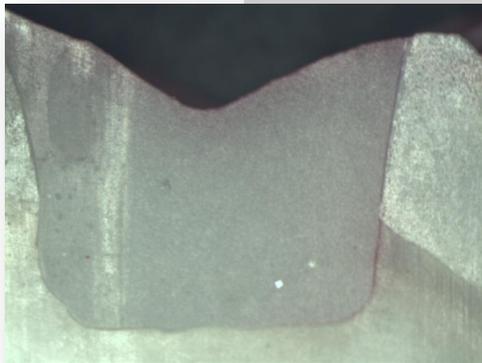


---

# Einfluss selbstadhäsiver Unterfüllungen auf die Dichtigkeit von Klasse-I-Füllungen



Sandra Eggert

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Dr. Neff

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,  
Standort Marburg

Abteilung für Zahnerhaltungskunde

Direktor: Prof. Dr. Frankenberger

---

# Einfluss selbstadhäsiver Unterfüllungen auf die Dichtigkeit von Klasse-I-Füllungen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

**Sandra Christina Eggert**

aus

Berlin

Marburg, 2014

---

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:  
28.01.2014

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. H. Schäfer

Referent: Prof. Dr. R. Frankenberger

Korreferent: Prof. Dr. C. Knabe-Ducheyne

---

Christian  
und  
meinen Eltern  
gewidmet

---

## Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung.....	5
1.1 Hintergrund und Ziele .....	5
1.2 Methoden.....	5
1.3 Ergebnis und Beobachtungen.....	6
1.4 Praktische Schlussfolgerungen.....	6
1. Summary.....	7
1.1 Objective.....	7
1.2 Methods.....	7
1.3 Results.....	8
1.4 Significance .....	8
2. Einleitung .....	9
3. Literaturübersicht.....	12
3.1 Füllungsmaterialien zur Versorgung von Klasse-I-Kavitäten.....	12
3.1.1 Glasionomierzement (GIZ).....	12
3.1.2 Kompomere.....	13
3.1.3 Komposite .....	13
3.1.4 Ormocere (ORganically MOdified CERamics) .....	16
3.1.5 Silorane .....	17
3.2 mikromechanische Verankerung von Kompositen am Zahn.....	17
3.2.1 Haftung an Schmelz .....	18
3.2.2 Haftung an Dentin .....	19
3.4 Adhäsivsysteme.....	20
3.5 selbstadhäsive Zemente .....	23
3.6 Alterung der Komposite .....	23
3.6.1 Wasserlagerung .....	24

---

3.6.2 Thermocycling .....	24
3.6.3 Farbstoffpenetration .....	24
4. Problemstellung.....	25
5. Material und Methode.....	26
5.1 Vorbereiten der Proben und Kavitätenpräparation.....	26
5.2 Füllung und Einteilung in Versuchsgruppen.....	26
5.3 Verwendete Materialien .....	31
5.3.1 Syntac .....	31
5.3.2 Clearfil Majesty Posterior .....	32
5.3.3. Unterfüllungswerkstoffe.....	33
5.4 Lagerung der Proben und Thermocycling.....	35
5.5 Farbstoffpenetrationstest .....	36
5.6 Sägen .....	37
5.7 Lichtmikroskop.....	38
5.8 Einteilung nach Färbegraden.....	39
5.9 statistische Auswertung .....	42
6. Ergebnisse .....	43
6.1 Normalverteilung.....	43
6.2 Vergleich der einzelnen Gruppen .....	43
6.2.1 Gruppe 1: Bulk fill.....	44
6.2.3 Gruppe 2: 2 horizontale Inkremente .....	44
6.2.4 Gruppe 3: 2 vertikale Inkremente .....	44
6.2.5 Gruppe 4: 2 schräge Inkremente.....	44
6.2.6 Gruppe 5: G-Cem.....	45
6.2.7 Gruppe 6: Smart Cem2 .....	45
6.2.8 Gruppe 7: RelyX Unicem.....	45
6.9 Signifikanz .....	45

---

7. Diskussion .....	47
7.1 Fehlerquellen und Studiendesign .....	47
7.1.1 In-vitro versus in-vivo Studien .....	47
7.1.2 Farbstoffpenetrationstest.....	48
7.1.3 Gestaltung der Probenzähne .....	49
7.1.4 Haftung der Kompositzemente an der Zahnhartsubstanz .....	53
7.2 Schlussfolgerung .....	57
8. Literaturverzeichnis: .....	58
9. Abkürzungsverzeichnis .....	67
10. Anhang .....	68
10.1 Verwendete Materialien und Geräte: .....	68
10.2 Grafische Darstellung der Ergebnisse .....	69
10.3 Abbildungsverzeichnis .....	73
10.4 Tabellenverzeichnis .....	75
12. Verzeichnis der akademische Lehrer .....	76
13. Danksagung .....	77



# 1. Zusammenfassung

## 1.1 Hintergrund und Ziele

Komposit hat seit einiger Zeit Amalgam als Füllungsmaterial der Wahl abgelöst. Problematisch bleibt allerdings weiterhin die Polymerisationsschrumpfung, die eine Haftung an der Zahnhartsubstanz von Nöten macht, um eine Randspaltbildung zwischen Zahn und Füllung zu vermeiden. Die Klebung von Kompositen an die Zahnhartsubstanzen fordert Zeit und ist fehleranfällig. Aus diesem Grund setzen die Hersteller auf Vereinfachung dieses Prozesses. Seit 2001 gibt es sog. selbstadhäsive Kompositzemente zum Befestigen indirekter Restaurationen, die keine Vorbehandlung der Zahnhartsubstanzen erfordern.

Ziel dieser Arbeit ist es, den Einfluss von Unterfüllungen mit selbstadhäsiven Kompositzementen auf die Dichtigkeit tiefer Kompositfüllungen in tiefen Klasse-I-Kavitäten zu testen. Dafür wurden 3 Materialien unterschiedlicher Hersteller verwendet.

## 1.2 Methoden

In 56 extrahierten Molaren wurden standardisierte 4x4x4 mm große okklusale Kavitäten präpariert. Danach wurden 4 Gruppen unter Anwendung unterschiedlicher Inkrementtechniken mit Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Tokio, Japan) gefüllt und 3 weitere Gruppen vor der Füllung mit 3 verschiedenen selbstadhäsiven Kompositzementen unterfüllt. Dann lagerten die Proben für 6 Monate bei 39°C und wurden anschließend 5000 Zyklen in den Thermocycler gelegt. Schlussendlich wurde nach dem Zersägen der Probezähne mittels eines Farbstoffpenetrationstests die Eindringtiefe des Farbstoffs Fuchsin an den Rändern der Füllungen unter dem Lichtmikroskop mit Hilfe einer 5 Punkte Skala von 0-4 beurteilt.

### **1.3 Ergebnis und Beobachtungen**

Die Gruppen 1-4, die konventionell gefüllt wurden, zeigen im Vergleich zu den unterfüllten Gruppen 5-7 signifikant geringere ( $p < 0.05$ ) Färbegrade. Schon durch Beobachtung lässt sich feststellen, dass die Gruppen 1-4 deutlich widerstandsfähiger gegen das Eindringen von Farbstoff sind, da der Färbegrad 0 zahlenmäßig am häufigsten vorkommt. Unter den Gruppen 5-7 war es der Färbegrad 1. Vergleicht man nur die Gruppen 1-4 sowie 5-7 untereinander kann man innerhalb dieser Proben keinen signifikanten Unterschied feststellen ( $p > 0.05$ ).

### **1.4 Praktische Schlussfolgerungen**

Obwohl die Farbstoffpenetrationswerte der unterfüllten Gruppen 5-7 signifikant schlechter sind als die der Gruppen 1-4 ( $p < 0.05$ ), ist von einer Indikationserweiterung für diese Materialien nicht grundsätzlich abzuraten. Der signifikante Unterschied folgt aus dem häufigeren Auftreten des Färbegrades 1, der den Schmelzrand der Füllung betrifft und der an das ausreichend erprobte Material Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Tokio, Japan) grenzt. Das gehäufte Auftreten von Färbegrad 1 lässt sich durch den hohen C-Faktor der großen Deckfüllungen erklären. Außerdem wird den selbstadhäsiven Zementen in der Literatur eine ausreichende Dentinhaftung bescheinigt, was in diesem Versuch die Zahnhartsubstanz ist, mit der das Material interagiert. Fraglich bleibt die Bildung von Nanoleakage zwischen Dentin und den autoadhäsiven Zementen, was in anderen Studien beobachtet werden konnte. Das macht die Langlebigkeit solcher Füllungen schwer vorhersagbar.

# 1. Summary

## 1.1 Objective

For some time resin composite has replaced amalgam as material of choice for dental direct restorations. Polymerization shrinkage is still problematic and acquires a suitable adaption of composite at dental hard tissues. That should avoid leakage formation between tooth and resin composite. Bonding of resin composite needs time and is technique sensitive. For this reason manufacturers always try to simplify the application procedure of bonding to dental hard tissues. Since 2001 so called self-adhesive resin cements for bonding of indirect restorations are available. These materials don't need any pretreatment of dental hard tissues.

The aim of this study was to investigate the influence of self-adhesive resin cements used as underfilling materials on marginal adaption of composite restorations in deep class-I-cavities. For this trial 3 different materials were used.

## 1.2 Methods

56 extracted human molars have received 4x4x4mm sized occlusal cavities. Afterwards 4 groups were filled with Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Tokio, Japan) using different increment technics and another 3 groups were lined with three different self-adhesive resin cements before restoring with Clearfill MP. Afterwards the specimens were stored for 6 months at a temperature of 39°C and were put into the Thermocycler for 5000 cycles. Finally dye penetration was assessed after sawing the specimens according to a five-point scale from 0-4 using a light microscope.

### **1.3 Results**

The conventionally filled groups 1-4 showed significant lower dye penetration scores ( $p < 0.05$ ) than the groups 5-7 that were treated with self-adhesive liners before filling with well-trying resin composite. Simply by observation it is detectable that the groups 1-4 are more resistant against dye penetration. It is noticeable that the dye penetration score 0 is the frequent score among the conventionally filled groups. Concerning the groups 5-7 this was score 1. If the groups 1-4 (conventionally filled) are compared to each other, no significant difference ( $p > 0.05$ ) was shown. The same result could be observed among the groups 5-7 (underfilled groups).

### **1.4 Significance**

Although the dye penetration scores of the underfilled groups are significantly higher than the scores of the conventionally filled groups, there is no evidence advising against the use of these materials as liners. This significant difference is a consequence of dye penetration score 1 that concerns the enamel margins which interact with Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Tokyo, Japan). This is a well-trying material. The common observation of dye penetration score 1 can be explained by the high C-factor created by the big increments. Additionally self-adhesive resin cements are said to create a sufficient bonding to dentine. This is the dental hard tissue which interacts with the tested materials. The formation of Nanoleakage between dentine and auto-adhesive cements that was observed in several previous studies stays questionable. This fact makes the longevity of these restorations unpredictable.

## 2. Einleitung

Amalgam wird immer noch als Füllungsmaterial für den Seitenzahnbereich genutzt, weil es einfach und schnell zu verarbeiten ist, gute Materialeigenschaften besitzt und man damit lange klinische Erfahrungen hat [41, 38].

Allerdings ist in den letzten Jahren Komposit das Füllungsmaterial der Wahl geworden, weil viele Patienten Amalgam aus ästhetischen Gründen oder wegen seiner angeblich toxischen Eigenschaften ablehnen [37, 38, 40, 51]. Mit der Entwicklung verbesserter Adhäsivsysteme und der Hybridkomposite in den letzten Jahrzehnten ist dieses Material universell einsetzbar geworden [4]. Seitdem kann man es im Front- und Seitenzahnbereich verwenden und es an der Zahnhartsubstanz verankern [21]. Die Verbesserungen der klinischen und werkstoffkundlichen Eigenschaften, die das Komposit so vielseitig einsetzbar machen, wurden durch verschiedene Polymerisationsmethoden, Füllkörpergehalt, Partikelgröße- und Komposition erreicht [4, 35].

Mit der Einführung von Kunststoffen als Füllungsmaterial der Wahl, sind die Anfang des 20. Jahrhundert aufgestellten Präparationsregeln nach Black, die sich an der damaligen Material- und Werkzeugauswahl orientierten, weitgehend überholt. Heutzutage konzentriert man sich bei Kavitätenpräparation für eine Kompositfüllung ausschließlich auf die Entfernung der kariösen Zahnhartsubstanz [39, 44], da durch die mikromechanische Verankerung dieses Materials ein Verzicht auf eine mechanische Retention, wie damals durch Black gefordert, möglich wurde [70].

Eine erfolgreiche mikromechanische Verankerung des Komposits an die Zahnhartsubstanzen ist unabdinglich für eine dauerhafte Restauration, denn nur so wird eine ausreichende Randdichtigkeit erreicht. Dadurch soll Sekundärkaries oder eine Irritation der Pulpa durch Eindringen von Bakterien vermieden werden [25, 26, 29, 68].

Das von Bounocore im Jahre 1955 eingeführte Ätzen des Schmelzes führt durch die unterschiedliche Löslichkeit der Schmelzprismen zu Mikroporositäten, sodass der Kunststoff in diese penetrieren kann [11, 57, 68]. So wird durch die Schmelz-Ätz-Technik eine ideale Oberfläche erreicht, um eine Kompositfüllung dauerhaft zu befestigen [24, 26].

Eine erfolgreiche Adhäsion an Dentin ist schwieriger zu erreichen, da es einen hohen Anteil organischer Typ-I-Kollagen-Fasern besitzt, eine tubuläre Struktur aufweist und beim Anschleifen eine Flüssigkeit aus Zelltrümmern, Bakterien, Wasser und Dentinliquor, die sog. Schmierschicht, abgibt [17, 18, 24, 26, 29]. Diese Schicht stellt hierbei eine Barriere für das Bonding-Agent dar. Entweder muss sie durch dieses aufgelöst werden oder die darin enthaltenden Monomere müssen durch die Schmierschicht hindurch penetrieren [56]. Außerdem ist Dentinbonding beim Kontakt mit Speichel oder Blut techniksensitiv, was die Hersteller dazu veranlasst, die Verarbeitungszeiten von Dentinadhäsiven zu verkürzen [21, 22, 29]. Das Ziel des Bondings ist es, postoperative Hypersensitivitäten durch Versiegelung der Dentinkanälchen zu verhindern und eine ausreichende Haftung des Kunststoffs zu gewährleisten [29, 70].

Trotz vieler Verbesserungen der verschiedenen Kompositmaterialien und Adhäsivsysteme bleibt das Problem der postoperativen Hypersensitivitäten, da lichthärtende Komposite beim Polymerisieren schrumpfen. Das führt zu Spannungen in der Füllung und zu Spaltbildungen zwischen Füllung und Zahn. Dadurch kommt es zu Pulpairritationen und Sekundärkaries [4, 24, 67]. Deshalb konzentriert sich die heutige Forschung darauf, diese Schrumpfung zu verringern oder durch Haftung auszugleichen [34].

Im Jahre 2002 wurden sog. selbstadhäsive Komposite zum Einzementieren indirekter Restaurationen entwickelt [56]. Auch an diese Materialien werden die gleichen Anforderungen wie an die unterschiedlichen Komposite und die Bondingmaterialien gestellt [64]. Im Allgemeinen verspricht eine einfachere Anwendung von Materialien oft auch eine bessere Haltbarkeit, da die Verarbeitung so weniger techniksensitiv ist [23]. Die Frage ist nun, ob sich diese Materialien auch als Unterfüllung in tiefen Klasse-I-Kavitäten bewähren, indem sie die Dichtigkeit der Füllung im Vergleich zu erprobten Materialien verbessern und so die Haltbarkeit der Restaurationen verlängern.

## 3. Literaturübersicht

### 3.1 Füllungsmaterialien zur Versorgung von Klasse-I-Kavitäten

Das folgende Kapitel gibt eine Übersicht über die gebräuchlichen Füllungsmaterialien im Kaudruck belasteten Seitenzahnbereich. Diese Materialien stellen heute den „Ersatz“ für Amalgam dar.

#### 3.1.1 Glasionomerzement (GIZ)

Das ursprüngliche Glasionomerzement wurde 1969 von Wilson und Kent entwickelt. [46, 73]. Seit den frühen 70er Jahren wird es als Füllungsmaterial in der Zahnmedizin eingesetzt [5, 73]. Glasionomerzement besteht aus zwei Bestandteilen, einem flouridhaltigen Ca-Al-Silikatglaspulver und einer Polyacrylsäure oder ihren Kopolymeren. Mischt man die Bestandteile, findet eine Säure-Base-Reaktion statt, die letztendlich zu einer Sol/Gel-Transformation führt. Am Ende entsteht ein neutrales Salz und ein Silicium-Gel. Nach dem Abbinden gibt Glasionomerzement außerdem Flourid ab, was kariesprotektiv wirkt [5]. Andere Vorteile dieses Materials sind, dass keine Polymerisationsschrumpfung stattfindet, keine Monomere freigesetzt werden und die Füllstoffe gut mit der Matrix interagieren [46].

Glasionomerzement haftet ohne Vorbehandlung an der Zahnhartsubstanz. Diese Autoadhäsion beruht einerseits auf dem milden Ätzeffekt der Polyacrylsäure, der zu einer mikromechanischen Verankerung des Füllungsmaterials führt. Andererseits findet eine chemische Bindung zwischen den Carboxylgruppen der Polyacrylsäure und dem Calcium des Hydroxylapatits des Schmelzes statt [70].

Glasionomerzemente werden zum Einzementieren indirekter Restaurationen sowie als Füllungs- oder Unterfüllungsmaterial eingesetzt. Die Materialien unterscheiden sich dabei je nach Anwendungsgebiet in der Partikelgröße, den Zusätzen des Pulvers und dem Typ der enthaltenen Polyacrylsäure.

Allerdings hat dieses Material keine ausreichende mechanische Stabilität, um im Seitenzahnbereich als dauerhaftes Füllungsmaterial benutzt zu werden [36]. Im Milchgebiss ist es bei Klasse-I und Klasse-II-Kavitäten indiziert. Ein anderer Nachteil dieses Materials ist die initiale Empfindlichkeit gegenüber Feuchtigkeit bei der Aushärtung [5].

### **3.1.2 Kompomere**

Kompomere sind eine Kombination aus Komposit und Glasionomerzementen. Sie bestehen aus zwei Anteilen: Einmal aus Dimethacrylat-Monomeren mit zwei Carboxylgruppen und Füllkörpern, ähnlich wie Glasionomerzement. Sie haften nicht ausreichend an der Zahnhartsubstanz, was eine entsprechende Vorbehandlung durch Haftvermittler von Nöten macht [23, 61].

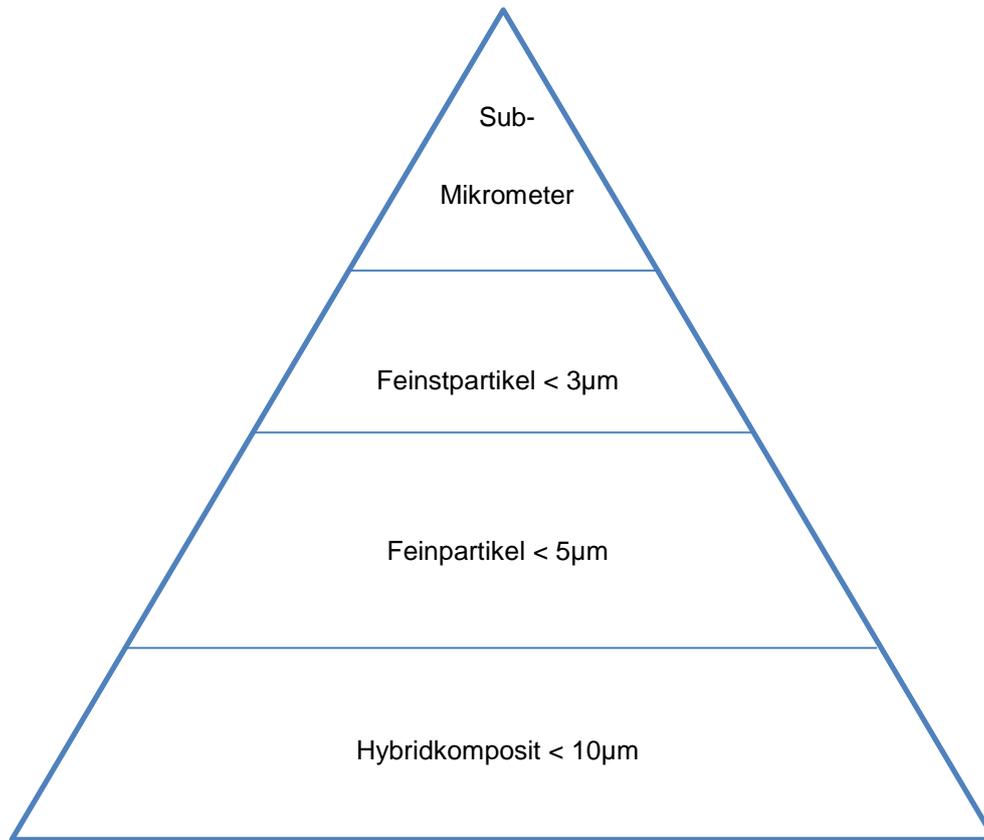
Mit Einführung der Kompomere versuchte man die leichte Verarbeitung und die Flouridabgabe mit den guten ästhetischen und werkstoffkundlichen Eigenschaften der Komposite zu kombinieren. Allerdings weisen diese Materialien eine erhöhte Wasseraufnahme und eine zu geringe Abrasionsresistenz für ein dauerhaftes Füllungsmaterial, was für den Seitenzahnbereich geeignet ist, auf [76, 77].

### **3.1.3 Komposite**

Grundsätzlich besteht Komposit aus drei Phasen, was die Bedeutung des Wortes (componere= zusammensetzen) beschreibt. Die erste ist die organische Matrix, die zweite sind die anorganischen Füllstoffe wie Quarz, Keramik oder Silizium und die dritte sind die Verbinder zwischen beiden Komponenten, die sog. Silane [42, 77]. Dabei handelt es sich um Moleküle, die an die organische Matrix des Kunststoffes und an die enthaltenen Füllkörper binden können [45].

Die Matrix setzt sich hauptsächlich aus Bis-GMA, UDMA und TEGDMA zusammen. Letzteres setzt dabei die hohe Viskosität des Bis-GMAs herab [42, 77]. Die mechanischen Eigenschaften eines Komposits werden von der Zusammensetzung der Matrix sowie dem Gehalt und den Eigenschaften der Füllkörper bestimmt. Mit steigendem Anteil an Füllkörpern verringert sich beispielsweise die Polymerisationsschrumpfung einerseits und die Quellung des Komposits durch Wasseraufnahme im Mund andererseits, wodurch die mechanischen Eigenschaften verbessert werden [36].

Die unterschiedlichen Materialien unterscheiden sich vor Allem in der Art und Menge ihrer enthaltenen Füllkörper, wie durch Lutz et al. beschrieben. [42] Diese unterscheiden zwischen Makro- und Mikrofüller- sowie Hybridkompositen. Letztere lassen sich noch weiter anhand ihrer mittleren Korngröße unterteilen [21, 42]. Eine Sonderstellung innerhalb der Hybridkomposite nehmen die Nanofüller ein. Sie besitzen rund 20 nm große Füllkörper, die Nanocluster aus Silizium- und Zirkoniumoxid, die im Mittel 0,6-1,4  $\mu\text{m}$  groß sind. Durch eine spezielle Beschichtung agglomerieren diese Partikel trotz ihrer hohen Oberflächenenergie nicht [20]. So konnte man den Füllkörperanteil verglichen mit den Hybridkompositen nochmals erhöhen [20, 21].



**Abb. 1: Einteilung der Hybridkomposite anhand ihrer Füllkörpergröße [21]**

Dadurch werden durch den immer höheren Füllkörpergehalt der modernen Komposite die ursprünglich 20 Vol.-% Schrumpfung der reinen Matrix auf durchschnittlich unter 2 Vol.-% erniedrigt [21, 42]. Außerdem müssen die Füllstoffe gut mit der Matrix verbunden werden, um ausreichend Abrasionsstabilität beim Kauvorgang zu gewährleisten [43]. Zudem kann man eine Einteilung nach dem Grad der Viskosität vornehmen. Dabei unterscheidet man Flowable und Condensable. Seit Einführung der Ormocere muss zusätzlich noch das Matrixsystem bei der Klassifizierung der unterschiedlichen Komposite berücksichtigt werden [69].

Matrix	Chemisches System	Gruppe
Konventionelle Matrix	Reine Methacrylate	Komposite
Anorganische Matrix	Anorganische Polykondensate	Ormocere
Säuremodifizierte Matrix	Polare Gruppen	Kompomere
Ringöffnende Epoxide	Kationische Polymerisation	Silorane

Tab. 1 Klassifikation der Komposite nach Matrixeigenschaften [77]

### 3.1.4 Ormocere (ORganically MODified CERamics)

Im Gegensatz zu konventionellen Kompositen besteht die Matrix nicht nur aus organischen, sondern auch aus anorganischen Bestandteilen [77]. Dabei setzt sich dieses Material aus einem anorganischen Anteil, der bereits vopolymerisiert wurde und dem organische Methacrylatgruppen angehängt wurden, zusammen. Bei der Polymerisation, die durch Licht gestartet wird, reagieren beide Stoffgruppen miteinander und vernetzen sich [33]. Somit besitzen Ormocere anorganische und organische Bestandteile und werden so zwischen beiden eingeordnet [74, 75].

Nach einer 5-Jahres Studie bezüglich der klinischen Überlebensraten zeigte sich kein nennenswerter Unterschied zu bewährten Hybridkompositen [9, 10, 77]. Allerdings zeigten Ormocere keine gute Farbstabilität, sowie Porositäten innerhalb des Materials, was ein Nachteil gegenüber konventionellen Kompositen darstellt [9, 10].

### **3.1.5 Silorane**

Im Jahre 2005 beschreibt Weimann et al. neue Materialien, die Silorane, welche ein neues Monomersystem aufweisen. [71] Hierbei reagiert der Oxiran-Ring mittels einer Öffnung, welche durch eine Volumenvergrößerung der Schrumpfung entgegen wirkt, mit dem hydrophoben Siloran-Monomer. Aus diesen beiden Bestandteilen setzt sich der Name Siloran zusammen [35, 74]. Die Vernetzung der Silorane bezeichnet man als kationische Polymerisation. Dabei wird durch die Anlagerung an den Oxiran-Ring dieser geöffnet und zeitgleich ein weiteres Kation für die Kettenreaktion bereitgestellt. Als Initiator dient hierbei ein ganzes System aus 3 Bestandteilen: ein Fotoinitiator (Kampherchinon), ein Elektronendonator (Bsp. Amin) und ein Iodidsalz. Silorane sind nicht mit herkömmlichen Adhäsiven kompatibel und sind bisher aufgrund der geringen Farbauswahl nur für den Seitenzahnbereich zugelassen [34]. Es wurde gezeigt, dass diese Materialien weniger als 1% Schrumpfung aufweisen, stabiler gegen Licht und weniger wasserlöslich sind als herkömmliche Komposite [18, 72, 77].

### **3.2 mikromechanische Verankerung von Kompositen am Zahn**

Um die Schrumpfung, die bei der Polymerisation eines Komposits auftritt, auszugleichen, muss das Material an der Zahnhartsubstanz haften. Nur so ist eine Kunststofffüllung langfristig klinisch erfolgreich. Eine Verankerung des Kunststoffs ist nur mechanisch an rauen Oberflächen und Mikroporositäten möglich. Das beugt einer Spaltbildung, dem sog. Mikroleakage, der zu Pulpairritation und Sekundärkaries führen kann, vor [26, 50].

Dabei ist die Schmelz-Ätz-Technik seit ihrer Einführung im Jahre 1955 eine erfolgreiche Methode, um Kunststofffüllungen am Schmelz zu verankern. Die Verankerung an Dentin bereitete aufgrund der tubulären Struktur, dem hohen organischen Faseranteil und dem Dentinliquor, der beim Anschleifen austritt, mehr Probleme [18, 19, 25]. Außerdem unterliegt die Verankerung von Kunststofffüllungen einer gewissen Fehlerquote, da die Adhäsivtechnik sehr techniksensitiv ist. Das bedeutet, dass eine Kontamination der Kavität mit Speichel oder Blut die Haftung erheblich herabsetzt, was schlussendlich durch Randpaltbildung zum Misserfolg der Restauration führt [26, 50, 69].

### **3.2.1 Haftung an Schmelz**

1955 entwickelte Bounocore die Schmelz-Ätz-Technik mit 85%iger Phosphorsäure. Dabei orientierte er sich an der Industrie, die durch Säurevorbehandlung an Metall Farben zum Haften brachte. Das übertrug er auf die Zahnmedizin und behandelte stattdessen Zähne mit Phosphorsäure, um die Zahnoberfläche aufzurauen und so adhäsionsfähiger zu machen [11]. Dabei löst die Säure die Prismen des Schmelzes in ihrer Peripherie anders als im Zentrum, wodurch ein Ätzmuster aus verschiedenen Rauigkeiten entsteht. In diese Mikroporositäten kann der niedrigvisköse Kunststoff des Bonding-Agents fließen, so Kunststoffzapfen (Tags) bilden und dadurch mikromechanisch verankert werden [49, 56]. Die klinische Erfahrung hat gezeigt, dass die Schmelzätztechnik mit 35-40%iger Phosphorsäure eine gute Randdichtigkeit und eine strapazierfähige Haftung von ca. 20 MPa von direkten sowie indirekten Restaurationen am Schmelz gewährleistet [25].

### 3.2.2 Haftung an Dentin

Dentin besteht zu 50 Vol.-% aus organischen und zu 30 Vol.-% aus anorganischen Bestandteilen. Der Rest ist Wasser. Der organische Teil setzt sich dabei aus 91-92 Vol.-% Kollagen und 8-9 Vol.-% aus nichtkollagenem Material zusammen [64]. Aufgrund dieser organischen und der tubulären Strukturen ist es schwieriger eine hydrophobe Kunststofffüllung am hydrophilen Dentin zu befestigen als am Schmelz. Außerdem entwickelt sich beim Anschleifen von Dentin eine 1-5 µm dicke Schmierschicht, die aus Bakterien, Hydroxylapatitkristalltrümmern, Dentinliquor und freigelegten Kollagenfasern besteht. Diese Schicht verringert oder verhindert die Permeabilität für Bondingmaterialien, weil sie die Dentintubuli verschließt [16, 53, 56, 66, 67]. Durch Ätzen ist es allerdings möglich, die Schmierschicht zu entfernen [53].

Heute nutzt man amphiphile Haftvermittler, sog. Adhäsivsysteme, um das hydrophile Dentin mit dem hydrophoben Füllungskomposit zu verbinden. Dabei legt man durch das Ätzen die Kollagenfasern frei und entfernt die Schmierschicht. Danach kann ein hydrophiler Primer zwischen die penetrierbar gemachten Kollagenfasern fließen. Das Bonding stellt schlussendlich die eigentliche Verbindung zwischen Füllung und Dentin dar. Durch dessen Einfließen in die nanoskopischen Zwischenräume entstehen Kunststofftags. Diese Zone aus demineralisiertem Dentin und ungefülltem Bondingkunststoff wird Hybridschicht genannt [49]. Fließt das Bonding Agent nur ungenügend zwischen das freigelegte Kollagengeflecht, sodass Lücken in der Hybridschicht entstehen, spricht man von Nanoleakage [64, 65].

### **3.4 Adhäsivsysteme**

Der Begriff Bonding beschreibt die Adhäsion zweier unterschiedlicher Materialien. In der Zahnheilkunde meint man die mechanische und/oder chemische Verbindung zwischen den Zahnhartsubstanzen und Füllungskompositen [56]. Der Zahn muss entsprechend vorbehandelt werden, um eine Kunststofffüllung zu befestigen. Dabei gilt es, die Zahnhartsubstanzen zu unterscheiden [30, 49]. Während schon 1955 durch Bounocore die Säureätztechnik für Schmelz beschrieben wurde, dauerte eine erfolgreiche Klebung an Dentin Jahrzehnte länger [24].

Die Einteilung nach dem Zeitpunkt der Markteinführung nach Eick et al. ist heute nicht mehr gebräuchlich, lässt die Entwicklung der Adhäsive aber besser nachvollziehen [16, 30]. Die ersten beiden Generationen, die Anfang der 80er Jahre entwickelt wurden, sollten eine chemische Haftung der Kunststofffüllungen an der Zahnhartsubstanz erzielen. Da sie die Schmierschicht nicht entfernten, erreichten sie nur Haftwerte zwischen 5 und 10 MPa, was zum Schutz vor Randspaltbildung und Sekundärkaries nicht ausreichte [14]. Die dritte Generation ist die der selektiven Schmelzätzung. Dabei wird nur der Schmelzrand einer Kavität mittels 30-40%iger Phosphorsäure geätzt, während auf das Dentin ein selbstätzender Primer, der 1-4%iger Maleinsäure enthält, aufgetragen wird. Dadurch löst sich die Schmierschicht und das Dentin wird schwach demineralisiert. Deswegen kann das Bondingagent in die dadurch entstandenen Porositäten penetrieren. So wird auch eine Hybridschichtbildung beobachtet. Allerdings zeigte sich, dass die Umsetzung des selektiven Ätzens schwierig ist, da es oft nicht gelingt, das Dentin frei von Phosphorsäure zu halten [24, 33, 34]. Die vierte Generation ist die des simultanen Ätzens von Schmelz und Dentin, wodurch im Schmelz das typische kreidig, opake Ätzmuster entsteht und gleichzeitig die Schmierschicht vom Dentin komplett entfernt wird und so die Kollagenfasern zur besseren Penetration des Bondings freigelegt werden. Danach wird das Dentin durch einen Primer und ein Adhäsiv auf das Bonding-Agent vorbereitet, das schlussendlich das Dentin mit dem Füllungskomposit verbindet. Wie bei der dritten Generation entstehen eine Hybridschicht sowie Kunststofftags [49]. Die fünfte Generation kombiniert Primer und Adhäsiv in einer Flasche, um Zeit zu sparen und so weniger Anwendungsfehler oder eine Kontamination der Kavität möglich zu machen [26, 71]. Bei der Entwicklung der sechsten Generation setzte man weiter auf Vereinfachung der Verarbeitung. Hierbei ist es nur noch nötig einen selbstätzenden und selbstkonditionierenden Primer und ein Adhäsiv aufzutragen. Die siebte Generation ist ein Ein-Flaschen-System. Durch hydrophile und hydrophobe Monomere und einen niedrigen pH sollten alle nötigen Schritte vereint werden [49].

Die aktuelle Klassifizierung der Adhäsivsysteme orientiert sich an der Zahl der Applikationsschritte und der Beschaffenheit des Wirkmechanismus [29]. Die gebräuchlichste Einteilung geht auf Van Meerbeek zurück. Dieser unterscheidet „Etch and Rinse“, also Adhäsivsysteme, die eine Konditionierung mit Phosphorsäure brauchen, von „Self Etch“-Systemen, also solchen die keine vorherige Konditionierung mit Phosphorsäure benötigen. Außerdem typisiert er die Zahl der klinischen Applikationsschritte [49, 70].

„Etch and Rinse“ Adhäsive mit Phosphorsäurekonditionierung		„Self Etch“ selbstkonditionierende Adhäsive	
Typ 1: 3./4. Generation	Typ 2: 5. Generation	Typ 3: 6. Generation	Typ 4: 6./7. Generation
3-Schritt-Systeme	2-Schritt-Systeme	2-Schritt-Systeme	1-Schritt-Systeme (auch Mehrfachapplikation)
1. Phosphorsäureregel	1. Phosphorsäureregeln	-	-
2. Primer	2. „Ein-Flaschen“-Adhäsiv	1. „Kondi“-Primer	„Ein-Flaschen“-Adhäsiv (All-in-one oder Mischprodukte)
3. Bonding	-	2. Bonding	-

Tab. 2: Einteilung der Adhäsivsysteme nach Van Meerbeek [70]

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass 3-Schritt-Systeme der „Etch and Rinse“-Gruppe trotz aller Entwicklungen die besten in-vivo und in-vitro Ergebnisse aufweisen [55, 70].

### **3.5 selbstadhäsive Zemente**

Selbstadhäsive Zemente sind 2002 in die Zahnheilkunde als Untergruppe der kunststoffmodifizierten Zemente eingeführt worden (Bsp.: RelyX Unicem, 3M ESPE). Diese Materialien erfordern keine Vorbehandlung der Zahnhartsubstanzen und sollen nach Herstellerangaben feuchtigkeitstolerant sein, sowie Flouridionen zur Kariesprävention abgeben [48, 59]. Alle marktüblichen Produkte sind zur adhäsiven Zementierung von allen indirekten Restaurationen zugelassen und sind 2-Komponenten-Systeme. Die einzige indirekte Indikation, für deren Zementierung keine selbstadhäsiven Zemente zugelassen sind, ist die Klebung von Veneers [23, 59].

Die organische Matrix dieser Zemente besteht aus multifunktionalen Phosphorsäuremethacrylaten, die die Haftung zum Zahn verursachen. Während der initialen Abbindereaktion steigt der pH von 1 auf 6, was eine anfängliche Demineralisation und anschließende Penetration des Zements in die Zahnhartsubstanz bewirken soll. Die Hauptabbindereaktion ist eine radikalische Polymerisationsreaktion, die chemisch durch einen Initiator im Zement oder durch Licht ausgelöst werden kann. Außerdem wird bei dieser Reaktion Wasser frei, was zu einer Neutralisationsreaktion am Ende des chemischen Prozesses führt [6, 65]. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das Abbinden der selbstadhäsiven Zemente auf einer Reaktion der Phosphorsäuremethacrylate mit den enthaltenen Füllstoffen und der Zahnhartsubstanz beruht [31]. Der durchschnittliche Anteil an Füllstoffen beträgt hierbei 60-75 Gew.-% [7].

### **3.6 Alterung der Komposite**

Eine Kompositfüllung ist in der Mundhöhle vielen Faktoren wie Temperaturschwankungen, Kaudruck, einem sauren Milieu und Speichelenzymen ausgesetzt. Durch Wasserlagerung, Thermocycling oder Kausimulation versucht man in vitro die natürlichen Bedingungen der Mundhöhle zu kopieren, um so die Haltbarkeit im Mund des Verbundes zwischen Kunststoff und Zahn einschätzen zu können [70, 71].

### **3.6.1 Wasserlagerung**

Durch die Lagerung in Wasser bei 37°C wird das Milieu der Mundhöhle nachgeahmt, ohne dass kalte oder warme Nahrung dazu kommt. Es kommt zur Quellung des Materials. Dadurch verändern sich mechanischen Eigenschaften des Kunststoffes [57]. Durch diesen in vitro Versuch soll das Quellverhalten eines Werkstoffs im Mund vorhergesagt werden.

### **3.6.2 Thermocycling**

Durch dieses Gerät sollen die natürlichen Mundbedingungen bei unterschiedlich temperierter Nahrungsaufnahme in vitro durch die Schwankungen zwischen 5°C und 55°C nachgeahmt werden. So sollen Schwachstellen des Zahn-Komposit-Verbunds erkannt werden, bevor das Material am Patienten eingesetzt wird. Während der Temperaturschwankungen dehnen sich Zahn und Kunststoff unterschiedlich aus, was zu Spannungen an den Restaurationsrändern führt [47, 62]. Soll die Kunststofffüllung lang halten, muss ihr Verbund mit dem Zahn möglichst dauerhaft stärker als die oben genannten Spannungen sein, da es sonst zu Mikrorissen oder zu komplettem Verlust der Haftkraft und so zu Spaltbildungen kommt [76].

### **3.6.3 Farbstoffpenetration**

Die Methode der Farbstoffpenetration ist eine verbreitete Methode, um das Auftreten einer Spaltbildung zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration in vitro zu testen. Diese Spaltbildung nennt man Mikroleakage. Dieser wird als wichtiger Einflussfaktor für die Langlebigkeit einer Füllung angesehen. Dafür werden viele unterschiedliche Farbstoffe genutzt, die sich in Molekülgröße und Affinität zum Substrat unterscheiden. In den meisten Laboren werden die Zähne für eine bestimmte Zeit in Farbstoff gelagert, anschließend gesäubert und danach unter dem Lichtmikroskop beurteilt [1, 63, 70].

## 4. Problemstellung

Trotz forcierter Entwicklungen im Bereich der Füllungskunststoffe bleibt die Spaltbildung zwischen Zahn und Füllung, die durch die Polymerisationsschrumpfung der Komposite entsteht, ein Problem. Denn auch moderne Füllungskunststoffe sollten, um die Schrumpfung zu verringern, in kleinen Portionen in die Kavitäten eingebracht werden. Das kostet den Behandler Zeit und macht die Restauration anfällig durch Speichel oder Blut kontaminiert zu werden und schlechter zu haften.

Ziel war es zu testen, ob sich diese Spaltbildung an tiefen Klasse-I-Füllungen verringert oder abgedichtet wird, wenn sie zur Hälfte mit selbstadhäsiven Kompositzementen unterfüllt und darüber konventionell mit Clearfil MP aufgefüllt wurden. Als Kontrollgruppen dienten 4 mittels unterschiedlichen Inkrementtechniken gefüllte Gruppen. Getestet wurde nach künstlicher Alterung durch 6-monatige Lagerung im Wärmeschrank bei 37 °C und 5000 Zyklen im Thermocycler. Zur Beurteilung der Randspaltbildung wurden die Proben nach Abdichtung mit Nagellack um die Füllung herum 24 Stunden im Farbstoff Fuchsin gelagert, um danach das Eindringen vom Farbstoff unter dem Lichtmikroskop zu beurteilen. Das wurde als Maß für die Dichtigkeit einer Füllung herangezogen. Zeigen die mit selbstadhäsiven Zementen unterfüllten Proben ein dichteres Verhalten, stellt sich die Frage, ob das das Einsatzgebiet von selbstadhäsiven Zementen als Unterfüllungsmaterial erweitert werden kann.

## 5. Material und Methode

### 5.1 Vorbereiten der Proben und Kavitätenpräparation

Für die Untersuchung wurden 56 extrahierte, füllungs freie Molaren verwendet, die nach Lagerung in mit 0,5% Chloramin T gefüllten Schraubbehältern mit Scalern (Fa. Hu-Friedy, Leimen) von restlichem Gewebe, Zahnstein oder Konkrementen befreit wurden. Es folgte die Präparation okklusaler, möglichst standardisierter Kavitäten von jeweils 4x4x4mm Ausdehnung. Dies erfolgte mit Hilfe eines roten Winkelstücks (KAVO, Biberach, Deutschland) bei 100.000 U/min mit einem geeigneten Rundkopfdiamanten und einem weißen Finierstein (Meisinger, Neuss, Deutschland). Die Kavitätenwände wurden dabei parallel bis leicht divergierend präpariert.



Abb. 2: Fertig präparierte 4x4x4 mm Kavität vor dem Füllen

### 5.2 Füllung und Einteilung in Versuchsgruppen

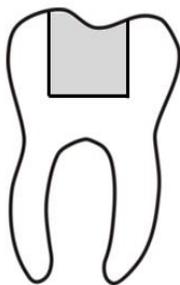
Nachdem die Kavitäten fertig gestellt wurden, erfolgte die Säuberung mit Hilfe 70%igen Alkohols. Anschließend wurden die Zähne in 7 Gruppen anhand unterschiedlicher Füllungstechniken eingeteilt:

Die ersten 4 Gruppen wurden mit 35%iger Phosphorsäure und Syntac (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) vorbehandelt und dann mit Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Tokio, Japan) durch Anwendung unterschiedlicher Inkrementtechniken gefüllt, wie unten grafisch dargestellt. Danach wurden alle Füllungen mittels einer UV-Polymerisationslampe Polylux (KaVo, Biberach, Deutschland) gehärtet.



**Abb. 3: Zahn nach dem Füllen**

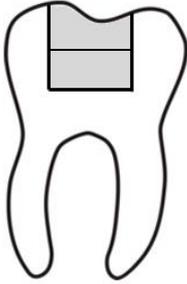
1. Die erste Gruppe wurde mit einem Mal komplett mit Komposit gefüllt (Bulk fill)



**Abb. 4: Bulk fill**

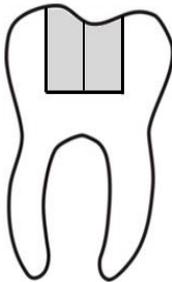
---

2. Bei der zweiten Gruppe wurden zwei Inkremente horizontal übereinander appliziert



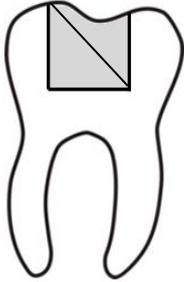
**Abb. 5: Zwei horizontale Inkremente**

3. Bei der dritten Gruppe wurden zwei Kompositschichten nebeneinander, also vertikal, eingebracht



**Abb. 6: Zwei vertikale Inkremente**

4. Die Proben der Gruppe 4 wurden mit zwei schräg übereinander geschichteten Inkrementen gefüllt



**Abb. 7: Zwei schräge Inkremente**

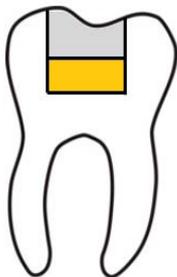
Die folgenden 3 Gruppen wurden mit 3 verschiedenen selbstadhäsiven Kompositen unterfüllt und lichtgehärtet. Diese Unterfüllungen hatten eine ungefähre Dicke von 2 mm. Die restliche Kavität wurde, wie bei den Gruppen 1-4, erst mit Phosphorsäure und Syntac (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) vorbehandelt und anschließend mit Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Tokio, Japan) aufgefüllt.

5. Gruppe fünf wurde mit dem Material G-Cem (GC, Tokio, Japan)

6. Gruppe sechs mit Smart Cem 2 (Dentsply, DeTrey, Woodbridge, Canada)

7. Gruppe sieben mit RelyX Unicem (3M Espe AG, Seefeld, Deutschland)

unterfüllt.



**Abb. 8: mit Unterfüllung**

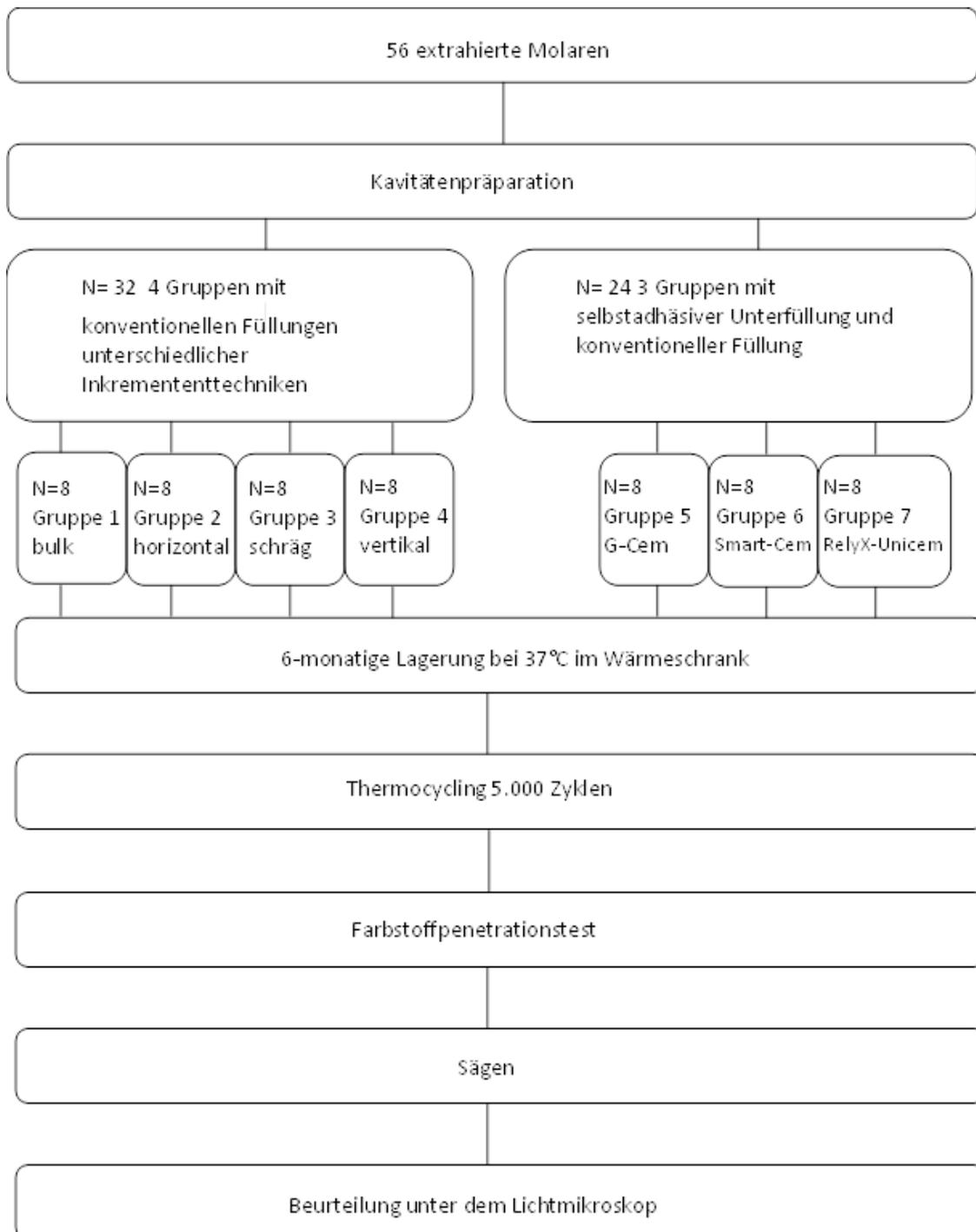


Abb. 9: Flowchart Versuchsaufbau

## 5.3 Verwendete Materialien

### 5.3.1 Syntac

Material	Bestandteile	Verarbeitung
<b>Etchant</b>	37% Phosphorsäure	Applikation für 15s Absprühen Trocknen
<b>Syntac Primer</b>	Maleinsäure 4 Gew.-% Dimethacrylat 25 Gew.-% Lösungsmittel 71 Gew.-% Stabilisatoren <0,1	Applikation für 15s Verblasen
<b>Syntac Adhäsiv</b>	Dimethacrylat 35 Gew.-% Maleinsäure <0,1 Gew.-% Glutaraldehyd 5 Gew.-% Wasser 60 Gew.-%	Applikation für 10s Verblasen
<b>Heliobond</b>	Bis-GMA 59,5 Gew.-% TEGDMA 39,7 Gew.-% Stabilisatoren & Katalysatoren 0,8 Gew.-%	Applikation Verblasen Photopolymerisation für 40s

Tab. 3: Verwendung und Zusammensetzung von Syntac (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtensetin) [67]



Abb. 10: Syntac und 37%iges Ätzelgel (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)

### 5.3.2 Clearfil Majesty Posterior

Gruppe 1-4 wurden komplett mit Clearfil Majesty Posterior (Kuraray Dental, Tokio, Japan) gefüllt. Dabei kamen, wie oben grafisch dargestellt, unterschiedliche Inkrementtechniken zur Anwendung. Die Gruppen 5-7 unterfüllte man erst mit unten dargestellten selbstadhäsiven Kompositzementen und füllte dann nach geeigneter Vorbehandlung mit 35%iger Phosphorsäure sowie Syntac mit Clearfil Majesty Posterior (Kuraray Dental, Tokio, Japan) auf. Dieses letztgenannte Material gehört zu der Gruppe der Feinpartikelhybridkomposite. Es besteht aus anorganischen Nano- und Mikrofüllern, die ca. 92 Gew-% (82 Vol.-%) ausmachen. Nach Herstellerangaben beträgt die Polymerisationsschrumpfung ca. 1,5% [13].

Clearfil Majesty Posterior	
<b>Zusammensetzung:</b>	Silanisierte Glaskermikfüller, oberflächenbehandelte Aluminium Mikrofüller, Bis-GMA, hydrophobe aromatische Dimethacrylate, TEGDMA, Kampherchinon, Akkzeleratoren, Pigmente

Tab. 4: Bestandteile Clearfil Majesty Posterior (Kuraray Dental, Tokio, Japan) [13]



Abb. 11: Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Tokio, Japan)

### 5.3.3. Unterfüllungswerkstoffe

Zur Unterfüllung wurden drei verschiedene selbstadhäsive Kompositmaterialien benutzt. Hierbei handelt es sich um RelyX Unicem (3M Espe AG, Seefeld, Germany), G-Cem (GC Corporation, Tokio, Japan) und Smart Cem 2 (Dentsply DeTrey, Woodbridge, Canada). Die genauen Zusammensetzungen der Materialien sind den folgenden Tabellen zu entnehmen.

G-Cem	
<b>Pulver:</b>	<b>Flüssigkeit:</b>
Flourid-Aluminium-Silikatglas, Initiator, Pigmente	Urethandimethacrylat, Dimethacrylate, 4-Methacryltrioxyethyltrimellitananhydrid, destilliertes Wasser, Phosphorsäureestermonomere, Silikondioxid, Initiator, Inhibitor

Tab. 5: Zusammensetzung G-Cem ( GC, Tokio, Japan) [23, 31]



Abb. 12 : G Cem (GC, Tokio, Japan)

Smart Cem 2	
<b>Basispaste:</b>	<b>Katalysatorpaste:</b>
Urethandimethacrylat, Campherchinon, Flouoraluminiumsilikat	Bis-GMA, Triethylenglycoldimethacrylat, Glycerophosphatdimethacrylat, Bariumaluminiumpolysilikatglas

Tab. 6: Zusammensetzung Smart Cem 2 (Dentsply De Trey, Woodbridge, Canada) [23, 31]



Abb. 13: Smart Cem 2 (Dentsply DeTrey, Woodbridge, Canada)

RelyX Unicem	
<b>Pulver:</b>	<b>Flüssigkeit:</b>
Glaspuder, Initiator, Silizium, Kalziumhydroxid, Pigment, Peroxyverbindungen	Methacrylate, multifunktionelle Phosphorsäureester, Dimethacrylate, Acetat, Stabilisator, Initiator

Tab. 7: Zusammensetzung RelyX Unicem ( 3M Espe AG, Seefeld, Deutschland) [23, 31]



Abb. 14: RelyX Unicem (3M Espe AG, Seefeld, Deutschland)

#### 5.4 Lagerung der Proben und Thermocycling

Nach dem Füllen wurden alle Proben für 6 Monate im Wärmeschrank bei 37°C in destilliertem Wasser gelagert. Danach kamen alle Proben in den Thermocycler (Fa. Haake, Vreden, Deutschland). Dabei wurden sie 5000 Zyklen lang abwechselnd jeweils 15 s in ein +5°C warmes und in ein +55°C (+/- 2°C) kaltes Wasserbad getaucht. Die Abtropfzeit zwischen den Bädern betrug dabei 30 sec.

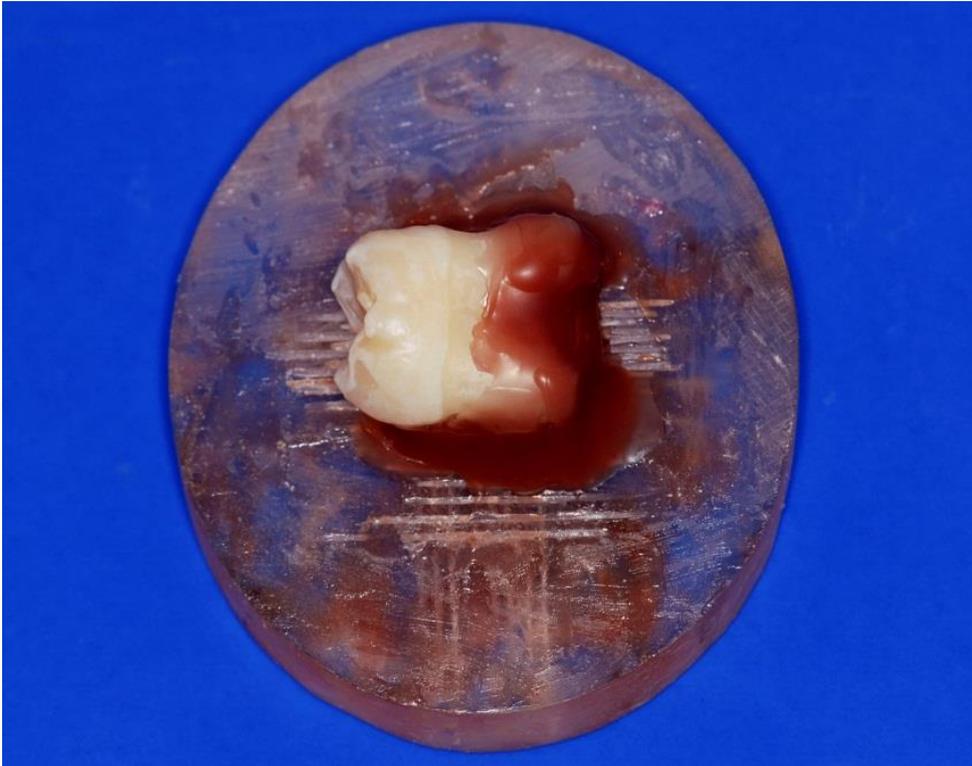


Abb. 15: Verwendeter Thermocycler (Fa. Haake, Vreden)

## 5.5 Farbstoffpenetrationstest

Zuerst wurden die Zähne mit Nagellack unter Aussparung der Füllungen abgedichtet, um ein Eindringen von Farbstoff außerhalb des Füllungsrandes zu vermeiden und so Messfehler zu verringern. Danach wurden die Proben 24 Stunden bei Raumtemperatur in 0,5% Fuchsin gelagert und nach Entnahme mit destilliertem Wasser grob von Farbstoffresten befreit

## 5.6 Sägen



**Abb. 16: Vorbereiteter Zahn vor dem Sägen**

Jeder Zahn wurde mit Hilfe der IsoMet Diamantsäge (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) unter Wasserkühlung in 4 Proben zersägt, die später unter dem Lichtmikroskop (Fa. Zeiss, Jena) beurteilt wurden. Die Sägeschnitte erstreckten sich hierbei durch die Kavität von der Vestibulärseite bis zur Oralseite der Zähne.



Abb. 17: IsoMet slow speed saw (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA)

## 5.7 Lichtmikroskop

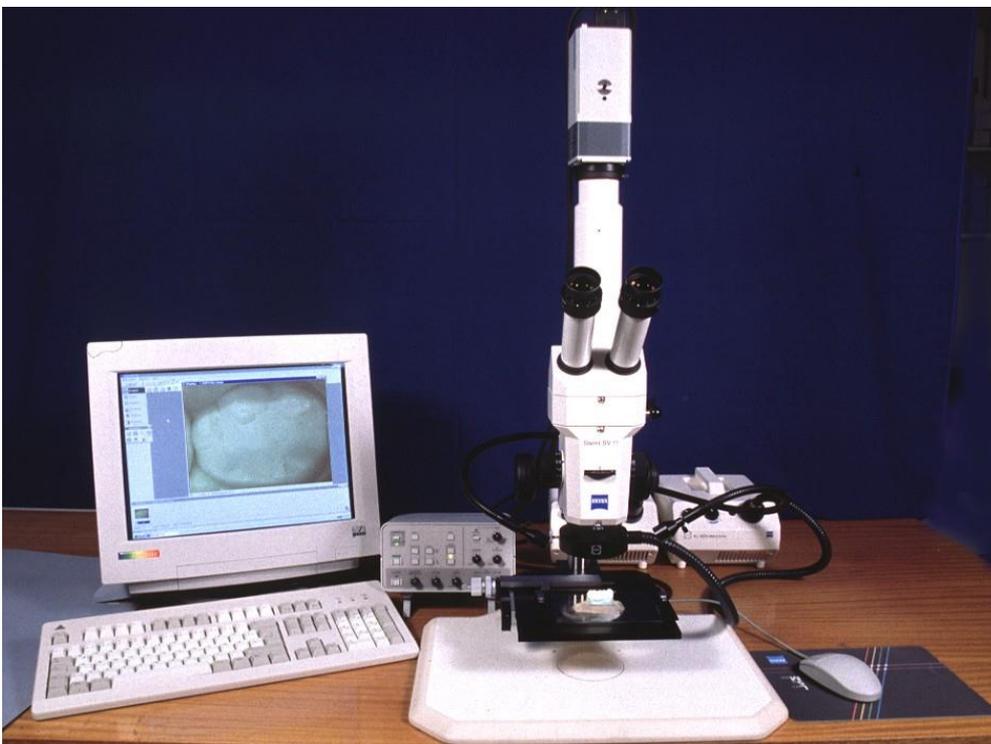


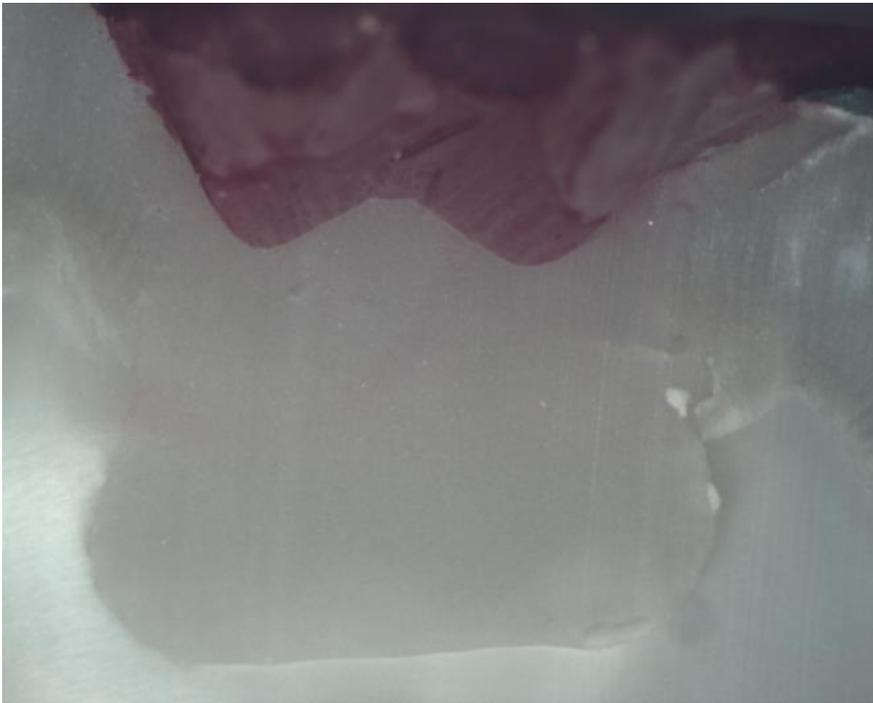
Abb. 18: Lichtmikroskop der Firma Zeiss, Jena

Die Eindringtiefe des Farbstoffs wurde hierbei mittels eines Lichtmikroskops (Fa. Zeiss, Jena) mit 25- und 50-facher Vergrößerung beurteilt. Dabei wurden die einzelnen Proben mittels 3CCD Farbkamera (Sony, Köln) fotografiert.

### **5.8 Einteilung nach Färbegraden**

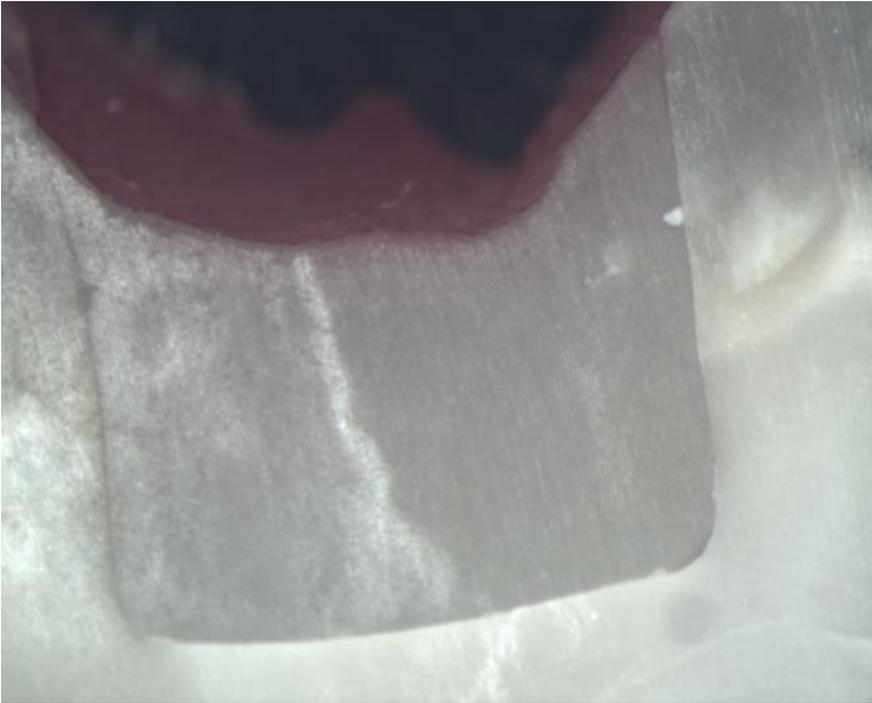
Die Eindringtiefe des Fuchsins wurde in 5 Färbegrade eingeteilt wie im Folgenden anhand von Fotos dargestellt:

Färbegrad 0: kein Eindringen von Farbe zwischen Zahn und Füllung



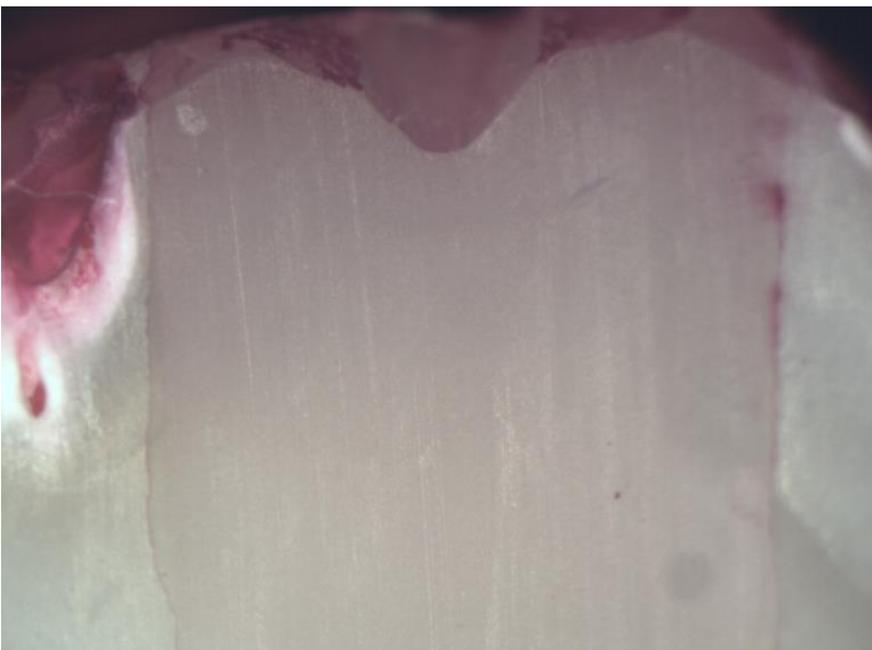
**Abb. 19: Färbegrad 0**

Färbegrad 1: Eindringen von Farbe zwischen Füllung und Schmelzbegrenzung



**Abb. 20: Färbegrad 1**

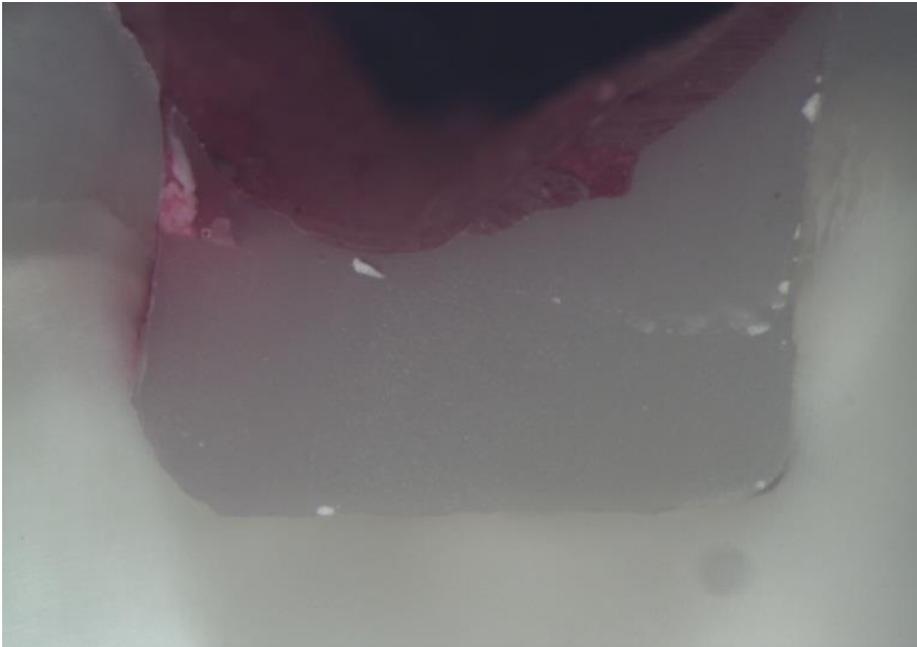
Färbegrad 2: Eindringen von Farbe bis zur Schmelz-Dentin-Grenze, also im äußeren Dentin



**Abb. 21: Färbegrad 2**

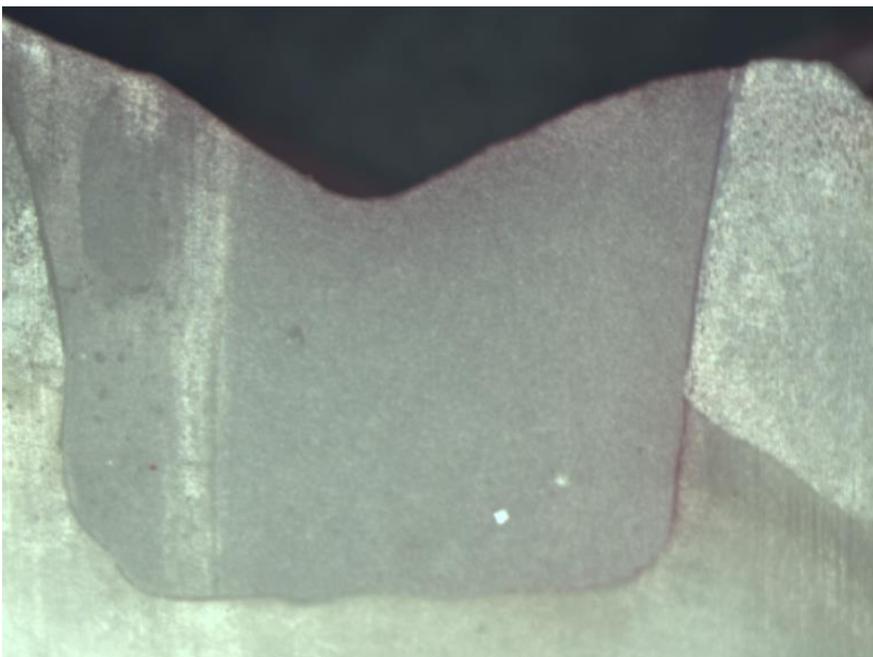
---

Färbegrad 3: Färbung über die Schmelz-Dentin-Grenze hinaus, also im inneren Dentin



**Abb. 22: Färbegrad 3**

Färbegrad 4: Penetration des Farbstoffs bis unter die Füllung, in die Nähe der Pulpa



**Abb. 23: Färbegrad 4**

## 5.9 statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mittels des Programms SPSS® für Windows, Version 20 (IBM Corp., Somers, USA). Folgende Tests kamen dabei zur Anwendung:

- Kolmogorow-Smirnow-Test: Dieser Test prüft, ob eine Zufallsvariable einer zuvor angenommenen Verteilung folgt.
- Mann-Whitney-U-Test: Hierbei werden 2 unverbundene Stichproben miteinander verglichen, indem überprüft wurde, ob sich diese signifikant voneinander unterscheiden. Im vorliegenden Fall werden die Proben der 4 konventionell gefüllten Gruppen mit den Proben aus den 3 mit Unterfüllungen versorgten Gruppen verglichen.
- Kruskal-Wallis-H-Test: Dieser Test überprüft ähnlich wie der Mann-Whitney-U-Test mittels einer Varianzanalyse ordinal skalierte Variablen, ob unabhängige Stichproben der gleichen Grundgesamtheit entstammen. Hierbei ist es allerdings möglich, mehr als 2 Gruppen miteinander zu vergleichen.

Das Signifikanzniveau  $\alpha$  beträgt für alle Tests  $\alpha=0,05$ .

statistisch signifikant  $p<0,05$

nicht signifikant  $p>0,05$

## 6. Ergebnisse

### 6.1 Normalverteilung

Die Testung auf Normalverteilung zeigt eine Linksverschiebung der Werte bezüglich der Normalverteilungskurve (s. Anhang Abb.: Histogramm). Auch der Kolmogorow-Smirnow-Test bestätigt, dass die Färbegrade 0-5 in der Grundgesamtheit nicht normalverteilt sind. Somit können nicht-parametrische Tests wie der Mann-Whitney-U- und der Kruskal-Wallis-Test zur Anwendung kommen.

### 6.2 Vergleich der einzelnen Gruppen

Die Häufigkeit der Färbegrade in allen Gruppen ist im folgenden Säulendiagramm gegenüber gestellt

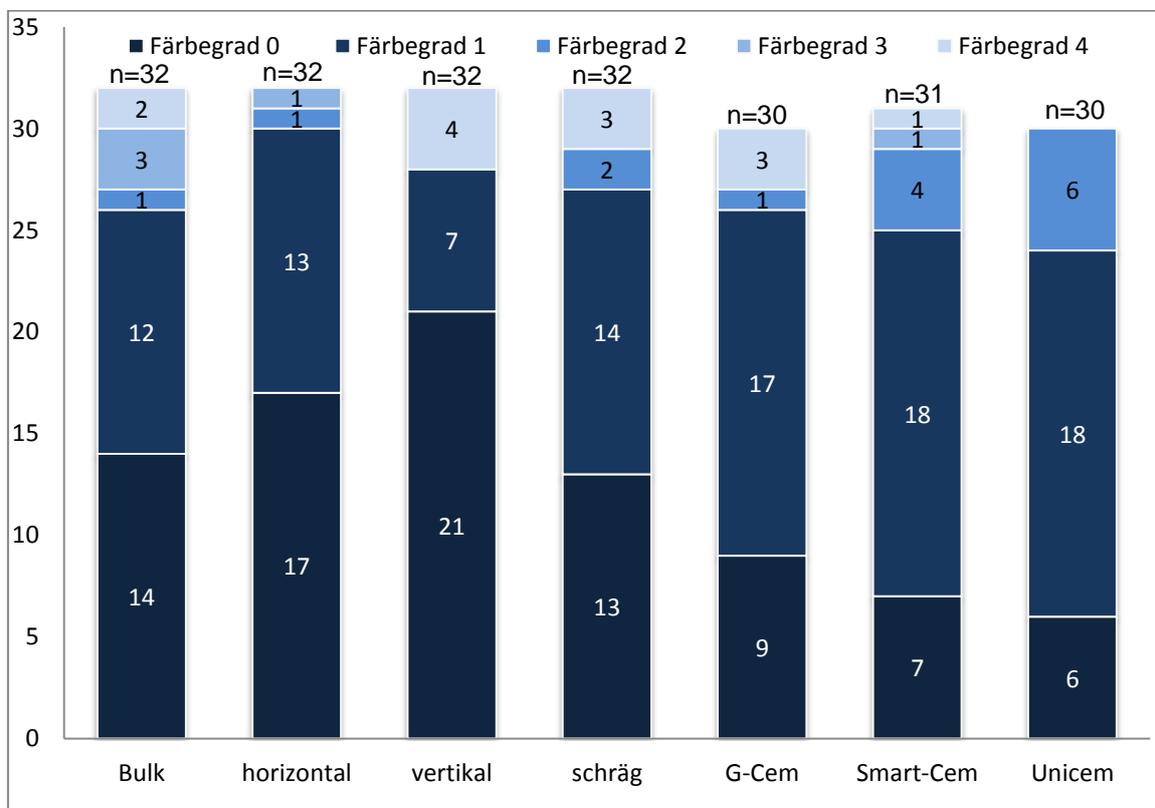


Abb. 24: Vorkommen der Färbegrade in den Gruppen

### **6.2.1 Gruppe 1: Bulk fill**

Gruppe 1 zeigte mit 14x Färbegrad 0, 12x Färbegrad 1, 1x Färbegrad 2, 3x Färbegrad 3 und 2x Färbegrad 4 verglichen mit den unterfüllten Gruppen 5-7 ein signifikant dichteres Verhalten ( $p < 0,05$ , Mann-Whitney-U-Test). Unter den konventionell gefüllten Gruppen zeigte diese Gruppe mit 14x Färbegrad 0 einen geringen Widerstand gegenüber dem Eindringen von Fuchsin.

### **6.2.3 Gruppe 2: 2 horizontale Inkremente**

Die Gruppe 2 lag mit 17x Färbegrad 0, 13x Färbegrad 1 und nur jeweils 1x Färbegrad 2 und 3 über den durchschnittlichen Werten. Das Eindringen der Farbe war vor allem weniger zu beobachten als in allen Gruppen 5-7, die mit selbstadhäsiven Zementen unterfüllt wurden ( $p < 0,05$ , Mann-Whitney-U-Test).

### **6.2.4 Gruppe 3: 2 vertikale Inkremente**

Gruppe 3 ließ 21x Färbegrad 0, 7x Färbegrad 1 und 4x Färbegrad 4 beobachten. Zwar ist 21x Färbegrad 0 das häufigste Auftreten dieses Färbegrades, jedoch lässt sich bei keiner anderen Gruppe so oft der Färbegrad 4 beobachten. Beim Vergleich der unterfüllten Gruppen (5-7) mit den konventionell gefüllten (1-4) zeigte diese Gruppe niedrigere Färbegrade ( $p < 0,05$ , Mann-Whitney-U-Test)

### **6.2.5 Gruppe 4: 2 schräge Inkremente**

Der Färbegrad 0 tritt 13x auf, der Färbegrad 1 14x, der Färbegrad 2 2x und der Färbegrad 4 4x. Im Vergleich mit den mit selbstadhäsiven Zementen unterfüllten Gruppen 5 (G-Cem), 6 (Smart Cem 2) und 7 (RelyX-Unicem) war der Färbegrad 0 unter den Proben der Gruppe 4 deutlich häufiger zu beobachten. Unter den Gruppen 1-4 jedoch am Wenigsten.

### **6.2.6 Gruppe 5: G-Cem**

Gruppe 5 verhält sich von allen Gruppen, die mit selbstadhäsiven Zementen unterfüllt wurden, am widerstandsfähigsten gegen das Eindringen von Fuchsin zwischen Zahnhartsubstanz und Füllung. Mit 9x Färbegrad 0, 17x Färbegrad 1, 4x Färbegrad 2 und jeweils 1x Färbegrad 3 und 4 zeigen die Proben dieser Gruppe die besten Dichtigkeitswerte unter den Gruppen 5-7. Das Ergebnis war aber nicht signifikant. Im Vergleich mit den konventionell gefüllten Gruppen 1-4 schneidet die Gruppe 5 schlechter ab ( $p < 0,05$ , Mann-Whitney-U-Test).

### **6.2.7 Gruppe 6: Smart Cem2**

Gruppe 6 lässt 7x Färbegrad 0, 18x Färbegrad 1, 4x Färbegrad 2 und jeweils 1x Färbegrad 3 und 4 unter dem Lichtmikroskop erkennen. Im Vergleich zu den konventionell gefüllten Gruppen 1 (bulk), 2 (horizontal), 3 (vertikal) und 4 (schräg) schneidet Gruppe 6 signifikant schlechter ab ( $p < 0,05$ , Mann-Whitney-U-Test).

### **6.2.8 Gruppe 7: RelyX Unicem**

Die Proben der Gruppe 6 ergeben 6 x Färbegrad 0, 1x Färbegrad 1 und 6x Färbegrad 2. Damit zeigt diese Gruppe vergleichbare Werte mit Gruppe 6 (Smart Cem 2). Allerdings zeigen die anderen beiden unterfüllten Gruppen 6 und 7 mehr Widerstand gegen das Eindringen von Farbstoff, da man den Färbegrad 0 unter ihren Proben häufiger beobachten kann.

## **6.9 Signifikanz**

Unter den Gruppen 1-4 lässt sich der Färbegrad 0 zahlenmäßig am Häufigsten beobachten. Zieht man die Gruppen 5-7 heran, ist es der Färbegrad 1. Die Annahme, dass die konventionell gefüllten Gruppen im Vergleich zu den unterfüllten geringere Färbegrade und somit ein dichteres Verhalten aufweisen, lässt sich durch den Mann-Whitney-U-Test ( $p = 0,001$ , also  $p < 0,05$ ) bestätigen. Vergleicht man nur die konventionell gefüllten Gruppen 1-4 miteinander, lässt sich kein signifikanter Unterschied beobachten ( $p = 0,242$ , also  $p > 0,05$ ). Genauso ist es unter den unterfüllten Gruppen 5-7 ( $p = 0,665$ , also  $p > 0,05$ ).

Beim Vergleich aller Gruppen untereinander durch den Kruskal-Wallis-Test ergibt sich, dass sich alle Gruppen signifikant voneinander unterscheiden ( $p=0,014$ , also  $p<0,05$ ). Dabei zeigte die Gruppe 4 (schräg) die dichtesten Werte beim Häufigkeitsvergleich der Färbegrade, die nur wenig besser waren als die der Gruppe 2 (horizontal). Unter den Gruppen 5-7, die unterfüllt wurden, wies die Gruppe 5 (G-Cem) die geringsten Färbegrade auf.

## 7. Diskussion

### 7.1 Fehlerquellen und Studiendesign

#### 7.1.1 In-vitro versus in-vivo Studien

In vitro Tests, wie der hier zur Anwendung gekommene Farbstoffpenetrationstest mit Fuchsin, sind eine gängige Methode, um neue Werkstoffe zu testen, bevor sie in der Klinik angewendet werden [32]. Wie effektiv das als Screening-Methode für neue Füllungswerkstoffe ist, kann nicht sicher eingeschätzt werden [29]. Owens et al. nehmen an, dass oftmals unterschiedliche Ergebnisse für gleiche Werkstoffe durch die unterschiedlichen Studiendesigns der verschiedenen Institute bedingt sind. Sie beziehen sich hierbei auf Klasse-V-Kavitäten [53].

Salz und Bock unterteilen die Faktoren, die die Langlebigkeit einer Restauration beeinflussen, in zwei Hauptgruppen. Die erste beschreibt das Substrat, also der Zahn und dessen unterschiedliche Lagerung und Vorbehandlung. Die zweite Hauptgruppe hingegen umfasst die variierenden Methoden der Adhäsivapplikation sowie die verschiedenen Mess- und Testmethoden durch die Behandler [63]. Wegen der schwierigen Reproduzierbarkeit dieser beeinflussenden Faktoren lässt vorliegender Versuch nur bedingt Rückschlüsse auf den klinischen Erfolg von Unterfüllungen mit selbstadhäsiven Kompositzementen zu, da man im Versuch die klinischen Bedingungen nicht vollständig imitieren kann und der Versuchsaufbau oftmals nicht in gleicher Weise wiederholt wird. Auch der Vergleich mit Studien anderer Institute ist durch die variierenden Methoden erschwert. Genauere Aussagen über den klinischen Erfolg der Restaurationen können nur mittels weiterer in vitro Tests, die zusätzlich weitere Faktoren als die Randdichtigkeit beurteilen oder mittels weiterer klinischer in vivo Studien gemacht werden.

Frankenberger et al. kritisieren in einem Review zur Literatur von 1990-2005 über in-vitro Farbstoffpenetrationstests versus in-vivo Tests, dass die Randdichtigkeit so zwar beurteilt werden kann, allerdings trotzdem keine abschließende Aussage über den klinischen Erfolg einer Füllung möglich ist. Um die Haltbarkeit einer Restauration mit Komposit vorhersagen zu können, muss man mehr Aspekte als nur die Randdichtigkeit einer Füllung betrachten [27].

### **7.1.2 Farbstoffpenetrationstest**

Der Farbstoffpenetrationstest ist eine oft angewendete Testmethode, um die Dichtigkeit von Restaurationen in vitro zu bestimmen [1, 27]. Raskin et al. sehen als Hauptproblem die unterschiedlichen Studiendesigns der verschiedenen Labore, die sich beispielsweise bezüglich der Vorbehandlung der zu testenden Zähne unterscheiden. Außerdem ist der Farbstoffpenetrationstest auch ohne abweichende Methode schwer in gleicher Art zu wiederholen, da er oftmals sehr subjektiv und mit Hilfe unterschiedlicher Messskalen bewertet wird. Deshalb schlussfolgern sie, dass diese Testmethode nur wenig aussagekräftig bezüglich des klinischen Überlebens eines Füllungskunststoffes ist [60, 61, 77].

Salz und Bock kritisieren an der Methode, dass das Eindringen des Farbstoffs an anderer Stelle als am Übergang von Zahn und Füllung, zum Beispiel beim Vorliegen von Mikroporositäten innerhalb der Zahnhartsubstanz, vorkommen kann. Dadurch werden die Beobachtungen ebenfalls verfälscht [63]. Allerdings wurde dieses Phänomen mittels Abdichtung durch Nagellack am gesamten Zahn versucht zu verhindern. Um weitere Vorhersagen über den klinischen Erfolg der Restaurationen zu machen, müssen weitere in vitro Tests, wie zum Beispiel ein Mikrozugversuch, durchgeführt werden. Außerdem sollten die Proben nicht nur thermisch wie in vorliegendem Versuch durch den Thermocycler, sondern auch mechanisch, wie zum Beispiel durch einen Kausimulator, belastet werden.

Jedoch kann man mittels dieser Testmethode ein Auftreten von Nanoleakage, also eine Bildung von Lücken innerhalb der Hybridschicht durch mangelnde Imprägnierung durch das Bonding, nicht ausschließen. Um diese Art von Randspaltbildung nachzuweisen bedarf es einer weiteren Testmethode. Sano et al. nutzen dazu einen Diffusionstest mit Silberionen [63, 64].

### **7.1.3 Gestaltung der Probenzähne**

In vorliegender Studie werden 4x4x4 mm große Klasse-I-Kavitäten präpariert. Auch die inserierten Inkremente sind groß gewählt. Gruppe 1 (bulk) wird sogar mit einem einzigen 4 mm dicken Inkrement gefüllt, während alle restlichen konventionellen Gruppen mit jeweils 2 Kompositschichten versorgt wurden. Die Gruppen 5-7 wurden mit einer ca. 2 mm dicken Unterfüllung versehen und danach mit einem Inkrement aus konventionellem Füllungskunststoff gefüllt. Der C-Faktor, der das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Kompositfläche beschreibt, ist bei diesen Klasse-I-Kavitäten, die fünf Wände zur Bindung des Materials haben, sehr hoch. Durch den hohen C-Faktor und die großen Kunststoffvolumina entstehen große Abzugskräfte, die auf den Zahn wirken. Nach Feilzer et al. sind kleinere Inkremente für große direkte Kunststoffrestaurationen empfohlen [22].

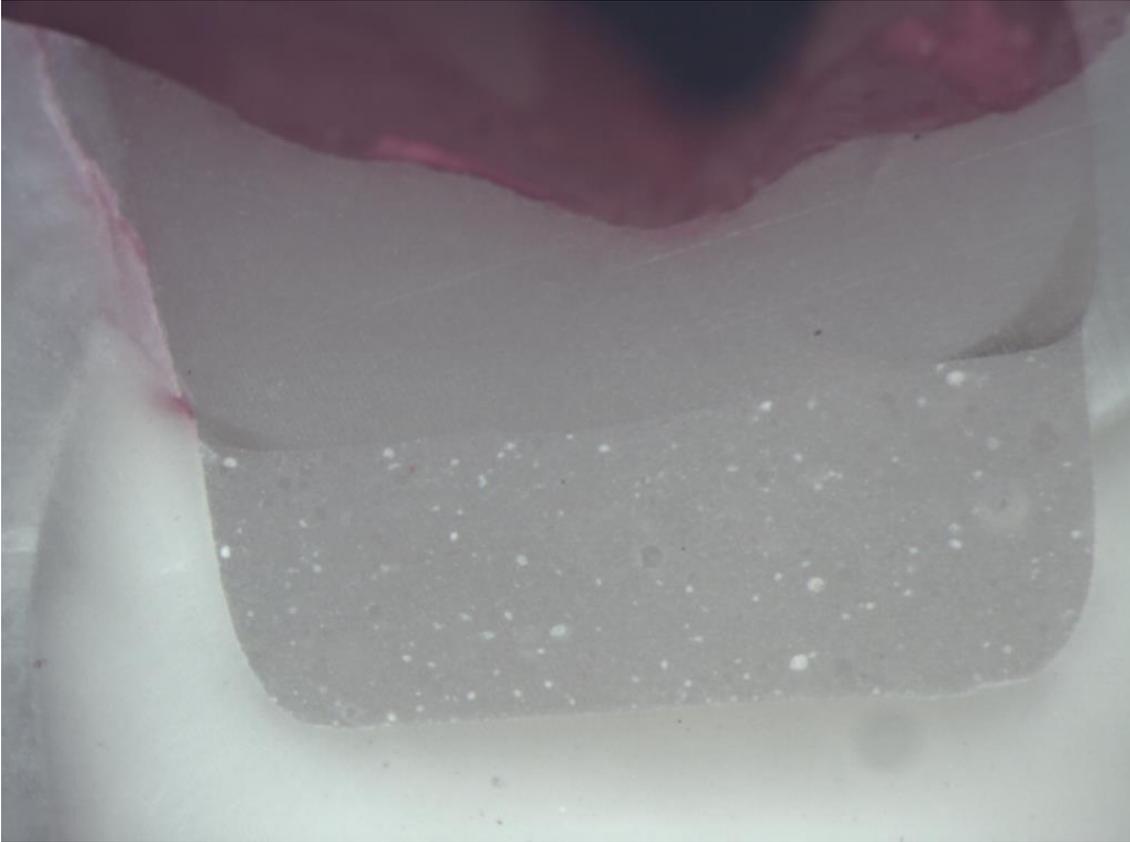
Hellwig et al. empfiehlt aufgrund einer werkstoffkundlichen Untersuchung von zwei Kompositen, dass die einzelnen Inkremente kleiner als 2 mm sein sollen [33]. Dadurch lässt sich die Randspaltbildung, die in allen Gruppen zu beobachten ist, erklären. Vorgegangene Studien haben ebenfalls berichtet, dass die Randspaltbildung an gingivalen Kavitätenrändern größer ist als an okklusalen [1]. In dieser Studie wurden nur Proben mit Klasse-I-Kavitäten, also ohne gingivale Begrenzung, verwendet, was das Ergebnis des Farbstoffpenetrationstests positiv beeinflusst haben könnte. Um einschätzen zu können, ob die Dichtigkeit auch an Gingiva nahen Schmelz- und Dentinrändern verbessert wird, sollte man ebenfalls Proben mit Klasse-II-Kavitäten hinzuziehen, da diese techniksensitiver sind als okklusale Klasse-I-Kavitäten. Zusätzlich wurde in verschiedenen Studien festgestellt, dass einflächige Restaurationen durchschnittlich eine längere Lebensdauer haben als mehrflächige [40]. Um eine Aussage über eine Verbesserung der Dichtigkeit von mit selbstadhäsiven Zementen unterfüllten Kavitäten zu machen, sollten also auch mehrflächige Kavitäten analysiert werden.

Auch die 6-monatige Lagerung in destilliertem Wasser ist für die Randspaltbildung mit verantwortlich. Armstrong et al. berichten über eine verstärkte Polymerisationsschrumpfung und Materialalterung durch Hydrolyse [3, 63]. Allerdings wird durch diese Art der Lagerung das Milieu der Mundhöhle nachgeahmt, um zu testen, ob ein Restaurationsmaterial diesen Bedingungen standhält. Hierbei zeigt sich allerdings mit Färbegrad 0 als häufigste Beobachtung unter den konventionell gefüllten Gruppen 1-4 und Färbegrad 1 unter den Proben der unterfüllten Gruppen 5-7 keine inakzeptable Randspaltbildung.

Man kann jedoch annehmen, dass die Haltbarkeit einer Füllung, die mit einem selbstadhäsiven Zement unterfüllt wurde, verbessert werden kann. Das lässt sich dadurch begründen, dass diese Materialien durch ihre schnelle Verarbeitbarkeit weniger techniksensitiv sind [23].

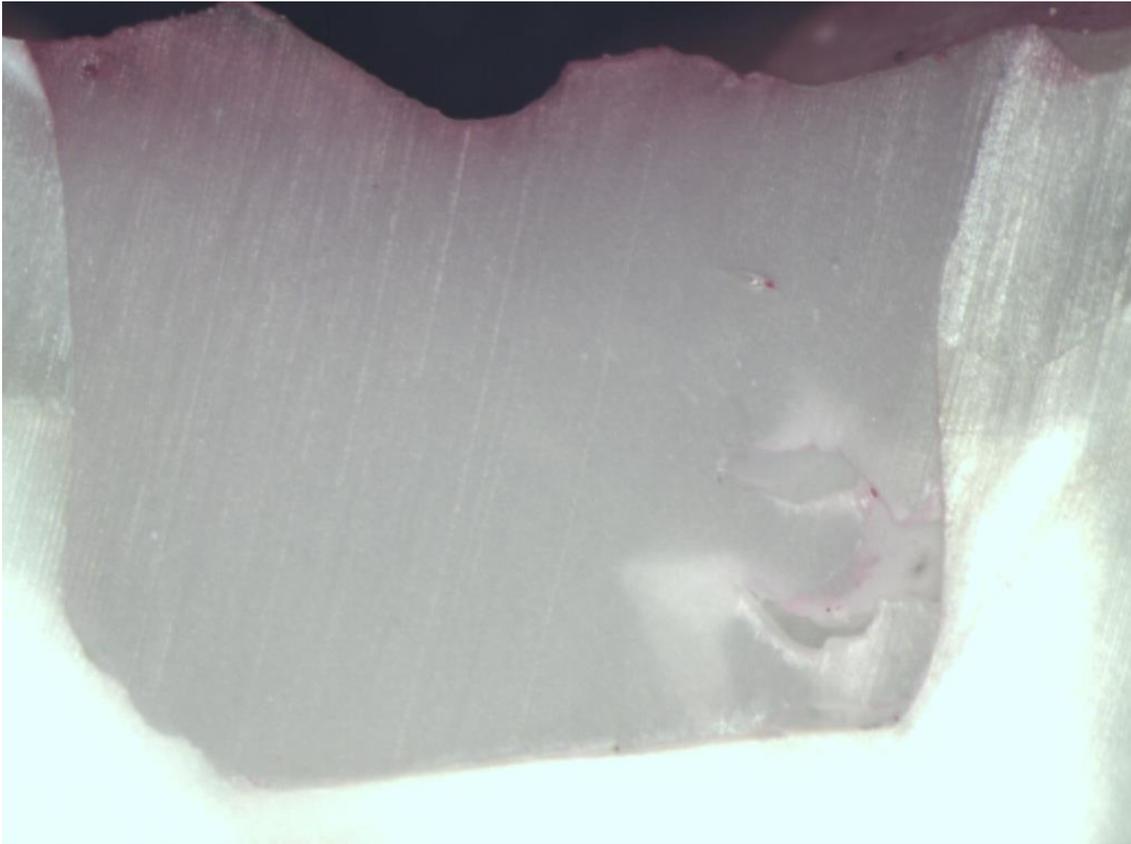
Durch eine Unterfüllung ist es möglich, die pulpenahen Dentinkanälchen initial zu versiegeln, bevor die Kavität dann mit einem erprobten Material aufgefüllt werden kann, was ausreichende Kaustabilität und einen hohen Füllkörperanteil aufweist. Zementiert man indirekte Restaurationen mit Hilfe eines selbstadhäsiven Zements ein, ist es immer erforderlich Druck aufzubauen. Bei direkten Füllungen- oder wie in diesem Fall bei Unterfüllung- hingegen ist es durch die Klebung des Materials am Instrument schwer durchzuführen. Außerdem wurde das Material in vorliegendem Versuch direkt nach dem Legen der Füllung mittels einer Halogenlampe polymerisiert. Das gab dem Material wenig Zeit in das Kollagengeflecht zu penetrieren. Das erklärt die teilweise mangelnde Adaptation des Unterfüllungsmaterials am Kavitätenboden. Auch die Applikation der Zemente durch Automixsysteme stellt eine Fehlerquelle dar, da beim Mischen des Materials nicht auf die Verringerung von Blasen innerhalb des Materials geachtet werden kann. So kann man beispielsweise innerhalb der Unterfüllungen mit allen selbstadhäsiven Zementen eine erhöhte Blasenbildung innerhalb des Materials erkennen (s. Abb. 25). Vor allem die Proben der Gruppe 6 (Smart Cem 2) zeigten eine erhöhte Tendenz zur Blasenbildung innerhalb des Materials.

Cantoro et al. zeigen in einer Studie, dass G-Cem und RelyX Unicem nach Anwendung von Ultraschall beim Einbringen in die Kavität homogener unter dem SEM aussehen [12]. Eine Aktivierung der Zemente mit Ultraschall vor der Lichthärtung hätte die Blasenbildung also reduzieren und das Anfließverhalten an die Kavitätenwände verbessern können.



**Abb. 25: Unterfüllung mit Smart Cem 2 mit Blasenbildung**

Genauso lassen sich auch bei den konventionell gefüllten Gruppen Lufteinschlüsse innerhalb des Kunststoffes beobachten. Das lässt sich auf die hohe Viskosität des Materials und die hohe Klebung am Instrument zurückführen. Aus diesen Gründen ist es schwierig, den Füllungskunststoff mit ausreichend Druck in die Kavität einzubringen. Nikolaenko et al. stellen dieses Phänomen der Lufteinschlüsse vor allem bei Anwendung schräger und vertikaler Inkrementtechnik fest. Das führen sie darauf zurück, dass bei diesen Techniken nicht so viel Druck aufgebaut werden kann, um das Komposit homogen in die Kavität einbringen zu können [50]. Das gleiche Phänomen zeigt sich auch bei der Verbindung zwischen Füllung und Unterfüllung. (s. Abb. 25, Abb. 26)



**Abb. 26: Lufteinschlüsse innerhalb des Komposits**

#### **7.1.4 Haftung der Kompositzemente an der Zahnhartsubstanz**

Aus einer Studie zur mikromechanischen Haftung von RelyX Unicem folgern De Munck et al., dass selbstadhäsive Zemente mit etwas Druck eingebracht werden sollen. Die hohe Viskosität lässt das Material nur oberflächlich in das Kollagengeflecht des Dentins penetrieren, sodass es nur teilweise mit diesem interagieren kann [15].

Al-Saleh et al. vergleichen in einer Studie die Randspaltbildung bei verschiedenen autoadhäsiven Kompositzementen, wie auch RelyX Unicem (3M Espe, Seefeld, Deutschland) mit Panavia (Kuraray, Tokio, Japan) und einem 3-Schritt-Adhäsiv Scotchbond-Multi-Purpose (3M Espe, Seefeld, Deutschland), die hierbei als Unterfüllung in Klasse-II-Kavitäten benutzt wurden. Auch in diesem Fall wurde mit Hilfe eines Farbstoffpenetrationstests analysiert. Dabei unterschied man zwischen Schmelz- und Dentinrändern. In dieser Studie konnte man beobachten, dass die Randspaltbildung an den Schmelzrändern bei Anwendung des Adhäsivs am geringsten ausfiel. An den Dentinrändern der Proben zeigten die Gruppen die mit den selbstadhäsiven Zementen unterfüllt wurden, die geringsten Farbstoffpenetrationswerte [2]. Das deutet darauf hin, dass bei Anwendung selbstadhäsiver Kompositzemente als Unterfüllung Schmelzränder auszusparen sind, da die Haftung an Dentin in der Literatur als besser beschrieben wird [2, 58]. Im vorliegenden Versuch werden Klasse-I-Kavitäten unterfüllt, sodass keine Schmelzränder mit den Materialien in Berührung kommen. Das könnte die Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests verbessert haben. Denn obwohl mikroskopisch in einigen Studien keine ausreichende Bildung einer Hybridschicht nachgewiesen werden konnte, wird durch die selbstadhäsiven Zemente eine ausreichende Haftung an Dentin erzielt [15, 23].

Vergleicht man nur die unterfüllten Gruppen 5-7 mit den konventionell gefüllten, fällt auf, dass der Färbegrad 1 dort häufiger vorkommt als der Färbegrad 0. Insgesamt schneiden die Gruppen 5-7 schlechter ab als die Gruppen 1-4 ( $p=0,001$ , Mann-Whitney-U). Allerdings betreffen diese Ergebnisse nur den Schmelz und nicht das Dentin. Bezüglich der Färbegrade 2-4, die das Eindringen des Farbstoffs bis in die unterschiedlichen Dentinareale beschreiben, besteht kein nennenswerter Unterschied. Auch Behr et al. folgern aus einer Vergleichsstudie von RelyX Unicem mit Variolink (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) und Dyract Cem Plus (Dentsply DeTry, Konstanz), dass selbstadhäsive Zemente eine vergleichbare Haftung zu Dentin haben, wie die Vergleichszemente dieser Studie [6].

Blatz et al. beschäftigen sich in ihrer Studie mit dem Auftreten von Hypersensitivitäten nach dem Einzementieren von Vollkronen. Sie stellen fest, dass bei Anwendung selbstadhäsiver Kompositzemente sogar weniger Hypersensitivitäten auftreten als bei konventionellen Glasionomern [8]. Das bestätigt die ausreichend befundene Dentinhaftung der selbstadhäsiven Zemente.

Die Schmelzhaftung hingegen wird in der Literatur als unzureichend beschrieben, kann aber durch das Ätzen mit Phosphorsäure verbessert werden. Allerdings setzt diese Vorbehandlung die Dentinhaftung herab [2, 59]. Das selektive Ätzen von Schmelz ist in der Praxis allerdings schwer durchzuführen [24, 33].

Frankenberger et al. untersuchten die Randspaltbildung bei Mod-Inlays, indem diese mit verschiedenen Zementen einzementiert wurden. RelyX Unicem zeigte hierbei ähnlich gute Werte im Dentin unter dem SEM nach thermo-mechanischer Belastung wie die anderen Zemente, die eine Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz mit Phosphorsäure erforderten. Im Schmelz hingegen war der Anteil ohne Randspaltbildung unter den Proben, die mit „Etch-and-rinse“-Zementen versorgt wurden, erheblich höher [28].

Deswegen beschäftigt sich dieser Versuch nur mit der Möglichkeit, autoadhäsive Zemente als Unterfüllungsmaterial in Klasse-I-Kavitäten einzusetzen, um eine Verbindung mit den Schmelzrändern zu vermeiden. Nach Legen der Unterfüllung wird mit Syntac, einem 3-Schritt „Etch-and-Rinse“-System und Clearfil MP aufgefüllt, die eine als ausreichend bestätigte Verbindung zu Schmelz und Dentin aufweisen [54]. Allerdings können De Munck et al. unter dem SEM keine Bildung einer Hybridschicht im Dentin oder von Tags durch RelyX Unicem beobachten, was sie wie oben beschrieben mit der hohen Viskosität der autoadhäsiven Zemente erklären [15].

Auch Monticelli et al. bestätigen mit ihrem Versuch, dass bei Anwendung von selbstadhäsiven Kompositzementen keine Hybridschicht und keine Tag-Bildung unter dem SEM beobachtet werden kann. Das steht im Gegensatz zu konventionell geätzten Proben. Sie folgern daraus, dass die hochviskösen selbstadhäsiven Zemente nicht in der Lage sind, die Schmierschicht komplett zu durchdringen und in das kollagene Geflecht des Dentins zu penetrieren, um eine ausreichende Hybridschicht zu bilden [47]. Bestehen Lücken in dieser Schicht ohne dass eine Randspaltbildung an den Kavitätenrändern zu beobachten ist, spricht man von Nanoleakage. Sano et al. haben beobachtet, dass Silbernitrationen ohne eine Spaltbildung in das Dentin gelangen und weisen so eine Nanoleakagebildung nach [64]. Pioch et al. nehmen an, dass dieses Phänomen zwar keine Verschlechterung auf die Kurzzeitstabilität einer Füllung hat, sich wahrscheinlich aber nach einer gewissen Dauer negativ auf die Langzeithaltbarkeit auswirkt [58]. Okuda et al. vermuten, dass die Stabilität der Füllungen wegen der stetigen Penetration von Wasser durch die Porositäten, die durch Nanoleakage entstehen, nach 9 Monaten anfängt, abzunehmen [52]. Wegen des Auftretens dieses Phänomens ist der Einsatz von selbstadhäsiven Zementen als Unterfüllungsmaterial trotz geringer Penetration von Fuchsin in die Dentinabschnitte fraglich.

Allerdings konnten Taschner et al. in ihrer klinischen Studie, in der sie untersucht haben, ob sich die Haltbarkeiten von IPS Empress Inlays unterscheiden, je nachdem mit welchem Zement sie befestigt wurden, keinen Unterschied feststellen. Sie benutzen hierbei zum einen RelyX Unicem und zum anderen Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) in Verbindung mit Syntac. Sie stellten dabei nach 2 Jahren keinen Unterschied zwischen beiden Gruppen fest [68]. Somit lässt sich schlussfolgern, dass zumindest für RelyX Unicem eine ausreichende klinische Haltbarkeit zu erwarten ist.

## 7.2 Schlussfolgerung

Um eine Indikationserweiterung für selbstadhäsive Zemente als Unterfüllungsmaterial zu empfehlen, müssen weitere in-vitro Tests durchgeführt werden. Auch existieren in der Literatur nur wenige Studien, die sich mit der Langzeitüberlebensrate von Restaurationen mit selbstadhäsiven Zementen beschäftigen, was auf die relativ kurze Existenz dieser Materialien seit 2002 zurückzuführen ist. Auch die variierenden Studiendesigns machen einen Vergleich der Studien zusätzlich schwerer. Am meisten Literatur findet man über RelyX Unicem. Das macht die Analyse der beiden anderen hier verwendeten Zemente schwierig. Um eine genauere Aussage darüber zu machen, müssen ebenfalls zusätzlich zu in-vitro Analysen in-vivo Tests mit betreffenden Materialien folgen.

Allerdings zeigen die unterfüllten Proben der Gruppen 5-7 dieses Versuchs gute Farbstoffpenetrationswerte. Diese sind zwar signifikant schlechter verglichen mit den konventionell gefüllten Gruppen 1-4, allerdings betrifft das nur die Schmelzränder der Restaurationen, die im Bereich der mit erprobten Methoden gelegten Deckfüllungen liegen. Dieses Phänomen lässt sich auf den hohen C-Faktor der Füllungen zurückführen, weil sie mit zwei mindestens 2 mm großen Inkrementen oder einem einzelnen eingebracht wurden. Somit kann nicht grundsätzlich von der Anwendung autoadhäsiver Zemente als Unterfüllungsmaterial abgeraten werden, da bei dieser Anwendung die selbstadhäsiven Zemente mit Dentin interagieren müssen und nicht mit Schmelz. Die Haftungswerte im Dentin werden in der Literatur im Gegensatz zu denen im Schmelz als ausreichend beschrieben.

Gegen eine Indikationserweiterung spricht allerdings die hohe Blasenbildung, die innerhalb der Materialien beobachtet werden konnte sowie die in anderen Studien nachgewiesene unzureichende Tag- und Hybridschichtbildung innerhalb der Dentinschicht, was mit dieser Methode nicht nachgewiesen werden konnte. Das macht die Langzeitstabilität und einen ausreichenden Schutz vor Hypersensitivitäten fraglich, da eine Nanoleakagebildung nicht auszuschließen ist.

## 8. Literaturverzeichnis:

- 1) Alani AH, Toh CG: Detection of microleakage around dental restorations, Review. Oper Dent 22, 173-185 (1997).
- 2) Al-Saleh M, El-Mowafy O, Tam L, Fenton A: Mikroleakage of posterior composite restorations lined with self-adhesive resin cements, Oper Dent 35, 556-563 (2010).
- 3) Armstrong S, Keller J, Boyer D: The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin, Dent Mater 17, 268-276 (2001).
- 4) Auschill T, Koch C, Wolkewitz M, Hellwig E, Arweiler N: Occurrence and causing stimuli of postoperative sensitivity in composite restorations. Oper Dent 34, 3-10 (2009).
- 5) Barnes D, Blank L, Gingell J, Gilner P.: A clinical evaluation of a resin-modified. Glass ionomer restorative material. J Am Dent Assoc 126, 1245-53 (1995).
- 6) Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G.: Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. Dent Mater 20, 191-197 (2004).
- 7) Belli R, Pelka M, Petschelt A, Lohbauer U: In vitro wear gap formation of self-adhesive cements: a CLSM evaluation. J Dent 37, 984-993 (2009).
- 8) Blatz M, Mante F, Saleh N, Atlas A, Mannan S, Ozer F: Postoperative tooth sensitivity with a new self-adhesive resin cement- a randomized clinical trial. Clin Oral Invest, Epub (2012).

- 9) Bottenberg P, Alaerts M, Keulemans F: A prospective randomised clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: Three-year results. *J Dent* 35, 163-171 (2007).
- 10) Bottenberg P, Jacquet W, Alaerts M, Keulemans F: A prospective randomized clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: Five-year results. *J Dent* 37, 198-203 (2009).
- 11) Bounocore MG: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34, 849-853 (1955).
- 12) Cantoro A, Goracci C, Coniglio I, Magni E, Polimeni A, Ferrari M: Influence of ultrasound application on inlays luting with self-adhesive rein cements. *Clin Oral Investig* 15, 617-623 (2011).
- 13) Clearfil Majesty Posterior: Scientific product information/ Clearfil Majesty (2008)  
[http://www.kuraray-dental.eu/fileadmin/downloads/SPI/SPI\\_MAJESTY\\_08.pdf](http://www.kuraray-dental.eu/fileadmin/downloads/SPI/SPI_MAJESTY_08.pdf)
- 14) Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63, 1396-1399 (1984).
- 15) De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B: Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin, *Dent Mater* 20: 963-971 (2004).
- 16) Eick J, Cobb C, Chappell R, Spencer P, Robinson S.: The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence Int.* 22, 967-977 (1991).

- 17) Eick J, Gwinnett A, Pashley D, Robinson S.: Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 8, 306-335 (1997).
- 18) Eick J, Smith R, Pinzino C, Kostoryz E: Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. *J Dent* 34, 405-410 (2006).
- 19) Eliades G: Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent* 22, 73-81 (1994).
- 20) Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B: Two-year clinical performance of a nanofiller vs fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig* 10, 119-125 (2006).
- 21) Ernst CP, Willershausen B.: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *ZM* 93, 790-791 (2003).
- 22) Feilzer A, de Gee AJ, Davidson CL: Setting stress in resin composite in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66, 1636–1639 (1987).
- 23) Ferracane JL, Stansbury JW, Burke JT: Self-adhesive resin cements-chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 38, 295-314 (2011).
- 24) Frankenberger R: Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. *Die Adhäsivtechnologie*, 3M Espe Expert Education, 12-29 (2001).
- 25) Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Fatigue behaviour of different dentin adhesives. *Clin Oral Investig* 3, 11-7 (1999).
- 26) Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 25, 324-330 (2000).

- 27) 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* 9, 107-116 (2007).
- 28) Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M: Luting of ceramic Inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater* 20, 185-191 (2008).
- 29) Frankenberger R, Tay FR.: Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 21, 397-412 (2005).
- 30) Haller B, Blunck U: Übersicht zur Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztliche Mitteilungen* 93, 808-881 (2003).
- 31) Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T: Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. *Dent Mater J* 26, 906-914 (2007).
- 32) Heintze D, Zimmerli B: Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials. A review in 3 parts. Part 3: in vitro tests of adhesive systems. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 121, 1024-1040 (2011).
- 33) Hellwig E, Klimek J, Achenbach K: Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit-Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 270-273 (1991).
- 34) Hellwig E, Klimek J, Attin Th: Einführung in die Zahnerhaltung Bd 4, Urban&Fischer München, 197-201 (2009).

- 35) Heymann HO, Wilder AD Jr, May KN Jr, Leinfelder KF.: Two-year clinical study of composite resins in posterior teeth. *Dent Mater* 2, 37-41 (1986).
- 36) Ilie N, Hickel R: Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dent Mater J* 25, 445-454 (2006).
- 37) Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R: Werkstoffkundliche Untersuchung zu Kompositen. *Dtsch Zahnärztl Z* 60, 321-333 (2005).
- 38) Kiremitci A, Alpaslan T, Gurgan S.: Six-year clinical evaluation of packable composite restorations. *Oper Dent* 34, 11-7 (2009).
- 39) Klaiber B: Minimal invasive Kariestherapie mit Komposit im Seitenzahnbereich. *ZM* 88, 62-69 (1998).
- 40) Kopperud SE, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I: Longevity of posterior dental restorations and reasons for failure. *Eur J Oral Sci* 120, 539-548 (2012).
- 41) Loguercio AD, Reis A, Hernandez PA, Macedo RP, Busato AL: 3-Year clinical evaluation of posterior packable composite resin restorations. *J Oral Rehabil* 33, 144-151 (2006).
- 42) Lutz F, Phillips RW: Classification of new composite resin systems: analysis and evaluation. *Dent Cadmos* 53, 13-17 (1985).
- 43) Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R: Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* 53, 353-361 (2000).
- 44) Manhart J, García-Godoy F, Hickel R: Direct posterior restorations: clinical results and new developments. *Dent Clin North Am* 46, 303-339 (2002).

- 45) Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK: An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont* 17, 155–164 (2004).
- 46) McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD: Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int* 25, 587-589 (1994).
- 47) Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M: Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res* 87, 974-979 (2008).
- 48) Monticelli F, Osorio R, Tay FR, Sadek FT, Ferrari M, Toledano M: Resistance to thermo-mechanical stress of different coupling agents used as intermediate layer in resin-fiber post bonds. *Am J Dent* 20, 416-420 (2007).
- 49) Moritz A, Lindenberger R, Marvastian L, Wernisch J: Der adhäsive Verbund Prodentol, 4-9 (2009).
- 50) 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* 20, 579-585 (2004).
- 51) Oberländer H, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G.: Clinical evaluation of packable composite resins in Class-II restorations. *Clin Oral Investig* 2, 102-107 (2001).
- 52) Okuda M, Pereira PN, Nakajima M, Tagami J, Pashley DH: Long-term durability of resin dentin interface: nanoleakage vs. microtensile bond strength. *Oper Dent* 27, 289-296 (2002).
- 53) Owens BM, Johnson WW, Harris EF: Marginal permeability of self-etch and total-etch adhesive systems. *Oper Dent* 31, 60-67 (2006).

- 54) Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A: State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 27, 1-16 (2011).
- 55) Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM: Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 51, 453-471 (2007).
- 56) Perdigão J: New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am* 51, 333-357 (2007).
- 57) Perriard J, Lorente MC, Scherrer S, Belser UC, Wiskott HW. The effect of water storage, elapsed time and contaminants on the bond strength and interfacial polymerization of a nanohybrid composite. *J Adhes Dent* 11, 469- 478 (2009).
- 58) Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, Garcia-Godoy F: Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent* 14, 252-258 (2001).
- 59) Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M.: Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 10, 251-258 (2008).
- 60) Raskin A, D’Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Déjou J: Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *J Adhes Dent* 3, 295–308 (2001).
- 61) Raskin A, Tassery H, D’Hoore W, Gonthier S, Vreven J, Degrange M, Déjou J: Influence of the number of sections on reliability of in vitro microleakage evaluations. *Am J Dent* 16, 207–210 (2003).
- 62) Ruse ND: What is a “compomer”? *J Can Dent Assoc* 65, 500–504 (1999).

- 63) Salz U, Bock T: Testing adhesion to direct restoratives to dental hard tissue- a review. J Adhes Dent 12, 343-371 (2010).
- 64) Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Homer JA, Matthews WG, Pashley DH: Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. Oper Dent 20, 18-25 (1995).
- 65) Schroeder HE, ed. Pathobiologie oraler Strukturen: Zähne, Pulpa, Parodont Bd. 3, Karger Freiburg, 256 (1996).
- 66) Swift EJ Jr, Perdigão J, Heymann HO: Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art,1995. Quintessence Int 26, 95-110 (1995).
- 67) Syntac: Wissenschaftliche Dokumentation (2012)  
<http://www.ivoclarvivadent.de/de-de/alle-produkte/produkte/adhaesive/total-etch-adhaesive/syntac>
- 68) Taschner M, Krämer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R: Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2-year in vivo study. Dent Mater 28, 535-540 (2012).
- 69) Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G: Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 28, 215-235 (2003).
- 70) Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G: The clinical performance of adhesives. J Dent 26, 1-20 (1998).
- 71) Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R: Siloranes in dental composites. Dent Mater 21, 68-74 (2005).

- 72) Wilson AD, Kent BE: A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 132, 133-135 (1972).
- 73) Wolter H, Storch W: The influence of molecular structure on properties of inorganic-organic copolymers. *Polymer Adv Tech*, 216 (1993).
- 74) Wolter H, Storch W, Ott H: Dental filling materials (Posterior composites) based on inorganic/organic copolymers (ORMOCERs). *35th Int Symp Macromolecules Proc*, 503 (1994).
- 75) Yap AU: Effects of storage, thermal and load cycling on a new reinforced glass-ionomer cement. *J Oral Rehabil* 25, 40-44 (1998).
- 76) Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A: Composite materials: composition, properties and clinical applications. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 120, 972-986 (2011).

---

## 9. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Bd.	Band
Bis-GMA	Bis-Phenol-A-Dimethacrylat
Bsp.	Beispiel
ca.	circa
Ca-Al	Calcium-Aluminium
Clearfil MP	Clearfil Majesty Posterior
Gew.-%	Gewichtsprozent
MPa	Megapascal
s.	Siehe
sec	Sekunde
SEM	Scanning electron microscope
Sog.	So genannt
Tab.	Tabelle
TEGDMA	Triethylenglykoldimethacrylat
UDMA	Urethandimthacrylat
U/min	Umdrehungen pro Minute
Vol.-%	Volumenprozent

## 10. Anhang

### 10.1 Verwendete Materialien und Geräte:

- Rundkopf Finierdiamant 8837 KR 314 014 ( Brasseler Lemgo)
- Finiersteinchen, weiß (Fa. Meisinger, Neuss, Deutschland)
- Winkelstück rot (KaVo Biberach, Deutschland)
- Winkelstück blau (KaVo, Biberach, Deutschland)
- Total Etch 36% Phosphorsäure (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Syntac Adhäsivsystem (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)
- UV-Polymerisationslampe Polylux (KaVo, Biberach, Deutschland)
- Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Tokio, Japan)
- RelyX Unicem (3M Espe AG, Seefeld, Germany)
- Smart Cem 2 (Dentsply DeTrey, Woodbridge, Canada)
- G-Cem (GC, Tokio, Japan)
- Deionisiertes Wasser Universitätsapotheke der Universitätskliniken, Erlangen
- Ethanol-Lösung 70% Apotheke des Universitätsklinikums Erlangen
- 0,5% Chloramin T Lösung Universitätsapotheke der Universitätskliniken, Erlangen
- Willeytec Thermocycler (Fa. Haake, Vreden)
- 0,5 % Fuchsin Universitätsapotheke der Universitätskliniken, Erlangen
- IsoMet Low Speed Saw (Lake Buff, Illinois, USA)
- Diamond Wafering Blade Buehler (Lake Bluff, Illinois, USA)
- Lichtmikroskop (SV 11, Zeiss, Jena) mit 3CCD Farbkamera (Sony, Köln)
- SPSS® für Windows, Version 20 (IBM Corp., Somers, USA)

## 10.2 Grafische Darstellung der Ergebnisse

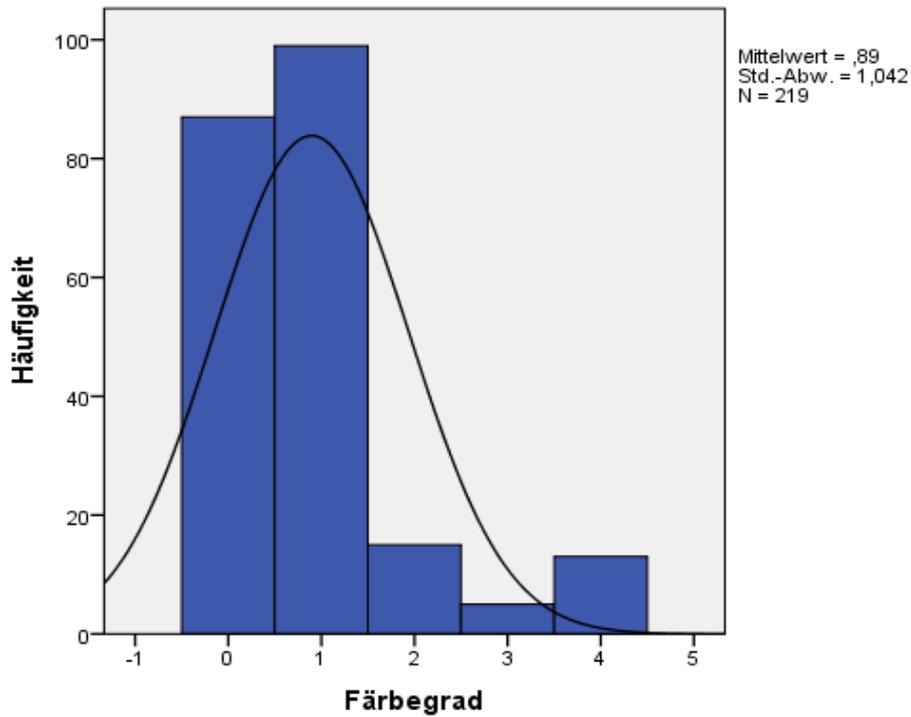


Abb. 27: Ergebnisse in Form eines Histogramms mit Normalverteilungskurve

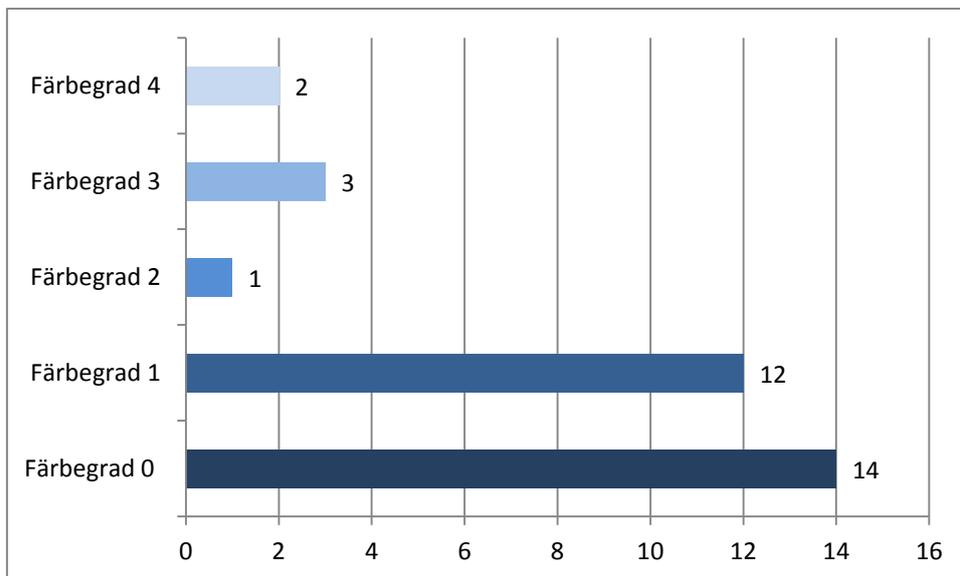


Abb. 28: Ergebnisse der Gruppe 1 (bulk)

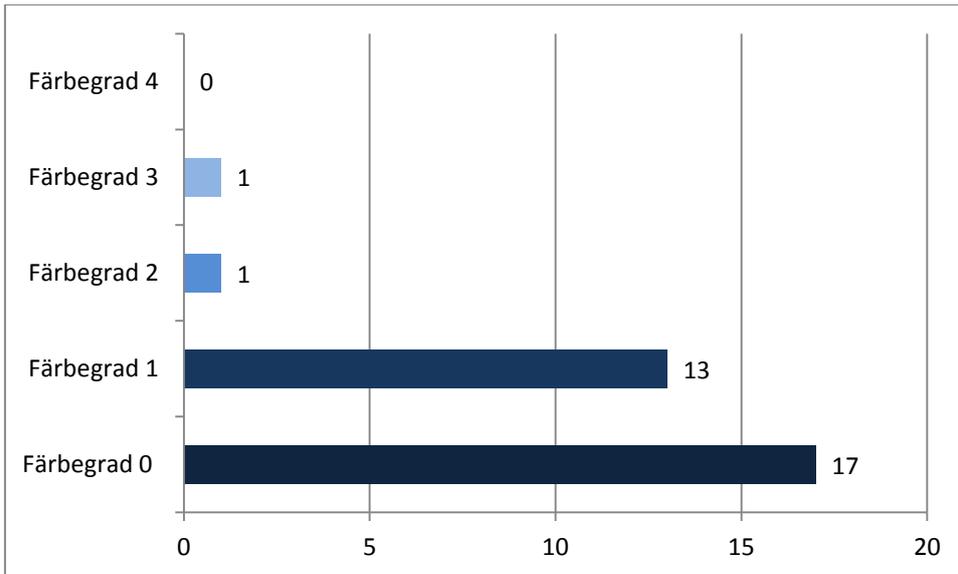


Abb. 29: Ergebnisse der Gruppe 2 (horizontal)

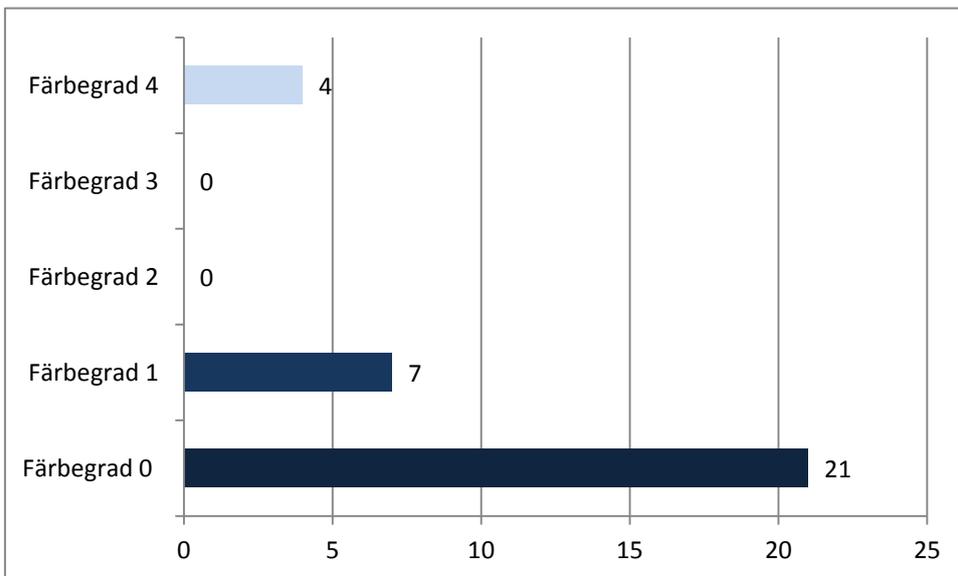
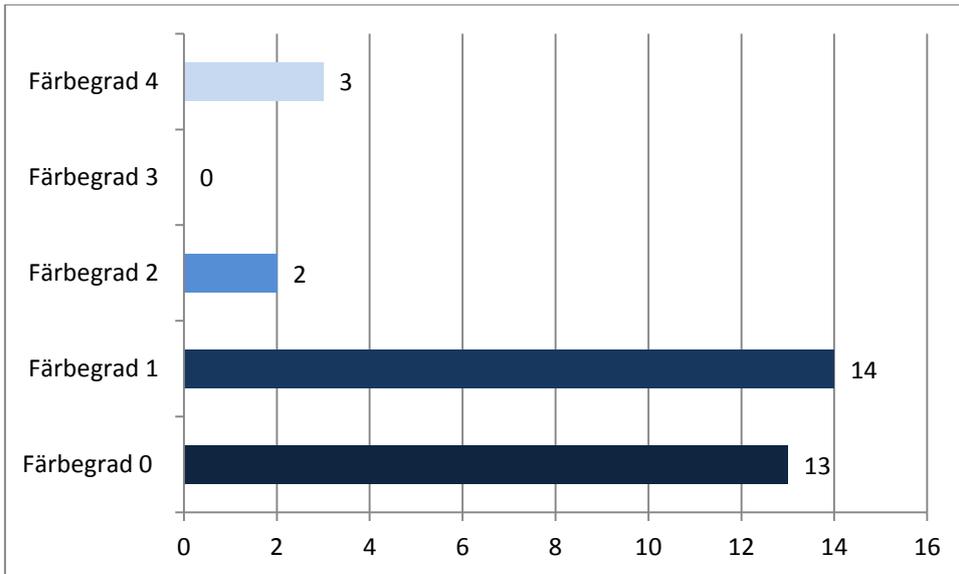
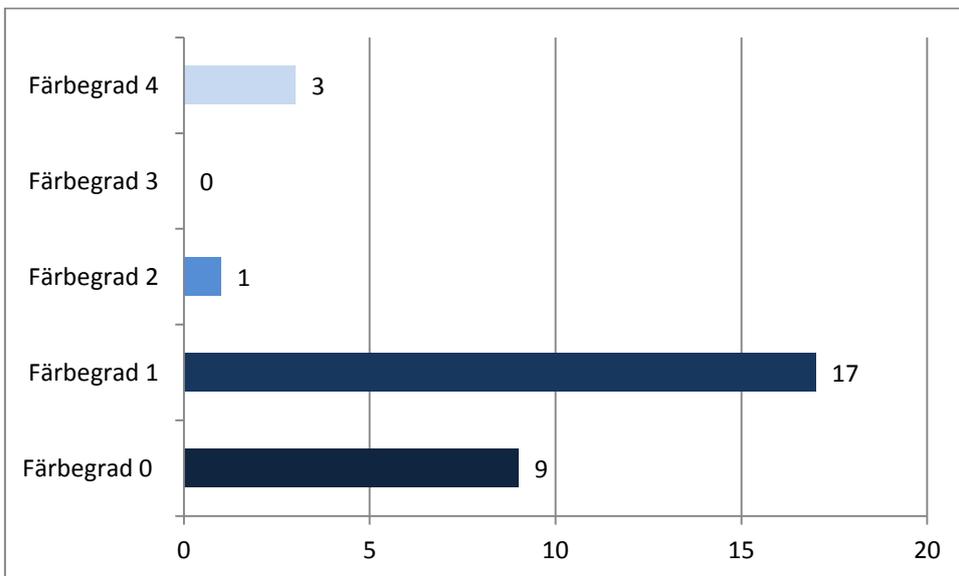


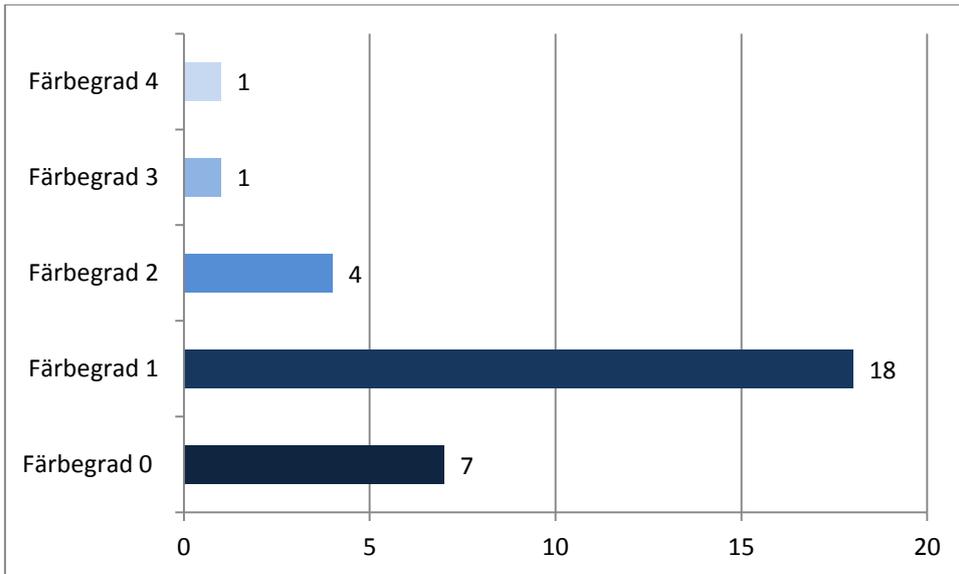
Abb. 30: Ergebnisse der Gruppe 3 (vertikal)



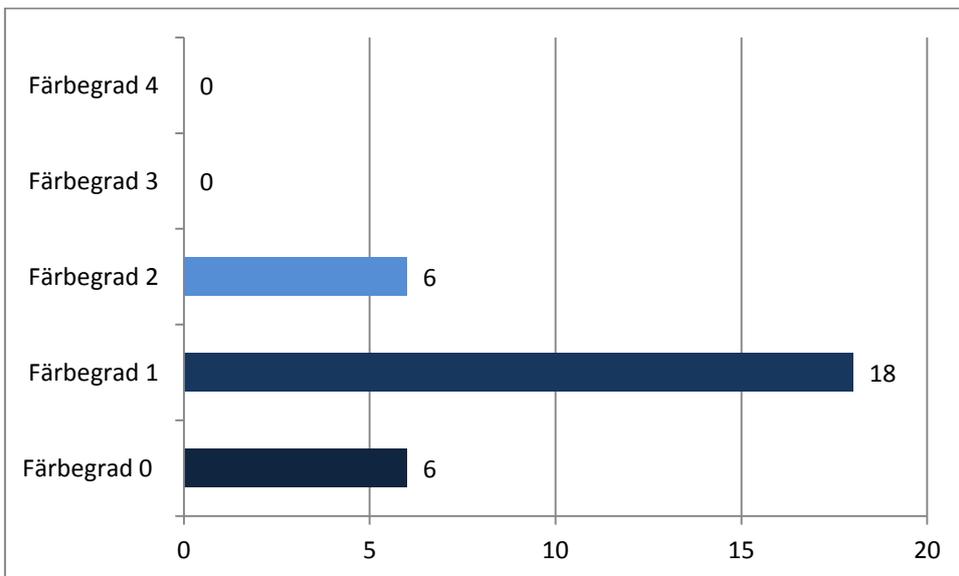
**Abb. 31: Ergebnisse der Gruppe 4 (schräg)**



**Abb. 32: Ergebnisse der Gruppe 5 (G-Cem)**



**Abb. 33: Ergebnisse der Gruppe 6 (Smart Cem 2)**



**Abb. 34: Ergebnisse der Gruppe 7 (RelyX Unicem)**

---

### 10.3 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Einteilung der Hybridkomposite anhand ihrer Füllkörpergröße .....	15
Abb. 2: Fertig präparierte 4x4x4 mm Kavität vor dem Füllen.....	26
Abb. 3: Zahn nach dem Füllen .....	27
Abb. 4: Bulk fill.....	27
Abb. 5: Zwei horizontale Inkremente .....	28
Abb. 6: Zwei vertikale Inkremente .....	28
Abb. 7: Zwei schräge Inkremente.....	29
Abb. 8: mit Unterfüllung .....	29
Abb. 9: Flowchart Versuchsaufbau.....	30
Abb. 10: Syntac und 37%iges Ätzel (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)	32
Abb. 11: Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Tokio, Japan) .....	33
Abb. 12 : G Cem (GC, Tokio, Japan) .....	34
Abb. 13: Smart Cem 2 (Dentsply DeTrey, Woodbridge, Canada) .....	34
Abb. 14: RelyX Unicem (3M Espe AG, Seefeld, Deutschland).....	35
Abb. 15: Verwendeter Thermocycler (Fa. Haake, Vreden).....	36
Abb. 16: Vorbereiteter Zahn vor dem Sägen .....	37
Abb. 17: IsoMet slow speed saw (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) .....	38
Abb. 18: Lichtmikroskop der Firma Zeiss, Jena.....	38
Abb. 19: Färbegrad 0 .....	39
Abb. 20: Färbegrad 1 .....	40

---

Abb. 21: Färbegrad 2 .....	40
Abb. 22: Färbegrad 3 .....	41
Abb. 23: Färbegrad 4 .....	41
Abb. 24: Vorkommen der Färbegrade in den Gruppen .....	43
Abb. 25: Unterfüllung mit Smart Cem 2 mit Blasenbildung.....	52
Abb. 26: Lufteinschlüsse innerhalb des Komposits .....	53
Abb. 27: Ergebnisse in Form eines Histogramms mit Normalverteilungskurve	69
Abb. 28: Ergebnisse der Gruppe 1 (bulk) .....	69
Abb. 29: Ergebnisse der Gruppe 2 (horizontal) .....	70
Abb. 30: Ergebnisse der Gruppe 3 (vertikal) .....	70
Abb. 31: Ergebnisse der Gruppe 4 (schräg).....	71
Abb. 32: Ergebnisse der Gruppe 5 (G-Cem) .....	71
Abb. 33: Ergebnisse der Gruppe 6 (Smart Cem 2).....	72
Abb. 34: Ergebnisse der Gruppe 7 (RelyX Unicem) .....	72

---

## 10.4 Tabellenverzeichnis

Tab. 1 Klassifikation der Komposite nach Matrixeigenschaften [77].....	16
Tab. 2: Einteilung der Adhäsivsysteme nach Van Meerbeek [70] .....	22
Tab. 3: Verwendung und Zusammensetzung von Syntac .....	31
Tab. 4: Bestandteile Clearfil Majesty Posterior [13].....	32
Tab. 5: Zusammensetzung G-Cem [23, 31] .....	33
Tab. 6: Zusammensetzung Smart Cem 2 [23, 31].....	34
Tab. 7: Zusammensetzung RelyX Unicem [23, 31] .....	35

## **12. Verzeichnis der akademische Lehrer**

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren Professoren und Dozenten in Erlangen:

Becker, Boegershausen, Eichhorn, Frankenberger, Gasteiger, Haas, Hertrich, Hirschfelder, Holst, Karl, Korbmacher, Morneburg, Neuhuber, Neukam, Pelka, Petschelt, Ristein, Schneider, Simon, Wegner, Wichmann

## 13. Danksagung

Ich danke meinem Betreuer und Doktorvater, Prof. Dr. R. Frankenberger, der mir trotz seines Wechsels von Erlangen nach Marburg stets geduldig für Fragen zur Verfügung stand und mir immer wieder wichtige Anregungen und Tipps für die Fertigstellung dieser Arbeit gab.

Außerdem möchte ich Herrn Prof. Dr. A. Petschelt danken, dass ich diese Arbeit in der Zahnklinik 1 der Universität Erlangen-Nürnberg durchführen konnte.

Ebenfalls danke ich dem Team des werkstoffkundlichen Labors der Zahnklinik 1 in Erlangen. Insbesondere Herrn Brönner und PD Dr. U. Lohbauer, die mir oftmals wichtige Informationen zur Bedienung der Gerätschaften gegeben haben.

Mein ganz besonderer Dank geht an meinen Freund Christian Vogt ohne dessen Motivation, Unterstützung und Verständnis ich diese Arbeit nie hätte zu Ende schreiben können.

Meinen Eltern möchte ich ebenfalls danken, da sie mir die gesamte Ausbildung erst ermöglicht haben und mich auf meinem Weg stets unterstützt haben.

Schlussendlich möchte ich meiner langjährigen Freundin Anna Teigler danken, die sich die Mühe gemacht hat, meine Arbeit auf Fehler zu überprüfen.