der Füllungstherapie da [34]. Erstmals war es möglich Restaurationen in kürzester Zeit (20 - 60 s) auszuhärten. Auf Grund der geringen Wellenlänge war jedoch auch nur eine geringe Polymerisationstiefe möglich.

1976 wurde erstmals sichtbares Licht zur Polymerisation eingesetzt. Mit einer Wellenlänge von 400 - 750 nm konnten Inkremente bis zu 2 mm zuverlässig ausgehärtet werden [34]. Dafür wurde der neue Fotoinitiator Camperchinon zusammen mit einem tertiären Amin-Coinitiator entwickelt, welcher mit sichtbarem Licht reagiert [16]. Camperchinon ist bis heute der Standard unter den Fotoinitiatoren [36].

### 3.1.2 Polymerisation

Bei der Polymerisation kommt es, durch das aktive Lösen von Doppelbindungen der Monomere und die anschließende Vernetzung dieser untereinander, zur Bildung sog. Polymere. In der Zahnmedizin spielen verschiedene Arten von Kunststoffen und somit auch verschiedene Arten der Polymerisation eine Rolle. An dieser Stelle soll lediglich auf die radikalische Kettenpolymerisation eingegangen werden. Sie ist die Standardpolymerisation der direkten Füllungs-materialien. Ihr Ablauf kann wie folgend in 4 Phasen unterteilt werden [80]:

#### Initiation

Damit eine Polymerisation gestartet werden kann, werden lichtintensive Initiatoren (Photoinitiatoren) mit einer bestimmten zum Photoinitiator passenden Wellenlänge bestrahlt. Atomdoppelbindungen spalten sich auf und Radikale werden frei [83].

#### Startreaktion

Die Radikale greifen die Doppelbindungen der Monomere an. Sie öffnen sie und übertragen das freiwerdende Elektron auf das Monomermolekül. Die Monomere selbst werden Radikale und somit reaktionsfreudiger.

## Kettenwachstum

Das offene Ende des Monomerradikals greift weitere Monomere an und bildet eine Kette aus Monomermolekülen, ein Polymer. Dieses wächst nach demselben Prinzip weiter, indem wieder ein Elektron transferiert wird.

## Kettenabbruch

Reagieren Monomerradikale miteinander oder mit einem Inhibitor kommt es durch irreversible Kombination dieser, zum Abbruch der Polymerisation. Es gibt keine ungesättigte Doppelbindung mehr und die Polymere sind in einer festen Netzstruktur angeordnet. Die dadurch entstandene Polymerstruktur ist hart und abrasionsfest [62].

Einflussfaktoren, die auf den Grad der Polymerisation wirken, sind neben Temperatur und Druck, die Art und Konzentration der Monomere und Radikalbildner. Umso höher der Polymerisationsgrad (Umwandlungsgrad), also umso mehr Monomere umgesetzt wurden, umso vorteilhafter die Eigenschaften des Polymer [22].

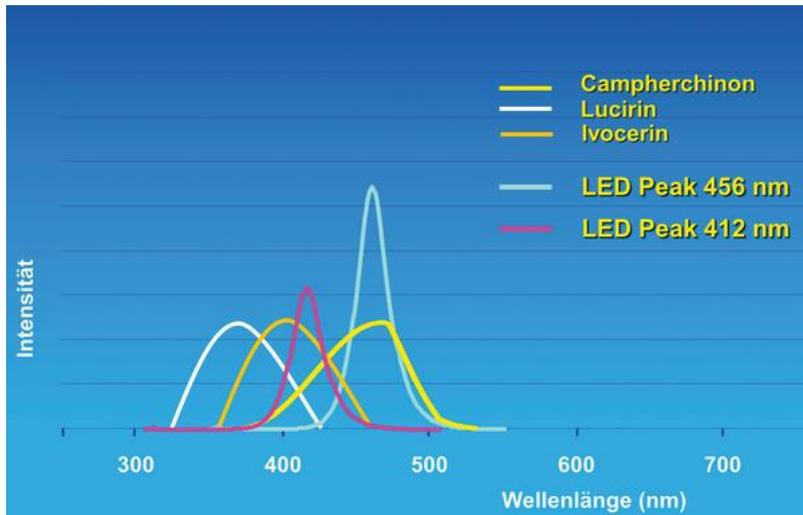
## 3.2 Fotoinitiatoren

Für die optimale Aushärtung von Komposit ist die Auswahl und Menge der Photoinitiatoren in Abstimmung an die Polymerisationslampe entscheidend. Im Folgenden Text soll das Grundprinzip der Initiationsreaktion erläutert werden und auf zwei in dieser Studie relevanten Photoinitiatoren näher eingegangen werden. Komposite enthalten in der Regel 0,2 bis 1,5 Masseprozent Initiatoren [95].

Wie oben beschrieben, wird beim Start der Polymerisation ein Initiator durch sichtbares Licht mit einer spezifischen Wellenlänge aktiviert, absorbiert und zerfällt in einer Fotolyse Reaktion in Radikale [80]. Diese photochemische Spaltungsreaktion von Carbonylverbindungen nennt man Norrish-Reaktion. Es gibt zwei Typen von Fotoinitiatoren, die Norrish-Reaktionen auslösen. Bei einem Norrish-Typ-1-Fotoinitiator werden zwei Radikale durch Bindungsspaltung eines Ein-Komponentensystems erzeugt. Beispiele hierfür sind Mono- und Bis-Acylphosphinoxide. Bei einem Norrish-Typ-2-Fotoinitiator hingegen wird ein Radikal durch Abspaltung eines Protons von einer Donorverbindung erzeugt. Dafür werden meist Amine hinzugefügt, da diese besonders effektive Startradikale bilden. Norrish-Typ-2-Fotoinitiatoren stellen in der Zahnmedizin die meistverwendeten Initiatoren da. Der bekannteste ist Campherchinon [80].

## Abbildung 1

### Absorptionsspektren



*Anmerkung: Darstellung der Absorptionsspektren von Photoinitiatoren und der Emissionsspektren von blauen und violetten LEDs [8]*

In Abbildung 1 sind verschiedene Initiatoren und ihre Absorptionsspektren sowie verschiedenen Arten von Emissionsmaxima dargestellt. Die Polymerisation verläuft nur erfolgreich, wenn die Wellenlänge der Lichtquelle auf das Absorptionsspektrum des Initiators abgestimmt ist [76].

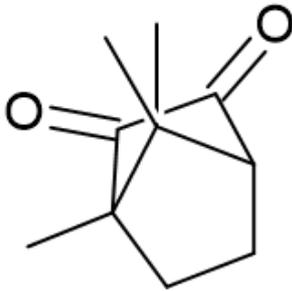
In dentalen lichtpolymerisierbaren Kompositen kommen unterschiedliche Photoinitiatoren zum Einsatz, die teilweise auch in Kombination angewendet werden. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wird auf den neuen Photoinitiator Ivocerin, und den konventionellen Photoinitiator Campherchinon näher eingegangen.

### 3.2.1 Campherchinon

Campherchinon ist der langjährige Standard Photoinitiator der direkten dentalen Lichtpolymerisation [36]. Sein Absorptionsmaximum liegt bei  $\lambda = 468$  nm (Absorptionsspektrum  $\lambda = 360 - 550$  nm) [81]. Im Verlauf wird „CQ“ als Abkürzung für Campherchinon verwendet.

## Abbildung 2

### Strukturformel Campherchinon



*Anmerkung: Campherchinon als vereinfachte Keilstrichformel*

Seine Struktur (siehe Abbildung 2) ist zyklisch aufgebaut [36]. CQ ist ein Norris-Typ-2-Fotoinitiator und wird durch Licht in einen angeregten Zustand versetzt, bei dem ein  $\pi$ -Elektron in ein niedrigeres unbesetztes Molekül-orbital eines höheren Energieniveaus angehoben wird. Im angeregten Zustand kann CQ durch Bildung eines CQ-Amin-Exciplex, Energie weitergeben [14]. Der Begriff Exciplex beschreibt einen Komplex, dessen erste Komponente (Amin) sich im Grundzustand, und dessen zweite Komponente (CQ) in einem angeregten Zustand befindet. Das Amin fungiert in diesem Exciplex als Protonendonator, der Radikale freigibt [80]. Diese Radikale können dann die Polymerisation der Polymermatrix starten [14]. Durch den Einsatz von CQ in Verbindung mit Aminen wird die Aktivierung durch CQ effizienter, der Umsetzungsgrad steigt und somit auch die Wertigkeit der mechanischen und biologischen Eigenschaften der Füllung.

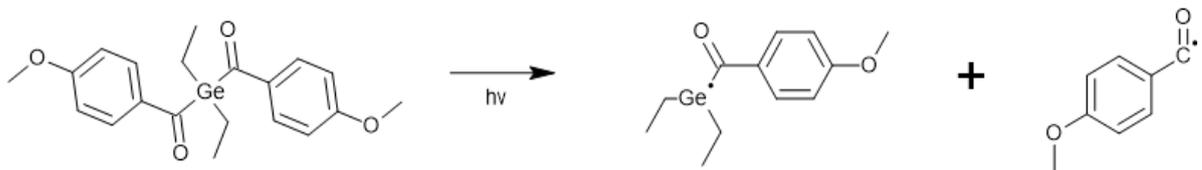
CQ selbst hat eine gelbe Eigenfarbe [46]. Erst durch seine Umwandlung während der Polymerisation wird es zahnfarbend. Da diese Reaktion aber kaum vollständig abläuft, bleiben immer gelbe Restanteile erhalten. Sie können die Ästhetik der Füllung beeinträchtigen und Einfluss auf die Durchhärtungstiefe der Restauration nehmen [89]. Deshalb ist eine Inkrement Schichtung von maximal 2 mm dieser Komposite unablässig, um eine möglichst hohe Umsetzungsrate zu erzielen und somit ein gutes Behandlungsergebnis zu gewährleisten. CQ wird nicht im Polymernetz gebunden und kann durch Speichel freigesetzt werden [36, 93]. Es weist zudem ein geringes zytotoxisches Potenzial auf [100].

### 3.2.2 Ivocerin

Das Tetric Power Fill aus dem Produktsystem System der Firma Ivoclar, welches in dieser Arbeit untersucht wurde enthält neben dem Photoinitiator Campherchinon, Ivocerin. Ivocerin, ist ein von der Firma Ivoclar Vivadent AG (Schaan, Liechtenstein) 2009 entwickeltes und patentiertes Benzyol-Germanium Derivat. Es fand schon in den herkömmlichen Bulk-Fill-Materialen der Firma Ivoclar Anwendung [59]. Seine Struktur besteht aus zwei Ringen und einem zentralen Germaniumatom.

#### Abbildung 3

*Bis-4-(methoxybenzoyl)diethylgermanium*



*Anmerkung: Zerfall von Ivocerin in zwei Radikale*

Durch eine Zwei-Schritt-Synthese kann Ivocerin in hoher Reinheit synthetisiert werden. Zugefügte Lichtenergie spaltet den Norrish-Typ-1-Photoinitiator in zwei polymerisationsauslösende Radikale. Es wird kein Co-Initiator benötigt. Sein Absorptionsmaximum liegt bei  $\lambda = 410$  nm im violetten Lichtbereich (Absorptionsspektrum  $\lambda = 370 - 460$  nm). Ivocerin hat einen hohen Absorptionskoeffizienten und ist reaktiver als Campherchinon [57]. Es weist keine gelbe Eigenfarbe auf und eine signifikant bessere photobleichende Wirkung [57]. Dadurch kann laut Herstellerangaben Ivocerin in Komposit als Polymerisationsbeschleuniger wirken, um eine Aushärtungstiefe von bis zu 4 mm Inkrementen zu erzielen. Ivocerin ist als Initiator sehr lagerungs- und säurestabil, oxidiert nicht bei säurekontakt und bleibt somit länger farbstabil [61].

### 3.3 Bonding-Strategien

Bei der steigenden Bedeutung der adhäsiven direkten Füllungsmaterialien in der Zahnmedizin, war neben der Entwicklung der Komposite als Füllungsmaterial auch die Entwicklung des Adhäsiv als Haftverbindung zwischen Komposit und Dentin ausschlaggebend. Durch diesen

Verbund wurde ein stabiler Halt bei nur minimalinvasivem Exkavieren, bei dem die Größe der Kavität der Größe des demineralisierten Gewebe entspricht, erst möglich [80].

Im Folgenden soll auf die Beschaffenheit der Zahnhartsubstanzen sowie Entwicklungen von Adhäsiven zur besseren Haftvermittlung näher eingegangen werden.

### 3.3.1 Schmelzverbund

Der Zahnschmelz ist zellfrei. Er besteht überwiegend aus anorganischem Material, Hydroxylapatit. Damit ist er die härteste und sprödeste Struktur des Körpers [44]. Aufgebaut ist er in Schmelzprismen und interprismatischer Schmelzsubstanz.

Auf Grund dieser Struktur lässt sich der Schmelz durch Säuren unterschiedlich gut lösen. Die inhomogene Säurelöslichkeit des Schmelzes, und der prismatische Aufbau, lässt nach dem Ätztvorgang ein retentives Ätzmuster entstehen [73]. Heutiger Standard für diesen Ätztvorgang ist eine 37%ige Orthophosphorsäure, die bei angeschliffenem Schmelz für 30 s wirkt und anschließend abgesprüht wird [29]. Dabei werden 10 µm Schmelz abgetragen und eine Rautiefe erzeugt, die effektiv für die Adhäsion genutzt werden kann [27]. Sie weist genug Oberflächenenergie auf, um beispielsweise Acrylate aufzunehmen.

Dazu nimmt die Schmelzoberfläche durch Kapillarkräfte den Kunststoff auf, dieser fließt zwischen die geätzten Schmelzprismen und bildet dabei, nach der in situ Polymerisation durch Licht, sog. „resin tags“ (Kunststoffzapfen) aus. Die „resin tags“ bilden eine ideale Verankerungsstruktur für Acrylate [23]. Ihre Mikromechanische Adhäsion ist ausreichend für einen langjährigen Haftverbund, sodass ein Primer an dieser Stelle nicht notwendig ist [72].

### 3.3.2 Dentinverbund

Dentin ist weicher als Schmelz. Es besteht aus Typ-1-Kollagenfasern, zu 55% mineralischen Anteilen, zu 30% organischen Anteilen und zu 15 % aus Wasser [54].

Seine Struktur ist durch kleine Kanälchen geprägt. In der Entwicklung des Dentins verbleiben die Fortsätze der Odontoblasten in den Dentintubuli als sog. Tomessche Fasern. Sie sind vital und bilden fortwährend neues Dentin [96]. Ihre Zellkörper liegen innerhalb der Pulpa. Die Dentintubuli enthalten neben den Zellfortsätzen der Odontoblasten, auch Liquor. Durch den

Liquor und das Zellmaterial wirkt das Dentin als hydrophiles Substrat und ist somit nur schwer mit hydrophoben Kunststoffen in Kontakt zu bringen [26, 27].

Eine zusätzliche Barriere zwischen Dentin und Kunststoff stellt die sog. Schmierschicht („smear layer“) da. Sie entsteht nach mechanischer Manipulation der Dentinoberfläche bei der Exkavation oder Präparation [19]. Ihre Bestandteile sind Kalzium, Phosphat, sowie die organischen Bestandteile: Schwefel, Stickstoff, Kohlenstoff [19]. Die 0,05 - 10 µm dicke Schmierschicht, verlegt die Eingänge der Dentinkanälchen und bildet damit eine Diffusionsbarriere für den Kunststoff. Sie sollte deshalb vorher durch Säuren gelöst und abgesprüht werden [67].

Im unmittelbaren Anschluss an diesen Vorgang sollte die Dentinoberfläche versiegelt werden. Geschieht dies nicht können kleine Bakterien und andere kleine Moleküle durch die Dentinkanälchen zur Pulpa gelangen. Dort können sie zu Hypersensitivitäten oder Pulpairitationen führen [68].

### 3.3.3 E&R - Etch and Rinse

Bei der E&R-Technik, wird die gesamte zuvor beschliffene Zahnhartsubstanz mittels 30-40%iger Phosphorsäure 30 - 15 s geätzt. Deshalb kann man dieses Verfahren auch als Total-Etch-Verfahren bezeichnen. Dazu werden erst die Kavitätenränder und im Anschluss das in der Kavität liegende Dentin benetzt. Wobei darauf zu achten ist, dass das Dentin maximal 15 s geätzt werden sollte, damit es nicht kollabiert [84]. Durch das Ätzen und anschließende Absprühen des Dentins wird die Schmierschicht entfernt und die Permeabilität des Dentins erhöht [18]. Die obersten 2 - 5 µm werden dabei demineralisiert, und somit alle Kalziumphosphate entfernt [97]. Im intertubulären und peritubulären Dentin werden die Hydroxylapatitkristalle aus dem Kollagennetzwerk herausgelöst, so dass die Kollagenfasern freigelegt werden.

Im zweiten Schritt des Etch-and-Rinse-Verfahrens wird ein ungefülltes Monomer auf die konditionierte Fläche aufgetragen, und durch Kapillarkräfte in die Dentinoberfläche gesogen [98]. Entscheidend dabei ist, dass das Kollagennetzwerk dabei nicht kollabiert oder verklebt. Denn nur, wenn das hydrophile Monomer in das Netzwerk bis in die tiefen, nicht durch die Konditionierung veränderten Dentinbereiche penetrieren kann, wird eine mikromechanische Verankerung erreicht. Es bildet sich eine so genannte Hybridschicht aus.

Bei Adhäsiv-Systemen mit separaten hydrophoben Bonding-Agents, ist eine Vorbehandlung mit amphiphilen Primern notwendig, um die Oberflächenenergie des Dentins zu erhöhen und somit die Dentinoberfläche in ein hydrophobes Milieu zu überführen. Diese Primer enthalten Lösungsmittel nach deren Verdunstung ein dünner Monomerfilm zurück bleibt und an der Oberfläche haftet.

Die Adhäsion bei den Etch-and-Rinse-Verfahren basiert auf Diffusionsvorgängen, dem Grad der Infiltration und der Hybridisierung des Kollagennetzwerks. Es entsteht dabei keine echte chemische Bindung zwischen Monomer und Kollagen da diese Materialien eine höchstens sehr geringe Affinität zueinander aufweisen können [98].

Dies ist vermutlich die Ursache für das Entstehen so genannter Nanoleakage [85, 94]. Nanoleakage sind kleine Lücken in der Hybridschicht, in die Stoffwechselprodukte von Bakterien und Wasser eindringen können. Sie haben negativen Einfluss auf den adhäsiven Verbund zwischen Dentin und Komposit [58]. Kommen diese bei der Etch-and-Rinse Technik vor, sind sie meistens auf eine mangelnde Penetrationstiefe des Monomers zurückzuführen [13].

#### 3.3.4 SEE – Selective Enamel Etch

Bei der selektiven Schmelzätzung wird ausschließlich der Schmelzanteil der Kavität für 30 s mit Phosphorsäure geätzt und anschließend abgesprüht. Das Dentin wird bei dieser Methode lediglich durch die im Primer enthaltenen Säuren demineralisiert.

Da eine exakte Applikation von Phosphorsäure ausschließlich auf Schmelz im Sinne einer selektiven Schmelzätzung klinisch meist sehr schwierig umzusetzen ist,

#### 3.3.5 SE – Self Etch

Bei der Self-Etch-Technik, erfolgt keine Anwendung von Phosphorsäure. Zahnhartsubstanzen werden ausschließlich durch starke Säuren, die im Adhäsiv enthalten sind, behandelt. Diese Methode wurde aus der Sorge entwickelt, die Phosphorsäure-Ätzung könnte die Pulpa schädigen [27]. Dies konnte sich allerdings nicht bewahrheiten, da bislang lediglich ein Zusammenhang zwischen Hypersensitivitäten und unzureichende Versiegelung der Dentinoberfläche nachgewiesen werden konnte [23]. Durch die Verbindung des Ätzvorgangs und der Monomerbenetzung in einem Medium kann allerdings auch verhindert werden, dass es zu Diskrepanzen zwischen

Ätztiefe und Monomerpenetrationstiefe kommt [97]. Doch auch hier sind in der Literatur Beobachtung von Nanoleakage beschrieben [69].

Des Weiteren haben Studien gezeigt, dass eine vorherige Ätzung des Schmelzes mit Phosphorsäure auch bei milden Self-Etch-Adhäsiven eine Verbesserung der Schmelzhaftung erzielt, auf die Dentinhaftung allerdings keinen Einfluss hat [71, 79]. Allgemein ist zu sagen, dass die Self-Etch-Verfahren gegenüber Verfahren, bei denen der Schmelz mit Phosphorsäure geätzt wird, einen schlechteren Haftverbund aufweisen, der in mehreren Studien gezeigt werden konnte [27].

Bei konventionellen Self-Etch-Adhäsiven, wie das in dieser Studie verwendete, ist eine rein selektive Ätzung des Schmelzes zu empfehlen, da ansonsten die Wirksamkeit des Self-Etch-Bondings nach einer vorausgegangenen Dentinätzung, signifikant abnimmt [25].

### 3.3.6 Einteilung Adhäsiv-Systeme

Dentinbondingsysteme wurden in der Vergangenheit chronologisch nach Generationen eingeteilt. Da diese Einteilung jedoch obsolet ist und lediglich die historische Entwicklung der Adhäsive veranschaulicht, wird an dieser Stelle nur auf die aktuelle Klassifikation der Adhäsivsysteme nach ihren Applikationsschritten und Konditionierungsstrategien eingegangen. Die Klassifikation ist ausreichend, um das in dieser Studie verwendete Adhäsiv einzuordnen.

**Tabelle 1**

*Einteilung der Adhäsivsysteme*

<b>Bezeichnung</b>	<b>Beispiel</b>
<b>Selective Enamel Etch</b>	
Vier-Schritt-Selective-Etch-Adhäsive	Syntac
Drei-Schritt-Selective-Etch-Adhäsive	A.R.T. Bond
<b>Total Etch</b>	
Vier-Schritt-Total-Etch-Adhäsive	Syntac
Drei-Schritt-Total-Etch-Adhäsive	A.R.T. Bond
Zwei-Schritt-Total-Etch-Adhäsive	Gluma Comfort Bond
<b>Self Etch</b>	
Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsive	AdheSE Universal
Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsive mit Mischen	On Up Bond F Plus
Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsive ohne Mischen	Brush & Bond

*Anmerkung: Einteilung nach Applikationsstritten und Konditionierungsstrategien [22]*

### 3.3.7 Universaladhäsiv - AdheSE Universal

Das in dieser Arbeit verwendete Adhäsiv „AdheSE Universal“ ist ein Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv (vgl. Tabelle 1). Schmelzkonditionierung, Dentinkonditionierung, Benetzung und Haftvermittlung werden laut Herstellerangaben durch einen sauren Primer mit einer Kunststoffmatrix erzielt [40]. Nach der Einteilung der Self-Etch-Adhäsive nach Stärke der enthaltenen Säure von stark bis mild ist es der Gruppe der mittelstarken Adhäsive zuzuordnen.

Durch die Minimierung der Schritte soll es hier zu einer erheblichen Vereinfachung der Handhabung kommen. Ein im Vergleich zu anderen Systemen guter Haftverbund kann bei Universaladhäsiven laut vorrangegangenen Studien aber nur mit einer zusätzlichen selektiven Schmelzätzung oder wenn dies technisch nicht möglich ist mit der Etch-and-Rinse-Technik erreicht werden. Somit ist die Anwendung dieses Adhäsiv ohne Schmelzätzung fraglich [15, 51, 79].

## 3.4 Einfluss der Lichthärtung auf das Komposit

### 3.4.1 Schichttechnik

Bestrahlt eine Polymerisationslampe eine mit Komposit gefüllte Kavität scheint das Licht von der Oberfläche bis zum Kavitätenboden. Um eine ausreichende Polymerisation der gesamten Restauration zu gewährleisten, muss sichergestellt werden, dass das Licht in jeder Tiefe noch ausreichend stark ist, um Radikale zu bilden und somit überall gleichmäßig die Polymerisationsreaktion zu initiieren. Auf Grund der polymerisierten Oberfläche kann die Durchhärtungstiefe klinisch im Nachhinein nicht überprüft werden. Nicht vernetztes Kompositmaterial am Boden der Kavität kann neben dem unzureichenden Haftverbund auch Irritationen der Zahnpulpa bewirken [49].

Problematisch dabei ist, dass das Licht, das in die Kavität strahlt, exponentiell zur Eindringtiefe an Strahlungsstärke verliert [20]. Verantwortlich dafür ist einerseits die Transluzenz des verwendeten Materials, die von der Menge der verwendeten Pigmente abhängt und andererseits der Brechungsindex [77]. Bei Restaurationen in ästhetischen Bereichen ist eine niedrige Transluzenz, also eine hohe Opazität (hohe Pigmentanzahl) sowie ein hoher Brechungsindex unumgebar, um ein ästhetisch ansprechendes Ergebnis zu gewährleisten.

Der Brechungsindex hängt dabei von der Größe und dem Anteil der Füllkörper ab. Hat ein Komposit einen geringeren Anteil an Füllkörpern und sind die Füllkörper relativ groß, kommt es an den Grenzflächen der Füllkörper zu weniger Lichtbrechung, das Material ist damit transluzenter und in den Tiefen der Kavität kommt mehr Lichtstärke an.

Da man in Kompositen für ästhetische Bereiche allerdings keine zu hohe Transluzenz und eine eher starke Lichtbrechung haben möchte, wird empfohlen diese mit einer maximalen Schichtstärke von 2 mm auszuhärten, um einen hohen Durchhärtungsgrad gewährleisten zu können [45]. Zudem kann eine längere Belichtungsdauer auch zu einer besseren Polymerisation in den Tiefen der Kavität führen [7].

### 3.4.2 Bulk-Fill-Komposite

Sind ästhetische Gesichtspunkte aber zu vernachlässigen kann auf Bulk-Fill-Komposite zurückgegriffen werden. Durch Minimierung der Grenzfläche zwischen Füllkörper und Matrix, also einen kleinen Füllkörperanteil und große Füllkörper wird der Brechungsindex hier gering gehalten [37]. Bei Bulk-Fill-Materialien der ersten Generation kann man nach diesem Prinzip davon ausgehen, dass eine Durchleuchtung und damit eine Schichtung von bis zu 4 mm möglich ist, und die tieferen Schichten trotzdem ausreichend polymerisiert werden können [52, 106].

Innovative Bulk-Fill-Materialien wie das in der dieser Studie getestete steigern zusätzlich durch enthaltene Germanium-Initiatoren die Polymerisationstiefe. Wie in Kapitel 3.2.2. beschrieben, liegt ihr Absorptionsmaximum bei kleineren Wellenlängen [30, 59].

Auch bei neuartigen Bulk-Fill-Kompositen zeigt sich eine Abhängigkeit von Durchhärungsgrad und deren Zusammensetzung. Somit weisen niedrigvisköse Bulk-Fill-Komposite einen höheren Durchhärungsgrad auf als hochvisköse [31]. Ihr geringerer anorganischer Füllkörperanteil führt allerdings zu schlechteren Mechanischen Eigenschaften, weshalb eine Anwendung nur im Sinne eines „Linings“ zu empfehlen ist [37].

### 3.4.3 Polymerisationsschrumpfung

Während der Polymerisation von Komposit kommt es durch das Vernetzen der Monomere zur Schrumpfung. Die einzelnen Moleküle rücken bei der Bildung zu Polymeren näher zusammen. Dadurch entsteht Schrumpfungsspannung die zur Ablösung des Füllungsmaterials von den Kavitätenwänden, sog. Mikroleckage führen kann [102]. Die Polymerisationsschrumpfung lässt sich indirekt über die Grenzflächenadaptionsbewertungen oder Haftfestigkeitstest, wie in dieser Arbeit messen [5, 12].

Die bis heute vorherrschende Technik zur Kompensation der Polymerisationsschrumpfung, ist die Inkrementtechnik. Bei der Inkrementeschichtung wird die Schrumpfung durch das anschließend Inkrement kompensiert [45]. Eine Schichtung unter Berücksichtigung eines möglichst großen Konfigurationsfaktor (C-Faktor), ermöglicht zusätzlich, die Spannung an den Kavitätenwänden zu verringern. Der C- Faktor beschreibt das Verhältnis zwischen der freien Oberfläche des Komposits und der Oberfläche der Kontaktfläche zur Kavitätenwand [63].

Studien haben gezeigt, dass unabhängig von der Materialzusammensetzung eine Lichthärtung mit geringerer Bestrahlungsstärke und längerer Bestrahlungszeit zu einer geringeren Polymerisationsschrumpfung und einer höheren Härte führt [7]. Wobei sich bei der hochintensiven Lichthärtung eine Materialabhängigkeit des Schrumpfverhaltens zeigte [41, 65].

Bei dem in dieser Studie verwendeten Ultrakurzzeitpolymerisat PowerFill führten in vorherigen Studien, in Vergleichen zu herkömmlichen Bulkfill-Kompositen, hohe Bestrahlungsstärken über kurze Zeiträume zu etwas geringerer Schrumpfungsspannung sowie höherer Umsetzungsrate [4, 53]. Eine mögliche Erklärung dafür ist das in diesem Komposit eingebaute Additionsfragmentierungskettentransfermittel (AFCT). Es soll laut Herstellerangaben die Netzwerkmobilität verringern und somit die Schrumpfungsspannung senken.

## 3.5 Polymerisationslampen

### 3.5.1 Entwicklung der Lichtquellen

Für die optimale Aushärtung von Komposit sind neben der richtigen Auswahl des Fotoinitiators auch die Eigenschaften der Polymerisationslampe entscheidend. Die dentalen Polymerisationslampen entwickelten sich parallel zu den Restaurationsmaterialien. Mit ihnen wurde eine intraorale Aushärtung, zu einem gewählten Zeitpunkt („Commund Cure“), möglich.

#### Halogenlampen

Der Aufbau der Halogenlampen entspricht dem herkömmlicher Glühlampen. Das Licht entsteht durch die Erhitzung eines dünnen Wolframdrahts, der als Widerstand dient. Dabei entstehen Temperaturen bis zu 3000 °C. Der Draht beginnt zu glühen und elektromagnetische Strahlung wird als sichtbares Licht und Infrarotstrahlung frei. Mit Halogenlampen können alle Komposite in zeitlich annehmbaren Rahmen ausgehärtet werden [52].

#### Plasmalampen

Plasmalampen wurden entwickelt, um die Polymerisationszeit zu verkürzen. Für die Aushärtung eines Inkrements benötigt man nur 3 - 5 s. Nachteilig ist allerdings der hohe Anschaffungspreis sowie ein enges Emissionsspektrum, welches dazu führt, dass nicht alle Restaurationsmaterialien hinreichend ausgehärtet werden können [52].

## LED - Generationen

Seit Mitte der neunziger Jahre bis heute stehen hauptsächlich lichtemittierende Dioden (LEDs) im Vordergrund, die blaues Licht abstrahlen. Da es im Vergleich zu vorherigen Systemen nicht zur hohen Wärmeentwicklung kommt, kann auf eine interne Kühlung verzichtet werden. Dadurch können die Polymerisationslampen, leicht und mobil mit Akkus, kabellos gebaut werden [81]. Dentale LED-Geräte erzeugen meist ein Lichtspektrum zwischen 400 bis 500 nm, bei einem Wellenlängenmaximum von 460 nm. Im Laufe der Zeit entwickelten sich die Geräte hinsichtlich ihrer Lichtleistung weiter und lassen sich heute in drei wichtige Generationen einteilen:

Die LEDs der ersten Generation erzeugen eine niedrige Lichtleistung von rund  $400 \text{ mW/cm}^2$ , die der zweiten von ca.  $1000 \text{ mW/cm}^2$  mit nur einem LED-Typ. Somit haben sie nur ein Emissionsmaximum (Monowave-technologie). Sie verfügen über einen kleinen Anwendungsbereich für nur wenige Komposite, die den Initiator Campherchinon enthalten. Das Lichtspektrum der LEDs der ersten und zweiten Generation deckt den notwendigen Wellenbereich der anderen Initiatoren nicht vollständig ab. Dies ist ein Nachteil gegenüber Halogenlampen mit recht weitem Wellen-Emissionsspektrum (vgl. Abbildung 1).

Die dritte Generation der LED-Polymerisationslampen hat zwei oder mehrere Emissionsmaxima (Polywave-technologie). Sie kann somit alle Restaurationsmaterialien polymerisieren [81]. Auch diese, die nicht Campherchinon als Initiator enthalten, sondern andere wie beispielsweise: Acylphosphinoxid. Die Lichtintensität dieser Geräte ist im Vergleich zur 2. Generation auch nochmals erhöht wurden. LED-Härtungsgeräte (Polywave oder Monowave) mit einer Bestrahlungsstärke  $\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$  und einer Belichtungszeit von 20 Sekunden gelten laut aktuellem Forschungsstand weiterhin als Standard für eine klinischen Anforderungen angemessene Polymerisation [50].

### 3.5.2 Lichtstreuung

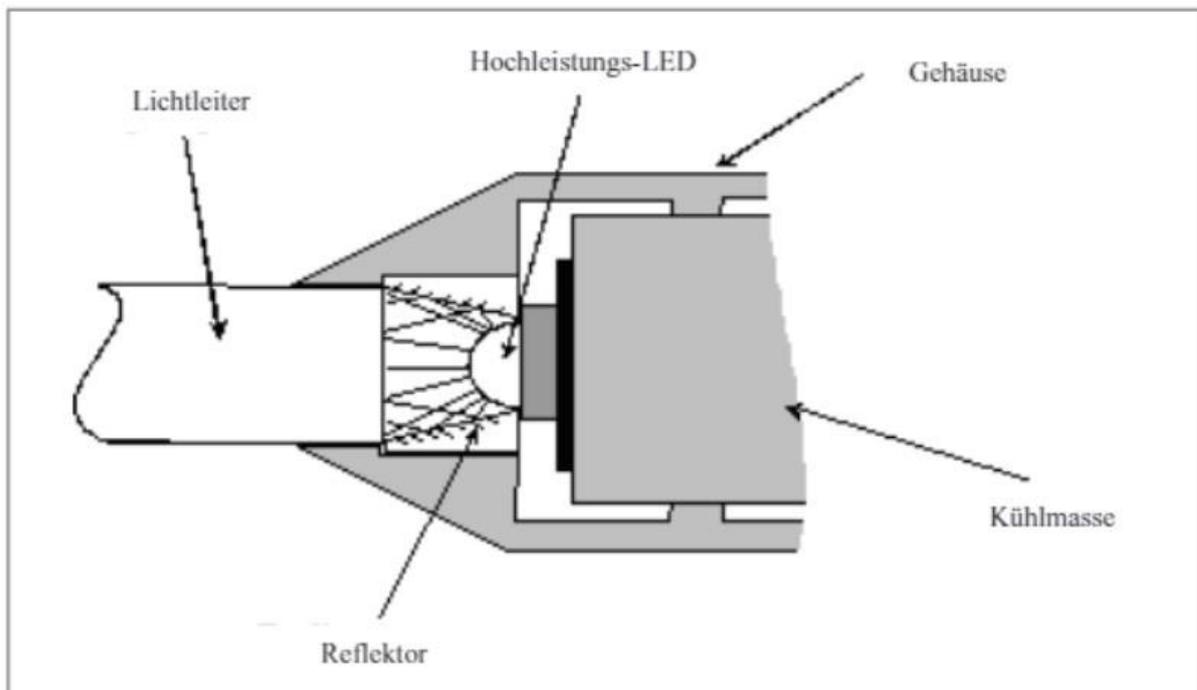
Ein weiterer Parameter bei der Polymerisation ist die Streuung des von der Lampe ausgesendeten Lichts. Diese ist abhängig von der Entfernung vom Objekt und der Beschaffenheit des Lichtleiters. Bei Untersuchungen von Richard Price konnte gezeigt werden, dass die Stärke der Bestrahlung mit der Entfernung exponentiell abnimmt. Entfernt man die Lichtquelle 6 mm

vom zu bestrahlenden Objekt, reduziert sich die Stärke der Bestrahlung um circa 50%, bei einer Entfernung von 10 mm um circa 80 % [75].

Bei schwer zugänglichen Stellen, wie Approximalflächen, muss deshalb die Belichtungszeit verlängert werden, um eine ausreichende Polymerisation zu gewährleisten [87]. Bei Lichtgeräten, bei denen die LEDs direkt vor dem Lichtaustrittsfenster liegen, wird das Licht durch Linsen oder Faserstäbe weitergeleitet. Dadurch kann die Lichtstreuung minimiert werden [90].

#### Abbildung 4

##### LED-Polymerisationslampe

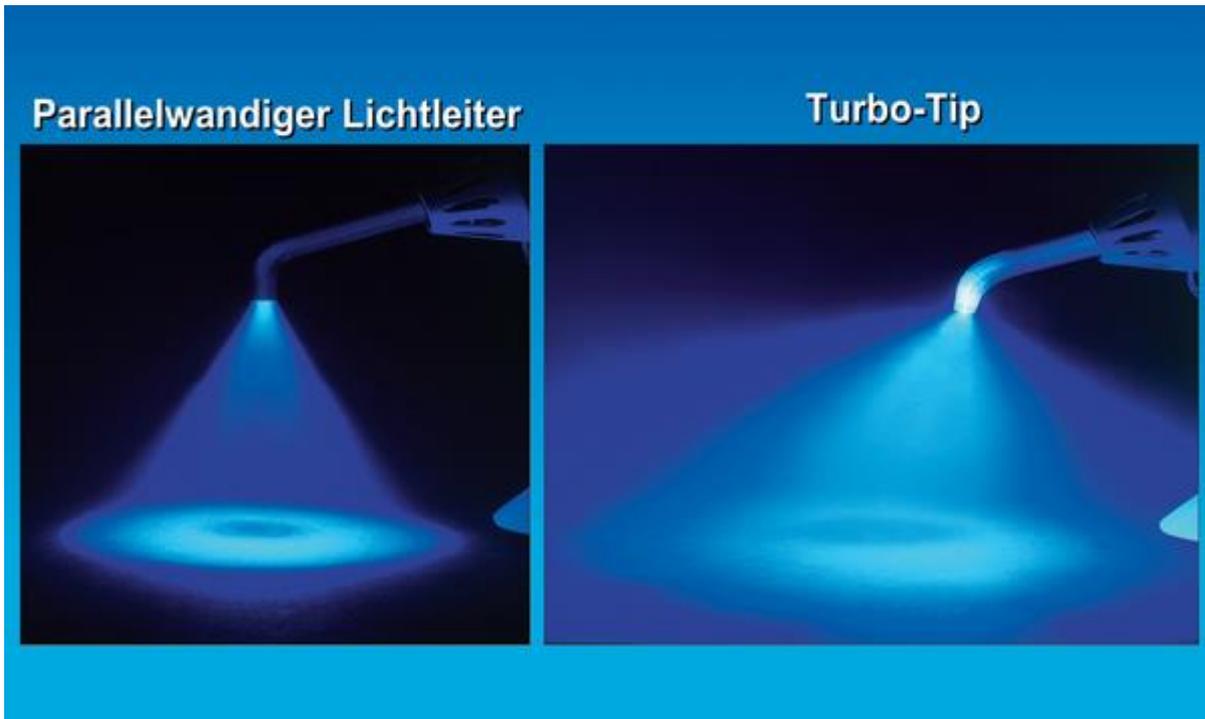


Anmerkung: Technischer Aufbau einer LED-Polymerisationslampe [1]

Bei sog. Turbolichtleitern ist das Lichtaustrittsfenster des Lichtleiters größer als das Eintrittsfenster. Sie verjüngen sich somit zum Austrittsfenster hin, wodurch sie das Licht stärker streuen als zylinderförmige (siehe Abbildung 5). Bei zunehmendem Abstand zum Lichtaustrittsfenster weisen sie somit einen höheren Abfall der Bestrahlungsstärke auf [82].

## Abbildung 5

### Lichtleiter



*Anmerkung: Lichtstreuungseigenschaften von verschiedenen gestalteten Lichtleitern und verschiedenen LED-Positionen. [8]*

Des Weiteren sind große Durchmesser des Lichtleiters (circa 10 mm) vorteilhaft, damit auch großflächige Kavitäten, zum Beispiel MOD-Füllungen, komplett ausgeleuchtet werden können und Mehrfachbelichtungen überflüssig oder reduziert werden [91].

### 3.5.2 Lichtintensität und Leistung

Lichtleistung und Intensität sind wichtige Parameter für die Energiemenge, die pro Zeit auf die Restauration trifft. Die Lichtleistung wird in mW angegeben und beschreibt die Energie, die von der Lichtquelle ausgesendet wird. Die Lichtintensität hingegen ist die einfallende Energie pro Fläche, die auf die Restauration trifft. Sie wird angegeben in  $\text{mW}/\text{cm}^2$ . Empfohlen für eine ausreichende Polymerisation wird eine Lichtintensität zwischen  $800$  und  $1.500 \text{ mW}/\text{cm}^2$  [74]. In diesem Wert miteinberechnet ist zusätzlich auch die Fläche des Lichtaustrittsfensters. Kleinere Durchmesser haben bei gleicher Lichtstärke der Lichtquelle eine höhere Lichtintensität.

### 3.5.3 Temperaturentwicklung während der Lichthärtung

Die in dieser Arbeit untersuchte Polymerisationslampe Bluephase PowerCure ist eine Hochleistungs-LED-Lampe. Hochleistungs-LEDs strahlen mit einer erhöhten Lichtintensität ( $3050 \text{ mW/cm}^2$ ) auf das zu polymerisierende Komposit. Deshalb soll an dieser Stelle auch auf, die in dieser in-vitro-Studie außer Acht gelassenen, negativen biologischen Auswirkungen der hohen Lichtintensität hingewiesen werden.

Bei der Polymerisation durch Lichtbestrahlung werden zwangsläufig auch die Zahnhartsubstanz, das umliegende Weichgewebe und bei geringer Reststärke der Zahnhartsubstanz auch die Pulpa bestrahlt. Bei einer höheren Lichtintensität ist auch die Energie, die bei der exothermen Polymerisation frei wird, entsprechend größer. Diese und die Bestrahlungsenergie der Lampe selbst wird beim Bestrahlen der Füllung in Form von Wärme frei [35]. Dadurch kommt es zu einem schnelleren und höheren Temperaturanstieg als bei herkömmlichen LED-Polymerisationsgeräten [42]. Dies kann bei unvorsichtigem Gebrauch Reizungen der Pulpa bis zu irreversiblen Pulpaschädigungen zur Folge haben [49]. Die vorherrschende Meinung besagt, dass eine Temperaturerhöhung der Pulpa von mehr als  $5,5 \text{ }^\circ\text{C}$  zu irreversiblen Pulpaschäden führen kann [6].

Um diese Gefährdung gerade beim Gebrauch von Hochleistungs-LEDs auszuschließen, sollten sie deshalb lediglich in Klasse I und II Kavitäten, welche von okklusal zu belichten sind, und nicht bei tieferen Kavitäten eingesetzt werden. Zudem kann der Hitzeentwicklung auch mithilfe eines Luftstroms durch einen Püster entgegengewirkt werden [72].

Die Gingiva ist ebenfalls gut zu schützen. Auf Grund der roten Farbe des Gewebes, kann die Wellenlänge des blauen Lichts sehr gut absorbiert werden. Es entsteht als Folge der Absorption viel Wärmeenergie, die zu einer starken Hitzeentwicklung bis zu leichten Verbrennungen führen kann [55].

## 4 Material und Methoden

### 4.1 Übersicht der Verwendeten Materialien

Die Studie wurde *in vitro* an 50 menschlichen, dritten Molaren, die frei von Karies und Schmelz- oder Dentinanomalien waren und aus therapeutischen Gründen extrahiert wurden, durchgeführt. In alle Zähne wurde eine Klasse I Kavität mit den Maßen 4 mm x 4 mm x 4 mm gebohrt. Im Anschluss wurden alle Zähne in acht Gruppen je fünf Zähnen eingeteilt und abhängig ihrer Versuchsgruppen (vgl. Tabelle 4) mit dem Etch & Rinse oder Selective-Enamel-Etch-Verfahren konditioniert und im Anschluss mit einem Lichthärtenden-Ein-Komponenten-Adhäsiv AdheSE Universal (vgl. Tabelle 1), welches Teil des 3s-PowerCure-Produktsystems (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) ist, gebondet. Vier Gruppen wurden im nächsten Schritt mit Ultrakurzzeitpolymerisaten desselben 3s-PowerCure-Produktsystems (vgl. Tabelle 2) gefüllt und mit der dazugehörigen Hochleistungs-LED-Lampe (3s-PowerCure-Bluephase) im 3s-PowerCure-Modus ausgehärtet. Diese besitzt eine Lichtintensität von 3.050 mW/cm<sup>2</sup>. Weitere vier Gruppen wurden als Vergleichswert mit einen herkömmlichen Nano-Hybrid-Komposit Venus Pearl (Fa. Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland) oder dem BulkFill-Flowable SDR (Fa. Densply Sirona, Konstanz, Deutschland) gefüllt und mit einer herkömmlichen Polymerisationslampe Elipar LED (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) (vgl. Abbildung 6) mit einem Wellenspektrum von 430-480 nm und einer Lichtintensität von 1.480 mW/cm<sup>2</sup> 20 s ausgehärtet.

#### Abbildung 6

##### *Polymerisationslampen*



*Bluephase [38], DeepCure L ESPE Elipar [1]*

**Tabelle 2**

*Inhaltsstoffe AdheSE Universal*

<b>Funktion</b>	<b>Wirkstoff/Komponente</b>	<b>Anteil</b>
<b>Monomer</b>	Methacrylate und Dimethylacrylate	60-70 %
<b>Vernetzer</b>		
<b>Adhäsiv-Zusatz</b>		
<b>Lösungsmittel</b>	Ethanol und Wasser	23-28 %
<b>Filmbildner</b>	Siliziumoxid	3-5 %
<b>Initiatoren und Stabilisatoren</b>		3-5 %

[40]

**Tabelle 3**

*Inhaltsstoffe Power-Cure-System*

<b>Funktion</b>	<b>Wirkstoff/Komponente</b>	<b>Tetric PowerFill</b>	<b>Tetric PowerFlow</b>
<b>Füller</b>	Ba-Al-Silikatglas, Copolymer, Ytterbiumtrifluorid	79 %	71 %
<b>Monomer</b>	Dimethylacrylate	18 %	28 %
<b>Viskositäts-modifizierer</b>	Additiv		
<b>Initiatoren und Stabilisatoren</b>		3 %	3 %
<b>Pigmente</b>			

[40]

## 4.2 Vorbereitung und Präparation

Die dritten Molaren wurden direkt nach der Extraktion in wässriger 0,9% Natriumchlorid und 0,001% Natriumazid-Lösung gelagert. Alle Zähne wurden mit Scaler, Küretten, Bürsten und Wasser von Geweberesten gereinigt. In jeden Zahn wurde eine okklusale Klasse-I-Kavität mit den Maßen 4 mm x 4 mm x 4 mm präpariert (vgl. Abbildung 7). Dabei war darauf zu achten, dass das Pulpakavum nicht durchscheint und somit eine Restschicht Stärke von mindestens 1 mm Dentin verblieb. Zur Präparation wurden Zylinder- und Flammen-Diamantschleifer (Fa.

Komet, Lemgo, Deutschland) unter Wasserkühlung bei (100.000 – 200.000 U/min) verwendet.

### Abbildung 7

*Präparierte Kavität*



*Anmerkung: extrahierter Molar mit 1mm x 1 mm Kavität*

## 4.3 Versuchsstruktur

Für das weitere Vorgehen erfolgte eine randomisierte Gruppeneinteilung der Zähne in acht Gruppen á fünf Zähne (vgl. Tabelle 4).

**Tabelle 4**

*Versuchsgruppeneinteilung*

Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8
Schichtung	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm
Lampe	ESPE		Bluephase PowerCure		ESPE		Bluephase PowerCure	
Konditionierung	E&R				SEE			

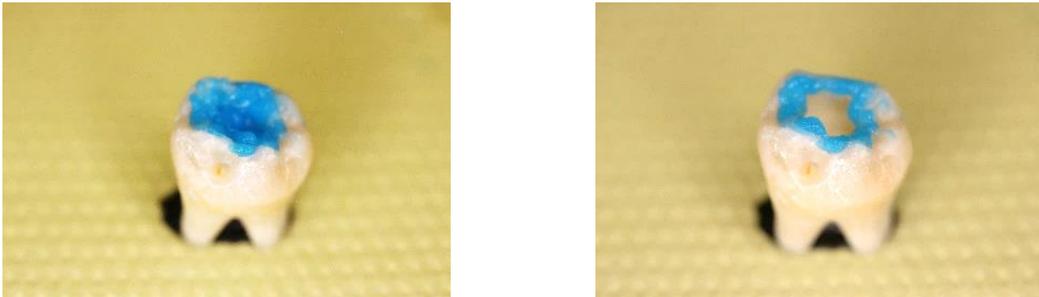
## 4.4 Konditionierung

Konditioniert wurden alle Zähne mit 36 %iger Phosphorsäure DeTrey (Densply Sirona, Konstanz, Deutschland). Bei Gruppe eins bis vier wurde das Etch&Rinse Verfahren angewendet. Dabei wird die Phosphorsäure auf den Schmelz für 30 s und das Dentin für 15 s aufgetragen.

Bei den Gruppen fünf bis acht wurde lediglich selektiv der Schmelz 30 s geätzt (Selective-Enamel-Etch) (vgl. Abbildungen 8). Nach der jeweiligen Einwirkzeit wurde die Kavität abgesprüht und leicht getrocknet, sodass sie das Ätzmuster zeigte.

### Abbildung 8

Konditionierung



*Anmerkung: Etch & Rinse Technik links, Selective-Enamel-Etch rechts dargestellt*

## 4.5 Adhäsiv

In die Kavitäten aller Zähne wurde das Adhäsiv AdheSE Universal (vgl. Abbildung 9) appliziert und 20 s lang einmassiert, im Anschluss mit wasser- und ölfreier Luft leicht verblasen und je nach Gruppe mit einer herkömmlichen Polymerisationslampe für 10 s oder der Bluephase-Power-Cure für 3 s im 3s-Cure-Modus lichtgehärtet.

### Abbildung 9

*Adhese Universal Pen*



*Anmerkung: AdheSE Universal VivaPen [40] links abgebildet, in Anwendung rechts abgebildet*

## 4.6 Einbringen der plastischen Füllung und Polymerisation

Vier verschiedene Produkte wurden mit dem Inkrement- oder Bulk-Fill-Verfahren mittels eines Tantalinstrument eingebracht. Gruppe eins und fünf wurden mit dem Nanohybridkomposit Venus gefüllt. Dazu wurde eine 2 mm-Schicht in die Kavität eingebracht und mit der herkömmlichen Polymerisationslampe 20 s ausgehärtet. Anschließend wurde eine weitere Schicht von 2 mm eingebracht und erneut für 20 s ausgehärtet. Gruppe zwei und sechs wurden mit dem BulkFill-Komposit SDR in einer 4 mm-Schicht gefüllt und anschließend für 20 s mit einer herkömmlichen Polymerisationslampe ausgehärtet. In Gruppe drei und sieben wurde zunächst eine 2 mm-Schicht des Ultrakurzzeitpolymerisats als Flowable appliziert, 3 s mit der Bluephase Polymerisationslampe ausgehärtet, anschließend mit einer 2 mm Schicht dazu gehörigen stopfbare Ultrakurzzeitpolymerisats aufgefüllt und erneut 3 s ausgehärtet. Gruppe vier und acht wurde mit ebendiesem in einer 4 mm Schicht gefüllt und anschließend mit der Bluesphase-PowerCure 3 s ausgehärtet.

Die Füllungsänder wurden jeweils mit einem Heidemann als Modellierinstrument der Zahnmorphologie angeglichen, so dass harmonische Übergänge entstanden. Eine weitere Ausarbeitung der Füllungsänder war für diesen Versuchsaufbau nicht notwendig. Die gefüllten Zähne wurden anschließend drei Monate bei Raumtemperatur in 0,9% Natriumchlorid und 0,001% Natriumazid Lösung gelagert.

### Abbildung 10

*Inkrementstärke*



*Anmerkung: Bulkfill-Technik (links), Inkrement-Technik (rechts) vereinfacht dargestellt*

## 4.7 Sägen der Scheiben und Stäbchen

### 4.7.1 Präzisionssäge

Zur Vorbereitung wurden von allen Zähnen die Wurzeln mit einer Diamantscheibe abgetrennt. Die Zahnproben wurden im Anschluss mit der Präzisionssäge (vgl. Abbildung 11) zunächst in Scheiben und anschließend in Stäbchen gesägt (vgl. Abbildung 12). Dazu wurde ein Diamantsägeblatt mit einer Schneidegeschwindigkeit von 150 U/min mit Kühlflüssigkeit verwendet.

#### **Abbildung 11**

*Isomet 1000*



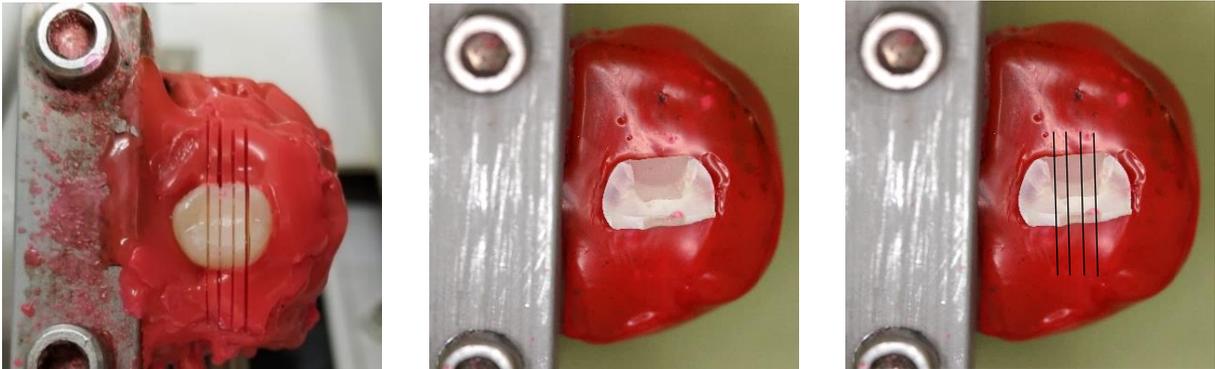
### 4.7.2 Vorgehen

In den Trägerarm der Präzisionssäge IsoMet 1000 (Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) wurde ein Kunststoffblock eingespannt und auf diesem die Zahnprobe mit Klebewachs befestigt. Der erste Schnitt der Säge durch die Probe wurde so gewählt, dass er durch die Zahnhartsubstanz-Komposit-Grenze verläuft. Für die weiteren Schnitte wurde die Säge jeweils um 1,3 mm nach rechts verschoben. Wiederholt man diesen Vorgang vier Mal, entstehen fünf Zahnscheiben (siehe Abbildung 12). Die mittleren drei Zahnscheiben bestehen okklusal aus der Komposit-Füllung und apikal aus Dentin. Diese drei Scheiben wurden erneut einzeln auf dem Kunststoffträger mit Wachs befestigt. Der erste Sägeschnitt sollte auch beim Sägen der Stäbchen auf der Zahnhartsubstanz-Komposite-Grenze liegen. In selber Manier wie auch beim Sägen der Scheiben, wird die Säge nach jedem Schnitt um 1,3 mm nach rechts weiter justiert. So entstehen fünf Stäbchen, von denen die mittleren drei okklusal Komposit und apikal Dentin enthalten.

Dieser Vorgang wird mit allen Scheiben wiederholt, sodass Stäbchen mit den Maßen 1 mm x 1mm entstehen. Nach Ablösung der Stäbchen vom Träger wurden die noch intakten Stäbchen in destillierten Wässern gelagert.

### **Abbildung 12**

#### *Sägesystematik*



*Anmerkung: Sägesystematik 1. in Scheiben gesägt 2. befestigte Scheibe einzeln 3. Scheibe in Stäbchen gesägt*

## **4.8 Bestimmung der Komposit-Dentin Haftwerte**

### **4.8.1 Microtensile**

Zur Ermittlung der Haftwerte wurde die Kleinlastprüfmaschine MTD-500 (Fa. SD-Mechatronik, Feldkirchen, Deutschland) verwendet, welche laut Herstellerangaben für die Mikro-Zugversuche, in dessen Bereich auch der Komposit-Dentin-Verbund fällt, geeignet ist (vgl. Abbildung 13). Eingestellt wurde eine Fahrgeschwindigkeit von 1 mm/min und eine max. Kraft von 50 N. Mit der zugehörigen Software ließen sich Minimal- und Maximalbruchkraft anzeigen und grafisch darstellen.

### **4.8.2 Vorgehen**

Zur Ermittlung der Klebefläche wurde ein Stäbchen zunächst mit dem Tastzirkel vermessen und der Wert notiert. Anschließend wurde es jeweils an seinem Dentin- und Kompositende mit einem kleinen Tropfen Sekundenkleber (Yuki Model der Firma Big Difference, Bad Bramstedt) in horizontaler Richtung an der Abzugsvorrichtung befestigt und die korrekte

Position überprüft. Der Kleber wurde anschließend durch den zugehörigen Spühaktivator aktiviert. Durch das Starten der Microtensile bzw. Auseinanderfahren der Abzugsvorrichtung kam es zum Bruch des Stäbchens an der Dentin-Komposit-Grenze. Nach dem Bruch wurde der Versuch gestoppt. Die Bruchkraft des Stäbchens konnte in der Software in Newton abgelesen werden.

### Abbildung 13

#### Microtensile



*Anmerkung: Auf dem unteren Bild ist der Einspannbereich der Microtensile dargestellt, der im oberen Bild im weißen Kasten zusehen ist.*

## 4.9 Beurteilung unter dem REM

### 4.9.1 Vorbereitung

Für die Beurteilung der Bruchflächen unter dem Rasterelektronenmikroskop wurden die Dentinprobenstäbchen wie folgt vorbereitet: Aus jeder Gruppe wurden exemplarisch vier Proben ausgewählt. Mit Hilfe eines lichthärtenden Komposit wurden sie so auf dem Objektträger befestigt, dass die Bruchfläche parallel zur Mikroskop Ebene ausgerichtet ist. Seitlich wurde anschließend am Objektträger eine Verbindung mit einer Graphitpaste Leit-C-Plast (Fa. Neubauer Chemikalien, Münster, Deutschland) geschaffen. Mittels des Beschichtungsgerätes Balzer SCD Sputter Coater (Fa. BAL-TEC AG, Balzers, Lichtenstein) (vgl. Abbildung 14). wurden die Proben unter Hochvakuum bei einer Spannung von 30 mA für 120 s mit Gold besputtert. Dieser Vorgang dient der Leitfähigkeit und somit der Sichtbarkeit der Strukturen unter dem REM. Dabei werden Goldatome in ihrer Gasphase auf dem Proben Relief verteilt.

#### **Abbildung 14**

##### *Sputter*



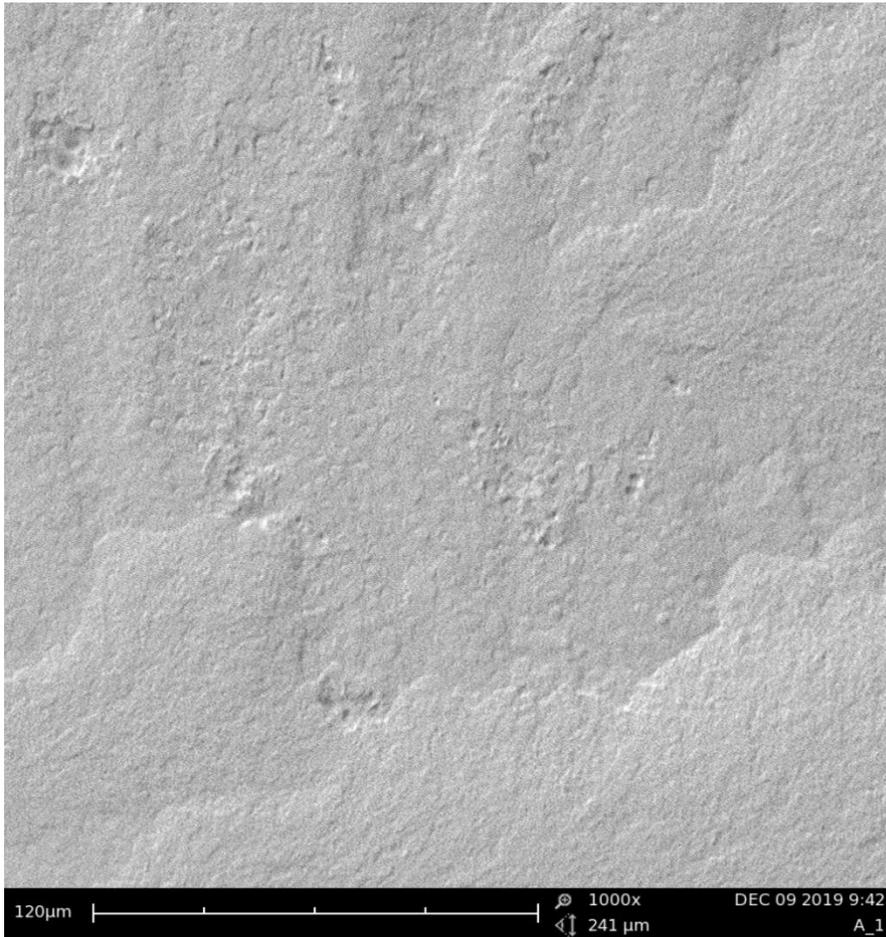
*Anmerkung: im rechten Bild ist das Beschichtungsgerät sichtbar, links die besputterte Probe*

#### 4.9.2 Beurteilung der Bruchflächen

Die Beurteilung der Bruchflächen des Dentins wurden mittels Rasterelektronenmikroskop (Phenom LOT-Quantum-Design GmbH, Darmstadt, Deutschland) Aufnahmen angefertigt.

#### **Abbildung 15**

*Beispielbild REM*



## 5 Ergebnisse

### 5.1 Methodik der statistischen Auswertung

In dieser Studie wurde die Zugkraft, mit der die Dentinstäbchen auseinandergezogen wurden, als Parameter für die Dentinhaftung gemessen. Einige Stäbchen brachen während der Herstellung, vor der eigentlichen Messung. Diese vorzeitigen Brüche wurden mittels Chi Quadrat-test statistisch ausgewertet.

Bei den übrigen Proben konnten die Haftwerte gemessen werden. Sie wurden durch dreifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) miteinander verglichen. Als Signifikanzniveau wurde ein Wert von  $\alpha = 0,05$  bestimmt. Vergleiche erfolgten nach Konditionierungsverfahren, Schichttechnik und Art der Polymerisationslampe.

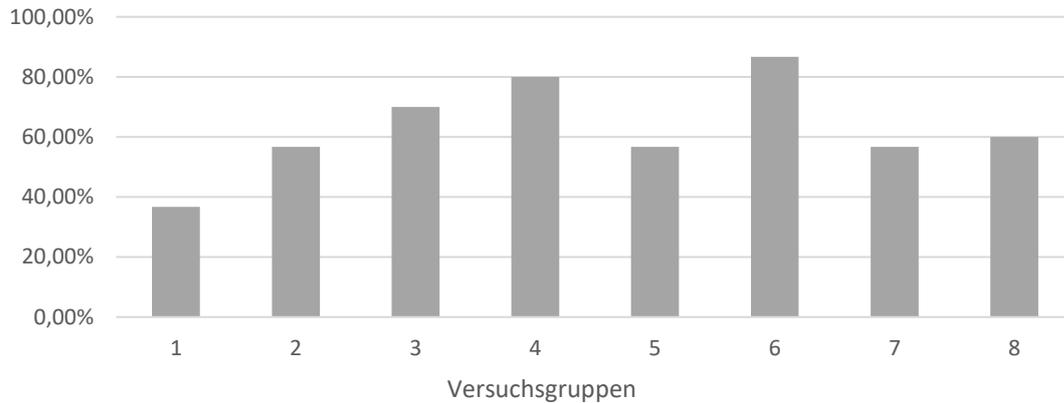
Die statistische Analyse erfolgte mittels SPSS® für Windows (SPSS Inc., Chicago, USA). Die graphischen Darstellungen wurden mithilfe von Excel® (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) erstellt.

### 5.2 Vorzeitige Brüche

Bei der Herstellung der Komposit-Dentin-Stäbchen kam es beim Sägen sowie beim Einspannen in die Microtensile vermehrt zu Brüchen. Dadurch verringerte sich die Anzahl der gemessenen Proben in einigen Gruppen erheblich. In der untenstehenden Grafik ist der Anteil dieser Stäbchen an der Gesamtanzahl der in die Studie eingeflossenen Proben prozentual dargestellt.

### Abbildung 16

#### Anteil der vorzeitigen Brüche



<b>Schichtung</b>	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm
<b>Lampe</b>	ESPE		Bluephase PowerCure		ESPE		Bluephase PowerCure	
<b>Konditionierung</b>	E&R				SEE			

Anmerkung: Anteil der vorzeitigen Brüche in den Versuchsgruppen als Balkendiagramm dargestellt

Zu erkennen ist, dass die Versuchsgruppen vier und sechs die meisten Verluste der Stäbchen vor der Messung aufweisen. Hierbei handelt es sich bei dem PowerCure-System um die Anwendung der BulkFill-Technik unter E&R-Konditionierung. Bei der ESPE-Lampe hingegen um die BulkFill-Technik in Verbindung mit der SEE-Konditionierung. Am wenigsten Brüche vor der Messung wies die Versuchsgruppe eins auf. Hier wurde der Goldstandard (E&R, Inkrementtechnik, herkömmliche Polymerationslampe) zur Füllung der Proben verwendet.

Statistisch konnte belegt werden, dass sich die Wahrscheinlichkeiten für Brüche vor der Messung unter den Gruppen signifikant unterscheiden,  $\chi^2 (7, N = 240) = 23,30, p = ,002$ .

#### 5.2.1 Regressionsanalyse

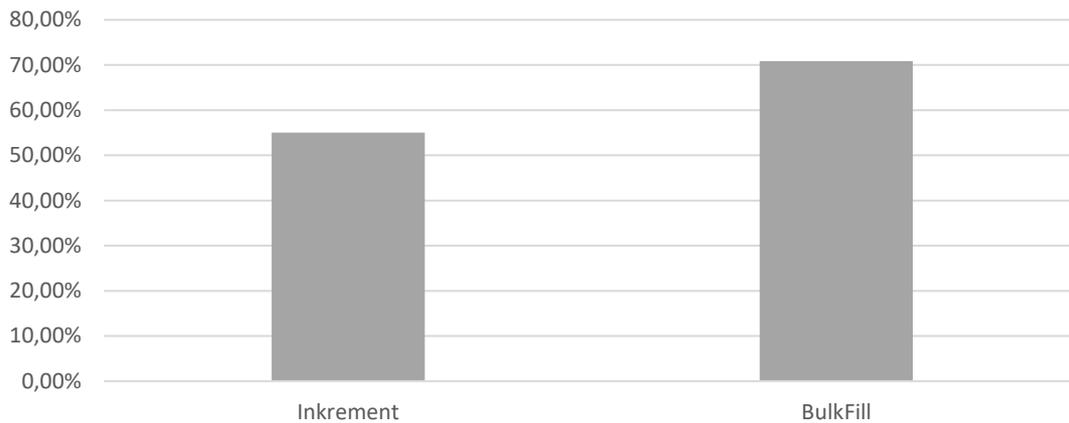
Um die Haupt- und Interaktionseffekte der frei manipulierten Variablen auf statistische Signifikanz zu überprüfen, analysierte ich die dichotomen Bruchdaten mit einer logistischen Regression. Das Modell beinhaltet die Faktoren Inkrementstärke, Konditionierung und Polymerisationslampe (alle Effekt-kodiert), sowie ihrer Interaktionen.

Das Modell fand einen statistisch signifikanten Haupteffekt der Inkrementstärke.

In den Versuchsgruppen, die mit der Inkrementtechnik befüllt wurden, kam es signifikant weniger häufig zu vorzeitigen Brüchen als in den Versuchsgruppen, die mit der BulkFill-Technik befüllt wurden,  $B = 0,39$ ,  $SE = 0,15$ ,  $Wald = 0,81$ ,  $p = ,008$ ,  $OR = 1,47$ .

### Abbildung 17

#### Vorzeitige Brüche



*Anmerkung: Anteil der vorzeitigen Brüche als Balkendiagramm dargestellt*

Es fand sich kein signifikanter Effekt der Konditionierung auf die Wahrscheinlichkeit vorzeitiger Brüche,  $B = -0,11$ ,  $SE = 0,15$ ,  $Wald = 0,55$ ,  $p = 0,459$ ,  $OR = 0,90$ .

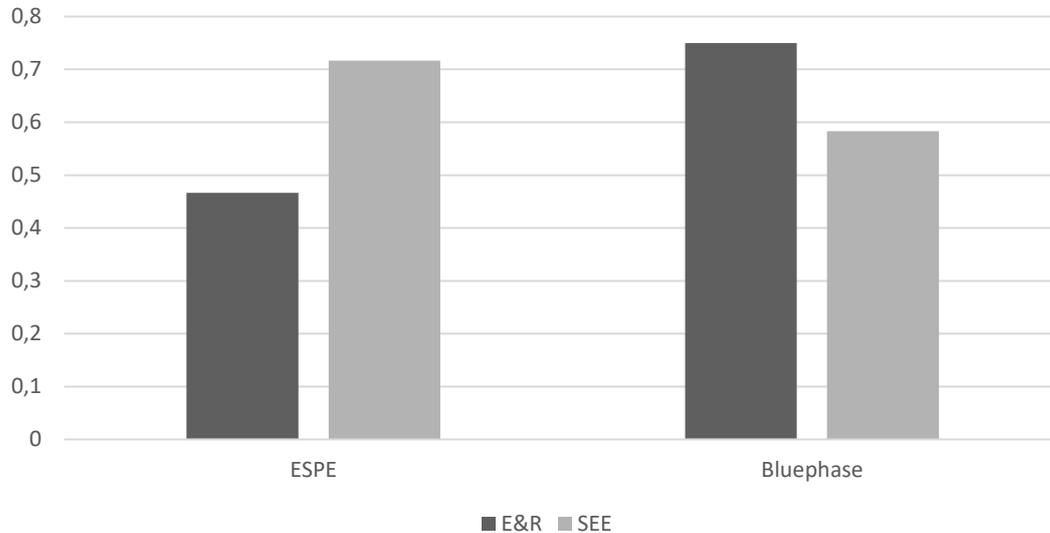
Auch die Auswahl der Lampe hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Wahrscheinlichkeit für Brüche,  $B = 0,13$ ,  $SE = 0,15$ ,  $Wald = 0,81$ ,  $p = 0,367$ ,  $OR = 1,14$ .

Der Interaktionseffekt zwischen der Auswahl der Lampe und Konditionierung war statistisch signifikant,  $B = 0,50$ ,  $SE = 0,15$ ,  $Wald = 11,77$ ,  $p < ,001$ ,  $OR = 1,64$ .

In den Versuchsgruppen, die mit der ESPE Lampe polymerisiert wurden, kam es signifikant weniger häufig zu vorzeitigen Brüchen, wenn die Probe mit der E&R-Ätztechnik konditioniert wurde. Dazu konträr kam es in den Versuchsgruppen, die mit dem Ultrakurzzeitpolymerisat gefüllt und mit der Bluephase polymerisiert wurden, signifikant weniger häufig zu vorzeitigen Brüchen, wenn vorher mit dem SEE-Verfahren konditioniert wurden.

**Abbildung 18**

*Interaktion Lampe-Konditionierung*



*Anmerkung: Balkendiagrammdarstellung des Anteils der vorzeitig gebrochenen Stäbchen zur Gesamtstäbchenanzahl der jeweiligen Gruppen*

Die Interaktion zwischen der Polymerisationslampe und der Inkrementstärke war nicht signifikant.  $B = -0,22$ ,  $SE = 0,15$ ,  $Wald = 2,26$ ,  $p = 0,133$ ,  $OR = 0,80$ .

Auch die Auswahl der Konditionierung interagiert nicht signifikant mit der Inkrementstärke,  $B = -0,05$ ,  $SE = 0,15$ ,  $Wald = 0,11$ ,  $p = 0,739$ ,  $OR = 0,953$ .

Die Kombination aller 3 Variablen, also die Auswahl der Polymerisationslampe, Konditionierung und Inkrementstärke in Abhängig voneinander war ebenfalls nicht signifikant,  $B = 0,15$ ,  $SE = 0,15$ ,  $Wald = 1,05$ ,  $p = 0,305$ ,  $OR = 1,16$ .

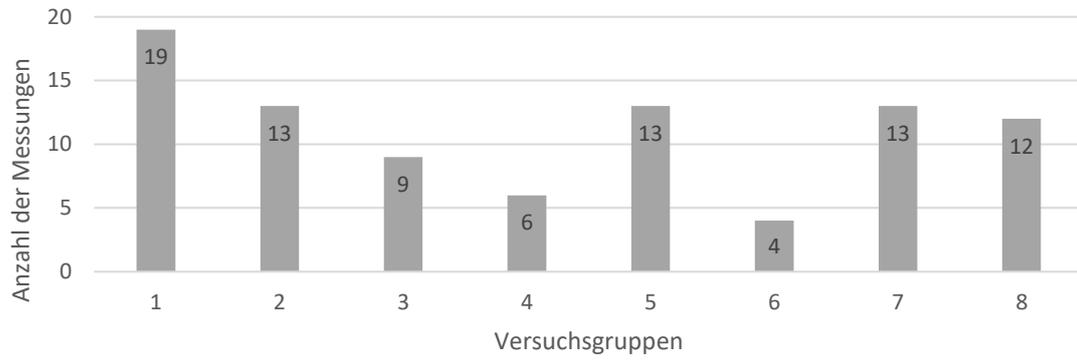
### 5.3 Messergebnisse

Nach der separaten Auswertung der vorzeitigen Brüche, wurden die Messergebnisse der übrigen Stäbchen mit einer Varianzanalyse (ANOVA) miteinander verglichen.

Die Brüche vor der Messung verringerten die Stichprobengröße immens. Dies wird in Abbildung 19 visualisiert. So konnten in der größten Versuchsgruppe eins, noch 19 Stäbchen, in der kleinsten Gruppe sechs, lediglich vier Stäbchen gemessen werden.

**Abbildung 19**

*Mikrotensile-Messungen*

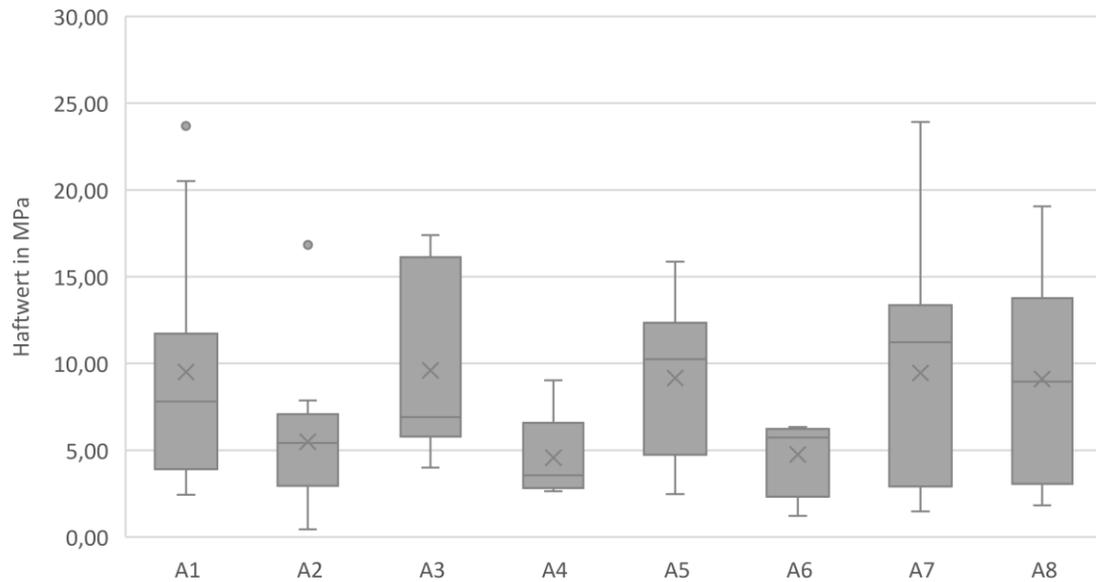


<b>Schichtung</b>	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm
<b>Lampe</b>	ESPE		Bluephase PowerCure		ESPE		Bluephase PowerCure	
<b>Konditionierung</b>	E&R				SEE			

*Anmerkung: Darstellung der Messprobenanzahl als Balkendiagramm*

**Abbildung 20**

*Deskriptive Analyse*



<b>Schichtung</b>	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm	2x2 mm	4 mm
<b>Lampe</b>	ESPE		Bluephase PowerCure		ESPE		Bluephase PowerCure	
<b>Konditionierung</b>	E&R				SEE			

*Anmerkung: Darstellung der Ergebnisse als Box-Plot mit Ausreißern und Extremwerten, Mittelwert und Median, 95%Interquartile*

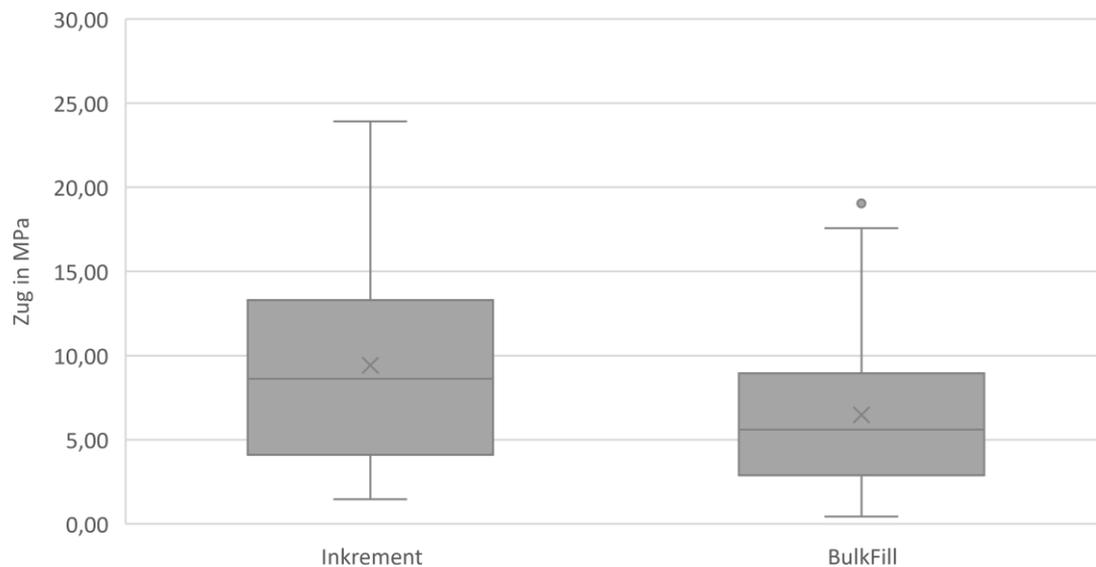
## 5.4 Analyse der Haftwerte

Um die Haupt- und Interaktionseffekte der frei manipulierten Variablen auf statistische Signifikanz zu überprüfen, wurden die Haftwert mit einer ANOVA analysiert. Das Modell beinhaltete die Faktoren Inkrementstärke, Konditionierung und Polymerisationslampe (alle Effektkodiert) sowie ihre Interaktionen.

Für die Inkrementstärke wurde ein signifikanter Haupteffekt sichtbar. Bei Stäbchen, die mit der Inkrementtechnik von 2 x 2 mm Inkrementen befüllt und jeweils polymerisiert wurden, konnten signifikant höhere Haftwerte gemessen werden als bei Stäbchen, die nach der Bulk-Fill-Technik in einem Schritt gefüllt und polymerisiert wurden.  $F(1,81) = 7,45$ ,  $p = 0,008$ ,  $\eta^2 = 0,08$ .

## Abbildung 21

### Einfluss Inkrementstärke



Anmerkung: Boxplotdarstellung Median, Mittelwert, 95%-Interquartile, Ausreißer und Extremausreißer

Weitere Haupteffekte wurden nicht sichtbar. Die Auswahl der Lampe bzw. Polymerisates korrelierte nicht signifikant mit schlechteren Haftwerten.  $F(1,81) = 0,57$ ,  $p = 0,454$ ,  $\eta^2 = 0,01$

Ebenso verhielt es sich bei der Wahl der Konditionierung.  $F(1,81) = 43$ ,  $p = 0,512$ ,  $\eta^2 = 0,01$

Signifikant schlechtere Haftwerte für die Kombination von Lampenauswahl und Inkrementtechnik konnten in dieser Studie nicht festgestellt werden  $F(1,81) = 0,36$ ,  $p = 0,547$ ,  $\eta^2 = 0,05$ . Ebenso für die Kombination aus Lampenauswahl und Konditionierung sowie Inkrementtechnik und Konditionierung  $F(1,81) = 1,16$ ,  $p = 0,284$ ,  $\eta^2 = 0,01$ ;  $F(1,81) = 0,718$ ,  $p = 0,399$ ,  $\eta^2 = 0,01$ . Auch für die Kombination aller 3 Variablen konnte keine Signifikanz bezüglich der Haftwerte festgestellt werden  $F(1,81) = 0,999$ ,  $p = 0,321$ ,  $\eta^2 = 0,01$ .

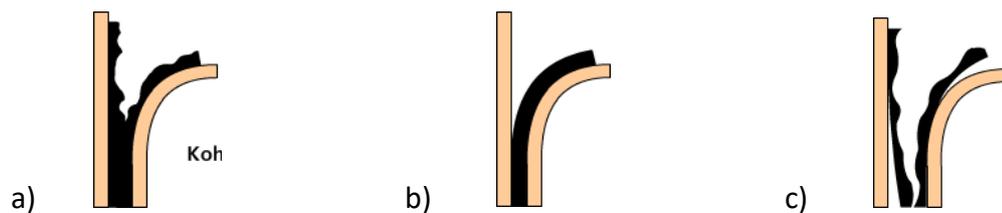
Aufgrund der geringen Probengrößen in einigen Gruppen ist die statistische Power insbesondere bezüglich der Interaktionseffekte nur sehr gering. In dieser Studie nicht signifikante Beobachtung kann es durchaus geben.

## 5.5 Auswertung der REM- Aufnahmen

Die REM-Aufnahmen der Bruchflächen zeigen stichprobenartig den Bruchverlauf der Stäbchen. Unterschieden wird hier zwischen drei Bruchverlaufsarten. Es zeigten sich rein kohäsive, rein adhäsive sowie gemischt kohäsiv und adhäsive Bruchverläufe. Ein kohäsiver Bruch liegt entweder vollständig im Komposit oder vollständig im Dentin. Ein adhäsiver Bruch entsteht entlang der Hybridschicht zwischen Adhäsiv und Dentin oder Adhäsiv und Komposit. Bei einem gemischt kohäsiv-adhäsiven Bruch verläuft der Bruchspalt sowohl durch die Hybridschicht als auch durch Komposit oder Dentin. Hierbei werden unter dem REM kleinere und größere Komposit- bzw. Dentinauflagerungen sichtbar [27].

### Abbildung 22

#### Bruchverläufe



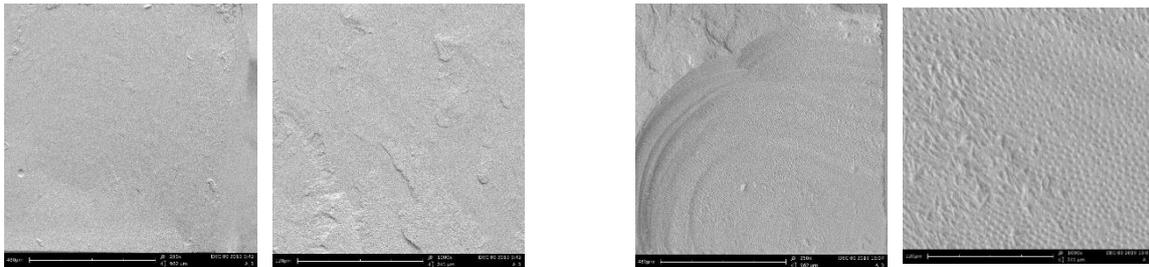
Anmerkung: a) Kohäsionsbruch, b) Adhäsionsbruch, c) Gemischtbruch [63]

## Abbildung 23

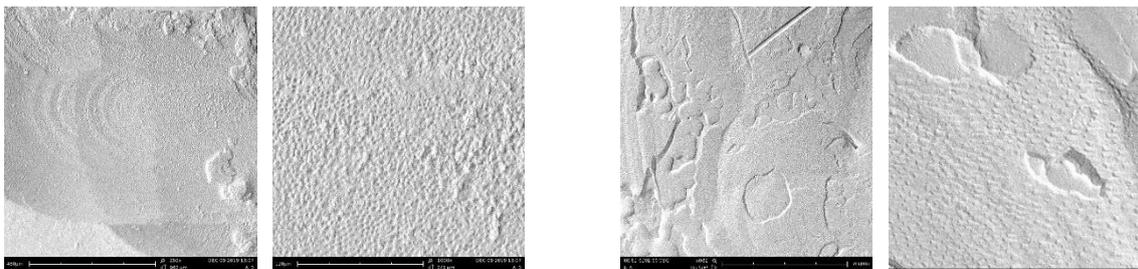
### REM-Aufnahmen



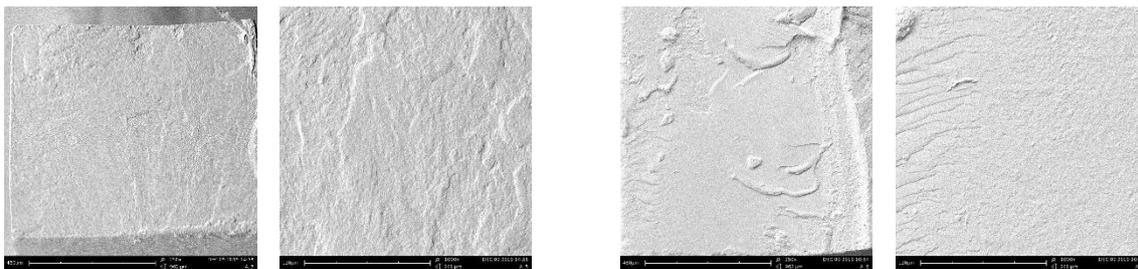
#### a) E&R – Inkrement



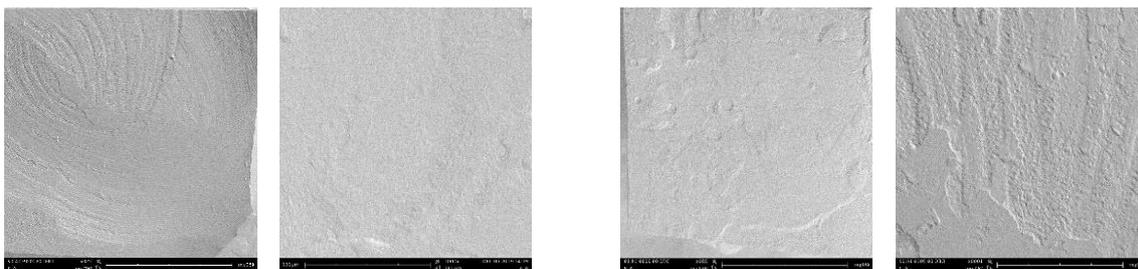
#### b) E&R – BulkFill



#### c) SEE – Inkrement



#### d) SEE – BulkFill



Anmerkung: Stichprobenartige REM-Aufnahmen gruppiert nach Lampenart, sowie Konditionierung und Schichtung (a-d): 1. Bild jeweils in 250facher, 2. Bild in 1000facher Vergrößerung

In beiden Proben mit E&R Konditionierung und Inkrementtechnik zeigte sich unabhängig von der Lampenauswahl ein vorwiegend adhäsives Versagen.

Bei gleicher Konditionierung und Schichtung in BulkFill Technik zeigt sich bei den Stichproben mit der herkömmlichen Lampe ein adhäsives mit der Bluephase hingegen ein gemischt adhäsiv-kohäsives Bruchmuster.

Bei der SEE- Konditionierung in Inkrementtechnik Anwendung ist das vorwiegende Bruchmuster beider herkömmlichen Lampe kohäsiv, unter Verwendung der Bluesphase Lampe hingegen gemischt kohäsiv-adhäsiv.

Auch bei SEE- Konditionierung und Anwendung der BulkFilltechnik unterscheiden sich die Bruchmuster der Lampen. Bei der herkömmlichen ist es vorwiegend adhäsiv, bei der Bluephase hingegen eher gemischt kohäsiv-adhäsiv mit einigen Kompositaufreibungen.

## 6 Diskussion

### 6.1 Diskussion des angewandten Testverfahrens

Grundsätzlich können Laborstudien wie die Vorliegende nur eine Prognose von Materialien in ihrem klinischen Einsatz geben [27]. Klinische Studien stellen theoretisch die beste Datengrundlage zur Vorhersage über den Langzeiterhalt von Füllungen da. In der Praxis weisen sie aber große Schwierigkeiten hinsichtlich der Planung und Durchführung auf. In klinischen Studien ist es zudem schwerer Ergebnisse auf genaue Variablen zurückzuführen [18]. In dieser Arbeit unter In-vitro-Bedingungen wird davon ausgegangen, dass lediglich die Variablen: Auswahl des Polymerisationsgerätes, die Dentinätzung sowie die Schichttechnik, Auswirkungen auf die direkte Verbundfestigkeit zwischen Komposit und Dentin haben. Alle anderen Gegebenheiten werden als gleich angesehen.

Der hier angewandte Microtensile-Test, welcher 1994 von Sano et al. Zahnmedizin eingeführt wurde, ist die aktuell verlässlichste Methode um die Zugkraft als Parameter für die Haftung von Dentin an Komposit zu evaluieren [5, 32, 63]. Dabei werden dekapitierte Zähne mit Kompositaufbauten versehen und anschließend in Stäbchen zersägt. Danach wird die Zugkraft

gemessen, die aufgebracht werden muss, um den Füllungs- vom Dentinanteil des Stäbchens zu trennen.

Als Vorteil der Messung mit der Microtensile gilt die Möglichkeit, mehrere Stäbchen und somit erheblich mehr Messwerte als bei Makrotests aus einem Probenzahn zu gewinnen [5]. Somit können verschiedene Dentinabschnitte eines Zahnes betrachtet werden. Denn die Tiefe und Lokalisation des Dentins im Bezug zur Pulpa hat einen signifikanten Einfluss auf die Haftergebnisse [86]. Außerdem resultieren aus der kleinen Haftfläche eine Verringerung der Fehler durch eine kleinere Standardabweichung [88].

Nachteilig bei Microtensile-Versuchen ist, dass das Einspannen der Komposit-Dentin-Stäbchen in die Abzugvorrichtung sowie die multiplen Sägeprozesse, zusätzlichen Stress an der Verbundzone erzeugen [3, 29]. Somit kommt es vermehrt zu Brüchen der Stäbchen vor der eigentlichen Messung. [88]

Auch bei dieser Untersuchung sind beim Sägen sowie beim Einspannen in die Microtensile Komposit-Dentin-Stäbchen frakturiert. Dadurch verringerte sich die Anzahl der gemessenen Haftwerte in einigen Gruppen erheblich. Die Anzahl der gebrochenen Stäbchen wurde zwar separat mittels Chi Quadrattest ausgewertet, fraglich ist aber ob der Bruch tatsächlich auf die Variablen der Studie zurückzuführen ist oder auch durch ungeschicktes, unvorsichtiges Handling beeinflusst werden konnte.

Ein weiterer an dieser Stelle zu erwähnender Punkt ist, dass im Mikrotensileverfahren lediglich Zugkräfte gemessen werden können. Klinisch stellen sie aber keine relevanten Kräfte da, die zum Ablösen des Komposit vom Dentin führen. Weitere Beobachtungen unter Kausimulation und Untersuchungen des Randspalts sowie klinische Studien sind hier ergänzend sinnvoll. Deshalb sollen im Folgenden die Ergebnisse anderer Autoren mit dem PowerCure-System verglichen werden.

## 6.2 Diskussion der statistischen Auswertung

Um eine Verzerrung der Messergebnisse zu vermeiden, wurden die gebrochenen Stäbchen nicht als Nullwerte gemessen und flossen aus den folgenden Gründen nicht in die dreifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) der Messwerte ein.

An den Stäbchen, die bereits vor der Messung brachen, konnte keine Zugkraftmessung stattfinden. Zur statistischen Auswertung gibt es dann die Möglichkeit sie als Nullwerte mit in die Analyse einzubringen oder sie separat auszuwerten. Ich habe mich in dieser Studie für eine separate Auswertung entschieden. Nullwerte, welche in die Analyse der Zugkräfte mit einfließen implizieren einen Bruch bei einer Kraft von null Newton. Ein Bruch z.B. beim Einspannen in die Vorrichtung ist aber ein qualitativ anderes Ereignis, als wenn der Zahn tatsächlich bei einer Zugkraft von null Newton bricht. Deshalb ist der Wert auf der gleichen metrischen Skala nicht interpretierbar und gesondert zu betrachten.

Bezieht man die Nullwerte nicht mit ein, verringern sich die Stichprobengrößen allerdings immens. Deshalb habe ich die vorzeitigen Brüche im Vergleich zu den nicht gebrochenen Stäbchen mittels Chi Quadrattest statistisch ausgewertet und die Ergebnisse beider Versuche hinterfragt und verglichen.

## 6.3 Diskussion des PowerCure-Systems

### 6.3.1 Ergebnis dieser Arbeit

**Die Auswahl der Lampe bzw. des Polymerisates allein korreliert nicht signifikant mit einer höheren Wahrscheinlichkeit für Brüche.**

Unter Vorbehalt der wenigen Beobachtungen, gab es keine Signifikanz für höhere Haftwerte abhängig vom Polymerisationsgerät. Damit konnte diese Studie zeigen, dass mit dem PowerCure-System (Ultrakurzzeitpolymerisat und Bluephase Lampe im PowerCure-Modus) gleichwertig starke Haftverbunde hergestellt werden konnten, wie mit einer herkömmlichen Polymerisationslampe.

### 6.3.2 Ähnliche Untersuchungen

Ilie, Par und Watts untersuchten in verschiedenen Studien ebenfalls den Haftverbund bzw. die Qualität von Hochintensiv-polymerisierten Restaurationen im Vergleich zu etablierten Verfahren. Da der Versuchsaufbau und die verwendeten Materialien dieser Studie ähnlich sind, soll an dieser Stelle auf die Ergebnisse der Autoren eingegangen werden.

## Einfluss der Polymerisation

Ilie verglich in einer Studie aus 2019 die RAFT-Polymerisation bei hochintensiver Belichtung über 3 s mit der radikalischen Polymerisation bei herkömmlicher Belichtung über 20 s. Untersucht wurden etablierte Bulk-Fill-Komposites im Vergleich zu einem Ultra-Kurz-Zeit-Polymerisat, wie auch in dieser Studie. Als weitere Parameter gab es suboptimale und optimale Polymerisationsbedingungen, um sich der klinischen Situation anzunähern. Als suboptimal galt ein Abstand von 5 mm der Lichtquelle zum Zahn bei einem Winkel von 20 – 30 °, als optimal ein Abstand von 0 mm und ein gerader Strahlenwinkel von 0 ° [38].

Mittels Echtzeit-Fourier-Transformations-Infrarotspektroskopie (FTIR) und mechanischen Untersuchungen (tiefenmessender Eindruck mit linearer und räumlicher Verteilung der gemessenen Eigenschaften und Dreipunkt-Biegetests) wurde eine schnellere anfängliche Polymerisationskinetik bei der RAFT-Polymerisation sichtbar, die sich nach 300 s aber den Werten der radikalischen Polymerisation annäherte. Ebenfalls messbar war eine bessere Polymerisation in Schichten, die dicker als 4 mm waren.

Diese Parameter sind in der hier verfassten Studie nicht überprüfbar. Die Studie von Ilie unterstreicht aber auch das Ergebnis dieser Studie, dass die Ultrakurzzeitpolymerisation ähnlich gute Haftverbindungen erzeugt wie die herkömmliche Polymerisation. Und somit unter optimalen Bedingungen als gleichwertig einzustufen ist.

Unterscheidend zu ihrem Ilies Ergebnis gab es in dieser Studie aber auch keine Signifikanz für die Interaktion der Lampe mit der Art Inkrement Schichtung. Es konnte nur gezeigt werden, dass eine dickere Inkrementschichtung, unabhängig von der Wahl der Lampe und damit des Polymerisationsmechanismus, niedrigere Haftwerte zur Folge hatte. Darauf hatte auch die Ultra-kurzzeit-polymerisation keine messbare Auswirkung. Den von Ilie beschriebenen Effekt, der besseren Polymerisation dickerer Schichten von 4 mm, belegt diese Studie also nicht.

## Randintegrität

Ein weiterer Parameter für die Qualität eines Haftverbundes ist die Randintegrität. Par beschreibt sie in einer Studie die Randintegrität von hochintensiven und konventionellen Polymerisationen ebenfalls als „ähnlich“. Dazu brachte er Polymerisate in einem 4 mm Inkrement in eine Klasse V Kavität ein. Danach wurden die Füllungen thermomechanischer Belastung

ausgesetzt, um klinische Konditionen zu simulieren. Fließfähige Komposite, die hochintensiv lichtgehärtet wurden, zeigten nach der Belastung aufgrund ihrer größeren Polymerisations-schrumpfung auch eine deutlich schlechtere Randintegrität als modellierbare. Für modellierbare Komposite wurden bei der Hochleistungspolymerisation ähnliche Werte gemessen wie bei der herkömmlichen Polymerisation [66].

## Oberflächenintegrität

Die Oberflächenintegrität beider Polymerisationssysteme wurde durch Watts in einer Studie von 2020 untersucht. Dazu wurden zylinderförmige Kompositproben (Höhe und Durchmesser 4 mm) PowerFill und eines etablierten BulkFill-Komposits erstellt und mit 0 mm Abstand von der Bluephase-Lampe 3 s oder einer herkömmlichen Polymerisationlampe 20 s polymerisiert. Die Proben wurden eingespannt und mit einem Eindruckkörper über 2 h belastet. Weitere 2 h nach der Belastung wurde die Entlastungsphase beobachtet [101].

Die Eindring-/Erholungsprofile des PowerCure-Systems bei nur 3 s Bestrahlung zeigten eine Vergleichbarkeit mit denen der etablierten Polymerisate. Da dieser Versuch die klinische Kaubelastung besser simuliert als mit der Mikrotensile gemessene Zugkräfte, ist davon auszugehen, dass das Power-Cure-System auch in klinischer Anwendung ähnlich wie in dieser Studie vergleichbare Qualität zeigt.

## 6.4 Diskussion der weiteren Ergebnisse

Im Folgenden soll auf die Ergebnisse der Studienparameter, Inkrementstärke und Dentinkonditionierung sowie deren Einflussfaktoren, nochmals im Detail eingegangen werden.

### 6.4.1 Inkrementstärke

Die Annahme in der Zahnmedizin, dass eine höhere Inkrementstärke mit weniger Lichtdurchlässigkeit, mehr Volumenschrumpfung, mehr Schrumpfstress und somit geringeren Haftwerten korreliert, konnte immer wieder belegt werden [60, 64, 78].

Auch in dieser Studie wird ein klarer Zusammenhang zwischen Inkrementstärke und Haftwerten sichtbar:

**Bei Stäbchen, die mit der Inkrement-Technik von 2 x 2 mm Inkrementen befüllt und jeweils polymerisiert wurden, konnten signifikant höhere Haftwerte gemessen werden, als bei Stäbchen die nach der BulkFill-Technik in einem Schritt gefüllt und polymerisiert wurden.**

Es kam in diesen Gruppen auch signifikant weniger häufig zu vorzeitigen Brüchen.

Vergleicht man die Mittelwerte der einzelnen Gruppen miteinander fällt aber auf, dass das Ultrakurzzeitpolymerisat PowerFill in der Bulk-Fill-Anwendung ähnlich gute Haftwerte aufweist, wie in der Inkrementtechnik. Analog dazu verhalten sich auch die vorzeitigen Brüche der Gruppen. Interessant wären weitere Untersuchungen hier zu. Es könnte beispielsweise nahe liegen, dass bei einer RAFT-polymerisation und unter hoher Lichtintensität, die Belichtungstiefe besser ausgeglichen werden kann als bei der herkömmlichen Polymerisation. Dies ist allerdings nur eine Vermutung und in diesem Versuchsaufbau nicht erkenntlich.

Der Hersteller des Power-Cure-Produktsystems begründet die Anwendung als BulkFill in seiner Produktinformation durch einen sogenannten Schrumpfstress-Relaxator der im Tetric-PowerFill enthalten ist. Tetric-PowerFill enthält einen patentierten Isofüller, der als Relaxator von Schrumpfstress an den Kavitätenrändern wirken soll. Er erniedrigt das Elastizitätsmodul auf 10 GPa und somit die Elastizität des Komposites. Beschrieben wird die Wirkung wie eine Feder zwischen den Standardfüllern, die ein Elastizitätsmodul von 71 GPa aufweisen. Somit sollen Zugspannungen während der Polymerisation abgefedert werden, was zu weniger Volumenschrumpfung und Schrumpfstress führt. Dadurch wird laut Hersteller eine Schichtung bis zu 4 mm möglich [40].

Ein weiterer Faktor für größere Inkrementstärken ist vermutlich der von Ivoclar entwickelte Polymerisationsbeschleuniger Ivocerin. Durch seine höhere Reaktivität als Campherchinon, härtet das Material schneller aus und erreicht eine größere Durchhärtungstiefe [39].

Auf welche Innovation diese Effekte genau zurückzuführen sind, lässt sich an dieser Stelle nur vermuten. Die Polywave-Technologie der Polymerisationslampe, die RAFT-Polymerisation, der Relaxator sowie Polymerisationsbeschleuniger können Einfluss darauf haben. Genaue Zusammenhänge sind in dieser Studie allerdings nicht herzustellen, da sie dafür zu undifferenziert ist.

## 6.4.2 Lining

Einen weiteren Faktor bei der Inkrementschichtung, der in dieser Studie außer Acht gelassen wurde, stellt das in der Literatur empfohlene Lining da. Dabei wird die erste in die Kavität eingebrachte Schicht als Flowable appliziert und mit einer Sonde an den Kavitäten Ränder adaptiert. Das Flowable eines Komposit-Systems besitzt weniger Füllkörper und somit ein höheres Elastizitätsmodul. Dadurch soll es gerade im unteren Bereich der Kavität Spannungen abfedern und Nanoleakage verhindern [48].

Die beiden Gruppen dieser Studie in denen Inkrementschichtung angewendet wurde, sind bezüglich dieses Punktes, leider nicht vergleichbar. In den Versuchsgruppen eins und fünf wurde das herkömmliche Komposit Venus in 2 mm- Schichten geschichtet. In der damit verglichenen Gruppe des Ultrakurzzeitpolymerisates drei und sieben wurde die untere Schicht hingegen mit einem Flowable gelegt und darüber das zugehörige feste Komposit appliziert.

Welchen Einfluss dieses Lining auf die Haftfestigkeit und die Qualität der Inkrementschichtung hat somit leider nicht abzulesen. Sinnvoll wären an dieser Stelle weitere Versuche mit einen vergleichbaren Lining in der Gruppe des herkömmlichen Komposites.

## 6.4.3 Dentinkonditionierung

Da in der vorliegenden Studie lediglich die Haftung zwischen Dentin- und Komposit-Bereichen untersucht worden ist, ist die Schmelzätzung an dieser Stelle zu vernachlässigen. Bei der E&R-Methode wurde das Dentin durch Phosphorsäure 15 s geätzt. Bei der SEE-Methode hingegen nicht bzw. nur geringfügig, da eine reine selektive Schmelzätzung klinisch kaum möglich ist.

Bei einer Dentinätzung von bis zu 15 s ist bekannt, dass es zu keinen strukturellen Veränderungen der freigelegten Kollagenfasern kommt [58]. Nach 15 s verändert sich allerdings die Struktur der Kollagenfasern und die Verbundfestigkeit verschlechtert sich signifikant [104]. In allen Versuchsgruppen dieser Arbeit fand zusätzlich noch eine leichte Ätzung des Dentins, durch die Säure des milden Self-Etch-Adhäsiv statt.

Argumente, die für eine Self-Etch-Anwendung bei Verwendung eines milden selbstätzenden Adhäsiv sprechen, sollen an dieser Stelle noch einmal aufgeführt werden:

## Hybridschicht

Das Adhäsiv ätzt das Dentin nur geringfügig. Eine effektive Ätzung kann nur in einer Tiefe von 1 µm stattfinden. Diese Tiefe ist für das im Adhäsiv enthaltene Monomer in der klinisch kurzen Anwendungszeit leicht zu erreichen. Somit entsteht eine dünne, qualitativ hochwertige Hybridschicht. Die geringe Ätztiefe führt außerdem dazu, dass das im Dentin enthaltene Kollagen weiterhin besser vor enzymatischen Abbau geschützt ist. Bei der Adhäsion freiwerdende endogene Matrix-Metalloproteinasen (MMPs), können dieses Kollagen sonst in der Hybridschicht abbauen und so die Haftfestigkeit beeinflussen.

Diese Beobachtung geht auf eine Studie von De Munck aus 2010 zurück in der der enzymatische Abbau von selbstätzenden Adhäsiven untersucht wurde. In keiner der Versuchsgruppen, die mit den milden selbstätzenden Adhäsiven behandelt wurden, konnten spezifische Matrix-Metalloproteinasen identifiziert werden. Daraus geht hervor, dass im Gegensatz zu Etch-and-Rinse-Adhäsiven der enzymatische Abbau bei milden selbstätzenden Adhäsiven in Self-Etch-Anwendung geringer ist [17].

Die schmale Hybridschicht kann im Gegensatz zu einer breiten Schicht bei einigen Monomeren außerdem die Möglichkeit für primäre chemische (ionoische) Wechselwirkungen bieten [105].

## Langzeitstudien

Da einige Self-Etch-Adhäsive mittlerweile mehr als 20 Jahre auf dem Markt sind gibt es bereits Studien die Hinweise für eine produktabhängige lange klinische Wirksamkeit von mehr als 10 Jahren zeigen. Eine Meta-Analyse der klinischen Wirksamkeit beschreibt eine jährliche Verlustrate von 2,5%, die der von E&R-Anwendungen nur geringfügig unterliegt [70].

## Oberflächenenergie

Eine weitere Studie verglich die freie Oberflächenenergie von angeschliffenem Dentin nach der Applikation eines Self-Etch-Adhäsives. Es konnten keine signifikanten Unterschiede nach Applikation gemessen werden. Bei der Phosphorsäureätzung hin gegen erhöhte sich die freie Oberflächenenergie des Dentins im Gegensatz zum Self-Etch-Modus signifikant. Da beide Verfahren aber einen adäquaten Haftverbund herstellen können, liegt nah das dies auf unterschiedliche Bindungsmechanismen zurückzuführen ist [41].

Zusammenfassend ist dementsprechend zu sagen das bei Self-Etch Adhäsiven, wie das in dieser Studie verwendete, in der Literatur eine rein selektive Ätzung des Schmelzes empfohlen ist, da ansonsten die Wirksamkeit des Self-Etch-Bondings nach einer vorrausgegangenen Dentinätzung, signifikant abnimmt [24].

Diese Hypothese bestätigt diese Studie nur bedingt:

**Es konnte keine allgemeine Signifikanz für bessere Haftwerte oder weniger vorzeitige Brüche und die Wahl der Dentinkonditionierung festgestellt werden.**

Unterscheidet man allerdings die Polymerisationssysteme konnte folgender Zusammenhang aufgezeigt werden:

**Bei der Anwendung von Ultrakurzzeitpolymerisaten und Hochintensivpolymerisationsgeräten, führt eine Selective-Enamel-Etch-Konditionierung zu signifikant weniger vorzeitigen Brüchen.**

Es konnten aufgrund der geringen Probengröße keine signifikant besseren Haftwerte gemessen werden. Es ist aber davon auszugehen, dass den vorzeitigen Brüchen eine schwächere Dentin-Komposit-Adhäsion zugrunde liegt.

**Bei der Anwendung von herkömmlichen Nano-Hybrid- sowie Bulk-Fill-Kompositen führte eine Etch-and-Rinse-Konditionierung hingegen weniger häufig zu vorzeitigen Brüchen.**

In allen Gruppen wurde dasselbe Adhäsiv verwendet. Unbeantwortet bleibt die Frage, ob diese Effekte also auf die Polymerisation des Adhäsiv mit verschiedenstarken Intensitäten oder die unterschiedlich verwendeten Polymerisate zurückzuführen ist.

Eine Studie von Yamauchi fand 2019 keinen signifikanten Unterschied der Haftfestigkeit von Universaladhäsiven im Etch-and-Rinse-Modus im Gegensatz zum Self-Etch-Modus: Die Haftwerte waren ebenfalls unabhängig vom Ätzmodus materialabhängig. [103]

An dieser Stelle fehlen Vergleichswerte derselben Polymerisate unter den gleichen Versuchsbedingungen mit unterschiedlichen Adhäsiven.

## 6.5 Schlussfolgerung und klinische Relevanz

Zusammenfassend konnte die Arbeit weitere Anhaltspunkte zur Verwendung von Ultrakurzzeitpolymerisaten geben. Sie bestätigte, dass die Anwendung der Inkrementschichtung auch bei Ultrakurzzeitpolymerisaten der Bulk-Fill-Technik zu bevorzugen ist. Bei der Schmelzkonditionierung ergab sie, dass eine reine Schmelzätzung der E&R-Technik zu bevorzugen ist. In Klasse I Kavitäten konnten durch das getestete Ultrakurzzeitpolymerisat vergleichbare Haftwerte wie mit den bewerteten Kompositen erzielt werden. Hier kann im klinischen Alltag durch das neue System Zeit eingespart werden. Allerdings ist eine Übertragung dieser Ergebnisse auf klinische Situationen nur eingeschränkt sinnvoll. Approximale Kavitäten und pulpanahe Dentinbereiche stellen Faktoren da, die ein klinisches Ergebnis negativ beeinflussen könnten.

## Literaturverzeichnis

1. 3M Deutschland GmbH. Elipar Deep Cure-L LED-Polymerisationsgerät. Technische Produktinformation. Seefeld: 3M,2017.
2. Hoffmann A, Frankenberger R. Einfluss unterschiedlicher Inkrementstärken auf die Stabilität des adhäsiven Verbundes zwischen Bulk-Fill-Kompositen und Dentin. 2019;62-67.
3. Abdalla A. Microtensile and tensile bond strength of adhesives: a new test method. J Oral Rehabil 2004;4:379-384.
4. Algamaiah H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage and shrinkage stress development in ultra-rapid photo-polymerized bulk fill resin composites. Dent Mater 2021;4:559-567.
5. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. Dent Mater 2010;2:50-62.
6. Baroudi K, Silikas N, Watts DC. In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. Int J Paediatr Dent 2009;19:48-54.
7. Besegato JF, Jussiani EI, Andrello AC, Fernandes RV, Salomão FM, Vicentin BL, et al. Effect of light-curing protocols on the mechanical behavior of bulk-fill resin composites. J Mech Behav Biomed Mater 2019:381-387.
8. Blunck U, Ilie N. Lichtpolymerisation heute. zm 2019;24:48-58.
9. Bowen R. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. U.S.Patent 3066012 (1962).
10. Bowen R. Crystalline dimethacrylate monomers. J Dent Res 1970;4:810-815.
11. Bowen R. Use of epoxy resins in restorative materials. J Dent Res 1956; 35:360-369.
12. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhäsion an Zahnstruktur: eine kritische Überprüfung der „Makro“ -Testmethoden. Dent Mater 2010:38-49.
13. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. Dent Mater 2008;24(1):90-101.

14. Cook WD. Photopolymerization kinetics of dimethacrylates using the camphorquinone/amine initiator system. *Polymer* 1992;33(3):600-609.
15. Cuevas-Suárez C, Da Rosa E, Lund W, da Silva RG, Piva E. Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent* 2019;21:7-26.
16. Dart E, Nemcek J. Photopolymerizable composition. U.S.Patent 4071424 (1978).
17. De Munck J, Mine A, Van den Steen PE, Van Landuyt KL, Poitevin A, Opdenakker G, Van Meerbeek B. Enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces produced by mild self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci* 2010;118(5):494-501.
18. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Critical reviews in oral biology and medicine. Crit Rev Oral Biol Med* 1997;8(3):306-335.
19. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res* 1970;49(6):1359-1368.
20. Emami N, Söderholm K-JM. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur J Oral Sci* 2003;111(6):536-542.
21. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater* 2009;25(10):1187-1194.
22. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 1997;76(8):1508-1516.
23. Frankenberger R. Bonding 2006 - Zeitersparniss vs Langzeiterfolg. *Quintessenz* 2006;57:485-495.
24. Frankenberger R, Krämer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM. Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent* 2007;9:107-116.
25. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 2008;10(5):339-344.
26. Frankenberger R, Lohbauer U, Taschner M, Petschelt A, Nikolaenko SA. Adhesive luting revisited: influence of adhesive, temporary cement, cavity cleaning, and curing mode on internal dentin bond strength. *J Adhes Dent* 2007;9:269-273.

27. Frankenberger R, Tay F. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005;21:397-412.
28. Giachetti L, Bambi C, Nieri M, Scaminaci Russo D. Double microtensile bond strength test: an alternative methodology for sample preparation. *Eur J Oral Sci* 2009;2:204-207.
29. Gwinnett AJ. Histology of normal enamel. IV. Microradiographic study. *J Dent Res* 1966;45(3):870-873.
30. Hasslen JA, Barkmeier WW, Shaddy RS, Little JR. Depth of cure of high-viscosity bulk-fill and conventional resin composites using varying irradiance exposures with a light-emitting diode curing unit. *J Oral Sci* 2019;61(3):425-430.
31. Hayashi J, Tagami J, Chan D, Sadr A. New bulk-fill composite system with high irradiance light polymerization: Integrity and degree of conversion. *Dent Mater* 2020;36(12):1615-1623.
32. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in class I cavities *Dent Mater* 2007;5:533-508.
33. Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *J Adhes Dent* 2012;14(5):407-431.
34. Hervas-García A, Martínez-Lozano M, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:215-220.
35. Hori M, Fujimoto K, Asakura M, Nagase Y, Mieki A, Kawai T. Measurement of exothermic heat released during polymerization of a lightcuring composite resin: Comparison of light irradiation modes. *Dent Mater J* 2019;4:646-653.
36. Ikemura K, Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent Mater J* 2010;29(5):481-501.
37. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill Resin-based Composites: An In Vitro Assessment of Their Mechanical Performance. *Oper Dent* 2013;38(6):618-625.
38. Ilie N WD. Outcomes of ultra-fast (3 s) photo-cure in a RAFT-modified resin-composite. *Dent Mater* 2020;36(4):570-609.

39. Inoue N, Tsujimoto A, Takimoto M, Ootsuka E, Endo H, Takamizawa T, Miyazaki M. Surface free-energy measurements as indicators of the bonding characteristics of single-step self-etching adhesives. *Eur J Oral Sci* 2010;118(5):525-30.
40. Ivoclar Vivadent AG. Wissenschaftliche Dokumentation 3s PowerCure-Produktsystem. Schaan: Ivoclar, 2019.
41. Jain L, Mehta D, Meena N, Gupta R. Influence of Light Energy Density, Composite Type, Composite Thickness, and Postcuring Phase on Degree of Conversion of Bulk-fill Composites. *Contemp Clin Dent* 2018;9(1):147-152.
42. Jo SA, Lee CH, Kim MJ, Ferracane J, Lee IB. Effect of pulse-width-modulated LED light on the temperature change of composite in tooth cavities. *Dent Mater* 2019;35(4):554-563.
43. Johnson GH, Powell LV, Gordon GE. Dentin bonding systems: a review of current products and techniques. *J Am Dent Assoc* 1991;22(7):34-41.
44. Lehmann K, Hellwig E. Zahnärztliche Propädeutik. München: Urban & Fischer, 2002:39-45.
45. Kaisarly D, El Gezawi M, Keßler A, Rösch P, Kunzelmann, KH. Shrinkage vectors in flowable bulk-fill and conventional composites: bulk versus incremental application. *Clin Oral Investig* 2021;25(3):1127-1139.
46. Kalliyana Krishnan V, Yamuna V. Effect of initiator concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehabil* 1998;25(10):747-751.
47. Kitchens B, Wells M, Tantbirojn D, Versluis A. Depth of cure of sealants polymerized with high-power light emitting diode curing lights. *Int J Paediatr Dent* 2015;25(2):79-86.
48. Kominami N, Shimada Y, Hosaka K, Luong MN, Yoshiyama M, Sadr A, Sumi Y, Tagami J. The effect of flowable composite lining and dentin location on microtensile bond strength and internal fracture formation. *Dent Mater J* 2019;38(5):798-805.
49. Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Oper Dent* 2010;35(2):220-230.
50. Lima RB, Troconis CC, Moreno MB, Murillo-Gómez F, Goes MF de. Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. *J Esthet Restor Dent* 2018;30(6):492-501.

51. Loguercio AD, Paula EA de, Hass V, Luque-Martinez I, Reis A, Perdigão J. A new universal simplified adhesive: 36-Month randomized double-blind clinical trial. *J Dent* 2015;43(9):1083-1092.
52. Mahn DE. Klinische Kriterien für eine erfolgreiche Komposit-Aushärtung. *zm* 2011;4:55-59.
53. Marovic D, Par M, Crnadak A, Sekelja A, Negovetic Mandic V, et al. Rapid 3 s Curing: What Happens in Deep Layers of New Bulk-Fill Composites? *Materials* 2021;14(3):515.
54. Marshall GJ. Dentin microstructure and characterization. *Quintessence Int* 1977;8:23–32.
55. Maucoski C, Zarpellon DC, Dos Santos FA, Lipinski LC, Campagnoli EB, Rueggeberg FA, et al. Analysis of temperature increase in swine gingiva after exposure to a Polywave® LED light curing unit. *Dent Mater* 2017;33(11):1266-1273.
56. Minguez N, Ellacuria J, Soler J, Triana R, Ibaseta G. Advances in the history of composite resins. *J Hist Dent* 2003;51(3):103-105.
57. Moszner N, Zeuner F, Lamparth I, Fischer UK. Benzoylgermanium derivatives as novel visible-light photoinitiators for dental composites. *Macromolecular materials and Engineering* 2009;294(12):877-886.
58. Munck J de, van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2003;82(2):136-140.
59. Moszner N, Fischer U, Salz U, Liska R, Burtscher P, Zeuner F, Ganster B, Gruber H. Polymerisierbare Zusammensetzungen mit Acrylgermaniumverbindungen als Initiatoren. EU Patent 1905415B1 (2007).
60. Nayif MM, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Bond strength and ultimate tensile strength of resin composite filled into dentine cavity; effect of bulk and incremental filling technique. *J Dent* 2008;36(3):228-234.
61. Neshchadin D, Rosspeintner A, Griesser M, Lang B, Mosquera-Vazquez S, Vauthey E, et al. Acylgermanes: photoinitiators and sources for Ge-centered radicals. insights into their reactivity. *J Am Chem Soc* 2013;135(46):17314-17321.
62. Neumann MG, Miranda WG Jr, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent* 2005;33(6):525-532.

63. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 2004;20(6):579-585.
64. Omran TA, Garoushi S, Abdulmajeed AA, Lassila LV, Vallittu PK. Influence of increment thickness on dentin bond strength and light transmission of composite base materials. *Clin Oral Investig* 2017;21(5):1717-1724.
65. Par M, Marovic D, Attin T, Tarle Z, Tauböck TT. Effect of rapid high-intensity light-curing on polymerization shrinkage properties of conventional and bulk-fill composites. *J Dent* 2020:101-103.
66. Par M, Spanovic N, Marovic D, Attin T, Tarle Z, Tauböck TT. Rapid high-intensity light-curing of bulk-fill composites. A quantitative analysis of marginal integrity. *J Dent* 2021.
67. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 1993;24(9):618-631.
68. Pashley DH, Michelich V, Kehl T. Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent* 1981;46(5):531-537.
69. Pasquantonio G, Tay FR, Mazzoni A, Suppa P, Ruggeri A, JR, Falconi M, et al. Electric device improves bonds of simplified etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2007;23(4):513-518.
70. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Meerbeek B. Thirteen-year randomized controlled clinical trial of a two-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions. *Dent Mater* 2015;31(3):308-314.
71. Perdigao J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):277-301.
72. Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. New trends in dentin/enamel adhesion. *American journal of dentistry* 2000;13:25D-30D.
73. Poole DF, Johnson NW. The effects of different demineralizing agents on human enamel surfaces studied by scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol* 1967;12(12):1621-1634.
74. Price RB. Light curing guidelines for practitioners. a consensus statement from the 2014 symposium on light curing in dentistry; Dalhousie University, Halifax, Canada. *J Can Dent Assoc* 2014

75. Price RB, Dérand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent* 2000;12(6):320-327.
76. Price RB, Ferracane JL, Hickel R, Sullivan B. The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. *Int Dent J* 2020;70(6):407-417.
77. Price RB, Felix CA. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater* 2009;25(7):899-908.
78. Rizzante FAP, Duque JA, Duarte MAH, Mondelli RFL, Mendonça G, Ishikiriyama SK. Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dent Mater J* 2019;38(8):403-410.
79. Rosa WL, Piva E, Silva, AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry* 2015; 43(7):765-776.
80. Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin*. Stuttgart: Thieme 2018:1032-134.
81. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent* 1999;25:4-15.
82. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CA, Price RB. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res* 2017;31(1):61.
83. Ruyter IE. Composites-characterization of composite filling materials: reactor response. *Advances in dental research* 1988;2(1):122-129.
84. Sadek FT, Goracci C, Cardoso PEC, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *J Adhes Dent* 2005;7(4):297-302.
85. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995;20(1):18-25.
86. Sano, H., Chowdhury, F. M. A., Saikaew, P., Matsumoto, M., Hoshika, S., Yamauti, M. The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *Jpn Dent Sci Rev* 2020;56(1):24-31.
87. Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in dentistry: a review. *Prim Dent J* 2013;2(4):30-33.
88. Scherrer S, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental Materials* 2010;26(2):78-93.

89. Schneider LFJ, Cavalcante LM, Prah SA, Pfeifer CS, Ferracane JL. Curing efficiency of dental resin composites formulated with camphorquinone or trimethylbenzoyl-diphenyl-phosphine oxide. *Dent Mater* 2012;28(4):392-397.
90. Shimokawa C, Sullivan B, Turbino ML, Soares CJ, Price RB. Influence of Emission Spectrum and Irradiance on Light Curing of Resin-Based Composites. *Oper Dent* 2017;42(5):537-547.
91. Shimokawa C, Turbino ML, Giannini M, Braga RR, Price RB. Effect of Curing Light and Exposure Time on the Polymerization of Bulk-Fill Resin-Based Composites in Molar Teeth. *Oper Dent* 2020;45(3):141-155.
92. Shortall AC, Price RB, MacKenzie L, Burke FJ. Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units - Part 1. *Br Dent J* 2016;8:453-460.
93. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent* 1998;26(2):137-145.
94. Suppa P, Breschi L, Ruggeri A, Mazzotti G, Prati C, Chersoni S, et al. Nanoleakage within the hybrid layer: a correlative FEISEM/TEM investigation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;73(1):7-14.
95. Taira M, Urabe H, Hirose T, Wakasa K, Yamaki M. Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. *J Dent Res* 1988;67(1):24-28.
96. Ulfig N (Hrsg). *Kurzlehrbuch Histologie*. 4.korrigierte Auflage. Stuttgart:Thieme, 2015:134-1396
97. van Meerbeek B, Conn L Jr, Duke E, Eick J, Robinson R, Guerrero D. Correlative transmission electron microscopy examination of nondemineralized and demineralized resin-dentin interface formed by two dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1996;75(3):879-88.
98. van Meerbeek B, Munck J de, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-235.
99. van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;26:1-20.
100. Volk J, Ziemann C, Leyhausen G, Geurtsen W. Non-irradiated campherquinone induces DNA damage in human gingival fibroblasts. *Dent Mater* 2009;25(12):1556-1563.

101. Watts DC, Algamaiah H. Characterizing surface viscoelastic integrity of ultra-fast photopolymerized composites: Methods development. *Dent Mater* 2020 Oct;36(10):1255-1265.
102. Watts DC, Marouf AS. Optimale Probengeometrie bei der Messung von Schrumpf-Dehnungs-Messungen an lichtgehärteten Biomaterialien. *Dent Mater* 2000;16(6):447-451.
103. Yamauchi K, Tsujimoto A, Jurado CA, Shimatani Y, Nagura Y, Takamizawa T, Barkmeier WW, Latta MA, Miyazaki M. Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. *J Oral Sci* 2019;61(4):549-553.
104. Yazici AR, Akca T, Ozgunaltay Dayangac B. Bond strength of a self-etching adhesive system to caries-affected dentin. *Oper Dent* 2004;29(2):176-181.
105. Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Okihara T, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Chemical interaction of glycerophosphate dimethacrylate (GPDM) with hydroxyapatite and dentin. *Dent Mater* 2018;34(7):1072-1081.
106. Yu P, Yap A, Wang XY. Degree of Conversion and Polymerization Shrinkage of Bulk-Fill Resin-Based Composites. *Oper Dent* 2017;1:82-89.