

Aus der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde  
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg / Saar  
(Direktor: Prof. Dr. M. Hannig)

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

***Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde  
der Medizinischen Fakultät  
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES  
2011***

vorgelegt von:

Melanie Sandra Chapat

geboren am: 26. Juni 1984 in Landau/Pfalz

# Inhaltsverzeichnis

<b>1 Zusammenfassung / Summary.</b> . . . . .	<b>1</b>
<b>2 Einleitung</b> . . . . .	<b>6</b>
<b>3 Literaturübersicht.</b> . . . . .	<b>8</b>
3.1 Komposite. . . . .	8
3.1.1 Struktureller Aufbau der Kompositmaterialien. . . . .	8
3.1.1.1 Organische Matrix. . . . .	8
3.1.1.2 Disperse Phase. . . . .	9
3.1.1.3 Verbundphase. . . . .	9
3.1.2 Klassifikation der Kompositmaterialien. . . . .	10
3.1.2.1 Klassifikation nach Füllstoffgröße. . . . .	10
3.1.2.1.1 Konventionelle Komposite. . . . .	10
3.1.2.1.2 Mikrofüllerkomposite. . . . .	11
3.1.2.1.3 Hybridkomposite. . . . .	12
3.1.2.2 Neue schrumpfungsreduzierte Kompositmaterialien. . . . .	12
3.1.2.2.1 Nanofüllerkomposite. . . . .	13
3.1.2.2.2 Silorane. . . . .	14
3.1.2.2.3 Ormocere. . . . .	14
3.1.3 Adhäsivtechnik. . . . .	16
3.1.3.1 Schmelzhaftung. . . . .	16
3.1.3.2 Dentinadhäsion. . . . .	17
3.1.3.3 Klassifikation der Adhäsivsysteme. . . . .	18
3.1.3.3.1 Adhäsive mit selektiver Schmelzätzung. . . . .	20
3.1.3.3.2 Total-Etch-Adhäsive (Etch-and-Rinse-Adhäsive) . . . . .	20
3.1.3.3.3 Selbstkonditionierende Adhäsive (Self-Etch-Adhäsive). . . . .	21
3.2 Glasionomerzemente. . . . .	22
3.2.1 Abbindemechanismus von Glasionomerzementen. . . . .	22
3.2.2 Adhäsion an die Zahnoberfläche. . . . .	23
3.2.3 Klassifikation der Glasionomerzemente. . . . .	24
3.2.3.1 Konventionelle Glasionomerzemente. . . . .	24
3.2.3.2 Metallverstärkte Glasionomerzemente (Cermet) . . . . .	25
3.2.3.3 Hochvisköse Glasionomerzemente. . . . .	25

3.2.3.4 Kunststoffmodifizierte Glasionomerezemente (Hybridionomere) . . . . .	26
<b>4 Fragestellung.</b> . . . . .	<b>27</b>
<b>5 Versuchsaufbau.</b> . . . . .	<b>28</b>
<b>6 Material und Methode.</b> . . . . .	<b>31</b>
6.1 Präparation der Kavitäten. . . . .	31
6.2 Legen der Füllungen. . . . .	32
6.3 Anwendung der Restaurationsmaterialien. . . . .	35
6.3.1 „0“ Exp. Filling Cement. . . . .	35
6.3.2 Filtek Silorane. . . . .	36
6.3.3 Experimentelles Ormocer (V37877) . . . . .	37
6.3.4 Grandio. . . . .	38
6.3.5 Experimentelles Komposit (V37934) . . . . .	38
6.3.6 Clearfil Majesty Posterior. . . . .	39
6.4 Herstellung der Replikamodelle. . . . .	41
6.5 Mechanisch-thermischer Belastungstest der Proben. . . . .	42
6.6 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Füllungsänder. . . . .	43
6.7 Statistische Auswertung. . . . .	44
<b>7 Ergebnisse.</b> . . . . .	<b>45</b>
7.1 Rasterelektronenmikroskopische Füllungsrandanalyse. . . . .	45
7.1.1 Füllungsrandanalyse der Kompositmaterialien. . . . .	45
7.1.1.1 Füllungsrandanalyse im schmelzbegrenzten Bereich der approximalen Restaurationsränder. . . . .	45
7.1.1.2 Füllungsrandanalyse im dentinbegrenzten Bereich der approximalen Restaurationsränder. . . . .	52
7.1.2 Füllungsrandanalyse der Glasionomerezemente. . . . .	59
7.1.2.1 Füllungsrandanalyse im schmelzbegrenzten Bereich der approximalen Restaurationsränder. . . . .	59
7.1.2.2 Füllungsrandanalyse im dentinbegrenzten Bereich der approximalen Restaurationsränder. . . . .	63
7.2 Statistische Analyse. . . . .	67
7.2.1 Statistische Auswertung der approximal schmelzbegrenzten Restaurationsränder. . . . .	67
7.2.2 Statistische Auswertung der approximal dentinbegrenzten Restaurationsränder. . . . .	69

<b>8 Diskussion.</b>	<b>72</b>
8.1 Diskussion von Material und Methode.	72
8.1.1 Versuchsaufbau.	72
8.1.1.1 Auswahl der Zähne.	72
8.1.1.2 Lagerung der Zähne in Wasser.	73
8.1.1.3 Thermische und mechanische Belastung.	73
8.1.2 Material und Füllungstechnik.	75
8.1.2.1 Präparation.	75
8.1.2.2 Fülltechnik.	75
8.1.3 Beurteilung der marginalen Adaptation.	77
8.2 Diskussion der Ergebnisse.	78
8.2.1 Füllungsrandanalyse der Kompositmaterialien im Bereich der schmelzbegrenzten Restaurationsränder.	78
8.2.2 Füllungsrandanalyse der Kompositmaterialien im Bereich der dentinbegrenzten Restaurationsränder.	83
8.2.3 Füllungsrandanalyse der Glasionomerezemente im Bereich der schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsränder.	88
8.3 Schlussfolgerung.	90
<b>9 Literaturverzeichnis.</b>	<b>92</b>
<b>10 Anhang.</b>	<b>109</b>
<b>11 Danksagung.</b>	<b>111</b>
<b>12 Lebenslauf.</b>	<b>112</b>

# 1 Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden In-vitro-Studie wurde das Randschlussverhalten approximal dentinbegrenzter Füllungen aus Restaurationsmaterialien mit schrumpfungsreduzierten Eigenschaften untersucht. Darunter befanden sich sowohl auf dem dentalen Markt etablierte Komposite wie das Siloran „Filtek Silorane“ (Espe, Seefeld/Germany) und die Nanohybridkomposite „Grandio“ (Voco, Cuxhaven/Germany) und „Clearfil Majesty Posterior“ (Kuraray, Osaka/Japan) als auch experimentelle, sich noch in der Testphase befindliche Materialien. Dies waren ein Glasionomerzement, ein Ormocer und ein experimentelles Komposit.

Unter den verwendeten Adhäsivsystemen befanden sich zwei 2-Schritt-Total-Etch-Adhäsive („Admira Bond“, „Solobond M“) sowie drei 2-Schritt-Self-Etch-Adhäsive („Siloran-System-Adhesive“, „Clearfil SE Bond“ und „Clearfil Protect Bond“) und ein All-in-one-Adhäsiv („Clearfil S<sup>3</sup> Bond“).

An 42 kariesfreien menschlichen Weisheitszähnen wurden okklusal-approximale Klasse-II-Kavitäten mit einer Anchrägung im Schmelzbereich präpariert. Bei 18 weiteren Kavitäten, die mit dem experimentellen Glasionomerzement gefüllt wurden, wurde auf eine Anchrägung verzichtet. Der zervikale Rand aller Kavitäten lag 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze. Jeweils 6 Kavitäten wurden mit folgenden Adhäsivsystemen/Restaurationsmaterialien gefüllt:

- Gruppe 1: „0“ Exp. Conditioner/“0“ Exp. Filling Cement
- Gruppe 2: „0“ Exp. Conditioner/“0“ Exp. Filling Cement + Heliobond
- Gruppe 3: Resulcin (AquaPrime)/ “0“ Exp. Filling Cement
- Gruppe 4: Silorane System Adhesive/Filtek Silorane
- Gruppe 5: Admira Bond/Exp. Ormocer (V37877)
- Gruppe 6: Solobond M/Grandio
- Gruppe 7: Solobond M/Exp. Komposit (V37934)
- Gruppe 8: Clearfil SE Bond/Clearfil Majesty Posterior
- Gruppe 9: Clearfil Protect Bond/Clearfil Majesty Posterior
- Gruppe 10: Clearfil S<sup>3</sup> Bond/Clearfil Majesty Posterior

Mithilfe der Replikatechnik wurde der Randschluss der Kavitäten in drei Schritten rasterelektronenoptisch untersucht: direkt nach dem Legen der Füllung, nach thermischer Wechselbelastung (5-55°C, 2500 Zyklen) sowie nach mechanischer Belastung im Kausimulator (50 N, 100000 Zyklen).

Mit der vorliegenden Arbeit sollten folgende Fragen geklärt werden:

- Können durch die Verwendung schrumpfungsreduzierter Materialien vermehrt randspaltfreie Füllungsråder erzeugt werden?
- Gibt es bezüglich der Randqualität Unterschiede zwischen den einzelnen Materialien, deren schrumpfungsreduzierte Eigenschaften durch unterschiedliche Methoden erreicht werden?
- Wie verändert sich die Randqualität nach thermo-mechanischer Belastung im Schmelz- und im Dentinbereich?

Die statistische Analyse der Ergebnisse erfolgte mit dem Programm SPSS (Version 18).

Nach thermomechanischer Belastung zeigten sich perfekte Füllungsråder in folgender prozentualer Verteilung:

Schmelzbereich: 67,7% (Gruppe 4), 86,5% (Gruppe 5), 74,4% (Gruppe 6), 84% (Gruppe 7), 68% (Gruppe 8), 62,3% (Gruppe 9), 72,8% (Gruppe 10)

Dentinbereich: 92,3% (Gruppe 4), 62,2% (Gruppe 5), 75,8% (Gruppe 6), 57,6% (Gruppe 7), 64% (Gruppe 8), 67% (Gruppe 9), 60% (Gruppe 10)

In den Gruppen 1-3 (GIZ-Füllungen) war nach der mechanischen Belastung im Kausimulator ein 100%-iger Verlust der Füllungen zu verzeichnen.

Die vorliegenden Resultate zeigen, dass auch unter Verwendung schrumpfungsreduzierter Füllungsmaterialien keine völlig randspaltfreien Füllungen hergestellt werden können. Das Material Grandio (Versuchsgruppe 6) konnte sowohl im Schmelz- als auch im Dentinbereich gute Werte erreichen. Die anderen Komposite zeigten entweder nur in einem Bereich sehr gute Ergebnisse (Gruppen 5 und 7 im Schmelz, Gruppe 4 im Dentin) oder konnten, wie in den Versuchsgruppen 8, 9 und 10 dargestellt, sowohl im Schmelz als auch im Dentin nur eine bedingt akzeptable marginale Adaptation erzielen.

Statistisch gesehen konnte allerdings nach thermo-mechanischer Belastung zwischen den einzelnen Materialgruppen kein signifikanter Unterschied ( $p > 0,05$ ) festgestellt werden.

Schlussfolgernd ist festzustellen, dass mit keinem der untersuchten schrumpfungsreduzierten Materialien perfekte randspaltfreie Füllungsråder erzielt werden konnten. Zum jetzigen Zeitpunkt sind diesen Produkten keine Vorteile gegenüber handelsüblichen Kompositen zuzusprechen, sodass weitere

Untersuchungen ausstehen, um eine Optimierung dieser Restaurationsmaterialien zu erreichen.

## Summary

The aim of this in vitro study was to analyse the marginal adaptation of low-shrinkage composite materials in cavities with proximal margins located in dentin. The cavities were restored with three commercially available resin composites (the silorane “Filtek Silorane” (Espe, Seefeld/Germany), the nanohybrid composites “Grandio” (Voco, Cuxhaven/Germany) and “Clearfil Majesty Posterior” (Kuraray, Osaka/Japan)), and with three experimental materials (a glass-ionomer cement, an ormocer and another resin composite).

Two of the tested adhesive systems were two-step total-etch adhesives (Admira Bond, Solobond M), three were two-step self-etch adhesives (Siloran-System-Adhesive, Clearfil SE-Bond and Clearfil Protect Bond), and one was an all-in-one adhesive (Clearfil S<sup>3</sup> Bond).

Forty-two Class II cavities with a bevel located in enamel were prepared in human wisdom teeth. Eighteen teeth, which were later filled with the experimental glass-ionomer cement were prepared without a bevel. The proximal box of all cavities ended 1 mm beyond the cemento-enamel junction.

Six teeth each were restored with the following dentin and enamel bonding agents/restorative materials:

- Group 1: „0“ Exp. Conditioner/“0“ Exp. Filling Cement
- Group 2: „0“ Exp. Conditioner/“0” Exp. Filling Cement + Heliobond
- Group 3: Resulcin (AquaPrime)/ “0” Exp. Filling Cement
- Group 4: SSA/Filtek Silorane
- Group 5: Admira Bond/Exp. Ormocer
- Group 6: Solobond M/Grandio
- Group 7: Solobond M/Exp. Komposit
- Group 8: Clearfil SE Bond/Clearfil Majesty Posterior
- Group 9: Clearfil Protect Bond/Clearfil Majesty Posterior
- Group 10: Clearfil S<sup>3</sup> Bond/Clearfil Majesty Posterior

The SEM analysis of the marginal adaptation took place in three steps: directly after restoring the teeth, after thermocycling (5-55°C, 2 500 cycles) and after mechanical loading (50 N, 100 000 cycles).

The purpose of the present study was to clarify the following questions:

- Is it possible to reduce marginal gap formation by using low-shrinkage restorative materials?
- Is there a difference between the materials analysed in the following study, considering the fact that their reduced shrinkage is based on different methods?
- How does the marginal quality change after thermo-mechanical stress at the enamel or dentinal margins?

Data were statistically analyzed by use of the program SPSS (Version 18).

After thermo-mechanical stress the mean percentage of perfect margins at the resin-composite-enamel-interface were the following:

67.7% (group 4), 86.5% (group 5), 74.7% (group 6), 84% (group 7), 68% (group 8), 62.3% (group 9), 72.8% (group 10)

At the resin-composite-dentin-interface the results were the following:

92.3% (group 4), 62.2% (group 5), 75.8% (group 6), 57.6% (group 7), 64% (group 8), 67% (group 9), 60% (group 10)

Concerning groups 1-3 all fillings were lost after only few cycles of mechanical loading.

The results of this in vitro study show that it is not possible to achieve completely gap-free margins, even by using low-shrinkage composite materials. Especially the mechanical loading of the restored teeth lead to the deterioration of the marginal adaptation.

The resin composite Grandio (group 6), was the only material to show good results at margins located both in enamel and dentin. The other restorative materials could only perform well either in enamel (groups 5 and 7) or in dentin (group 4) or, as shown for groups 8, 9 and 10 exhibited only moderate results at margins located in enamel as well as in dentin. However, statistically, there was no difference between the tested materials ( $p>0.05$ ).

In conclusion one can say that not a single one of the tested low-shrinkage materials was able to produce perfect gap free fillings. That implies that these products don't have any advantages over conventional resin composites at this stage, which means that further research will be necessary to optimize these products.

## 2 Einleitung

Jahrzehntlang stellte das kostengünstige und einfach zu verarbeitende Amalgam ein bewährtes und sicheres Restaurationsmaterial für die Versorgung von Kavitäten im Seitenzahnbereich dar (CELIK et al 2010).

Obwohl keine Schwermetallbelastung des Organismus durch Amalgam sicher nachgewiesen werden konnte, führten Diskussionen um mögliche toxikologische und allergologische Nebenwirkungen jedoch mit der Zeit zu einer überwiegend ablehnenden Haltung der Bevölkerung gegenüber diesem Material (GLOCKNER et al. 1998, MANHART 2008). Auch die gestiegenen Ansprüche der Patienten nach ästhetischen, zahnfarbenen Restaurationen (OSBORNE 1992, LEINFELDER 1995, MANHART 2008), beschleunigten schließlich die Entwicklung neuer, optimierter dentaler Ersatzmaterialien (HICKEL 1997).

Zur Verfügung stehen heutzutage verschiedene zahnfarbene Restaurationsmaterialien:

Die Versorgung mit indirekten Keramik- oder Kunststoffrestaurationen (Inlays, Teilkronen) hat sich bei großen, schlecht zugänglichen Defekten hinsichtlich vieler Faktoren zwar bewährt, der Zeit- und Kostenaufwand stehen jedoch in keinem Verhältnis zu der Versorgung mit Amalgam (MANHART et al. 1999, Hickel et al. 2005, ADA Council on Scientific Affairs 2003).

Glasionomerezemente sind kostengünstige Materialien, denen aufgrund ihrer Fluoridabgabe kariostatische Wirkungen zugesprochen werden (SWARTZ et al. 1984). Viele Studien haben jedoch bewiesen, dass diese Materialien aufgrund ihrer geringen Biegefestigkeit und Härte nicht für den definitiven Einsatz im kaulasttragenden Bereich geeignet sind (MC KINNEY et al. 1988, HANNIG 1990). Auch hinsichtlich ihrer Ästhetik können sie durch ihre raue und opake Oberfläche nicht mit anderen zahnfarbenen Materialien konkurrieren (HANNIG 1990).

In den letzten Jahren erhielten Komposite als Alternative zu Amalgam eine immer größer werdende Aufmerksamkeit auf dem dentalen Markt (DARBYSHIRE et al. 1988). Mit Kompositen lassen sich heutzutage sehr gute ästhetische Ergebnisse erzielen (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003), zudem stellen sie bezüglich des Kostenfaktors und des Zeitaufwandes einen Kompromiss zwischen Keramikinlay und Glasionomerezementen dar. Die Anwendung der Komposite zusammen mit einem Adhäsiv ermöglicht eine minimalinvasive, substanzschonende Präparation mit

Verzicht auf eine für die Versorgung mit Amalgam notwendige Retentionsform (HUGO et al. 1992, HELLWIG et al. 2006, MANHART et al. 1999). Hinsichtlich ihrer Abrasionsfestigkeit und Frakturresistenz weisen moderne Komposite gute Ergebnisse auf, sodass sie auch im Seitenzahnbereich eingesetzt werden können (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003, MANHART 2008). Sie haben sich bereits bei der Versorgung im Frontzahnbereich (DE ARAUJO et al. 2009), bei Klasse-I- und kleinen Klasse-II-Kavitäten (HICKEL et al. 2005), Zahnhalsfüllungen (FOLWACZNY et al. 2001) sowie bei Fissurenversiegelungen (PETSCHERT et al. 2008) als Material der Wahl bewährt.

Auch wenn die physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Komposite in den letzten Jahren erheblich optimiert werden konnten, so stellt ihre Polymerisationsschrumpfung mit der daraus resultierenden Bildung von Randspalten immer noch ein in der klinischen Anwendung ungelöstes Problem dar (YAMAZAKI et al. 2006, PAPADOGIANNIS et al. 2009). Als ein möglicher Ansatz entwickelte die Industrie sogenannte schrumpfungsreduzierte Füllungsmaterialien, die aufgrund unterschiedlicher Modifikationen ihrer Monomere bzw. Füllkörper eine reduzierte Polymerisationsschrumpfung erreichen (WEINMANN et al. 2005, PAPADOGIANNIS et al. 2009).

Die vorliegende In-vitro-Studie soll einen Beitrag zur Beantwortung der Frage leisten, inwiefern die Verwendung schrumpfungsreduzierter Restaurationsmaterialien zu einer Verbesserung des Randschlussverhaltens von Füllungen in schmelz- und dentinbegrenzten Seitenzahn-Kavitäten führt. Denn erst durch die Optimierung der bislang nur mäßig zufriedenstellenden Materialeigenschaften wird es möglich sein, Komposite in Zukunft routinemäßig als Amalgamalternative einzusetzen.

## 3 Literaturübersicht

Aufgrund des immer größer werdenden Angebots an neuen Füllungsmaterialien und Materialgruppen auf dem zahnärztlichen Markt definierte HICKEL (1997) eine Klassifikation zahnfarbener, direkter Füllungswerkstoffe nach ihrem Wassergehalt bzw. nach der möglichen Säure-Base-Reaktion während des Abbindevorgangs.

Nach dieser Klassifikation werden zwei Hauptgruppen unterschieden:

Komposite und Glasionomerezemente mit weiteren Unterteilungen (HICKEL 1997, HICKEL und KUNZELMANN 1999)

### 3.1 Komposite

#### 3.1.1 Struktureller Aufbau der Kompositmaterialien

Unter Kompositen versteht man dem Wortlaut nach zusammengesetzte Werkstoffe. In diesem Falle liegt eine Kombination von organischer Kunststoffmatrix und anorganischen Füllstoffen vor, die über Silanisierung einen chemischen Verbund (interfaciale Phase) miteinander eingehen (GUGGENBERGER und WEINMANN 2000). Ein sicherer Verbund zwischen Füllkörper und Matrix ist dabei essentiell für die mechanischen Eigenschaften des Materials (HELLWIG et al.2006).

##### 3.1.1.1 Organische Matrix

Die organische Matrix besteht zum größten Teil aus Monomeren und Comonomeren. Ihre Grundformel lautet vereinfacht: MA-R-MA, wobei MA für die Methacrylsäureester-Reste und R für das organische Zwischenglied stehen.

Als Zwischenglied fungiert eine aliphatische Kette, ein aromatischer Ring oder ein Polyäther (HELLWIG et al. 2006).

Zu den bekanntesten Monomeren zählt das aromatische Dimethylacrylat Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA), das nach seinem Entwickler auch als Bowen-Monomer bezeichnet wird (BOWEN 1962).

Neben Monomeren und Comonomeren befinden sich in der organischen Matrix weitere Bestandteile:

Initiatoren (z.B. Benzoylperoxid), die über Radikalbildung die Polymerisationsreaktion starten, Akzeleratoren (z.B. tertiäre Amine) zur Beschleunigung der

Polymerisationsreaktion, UV-Absorber (z.B. Oxybenzophenonderivate) für die Farbstabilität sowie Stabilisatoren zur verbesserten Lagerfähigkeit (STÄDTLER 2005).

### **3.1.1.2 Disperse Phase**

Die disperse Phase, auch anorganische Phase genannt, enthält Füllstoffe unterschiedlicher Größe aus Quarz, Keramik oder Siliziumdioxid.

Die Aufgabe der Füllkörper besteht darin, die negativen Eigenschaften der organischen Matrix, wie z.B. ihre hohe Polymerisationsschrumpfung zu kompensieren (KLEVERLAAN und FEILZER 2005). Sie bestimmen maßgeblich die mechanischen Eigenschaften der Komposite, wobei in dieser Hinsicht sowohl Füllerart und -anteil als auch die Partikelform, -größe und -verteilung eine Rolle spielen (GEURTSSEN 1989).

### **3.1.1.3 Verbundphase**

Eine direkte Verbindung zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllstoffen lässt sich technisch nicht unmittelbar erzielen. Hierfür wird ein „Kopplungsagens“, das sowohl hydrophile als auch hydrophobe Eigenschaften besitzt, benötigt (GEURTSSEN 1989). Meist handelt es sich dabei um trifunktionale Silane (i.d.R. 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan), die einen organischen und anorganischen Molekülteil aufweisen (JANDA 2000).

Der Verbund beider Phasen entsteht über Veresterung mit der Fülleroberfläche sowie über Copolymerisation mit der Kunststoffmatrix (GEURTSSEN 1989).

Obwohl die Verbindung beider Strukturen die mechanischen Werte wie Biegefestigkeit, Druckfestigkeit oder Vickershärte erheblich steigert, bleibt sie dennoch eine Schwachstelle im Kompositsystem (HELLWIG et al. 2006).

## 3.1.2 Klassifikation der Kompositmaterialien

### 3.1.2.1 Klassifikation nach Füllstoffgröße

Da die physikalischen Eigenschaften eines Komposits im Wesentlichen von der anorganischen Komponente, den Füllstoffen, abhängen, schlugen LUTZ und PHILLIPS (1983) eine auf den Füllern basierende Klassifikation der Komposite vor.

Nach dieser Einteilung werden drei verschiedene Kompositgruppen unterschieden: Makrofüllerkomposite, Mikrofüllerkomposite und Hybridkomposite (Tab. 1)

Tab.1: "Füllerorientierte" Klassifikation der Komposite nach LUTZ und PHILLIPS (1983)

Bezeichnung	Füllerart und -zusammensetzung	Füllerdurchmesser
Konventionelle Komposite	Makrofüller (Quarz, Glas, Keramik)	Typ I $\geq 10 \mu\text{m}$ Typ II $\leq 10 \mu\text{m}$ Typ III $\leq 5 \mu\text{m}$
Mikrofüllerkomposite	Mikrofüller (feinstteiliges $\text{SiO}_2$ )	
1) homogen	direkt beigefügte Mikrofüller	0,01-0,04 $\mu\text{m}$
2) inhomogen	Vorpolymerisat (splitter- oder kugelförmig) und feinstteiliges $\text{SiO}_2$	1-200 $\mu\text{m}$ 0,01-0,04 $\mu\text{m}$
	Mikrofüller-Agglomerate und feinstteiliges $\text{SiO}_2$	$\geq 1 \mu\text{m}$ 0,01-0,04 $\mu\text{m}$
Hybrid-Komposite	Mikrofüller (feinstteil. $\text{SiO}_2$ ) und Makrofüller (Quarz, Glas, Keramik)	0,01-0,04 $\mu\text{m}$ Typ I $\geq 10 \mu\text{m}$ Typ II $\leq 10 \mu\text{m}$ Typ III $\geq 2 \mu\text{m}$ Typ IV $\leq 2 \mu\text{m}$

#### 3.1.2.1.1 Konventionelle Komposite

Konventionelle, makrogefüllte Komposite enthalten rein anorganische splitterförmige Partikel aus Quarz, Glas oder Keramik sowie schwermetallhaltige Zusätze für die Erzeugung einer Röntgenopazität (HELLWIG et al. 2006).

Der Füllkörpergehalt beträgt 70-80 Gew.-%, bei einer durchschnittlichen Füllkörpergröße von 5-10  $\mu\text{m}$  (HELLWIG et al. 2006).

Die groben Makrofüller führen zu einer im Vergleich zu anderen Kompositen stärkeren Abrasion des Materials.

Der Grund hierfür ist der deutliche Härteunterschied zwischen der Matrix und den Füllkörpern, der eine schnellere Abrasion der Matrix zwischen den Füllkörpern zur Folge hat. Die dadurch freiliegenden Füllkörper werden mit der Zeit durch Mastikationsbewegungen aus dem Verbund herausgerissen (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003).

Zudem wirkt sich die Größe des Füllkörpers schlecht auf das Politurverhalten des Materials aus, sodass es durch die raue Oberflächenbeschaffenheit schnell zu Plaqueanlagerungen und Verfärbungen kommen kann (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003).

#### **3.1.2.1.2 Mikrofüllerkomposite**

Da die negativen Eigenschaften der Makrofüllerkomposite hauptsächlich auf deren Füllkörpergröße zurückzuführen waren, führte die Entwicklung neuer Kompositmaterialien zu den Mikrofüllerkompositen.

LUTZ et al. (1983) unterscheiden hierbei homogene und inhomogene Mikrofüllerkomposite.

Die homogenen Mikrofüllerkomposite enthalten kugelförmige Partikel aus Kieselsäuren (Siliziumdioxid), deren Größe unter 1 µm liegt.

Das homogene Aussehen des Materials entsteht durch die Größe der Füllerpartikel, die kleiner als die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes (400-800 nm) ist (ROULET 1987). Der geringe Füllstoffgehalt entsteht durch die große Oberflächensumme der vielen Füllerpartikel, die zur gleichmäßigen Benetzung eine erhebliche Menge an organischer Kunststoffmatrix benötigen (VOCO, wissenschaftliche Produktinformation 2006). Die Folge dieses geringen Füllstoffgehalts ist eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung, die sich nachteilig auf das Randschlussverhalten der Füllungen auswirkt (LUTZ et al. 1983).

Um diese schlechten Eigenschaften zu verbessern entwickelte man die inhomogenen Mikrofüllerkomposite.

Hierfür wurde der Anteil der anorganischen Füllkörper erhöht, indem man der Kunststoffmatrix zusätzlich zu den bereits enthaltenen Mikrofüllern vorpolymerisierte Komplexe aus dem gleichen Material beimischte (MANHART 2006). Eine andere Methode, den Füllstoffgehalt zu erhöhen, ist die Sinterung der Siliziumoxidteilchen

mit der daraus resultierenden Gewinnung von Mikrofülleragglomeraten (HELLWIG et al. 2006, ROULET 1987).

So gelang es, die Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren, ohne den Vorteil einer ausreichenden Politurfähigkeit und Elastizität des Komposites negativ zu beeinflussen (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003).

Ein Nachteil mikrogefüllter, inhomogener Komposite besteht jedoch darin, dass es an den Grenzflächen der splitterförmigen Vorpolymerisate zur Matrix während der Kaubelastung oder während der Polymerisation zu Rissen kommen kann (HELLWIG et al. 2006).

### **3.1.2.1.3 Hybridkomposite**

Durch einen Anteil von 85-90 Gew.-% an Makrofüllern und 10-15 Gew.-% an Mikrofüllern gelang es, den Füllkörpergehalt der Hybridkomposite auf insgesamt 85% zu steigern (HELLWIG et al. 2006). Hybridkomposite zeichnen sich durch ihre guten optischen Eigenschaften, ihre verbesserte Verschleißfähigkeit sowie durch eine Steigerung ihrer physikalischen Eigenschaften aus (LUTZ et al. 1983).

Neben den Hybridkompositen mit einer mittleren Füllkörpergröße von bis zu 10 µm gibt es noch Feinpartikelhybridkomposite mit Füllkörpern von bis zu 5 µm, Feinstpartikelhybridkomposite bis zu 3 µm und ein Submikrometerhybridkomposit mit einer mittleren Füllkörpergröße von unter einem Mikrometer (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003, MANHART 2006).

### **3.1.2.2 Neue schrumpfungsreduzierte Kompositmaterialien**

Während des Polymerisationsvorgangs rücken die zuvor ungeordneten Monomere zu einem strukturierten Polymer zusammen. Durch das verringerte Volumen, das die Monomere nun einnehmen, kommt es zu einer Polymerisationsschrumpfung (VAN ENDE et al. 2010).

Diese Volumenabnahme führt, wenn das Komposit über ein Adhäsiv an der Zahnhartsubstanz befestigt wird, durch Induktion von Kräften und Spannungen innerhalb der Kavitätenwände zu Polymerisationsstress, der dem Zahn-Komposit-Verbund schadet (HANNIG und FRIEDRICHS 2001, BRAGA und FERRACANE 2002, VAN ENDE et al. 2010). Neben Randspalten, die Sekundärkaries und Verfärbungen durch das Eindringen von Bakterien und Nahrungschromogenen zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Restaurationsmaterial verursachen,

können Zahnverformungen, Schmelzrisse und postoperative Hypersensibilitäten das Resultat dieser Polymerisationsspannungen sein (PAPADOGIANNIS et al. 2009). Um die Polymerisationsschrumpfung auf ein Mindestmaß zu reduzieren, wurden in den letzten Jahren verschiedene Ansätze verfolgt.

#### **3.1.2.2.1 Nanofüllerkomposite**

Eine Möglichkeit, dem Schrumpfungphänomen entgegenzuwirken, ist die Erhöhung des Füllkörperanteils (BAGIS et al. 2009).

Die anfänglichen Probleme, den Füllergehalt zu erhöhen, ohne dabei ein hochvisköses, schlecht zu verarbeitendes Material zu erhalten, konnten durch die Einführung der Nanopartikel (10-100 nm) weitestgehend behoben werden (MANHART 2006, VOCO, wissenschaftliche Produktinformation 2006).

Die erzeugten Nanopartikel weisen eine spezielle Oberflächenbeschichtung auf, die einer Aggregation, die durch ihre ansonsten sehr hohe Oberflächenenergie zustande kommen würde, entgegenwirken kann (STÄDTLER 2005, VOCO wiss. Produktinformation 2006). Die auf diese Weise gleichmäßig in der Matrix verteilten Nanomere führen zu einem mit Hybridkompositen vergleichbaren hohen Füllkörpergehalt von mehr als 80 Gew.-% mit einer entsprechend geringen Schrumpfung (z.B. „Grandio“ von VOCO, Füllstoffgehalt 87%, Schrumpfung 1,57 %). Hinzu kommt, dass isolierte, in der Matrix eingebettete Nanopartikel die Viskosität des Materials nicht erhöhen, da sie sich nicht wie ein Feststoff, sondern eher wie eine Flüssigkeit verhalten (MANHART 2006, VOCO, wissenschaftl. Produktinformation 2006).

Die Partikelgröße der Nanokomposite liegt unterhalb der Wellenlänge des sichtbaren Lichtes, was sich besonders positiv auf die Ästhetik und Polierfähigkeit des Materials auswirkt (MITRA et al. 2003).

Neben Nanofüllerkompositen, die nur Füllkörper im Nanometerbereich enthalten, wurden auch Nanohybridkomposite entwickelt, die zusätzlich Füllkörper mit größeren Korngrößen besitzen. Beispiele hierfür sind „Grandio“ (VOCO, Cuxhaven/Germany) oder „Clearfil Majesty Posterior“ (KURARAY, Osaka/Japan). Sie enthalten feingemahlene, in der Matrix verteilte Glaskeramikfüllstoffe im Mikrometerbereich, die von Nanomeren umgeben sind (MANHART 2006). Durch den Einsatz der Nanopartikel kann der Anteil der organischen Matrix, die für die Polymerisationsschrumpfung verantwortlich ist, erheblich reduziert werden, ohne die

Vorteile der guten Polierfähigkeit aufzugeben. Außerdem führt die Kombination großer und kleiner Füllstoffe zu einer erhöhten Festigkeit und Abrasionsresistenz des Materials.

#### **3.1.2.2.2 Silorane**

Mit der Entwicklung der Silorane wurde durch Verwendung eines neuen Monomersystems eine weitere Methode entwickelt, die Polymerisationsschrumpfung auf ein Mindestmaß (< 1%) zu reduzieren (WEINMANN et al. 2005).

Der Name Siloran setzt sich aus den zwei chemischen Komponenten **Siloxan** (Silikon) und Oxiran (Epoxid) zusammen (GUGGENBERGER und WEINMANN 2000, PAPADOGIANNIS et al. 2009). Das Siloxangerüst sorgt für die ausgeprägte Hydrophobie des Materials, die für die hydrolytische Stabilität entscheidend ist.

Über eine katalysierte Hydrosilylierung werden die Oxiranringe an das Siloxangerüst gebunden (GUGGENBERGER und WEINMANN 2000).

Der Aushärtvorgang der Silorane läuft über eine kationische Polymerisation ab.

Bei der Reaktion kommt es zu einer Ringöffnung, die einer Polymerisationsschrumpfung entgegenwirkt (PAPADOGIANNIS et al. 2009, WEINMANN et al. 2005). Dies erfordert allerdings ein für die Silorane eigens entwickeltes Initiatorsystem, bestehend aus Kampferchinon, Iodoniumsalz und einem Elektronendonator (GUGGENBERGER und WEINMANN 2000). Die Verwendung von Kampferchinon bietet den Vorteil, dass die gleichen Polymerisationslampen wie für die Aushärtung methacrylatbasierter Komposite verwendet werden können.

Auch das Adhäsivsystem musste für einen festen Verbund mit der Zahnhartsubstanz auf die ausgeprägt hydrophobe Siloranchemie abgestimmt werden (MINE et al. 2010).

#### **3.1.2.2.3 Ormocere**

Ormocere stellen eine neue Materialgruppe dar, die neben ihrer Anwendung in der Zahnmedizin bereits ihren Einsatz in der Elektronik, Kunststoffveredelung und als kratzfeste Schutzbeschichtung gefunden hat. Sie wurden vom Fraunhofer-Institut für Silikatforschung entwickelt und in Zusammenarbeit mit Partnern in der Dentalindustrie den dentalen Bedürfnissen angepasst (MANHART et al. 1999).

Die Bezeichnung Ormocer ist ein Akronym für die angloamerikanische Bezeichnung „**O**rganically **m**odified **c**eramics“ (HENNIG et al. 2004), die darauf zurückzuführen ist,

dass das Material sowohl ein organisches als auch ein anorganisches Netzwerk besitzt (MANHART et al. 1999).

Die Herstellung läuft über einen Sol-Gel-Prozess ab (GREIWE und SCHOTTNER 1990), dem als Präkursor ein Methacrylataalkoxysilan zur Verfügung steht (MANHART et al. 1999).

Dieses Molekül besteht aus drei Teilen:

- 1) dem anorganisch kondensierbaren Segment
- 2) dem organisch polymerisierbaren Segment und
- 3) dem Verbindungssegment zur Verknüpfung beider zuvor genannten Segmente

Das anorganische Segment besitzt Alkoxygruppen, die durch Hydrolyse und Polykondensation über einen Sol-Gel-Prozess zum Aufbau eines anorganischen Si-O-Si-Netzwerks beitragen (WOLTER et al. 1994b), in das die organischen, reaktiven Monomere gebunden werden. Dieses anorganische Netzwerk besteht bereits nach dem Produktionsprozess.

Die anschließende radikalisch induzierte Photopolymerisation der Methacrylatgruppen des organischen Segments führt zum Aufbau eines zusätzlichen querverzweigten organischen Netzwerks (MANHART et al. 1999). Bei diesem Vorgang kommt es zu einer geringen Polymerisationsschrumpfung von lediglich 1-2,8 Vol% (MANHART et al. 1999, FRAUNHOFER ISC 2009).

Die Zugabe von Füllstoffen ermöglicht die Erzeugung einer geeigneten Materialkonsistenz, mit der direkte plastische Füllungen modelliert werden können (WOLTER et al. 1994a, KOURNETAS et al. 2004).

Vorteile der Ormocere sieht man in ihrer geringen Polymerisationsschrumpfung (KOURNETAS et al. 2004, ERDILEK et al. 2009), in ihrem guten Haftvermögen an Schmelz und Dentin sowie in ihrer guten Biokompatibilität (ERDILEK et al. 2009).

Des Weiteren verfügen sie über eine hohe Biegefestigkeit (bis 160 MPa) und eine geringe Wasseraufnahme (<1,2 Gew.-%) (WOLTER et al. 1994b).

### **3.1.3 Adhäsivtechnik**

Komposite haben nicht die Fähigkeit, alleine an der hydrophileren Zahnhartsubstanz zu haften. Aufgrund der Polymerisationsschrumpfung würde es schnell zur Ausbildung von Randspalten kommen.

Um dies zu vermeiden wurden Adhäsive entwickelt, die eine Verbindung der Zahnhartsubstanz mit dem Komposit ermöglichen. Dies gilt vor allem für das hydrophile Dentin, an dem ein Verbund nur schwer zu realisieren ist. Am Schmelz dagegen liefert die bereits etablierte Ätztechnik gute Ergebnisse mit nahezu randspaltfreien Kavitätenrändern (SWIFT et al. 1995).

#### **3.1.3.1 Schmelzhaftung**

Den Grundstein jeglicher Adhäsion legte BUONOCORE (1955) mit der Einführung der Schmelzätztechnik.

Er erkannte, dass die Behandlung des Schmelzes mit Phosphorsäure zu einem selektiven Herauslösen der Prismen führte, wodurch eine bessere Benetzbarkeit sowie eine Oberflächenvergrößerung der Zahnhartsubstanz erzielt werden konnten.

Eine Phosphorsäurekonzentration von 30-40% ergab dabei das effektivste Ätzmuster, da sich das gebildete Präzipitat (Monocalciumphosphat-Monohydrat) im Vergleich zu anderen Konzentrationen gut mit Wasserspray entfernen ließ (HELLWIG et al. 2006).

Das mikroretentive Ätzmuster entsteht durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und in der Peripherie (PAHLAVAN et al. 1976).

Man unterscheidet rasterelektronenmikroskopisch daher drei Ätztypen (GEURTSSEN 1989, RETIEF 1992):

Beim Ätztyp I werden die Schmelzprismen herausgelöst, während die zwischenprismatische Substanz bestehen bleibt. Dieser Typ entsteht am häufigsten.

Beim Ätztyp II dagegen beobachtet man ein Herauslösen der zwischenprismatischen Substanz unter Verbleib der Prismenkerne.

Ätztyp III ist eine Mischform, bei der sowohl die Prismenkerne als auch die zwischenprismatische Substanz herausgelöst werden, was folglich das schlechteste Retentionsmuster darstellt (HELLWIG et al. 2006).

Niedrig visköse Komposite bzw. Schmelzhaftvermittler (Bonding), die auf den vorbehandelten Schmelz aufgetragen werden, dringen in die entstandenen Mikroporositäten ein und haften mikromechanisch aufgrund rheologischer und

geometrischer Effekte unter Ausbildung von Zotten („tags“) am Zahnschmelz (HELLWIG et al. 2006).

Man erkannte, dass die Ausrichtung der Schmelzprismen eine Auswirkung auf die Tiefe und Art des Ätzmusters hatte. So ergeben quer zu ihrer Längsachse getroffene Schmelzprismen ein tieferes Ätzmuster als senkrecht zur Längsachse getroffene Prismen (HUGO et al. 1992). Durch eine Ansträgung der Schmelzränder von 0,5 mm und 45° an den nicht okklusalen Flächen erreicht man neben der Vergrößerung der Haftfläche für das Komposit zusätzlich annähernd quer zu ihrer Längsachse angeschnittene Prismen (GEURTSEN 1989).

### **3.1.3.2 Dentinadhäsion**

Die Verbindung zwischen Komposit und Dentin ist bedeutend schwieriger zu realisieren als der Verbund zum Schmelz.

Dies ist zum einen auf die unterschiedliche Zusammensetzung von Schmelz und Dentin zurückzuführen (SWIFT et al. 1995). Dentin weist durch die Dentintubuli und Odontoblastenfortsätze einen hydrophilen Charakter auf, der eine Verbindung mit dem hydrophoben Adhäsiv erschwert (SCHROEDER 1987).

Zum anderen führt die Schmierschicht („smear layer“), die nach der Präparation die Zahnhartsubstanz bedeckt, zu einer erschwerten Haftung des Adhäsivs am Dentin.

Unter der „smear layer“ versteht man eine 1-2 µm dicke Schicht, aus mineralischen Komponenten des Dentins, denaturierten Kollagenfibrillen sowie Bakterien- und Speichelbestandteilen (OSORIO et al. 2005).

Sie verhindert zwar den Ausstrom von Dentinliquor sowie das Eindringen von Bakterien in das pulpale Gewebe (VOJINOVIC et al. 1973), führt aber zu einer unzureichenden Adaptation des Adhäsivs an die Zahnhartsubstanz (EICK et al. 1972).

Moderne Adhäsivsysteme bestehen aus einem Konditionierer, einem Primer und einem Bonding Material.

Der Konditionierer (i.d.R. Phosphorsäure) löst das Apatit aus dem Dentin heraus, sodass ein instabiles Kollagenetzwerk zurückbleibt. In einem nächsten Schritt wird ein Primer, der ein hydrophiles Monomer enthält, zum Schutz vor einem Kollaps des empfindlichen Kollagenetzwerks aufgetragen und bereitet auf diese Weise die Zahnhartsubstanz auf die Aufnahme des hydrophoben Adhäsivs vor (VAN MEERBEEK et al. 1992, HELLWIG et al. 2006). Der Bereich des mit dem Adhäsiv

imprägnierten Dentins wird als Hybridschicht bezeichnet. Diese Schicht ist essentiell für die Adaptation des Komposits an die Zahnhartsubstanz.

Im Laufe der Zeit wurden zahlreiche Adhäsivsysteme mit optimierten Eigenschaften entwickelt, die im folgenden Abschnitt aufgeführt werden.

### **3.1.3.3 Klassifikation der Adhäsivsysteme**

Während bis vor kurzem die Einteilung der Adhäsivsysteme nach Generationen (d.h. nach dem Zeitpunkt ihrer Markteinführung) erfolgte, entschied man sich für eine neue Klassifikation, die sich nach den Applikationsschritten und dem Wirkmechanismus richtet (FRANKENBERGER et al. 2008).

Tab. 2: Klassifikation der Adhäsivsysteme (nach Frankenberger et al. 2008)

<b>1. Vier-Schritt-Selective-Etching:</b>			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Nur Schmelz	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
Beispiel: Syntac (Etchant, Primer, Adhesive (2. Primer), Heliobond)			
<b>2. Drei-Schritt-Selective-Etching:</b>			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Nur Schmelz	Mischen und applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: A.R.T. Bond (Etchant, Primer A+B, Bond)			
<b>3. Vier-Schritt-Total-Etching:</b>			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
Beispiel: Syntac (Etchant, Primer, Adhesive (2. Primer), Heliobond)			
<b>4. Drei-Schritt-Total-Etching</b>			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Mischen und applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: A.R.T. Bond (Etchant, Primer A+B, Bond)			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiele: Adper Scotchbond Multi-Purpose, All-Bond 2, Gluma Solid Bond, Optibond FL			
<b>5. Zwei-Schritt-Total-Etching</b>			
Phosphorsäure	Primer + Bond		
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		
Beispiele: Prime&Bond NT, Adper Scotchbond 1, Gluma Comfort Bond, One-Step, Solobond M, Admira Bond, One Coat Bond			
<b>6. Zwei-Schritt-Self-Etching</b>			
Phosphorsäure	Primer	Bonding Agent	
----	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	
Beispiele: Hydrophobes Bond: AdheSE, Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond, Resulcin Aquaprime + Monobond, One Coat SE Bond Hydrophiles Bond: Optibond Solo Plus SE, NRC + Prime&Bond NT			
<b>7. Ein-Schritt-Self-Etching (Mischpräparate):</b>			
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond		
----	Schmelz/Dentin		
Beispiel: Adper Prompt, Xeno III, Etch&Prime 3.0, One Up Bond F			
<b>8. Ein-Schritt-Self-Etching (Einflaschenpräparat):</b>			
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond		
----	Schmelz/Dentin		
Beispiel: iBond, Brush&Bond, Clearfil S3 Bond			

#### **3.1.3.3.1 Adhäsive mit selektiver Schmelzätzung**

Da man zunächst davon ausging, dass die Applikation von Phosphorsäure auf Dentin zu Pulpaschädigungen führe, wurde die selektive Schmelzätzung eingeführt.

Bei dieser Technik wird der Schmelz konventionell mit 30-40%-iger Phosphorsäure konditioniert, während das Dentin ausgespart wird (FRANKENBERGER et al. 2008).

Das angeschliffene Dentin wird im Anschluss mit einem selbstkonditionierenden Primer, der eine milde Säure (z.B. Maleinsäure) enthält, vorbehandelt, um die Schmierschicht aufzulösen und Hydroxylapatit und Phosphate aus der Dentinmatrix herauszulösen. Der Primer bereitet das Kollagengeflecht auf das im nächsten Schritt applizierte Bonding-Material vor, sodass zum Schluss eine Hybridschicht aus ungefülltem Kunststoff und demineralisiertem Dentin vorliegt, auf die das Komposit aufgetragen werden kann (HELLWIG et al. 2006).

#### **3.1.3.3.2 Total-Etch-Adhäsive (Etch-and-Rinse-Adhäsive)**

Bei der Total-Etch-Technik werden Schmelz und Dentin mit derselben Säure angeätzt, i.d.R. mit Phosphorsäure. Um eine Überätzung des Dentins zu verhindern, wird die Phosphorsäure zunächst nur auf den Schmelz aufgetragen und erst nach 30 Sekunden Einwirkzeit eine Applikation (Einwirkzeit 15-20 sec) auf das Dentin vorgenommen (HELLWIG et al. 2006).

Nach Absprühen der Säure mit Wasser muss beim Trocknen der Kavität darauf geachtet werden, dass das Dentin nicht übertrocknet wird, da dies zum Kollabieren des empfindlichen Kollagengeflechts führen kann. Dies spielt insbesondere eine Rolle, wenn der Primer Aceton als Lösungsmittel enthält. In diesem Falle sollte das Dentin vor dem Auftragen noch feucht sein („wet bonding“). Wurde das Dentin dennoch übertrocknet, sollte vor dem Auftragen des Primers ein „re-wetting“ vorgenommen werden (HELLWIG et al. 2006).

Eine unvollständige Penetration des Dentins kann zum „Nanoleakage“ führen. Darunter versteht man nicht-infiltrierte Bereiche des Kollagengeflechts, die über einige Zeit hinweg zur hydrolytischen Degradation des Materials führen können.

Bei Primern auf Wasser- oder Alkoholbasis ist dieses Problem weniger ausgeprägt (HELLWIG et al. 2006, FRANKENBERGER et al. 2008).

Total-Etch-Adhäsive gibt es als:

- 4-Schritt-Systeme  
(Phosphorsäure - Primer 1 - Primer 2 – Bonding-Material)
- 3-Schritt-Systeme  
(Phosphorsäure – Primer – Bonding-Material)
- 2-Schritt-Systeme  
(Phosphorsäure – Primer/Bond)

Die 2-Schritt-Total-Etch-Adhäsivsysteme (One-Bottle-Adhäsive) entstanden im Zuge der ersten Ansätze, eine chemische Vereinfachung und praxisgerechtere Handhabung der Adhäsivsysteme zu entwickeln (FRANKENBERGER 2006).

Nach dem Anätzen mit Phosphorsäure (erster Schritt) können in einem zweiten Applikationsschritt Primer und Bonding-Material gleichzeitig aufgetragen werden.

### **3.1.3.3 Selbstkonditionierende Adhäsive (Self-Etch-Adhäsive)**

Mit den selbstkonditionierenden Adhäsiven entwickelte man eine Methode zur chemischen Vereinfachung und leichteren Handhabung der Systeme.

Bei diesem Verfahren entfällt das Anätzen der Zahnhartsubstanz mit Phosphorsäure. Stattdessen werden Säure und Primer in Form von sauren, hydrophilen polymerisationsfähigen Monomeren, kombiniert in einer Flasche, angeboten (OSORIO 2003, HANNIG et al. 1999).

Die reaktiven Moleküle der selbstkonditionierenden Adhäsive sind Ester bivalenter Alkohole mit Methacrylsäure und Phosphorsäure oder anderen Derivaten (HANNIG et al. 1999, 2001). Durch den Phosphatrest wird der Schmelz angeätzt, während die Methacrylatkomponente die Copolymerisation mit dem Bonding-Material oder Komposit ermöglicht (HANNIG et al. 1999).

Selbstkonditionierende Adhäsive entfernen zwar die Schmierschicht, die nach der Präparation die Zahnhartsubstanz bedeckt, in der Regel nicht (VAN MEERBEEK et al. 1992, PERDIGAO et al. 2003). Sie sind aber in der Lage die Schmierschicht und das darunterliegende oberflächliche Dentin zu durchdringen, wodurch ein dreidimensionales Netzwerk aus Diffusionskanälen entsteht, das die Kollagenfibrillen des Dentins umgibt. Gleichzeitig kommt es entlang dieser Kanäle zur Ablagerung von Adhäsiv-Monomeren, die sich später mit dem Komposit verbinden können (NAKABAYASHI und SAIMI 1996).

So kommt es zur Ausbildung eines Hybridschichten-Komplexes, bestehend aus einer oberflächlichen Zone hybridisierter Schmierschicht und einer darunterliegenden Hybridschicht aus dem adhäsivdurchtränkten Kollagengeflecht (ALBALADEJO et al. 2010).

Die selbstkonditionierenden Adhäsive gibt es als 2-Schritt- und 1-Schritt-Systeme. Die Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsive weisen nach dem Auftragen des selbstätzenden Primers als abschließenden Schritt ein Bonding-Material auf. Letzteres ist aufgrund seiner Zusammensetzung nach der Photopolymerisation hydrophob und schützt auf diese Weise den Komposit-Dentin-Verbund vor Wasserzutritt (FRANKENBERGER 2009).

Die letzte Entwicklung stellen die Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsive, sogenannte All-in-one-Adhäsive (z.B. Clearfil S3 Bond (Fa. Kuraray, Japan) dar, bei denen Säure, Primer und Bonding-Material in einem Schritt aufgetragen werden können.

## **3.2 Glasionomerzemente**

Glasionomerzemente (GIZ) wurden Ende der 1960iger Jahre am Laboratory of the Government Chemist in London entwickelt und 1972 zum ersten Mal unter dem Namen ASPA-Zement (**A**lumino-**S**ilikat-**P**oly-**A**crylat) auf dem zahnärztlichen Markt angeboten (GASSER 1987, HICKEL und KUNZELMANN 1999, LOHBAUER und KRÄMER 2009).

### **3.2.1 Abbindemechanismus von Glasionomerzementen**

Der Härtungsmechanismus von Glasionomerzementen beruht auf einer Säure-Base-Reaktion, bei der eine wässrige Polycarbonsäurelösung, z.B. Polyacrylsäure, mit einem ionendurchlässigen Kalzium-Aluminium-Fluoro-Silikatglas zu einer Hydrogelmatrix reagiert (GASSER 1987). Der Abbindevorgang der Glasionomerzemente läuft in zwei Phasen ab (HANNIG 1990, LOHBAUER und KRÄMER 2009):

In einer ersten Gelationsphase (ca. 10 Minuten) werden durch den Säureangriff auf das Silikatglas Aluminium- und Kalziumionen herausgelöst. Da die Kalziumkonzentration zunächst schneller ansteigt, kommt es durch Ausbildung von Kalziumbrücken zur Vernetzung der Polyacrylsäuremoleküle (GASSER 1987).

Das so entstandene Kalziumpolycarboxylat ist noch sehr instabil und feuchtigkeitsempfindlich (HANNIG 1990).

Erst nach der zweiten Aushärtungsphase (Dauer: ca. 24 Stunden) kommt es durch zusätzliche Einlagerung von Aluminiumionen zur Ausbildung eines stabilen, wasserunlöslichen Kalzium-Aluminium-Polycarboxylatgels (GASSER 1987, HANNIG 1990).

### **3.2.2 Adhäsion an die Zahnoberfläche**

Glasionomerzemente verfügen im Vergleich zu Kompositen über chemische Adhäsionskräfte an die Zahnhartsubstanz, sodass für den Haftmechanismus kein Haftvermittler nötig ist (FRANKENBERGER et al. 1997).

Grundlage hierfür sind dynamische polare (ionische) und kovalente Bindungen zwischen den Carboxylgruppen der Polyacrylsäure und den anorganischen Bestandteilen (Apatit) von Schmelz bzw. Dentin, wobei die Haftung am Dentin um 50% geringer als die am Schmelz ist (HICKEL und VOß 1988, HANNIG 1990, FRANKENBERGER et al. 2008, LOHBAUER und KRÄMER 2009).

Der Verbund von Glasionomerzement mit Schmelz ist, mit einer Haftkraft von ca. 5 MPa, um ein Drei- bis Sechs-faches geringer als der Verbund, der mit der Adhäsivtechnik erreicht wird (HICKEL und KUNZELMANN 1999, FRANKENBERGER et al. 2008, LOHBAUER und KRÄMER 2009).

Voraussetzung für eine wirksame chemische Adhäsion ist eine gut benetzbare, glatte und saubere Oberfläche, sodass auch bei der Verwendung von Glasionomerzementen auf ein sorgfältiges Finieren der Kavität sowie auf die Entfernung der Schmierschicht zu achten ist (HANNIG 1990).

Dies kann zum Beispiel mit 10%-iger Polyacrylsäure erfolgen, da diese die Schmierschicht entfernt ohne gleichzeitig die Dentinkanälchen zu eröffnen (MOUNT 1998).

### **3.2.3 Klassifikation der Glasionomerezemente**

#### **3.2.3.1 Konventionelle Glasionomerezemente**

Unter konventionellen Glasionomerezementen versteht man die ersten, auf dem dentalen Markt etablierten Vertreter dieser Materialgruppe.

Sie bestehen aus zwei Komponenten, die zur Aushärtung des Zements miteinander vermischt werden müssen, nämlich aus einem Pulver aus kleinen, gemahlene Glaspartikeln mit Aluminium, Silber, Calcium und Fluorid sowie einer Flüssigkeit, die eine Polyacrylsäure enthält.

Viele Verbesserungen in der Zusammensetzung des Pulvers und der Flüssigkeit waren nötig, ehe sich die Glasionomerezemente in den 80iger Jahren als Füllungsmaterial etablieren konnten (ATKINSON und PEARSON 1985).

Als Vorteile der Glasionomerezemente sei neben ihrer guten chemischen Haftung (FRANKENBERGER et al. 1997, NAASAN und WATSON 1998, HICKEL und KUNZELMANN 1999) ihre kariostatischen Wirkung durch Fluoridabgabe erwähnt (HATIBOVIC-KOFMAN et al. 1997, HICKEL 1997).

Darüber hinaus sind Glasionomerezemente preiswerte, relativ einfach zu verarbeitende Materialien (HICKEL 1997).

Zu den Nachteilen der Glasionomerezemente zählen die bereits beschriebene Empfindlichkeit gegenüber Feuchtigkeitzutritt sowie die Austrocknungsgefahr in der initialen Abbindephase. Von weiterer Bedeutung sind die geringe Biegefestigkeit von nur 15-20 MPa (Komposite dagegen: 100 MPa), die gehäuft zu Isthmusfrakturen und marginalen Aussprengungen in Klasse-II-Kavitäten führt (HICKEL und VOß 1988), und die geringe Abrasionsresistenz, die die Versorgung im kaulasttragenden Bereich in Frage stellt (HICKEL und VOß 1988, Mc Kinney et al. 1988, NAASAN und WATSON 1998).

Die raue, schlecht zu polierende Oberfläche ist auf die Form und Größe der Partikel sowie auf die beim Anmischvorgang produzierten Lufteinschlüsse zurückzuführen (FRANKENBERGER et al. 1997). Sie bietet somit eine Angriffsfläche für Abrasionsprozesse und begünstigt eine schnelle Plaqueablagerung (FRANKENBERGER und KRÄMER 1999).

### 3.2.3.2 Metallverstärkte Glasionomerzemente (Cermet)

Mit dem Ziel, die schlechten Eigenschaften der konventionellen Glasionomerzemente wie mangelnde Biegefestigkeit oder Abrasionsresistenz zu verbessern, wurden Mitte der 80iger Jahre die Cermet-Zemente eingeführt (Gasser 1987, HANNIG 1990, LOHBAUER und KRÄMER 2009).

Der Name leitet sich von **Ceramic** + **Metal** ab, da Metallpartikel (meist Silber) bei hoher Temperatur direkt mit dem Glas versintert werden (GASSER 1987, HANNIG 1990, FRANKENBERGER et al. 1997, HICKEL und KUNZELMANN 1999).

Durch ihre graue Farbe empfiehlt sich ihre Anwendung für den weniger Ästhetik fordernden Seitenzahnbereich (FRANKENBERGER et al. 1997, LOHBAUER und KRÄMER 2009).

Die erhoffte Verbesserung der Materialeigenschaften konnte leider nur in begrenztem Maße erreicht werden, sodass auch die Cermet-Zemente nicht für den kaulastragenden Bereich eingesetzt werden konnten (MOUNT 2002). Einige Studien berichten darüber, dass die Fluorabgabe sowie die Adhäsion des Materials an Schmelz und Dentin im Vergleich zu den konventionellen Glasionomerzementen sogar vermindert sind (MOUNT 2002).

### 3.2.3.3 Hochvisköse Glasionomerzemente

Die hochviskösen Glasionomerzemente wurden Mitte der 90iger Jahre im Rahmen der ART-Technik (**A**traumatic **R**estaurative **T**reatment) entwickelt. Diese Form der Behandlung, bei der das Exkavieren und Füllen von Zähnen ohne maschinelle Hilfe und aufwändiges Instrumentarium durchgeführt wird, wurde für Eingriffe in Entwicklungsländern konzipiert (HICKEL 1997, FRANKENBERGER und KRÄMER 1999, FRANKENBERGER et al. 2008, LOHBAUER und KRÄMER 2009).

Durch Verwendung kleinerer Korngrößen und der Zugabe von Polyacrylsäure (in Festform) in das Pulver wurde die Zähigkeit des Materials so erhöht, dass es mit den Fingern stopfbar war. Als flüssige Phase kommt destilliertes Wasser zum Einsatz (FRANKENBERGER und KRÄMER 1999).

Vorteile gegenüber den konventionellen Glasionomerzementen zeigen sie durch ihre bessere Abrasionsbeständigkeit (FRANKENBERGER und KRÄMER 1999, FRANKENBERGER et al. 2008) sowie durch ihre erhöhte Biegefestigkeit und Ermüdungsresistenz (LOHBAUER und KRÄMER 2009). Heutzutage bilden sie die Mehrzahl der Glasionomerzemente auf dem Markt.

#### **3.2.3.4 Kunststoffmodifizierte Glasionomerezemente (Hybridionomere)**

Kunststoffmodifizierte Glasionomerezemente wurden Ende der 80iger Jahre mit dem Ziel eingeführt, die schlecht steuerbare und als zu kurz empfundene Abbindezeit zu verbessern (FRANKENBERGER und KRÄMER 1999).

Diese GIZ enthalten methacrylierte Polyacrylsäuren, denen ein photopolymerisierbares Monomer (i.d.R. HEMA, **Hydroxy-Ethyl-Methacrylat**), ionisierbare Gläser und Wasser zugegeben werden (VAN NOORT 2002).

So laufen während des Abbindeprozesses sowohl eine Säure-Base- als auch eine Polymerisationsreaktion ab, die zur Ausbildung zwei verschiedener Matrices führen: einer ionischen und einer Kunststoffmatrix (FRANKENBERGER und KRÄMER 1999).

Aufgrund der Tatsache, dass ein Teil des Wassers durch HEMA ersetzt werden muss, läuft die Säure-Base-Reaktion, verglichen mit konventionellen GIZ, stark verlangsamt ab. Dies kann negative Einflüsse auf die mechanischen Eigenschaften des Materials haben (FRANKENBERGER et al. 1997, FRANKENBERGER und KRÄMER 1999, LOHBAUER und KRÄMER 2009).

Vorteile der kunststoffmodifizierten GIZ sind ihr steuerbares Abbindeverhalten (MITRA 1991, FRANKENBERGER et al. 1997) sowie ihre geringere Feuchtigkeitsempfindlichkeit.

Durch Verwendung eines geeigneten Konditionierers und Primers erreicht man eine, den konventionellen GIZ überlegene Haftung an der Zahnhartsubstanz (MC CAGHREN et al. 1990, MITRA 1991).

Als Nachteil sei die raue Oberflächenbeschaffenheit erwähnt, die eine starke ästhetische Einschränkung sowie ein schlechtes Abrasionsverhalten zur Folge hat (FRANKENBERGER et al. 1997, LOHBAUER und KRÄMER 2009).

## 4 Fragestellung

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, durch eine In-vitro-Studie die Randschlussqualität neuer schrumpfungsreduzierter Restaurationsmaterialien in schmelz- und dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten zu analysieren.

Je nach Material wurden hierbei unterschiedliche Adhäsivsysteme verwendet.

Die Untersuchung erfolgte nach künstlicher Alterung der Füllungen im Thermocycler und Kausimulator mit anschließender quantitativer Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop.

Untersucht wurden sowohl bereits auf dem Markt etablierte Restaurationsmaterialien als auch noch in der Testphase befindliche Produkte.

Folgende Punkte sollten im Einzelnen hierbei Beachtung finden:

- 1) Wie wirkt sich die Anwendung schrumpfungsreduzierter Füllungsmaterialien auf die Randqualität aus?
- 2) Gibt es bezüglich der Randqualität Unterschiede zwischen den einzelnen Materialien, deren schrumpfungsreduzierte Eigenschaften auf der Verwendung unterschiedlicher Methoden basieren?
- 3) Gibt es Unterschiede in der Randqualität zwischen schmelz- und dentinbegrenzten Füllungsändern?
- 4) Welchen Einfluss hat die thermo-mechanische Belastung der Füllungen auf die marginale Integrität?

**1) Vorbereitung der Proben**

Sammeln von 60 kariesfreien Weisheitszähnen und Aufbewahrung in Thymol (0,1%)  
 Präparation approximaler Kavitäten bis zu 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze



**2) Legen der Füllungen (Versuchsgruppen 1-10)**

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ohne Ansträgung			mit Ansträgung						
<b>Applikation des Dentinhaftvermittlers und Füllungsmaterials</b>									
„0“ Exp. Conditioner + „0“ Exp Filling Cement	“0” Exp. Conditioner + „0“ Exp Filling Cement + Heliobond	Resulcin (Aqua- Prime) + „0“ Exp Filling Cement	Silorane System Adhesive + Filtek Silorane	Phosphor- säure 37,5% + Admira Bond + Ormocer	Phosphor- säure 37,5% + Solobond M + Grandio	Phosphor- säure 37,5% + Solobond M + Exp. Komposit	Clearfil SE Bond + Clearfil Majesty Posterior	Clearfil Protect Bond + Clearfil Majesty Posterior	Clearfil S <sup>3</sup> Bond + Clearfil Majesty Posterior



### **3) Herstellung der Replikamodelle**

Abformung der Zähne mit einem A-Silikon  
Ausgießen der Abformungen mit einem Epoxidharz  
Aufkleben der Epoxidharzproben auf REM-Teller mit einem elektrisch leitenden Kleber  
Besputtern der Replikamodelle mit einer dünnen Platinschicht



### **4) Thermocycling**

Thermische Belastung der Zähne jeweils abwechselnd in einem 5°C und 55°C temperierten Wasserbad  
2500 Zyklen mit einer Haltezeit von 60 sec pro Bad



### **5) Herstellung der Replikamodelle**

Siehe Punkt 3)



### **6) Kausimulation**

Mechanische Belastung der Proben im Kausimulator  
100000 Zyklen bei 50 N



## **7) Herstellung der Replikamodelle**

siehe Punkt 3)



## **8) Rasterelektronenmikroskopische Auswertung der Füllungsrän-der**

- 1) Untersuchung der Füllungsrän-der direkt nach dem Legen der Füllung
- 2) Untersuchung nach thermischer Belastung
- 3) Untersuchung nach mechanischer Belastung



## **9) statistische Auswertung**

## 6 Material und Methode

### 6.1 Präparation der Kavitäten

Als Probenmaterial dienten 60 menschliche kariesfreie, extrahierte Weisheitszähne. Vor der Präparation wurden die Zähne mit einem Skalpell und Gummipolierern vorsichtig von Konkrementen und desmodontalen Geweberesten befreit und zum Schutz vor Austrocknung in einer 0,1 %-igen Thymollösung gelagert.

In jeden Zahn wurde eine birnenförmige Klasse-II-Kavität mit einem Diamanten von 100 µm Körnung (birnenförmig, 010) präpariert und mit einem Diamantfinierer von 25 µm Körnung (birnenförmig, 010, rot) finiert. Zervikal lagen die Kavitätenränder 1 mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze, die Tiefe der zervikalen Stufe betrug 1,2 mm, bucco-oral wies die Kavität im zervikalen Bereich eine Breite von 4 mm auf. Okklusal wurde eine Kavität von 2 mm Tiefe angelegt. Der okklusal-zervikale Abstand der Kavität variierte je nach Ausmaß der Krone (Abb. 1).

An den Zähnen der Versuchsreihen 4 bis 10 wurden die lateralen Schmelzränder mit einem Diamantfinierer von 25 µm Körnung auf einer Breite von 0,5 mm und in einem Winkel von 45° angeschrägt. An den Zähnen der Versuchsreihen 1 bis 3 wurde keine Ansträgung vorgenommen.

Vor dem Legen der Füllung wurden die Zähne mindestens 24 Stunden in Wasser aufbewahrt.

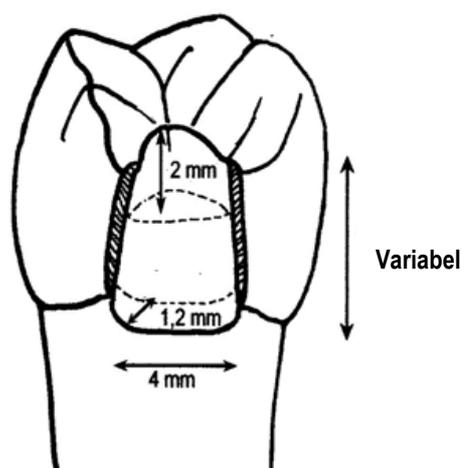


Abb.1: Schematische Darstellung der Kavitätenpräparation

## 6.2 Legen der Füllungen

Nach der Präparation wurden die Zähne konditioniert. Je nach verwendetem Material und Versuchsreihe wurden hierfür unterschiedliche Konditionierer eingesetzt und nach Herstellerangaben angewandt.

Die Füllungen wurden frei in der Hand ohne Matrize modelliert.

Der Zement, der in den ersten 3 Versuchsreihen Verwendung fand, wurde mit ausreichend Überschuss in die Kavitäten eingebracht. Nach 6 Minuten Aushärtezeit mussten die Zähne zum Schutz vor Austrocknung sofort für weitere 24 Stunden in Wasser gelagert werden, bevor die Füllungen mit einem Gummipolierer ausgearbeitet werden konnten.

Die Kompositfüllungen der Versuchsreihen 4-10 wurden nach Auftragen eines Dentinadhäsivs in Inkrementtechnik mit Einzelschichtstärken von 1,5 – 2 mm gelegt. Hierfür wurden die ersten zwei Schichten horizontal in den approximalen Kasten und auf den Kavitätenboden eingebracht. Darüber folgten Schichten in schräg-vertikaler Richtung. Jede Schicht wurde mit einer Polymerisationslampe (Astralis 9, Ivoclar Vivadent, Schaan/Liechtenstein) bei möglichst geringem Abstand der Lichtquelle zur Kompositschicht ausgehärtet. Die Aushärtezeit variierte je nach verwendetem Restaurationsmaterial. Im Anschluss erfolgte die Ausarbeitung der Füllungen, indem zunächst Überschüsse mit feinkörnigen Diamanten entfernt wurden und anschließend die Oberfläche mit Gummipolierern (Diacomp II Polierset Komposit, Komet/Gebr. Brasseler, Lemgo/Germany) und aluminiumoxidbeschichteten flexiblen Scheibchen in drei verschiedenen Körnungsgrößen (Sof-Lex, 3M ESPE AG, Seefeld/Germany) poliert wurde.

Um Verwechslungen auszuschließen, wurden die Füllungen zum Schluss mit einem Diamanten innerhalb des Füllungsbereichs fortlaufend mit Nummern versehen.

Tabelle 3 zeigt die verwendeten Konditionierer, Adhäsivsysteme und Füllungsmaterialien.

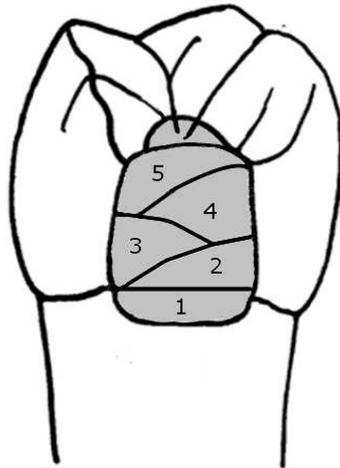


Abb.2: Schematische Darstellung der Inkremententechnik

Tab.3: Verwendete Materialien

Versuchsreihe	Restaurationsmaterial	Adhäsiv	Konditionierung	Art des Materials	Hersteller
1 (Nr.1-6)	„0“ Exp. Filling Cement		Self-etch ("0" Exp. Conditioner)	GIZ	S&C Polymer GmbH, Elmshorn/ Germany
2 (Nr.7-12)	„0“ Exp. Filling Cement + Heliobond (Ivoclar Vivadent AG, Schaan/ Liechtenstein) (Versiegelung)		Self-etch ("0" Exp. Conditioner)	GIZ	S&C Polymer GmbH, Elmshorn/ Germany
3 (Nr.13-18)	„0“ Exp. Filling Cement		Self-etch (Resulcin AquaPrime, Merz Dental, Lütjenburg/Germany)	GIZ	S&C Polymer GmbH, Elmshorn/ Germany

4 (Nr.19-24)	Filtek Silorane	Silorane Systeme Adhesive	Self-etch (two-step)	Siloran	3M Espe AG, Seefeld/ Germany
5 (Nr.25-30)	Exp. Ormocer	Admira Bond	Total-etch Phosphorsäure 37,5% (Gel etchant KerrHawe, Schweiz)	Ormocer	Voco, Cuxhaven/ Germany
6 (Nr.31-36)	Grandio	Solobond M	Total-etch Phosphorsäure 37,5% (Gel etchant KerrHawe, Schweiz)	Nanohybrid- komposit	Voco, Cuxhaven/ Germany
7 (Nr.37-42)	Exp. Komposit	Solobond M	Total-etch Phosphorsäure 37,5% (Gel etchant KerrHawe Schweiz)	Komposit	Voco, Cuxhaven/ Germany
8 (Nr.43-48)	Clearfil Majesty Posterior	Clearfil SE Bond	Self-etch (two-step)	Nanohybrid- komposit	Kuraray, Osaka/ Japan
9 (Nr.49-54)	Clearfil Majesty Posterior	Clearfil Protect Bond	Self-etch (two-step)	Nanohybrid- komposit	Kuraray, Osaka/ Japan
10 (Nr.55-60)	Clearfil Majesty Posterior	Clearfil S3 Bond	Self-etch (All-in-one)	Nanohybrid- komposit	Kuraray, Osaka/ Japan

## 6.3 Anwendung der Restaurationsmaterialien

### 6.3.1 „0“ Exp. Filling Cement

Bei diesem Material handelt es sich um einen experimentellen Glasionomercement, der nach Herstellerangaben eine geringe Polymerisationsschrumpfung aufweist.

Der Zement wurde in drei Versuchsreihen mit unterschiedlichen Konditionierern untersucht.

#### “0“ Exp. Filling Cement in Kombination mit dem dazu gelieferten Konditionierer „0“ Exp. Conditioner:

„0“ Exp. Conditioner:

- 20 s Konditionierer mit einem Pinsel einmassieren
- mit Wasserspray Konditionierer gründlich entfernen
- Kavität mit Luftstrom antrocknen ohne sie zu übertrocknen

„0“ Exp. Filling Cement:

- Kapsel schütteln um Pulver zu lockern
- nach Aktivierung Kapsel 15 s bei 4300 Schwingungen/min in RotoMix (3M Espe, Seefeld/Germany) geben
- GIZ mit Überschuss in die Kavität einbringen
- nach 6 min Aushärtezeit den gefüllten Zahn für 24 Std. in Wasser lagern

#### „0“ Filling Cement mit „0“ Exp. Conditioner und Heliobond als Versiegler:

“0” Exp. Conditioner: Anwendung s. oben

„0“Exp. Filling Cement: Anwendung s. oben

Heliobond:

- dünne Schicht auf den ausgehärteten GIZ auftragen
- 20 s mit einer Polymerisationslampe aushärten

### **„0“ Filling Cement in Kombination mit Resulcin als Konditionierer**

- Resulcin, AquaPrime: - Mischung von AquaPrime und Aqua conservans im  
Verhältnis 1:1  
- 20 s einmassieren, verblasen

„0“ Filling Cement: Anwendung s. oben

### **6.3.2 Filtek Silorane**

Das Material enthält anstelle der üblichen Methacrylate ein Siloran als Monomer, das aus einem Siloxan und einem Oxiranring (Epoxid) aufgebaut ist.

Durch die Ringöffnung des Oxirans während der Polymerisation ist es nach Herstellerangaben möglich, die Polymerisationsschrumpfung unterhalb von 1% zu halten.

Der Fülleranteil liegt bei 76 %, der Matrixanteil bei 23 %.

Für eine ausreichende Haftung des hydrophoben Silorans an der Zahnhartsubstanz ist ein spezielles Adhäsiv nötig, das sich aus einem ultramilden, selbstätzenden Primer und einem Adhäsiv zusammensetzt.

Bereits der Primer muss lichtgehärtet werden, da er hydrophile Methacrylate enthält, die einer guten Benetzung der Zahnhartsubstanz dienen. Die hydrophoben Methacrylate, die dem Adhäsiv zugefügt sind, sollen zum einen die Kavität versiegeln und so vor Wassereinstrom schützen, zum anderen sorgen sie für eine Verbindung der hydrophilen Zahnhartsubstanz mit der hydrophoben Siloranmatrix. Der Verbund zwischen den Methacrylaten des Adhäsivs und den Siloranmonomeren erfolgt über spezielle Hybridmonomere, die im Adhäsiv enthalten sind (3M ESPE, Studienbroschüre 2008).

- SSA-Primer: - Primer 15 s mit Einmalapplikator einmassieren  
- gleichmäßig verblasen  
- 10 s auspolymerisieren

- SSA-Bond: - Bond mit Einmalapplikator in die Kavität einbringen  
- mit Luftstrom verblasen  
- 10 s auspolymerisieren

- Filtek Silorane: - Material in Inkrementtechnik in die Kavität einbringen  
- jede Schicht 40 s lichthärten

### **6.3.3 ExperimentellesOrmocer (V37877)**

Das experimentelle Ormocer befindet sich noch in der Testphase, sodass eine Aussage über seine Zusammensetzung nicht möglich ist.

Ormocere enthalten dreidimensional vernetzte anorganisch-organische Verbundpolymere, in deren Matrix Füllstoffe inkorporiert sind.

Aufgrund ihrer bereits auspolymerisierten Polymere mit hohem Molekulargewicht, weisen sie eine geringe Tendenz zur Schrumpfung auf.

Die Kavität wurde vor dem Auftragen des Ormocers mit der Zwei-Schritt-Total-Etch-Technik vorbehandelt.

Hierbei wurden 37,5%-ige Phosphorsäure als Konditionierer und Admira Bond (Primer und Bonding Agent in einer Flasche) als Adhäsiv verwendet.

Anwendung:

- Phosphorsäuregel 37,5%: - Gel 30 s auf Schmelz und 15 s auf Dentin einwirken lassen  
- Gel 60 s lang mit Wasserspray absprühen  
- Kavität trocken blasen

- Admira Bond: - Material 30 s auf Schmelz und Dentin auftragen  
- vorsichtig verblasen  
- 20 s lichthärten

- Exp. Ormocer: - Material in Inkrementtechnik in die Kavität einbringen  
- jedes Inkrement 40 s lichthärten

### 6.3.4 Grandio

Hierbei handelt es sich um ein lichthärtendes Nano-Hybrid\_Komposit mit 87 Gew.-% an anorganischen Füllstoffen in einer Methacrylatmatrix aus Bis-GMA und TEGDMA. Neben Nanopartikeln mit Größen im Nanometerbereich enthält das Material zusätzlich fein gemahlene Glaskeramik im Mikrometerbereich. Dies führt zu einer Volumenschrumpfung von 1,57 Vol%.

Anwendung:

Phosphorsäuregel 37,5%: - 30 s Schmelz anätzen

- 15 s Dentin anätzen
- 60 s das Gel mit Wasserspray absprühen
- Kavität vorsichtig trocken blasen

Solobond M:

- Material in die Kavität einbringen, 30 s einwirken lassen
- mit Luftstrom verblasen
- 20 s auspolymerisieren

Grandio:

- Material in Inkrementtechnik in die Kavität einbringen
- jedes Inkrement 40 s auspolymerisieren

### 6.3.5 Experimentelles Komposit (V37934)

Es handelt sich hier um ein Material in der Testphase, dessen Zusammensetzung unbekannt ist.

Als vorbereitende Maßnahme vor dem Legen der Füllung wurde die 2-Schritt-Total-Etch-Technik mit Phosphorsäure 37,5% (Konditionierer) und Solobond M (Adhäsiv) angewandt.

Solobond M ist ein Adhäsiv, das Primer und Bonding Agent kombiniert in einer Flasche enthält.

Anwendung:

Phosphorsäuregel 37,5%: - 30 s Schmelz anätzen

- 15 s Dentin anätzen

- 60 s Gel mit Wasserspray entfernen

- Kavität vorsichtig trocken blasen

Solobond M:

- Material 30 s auf Schmelz und Dentin einwirken lassen

- vorsichtig verblasen

- 20 s auspolymerisieren

Exp. Komposit:

- Material in Inkrementtechnik in die Kavität einbringen

- 40 s auspolymerisieren

### **6.3.6 Clearfil Majesty Posterior**

Es handelt sich bei diesem Material um ein Nanohybrid-Komposit, dessen Füllkörper mit einer neuartigen Oberfläche versehen sind. Zusätzlich zu Füllkörpern aus gemahlener Glaskeramik mit einer Größe von 1,5 µm sind der Matrix fein verteilte Nanometerpartikel mit einer Größe von 20 nm zugesetzt, sodass ein Füllstoffgehalt von 92 Gew.-% erreicht werden kann. Das Material erreicht so eine geringe Polymerisationsschrumpfung von 1,5 Vol%.

Das Komposit wurde in dieser Studie in Kombination mit drei verschiedenen Adhäsiven untersucht:

#### **Clearfil Majesty Posterior in Kombination mit Clearfil SE Bond:**

Das Adhäsivsystem besteht aus einem selbstätzenden Primer und einem Bonding-Material.

Anwendung:

Clearfil SE Bond (Primer): - Primer mit Einmalapplikator 20 s in die Kavität

einmassieren

- Material mit leichtem Luftstrom verblasen

Clearfil SE Bond (Adhäsiv): - Bond mit Einmalapplikator gleichmäßig in die Kavität einbringen  
- mit leichtem Luftstrom verblasen  
- 10 s auspolymerisieren

Clear Majesty Posterior: - Komposit in Inkrementtechnik in die Kavität einbringen  
- jede Schicht 20 s auspolymerisieren

**Clearfil Majesty Posterior in Kombination mit Clearfil Protect Bond:**

Das Adhäsivsystem besteht aus einem selbstätzenden Primer und einem Bonding-Material, das durch die Verwendung eines speziellen Monomers, MDPB, eine antibakterielle Wirkung entfaltet.

Anwendung:

Clearfil Protect Bond (Primer): - Primer 20 s mit Einmalapplikator in die Kavität einmassieren  
- mit leichtem Luftstrom verblasen

Clearfil Protect Bond (Adhäsiv): - Material mit Einmalapplikator in die Kavität einbringen  
- 10 s auspolymerisieren

Clearfil Majesty Posterior: - Material in Inkrementtechnik in die Kavität einbringen  
- jede Schicht 20 s auspolymerisieren

### **Clearfil Majesty Posterior in Kombination mit Clearfil S<sup>3</sup> Bond:**

Bei dem Material Clearfil S<sup>3</sup> Bond handelt es sich um ein All-in-one-Adhäsiv, bei dem Konditionieren, Primern und Bonden in einem Schritt möglich sind.

Anwendung:

Clearfil S<sup>3</sup> Bond: - Material 20 s in die Kavität einmassieren  
- ca. 5 s mit stärkerem Luftstrom verblasen  
- 10 s auspolymerisieren

Clearfil Majesty: - Material in Inkrementtechnik in die Kavität einbringen  
- jede Schicht 20 s auspolymerisieren

## **6.4 Herstellung der Replikamodelle**

Replikamodelle sind spezielle Modelle aus einem Epoxidharz, die der Untersuchung der Füllungen im Rasterelektronenmikroskop dienen.

Für ihre Herstellung müssen die Zähne zunächst abgeformt werden. Hierzu wurde ein dünnfließendes A-Silikon (President light body – Coltène/Whaledent GmbH und Co. KG, Langenau/Germany) verwendet.

Nach 24 Stunden konnte die Abformung mit einem Epoxidharz (Stycast – Emerson & Cuming, Westerlo/Belgium) ausgegossen werden. Hierfür wurden die zwei Komponenten (Part A und Part B) im Verhältnis 10g (Part A) zu 2,8g (Part B) gründlich vermischt. Das Material härtet innerhalb von 8 Stunden bei Raumtemperatur aus und ist nach 16 Stunden vollständig auspolymerisiert.

Die ausgehärteten Epoxidharzmodelle wurden anschließend mittels Leit-C nach Göcke, einem Karbonkleber (PLANO GmbH, Wetzlar/Germany), auf REM-taugliche Probesteller aus Aluminium (Specimen Stubs, Agar Scientific Ltd., Essex/UK) fixiert, wodurch die Leitfähigkeit über Silber hergestellt werden konnte.

Zum Abschluss wurden die Probekörper mit einer dünnen Platinschicht besputtert (Sputter Coater SC 7640, Polaron Equipment Ltd-Quorum technologies, Newhaven/UK).

## 6.5 Mechanisch-thermischer Belastungstest der Proben

Um eine natürliche Alterung der gefüllten Zähne zu simulieren, wurden sie einer thermisch-mechanischen Belastung ausgesetzt.

Zunächst wurden die Proben thermisch belastet. Hierfür wurden sie bei 2500 Zyklen abwechselnd je eine Minute in ein 5°C und eine Minute in ein 55°C temperiertes Bad getaucht (Willytec Themocycler V. 2.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham/Germany).

Im Anschluss wurden die Zähne mit dem A-Silikon President light body (Coltène/Whaledent GmbH und Co. KG, Langenau/Germany) abgeformt und die Abformungen mit Stycast (Emerson & Cuming, Westerlo/Belgium) ausgegossen.

Anschließend erfolgte die mechanische Belastung der Zähne im Kausimulator (Kausimulator CS-4.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham/Germany).

Die Zähne mussten hierfür mit Paladur (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau/Germany) in speziell für das Gerät vorgesehene Probenhalter eingebettet werden.

Alle Proben wurden mit einem Metall-Antagonisten 100.000 Mal mit einer Kraft von 50 N belastet. Die okklusalen Kontaktpunkte des Antagonisten lagen hierbei ausschließlich im Bereich der Füllung.

Auch hier wurde im Anschluss wieder eine Abformung der Probenkörper mit President Light body (Coltène/Whaledent GmbH und Co. KG, Langenau/Germany) vorgenommen und Replikamodelle wurden hergestellt (Stycast – Emerson & Cuming, Westerlo/Belgium).



Abb. 3: Willytec Themocycler V. 2.8, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham/Germany



Abb. 4: Kausimulator CS-4.8, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham/Germany

## 6.6 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Füllungs- ränder

Der approximale Füllungsrand wurde für Schmelz und Dentin getrennt in 200 µm-Schritten und bei 200facher Vergrößerung im Rasterelektronenmikroskop (Quanta 200 HV, Fei Company, Eindhoven/Netherlands) untersucht.

Jede Füllung konnte durch Verwendung der Replikatechnik direkt nach dem Legen der Füllung sowie nach thermischer und mechanischer Belastung analysiert werden.

Folgende Kriterien wurden dabei berücksichtigt:

„Perfekter Randschluss“: kontinuierlicher Übergang von Restaurationsmaterial zur Zahnhartsubstanz

„Marginale Imperfektion“: nicht kontinuierlicher, aber spaltfreier Übergang von Restaurationsmaterial zur Zahnhartsubstanz

„Randspalt“: Kontinuitätsunterbrechung zwischen Zahn und Restaurationsmaterial

„Überhänge“: Restaurationsmaterial bedeckt die Zahnhartsubstanz über den Kavitätenrand hinaus

Die verschiedenen Randqualitäten wurden ausgemessen und prozentual zur Gesamtlänge des schmelz- bzw. dentinbegrenzten approximalen Kavitätenrandes ins Verhältnis gesetzt.

Insgesamt wurden 11 Zähne unterschiedlicher Versuchsreihen nach der mechanischen Belastung nochmals poliert und im Rasterelektronenmikroskop untersucht. Grund war die Demaskierung von rein im Dentin gelegenen Füllungsüberhängen, die vor und nach der thermischen Belastung noch nicht zu erkennen waren.

## **6.7 Statistische Auswertung**

Die erfassten Datensätze wurden mit Hilfe des Programms SPSS Statistics 18.0 für Windows (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) analysiert.

Die statistische Auswertung erfolgte mittels oneway-ANOVA mit Bonferroni-Korrektur, wenn notwendig. Die Daten wurden als Mittelwerte mit Standardabweichung dargestellt. Dabei wurde ein  $p < 0,05$  als signifikanter Unterschied angenommen.

# 7 Ergebnisse

## 7.1 Rasterelektronenmikroskopische Füllungsrandanalyse

Die rasterelektronenmikroskopische Analyse erfolgte getrennt nach schmelz- und dentinbegrenzten Füllungsändern, jeweils direkt nach dem Legen der Füllungen sowie nach thermischer und mechanischer Belastung.

Die GIZ-Füllungen werden aufgrund der schlechten Vergleichbarkeit mit den Kompositen in einem gesonderten Abschnitt aufgeführt.

### 7.1.1 Füllungsrandanalyse der Kompositmaterialien

#### 7.1.1.1 Füllungsrandanalyse im schmelzbegrenzten Bereich der approximalen Restaurationsränder

Die nachfolgenden Abbildungen 5 (vor Belastung), Abbildung 6 (nach thermischer Belastung) und Abbildung 7 (nach mechanischer Belastung) zeigen die prozentuale Verteilung der untersuchten Kriterien (perfekter Randschluss, Randspalt und marginale Imperfektion) für alle Komposite im Vergleich.

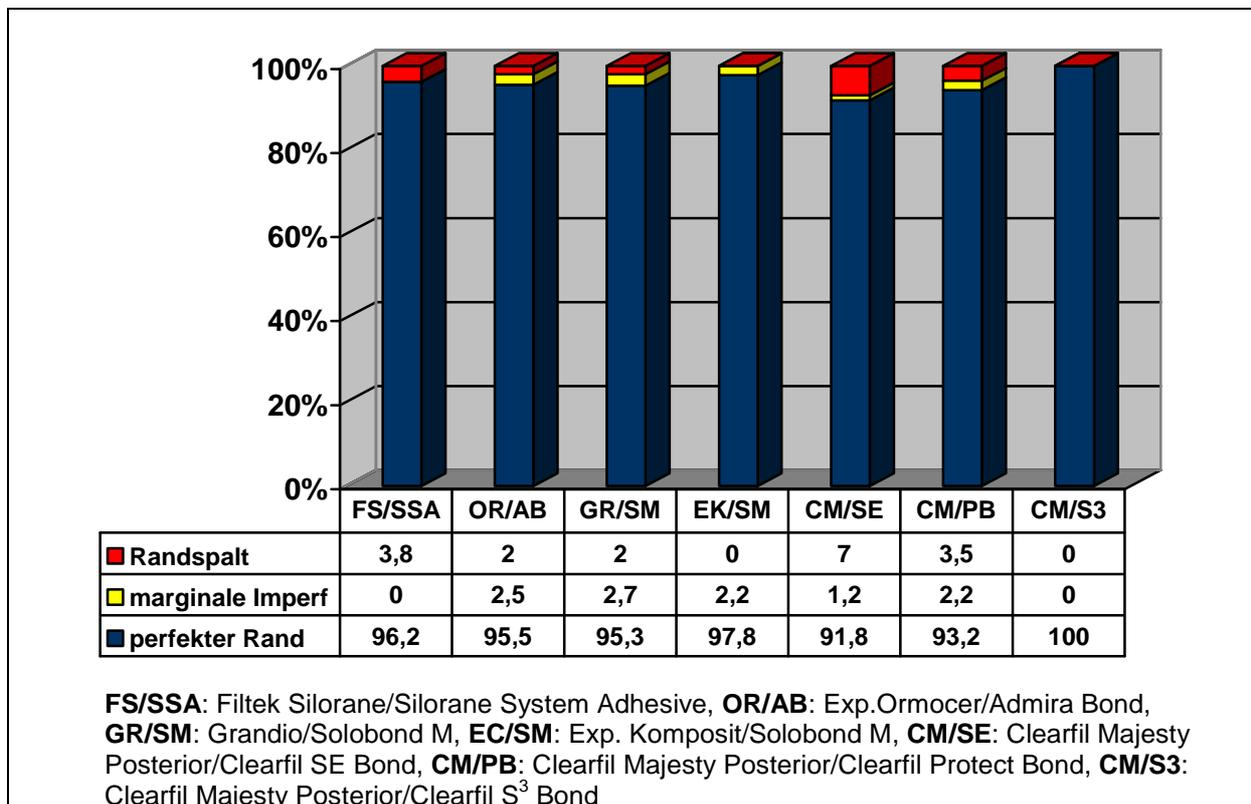


Abb. 5: Randschluss im Schmelzbereich direkt nach dem Legen der Füllungen

Aus Abbildung 5 ist zu erkennen, dass alle untersuchten Komposite direkt nach dem Legen der Füllungen einen sehr guten Randschluss im Schmelzbereich aufwiesen. Die Anteile an perfektem Randschluss lagen bei allen Kompositen über 90%. (Filtek Silorane (Gruppe 4): 96,2%, experimentellesOrmocer (V37877) (Gruppe 5): 95,5%, Grandio (Gruppe 6): 95,3%, experimentelles Komposit (V37934) (Gruppe 7): 97,8%, Clearfil Majesty posterior mit Clearfil SE-Bond (Gruppe 8): 91,8%, Clearfil Majesty Posterior mit Clearfil Protect Bond (Gruppe 9): 93,2%). Das Nanohybridkomposit Clearfil Majesty Posterior konnte in Kombination mit dem All-in-one-Adhäsiv Clearfil S<sup>3</sup> Bond (Gruppe 10) sogar einen Anteil von 100% erreichen. Entsprechend nahm der prozentuale Anteil an vorgefundenen Randspalten mit einem Maximalwert von 7% für Gruppe 8 einen sehr geringen Wert ein. Nach thermischer Belastung, in Abbildung 6 dargestellt, kam es für alle Materialien zu einer leichten Abnahme des Prozentanteils an perfekten Füllungsrändern. Versuchsgruppe 4 wies hier mit einem Anteil von 69% an perfekten Rändern und 23,5% an Randspalten die schlechtesten Ergebnisse auf. Versuchsgruppe 7 konnte nach wie vor keine Randspalten im Schmelzbereich aufweisen; lediglich der Anteil an marginalen Imperfektionen hatte sich minimal auf 10,8% gesteigert, sodass insgesamt immer noch ein hoher Anteil an perfektem Randschluss (89%) vorzufinden war. Ähnliche Werte ergaben die Versuchsgruppen 10 (88,7% an perfektem Randschluss) und 5 (89,8% an perfektem Randschluss).

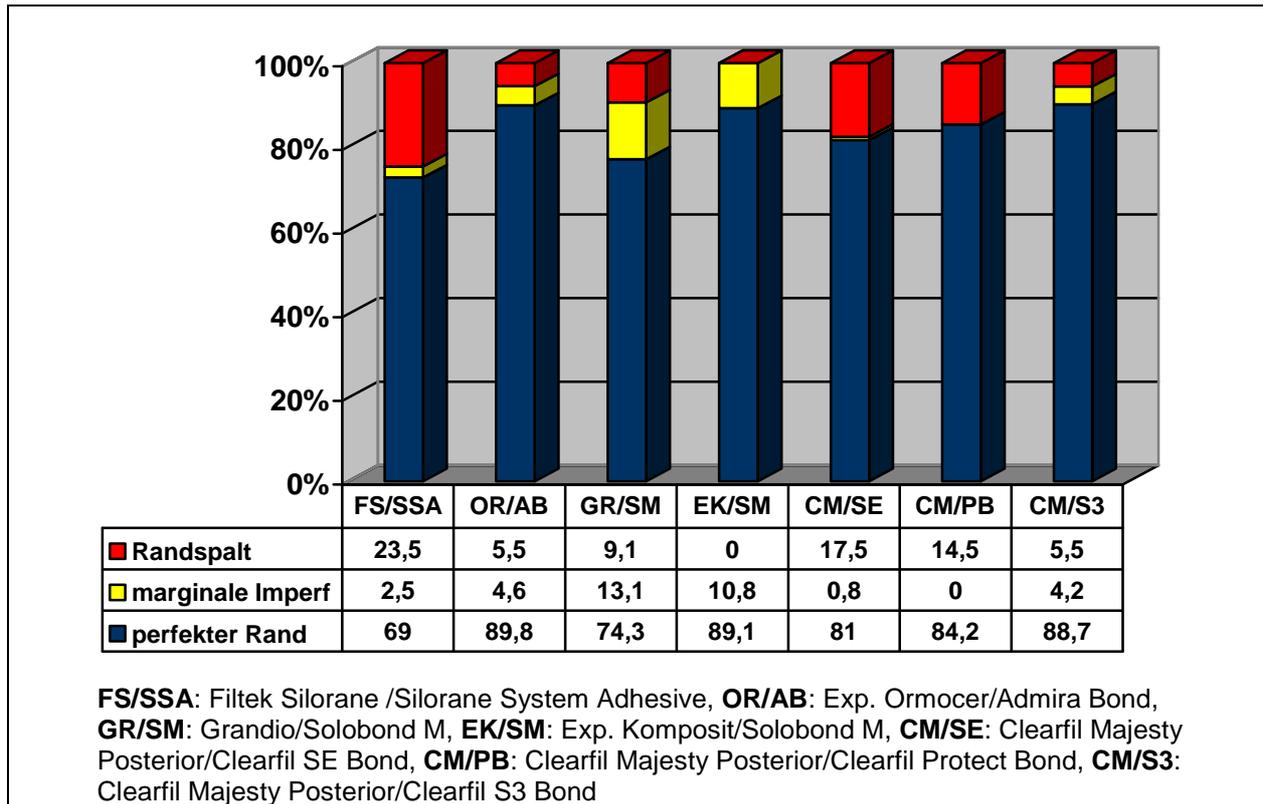


Abb. 6: Randschluss im Schmelzbereich nach thermischer Belastung der Proben

In Abbildung 7 sind die Randschlussverhältnisse der Proben nach der mechanischen Belastung im Kausimulator aufgeführt. Die besten Ergebnisse wiesen, wie schon nach der thermischen Wechselbelastung, die Versuchsgruppen 5 und 7 auf. Ihr Anteil an Randspalten belief sich auf lediglich 8,1% bzw 7,0%. Das Nanohybridkomposit Grandio (Gruppe 6) wies ebenso nur 8% an Randspalten auf, die Anteile an perfektem Randschluss lagen lediglich aufgrund des etwas stärkeren Prozentsatzes an marginalen Imperfektionen unter denen der zwei zuvor genannten Materialien. Die deutlichste Verschlechterung gab es in Versuchsgruppe 9, die eine Zunahme des Randspaltenanteils auf 39% aufwies. Auch die Gruppen 8 (68,5%) und 10 (72,8%) zeigten eine Abnahme des Anteils an perfekten Randschlüssen.

Die Randschlussverhältnisse des Komposits Filtek Silorane (Gruppe 4) blieben mit 67,5% an perfekten Füllungsändern im Vergleich zur thermischen Belastung nahezu unverändert.

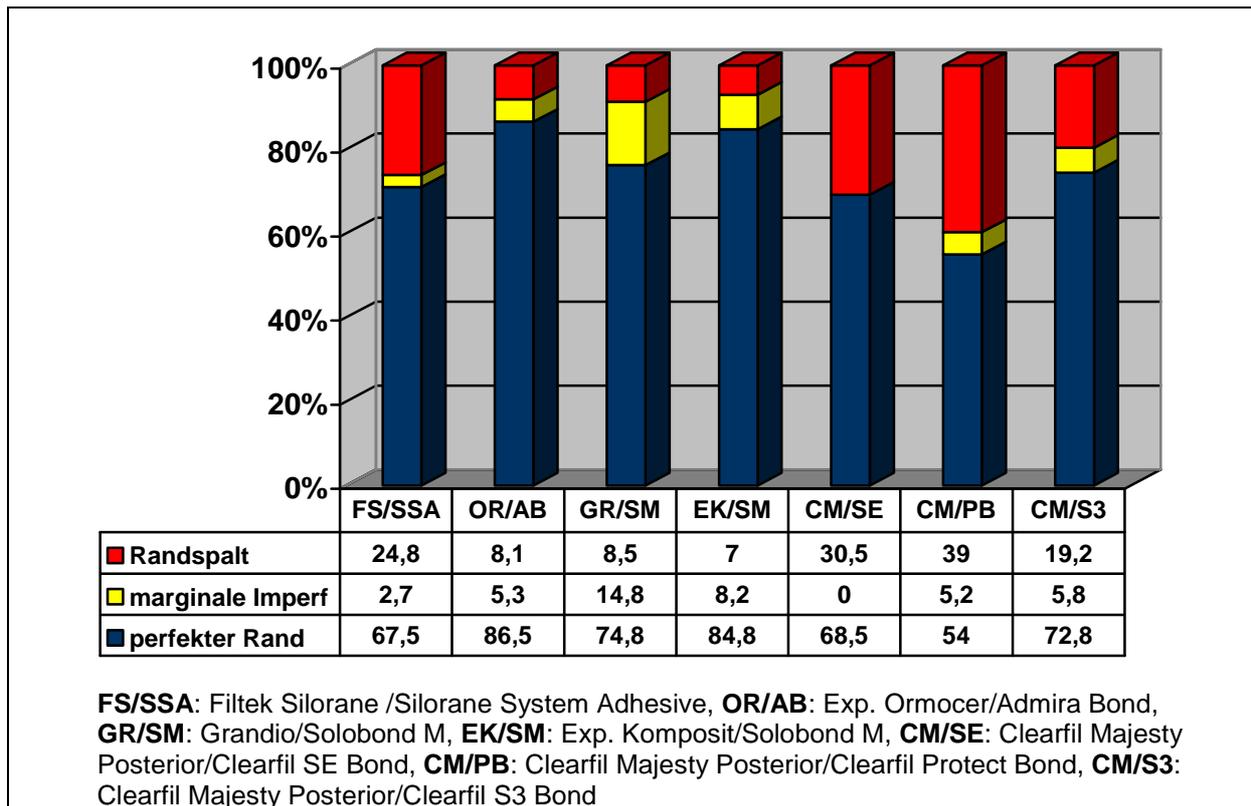


Abb. 7: Randschluss im Schmelzbereich nach mechanischer Belastung der Proben

Die nachfolgend aufgeführten REM-Aufnahmen dienen der Veranschaulichung der zuvor aufgezeigten Ergebnisse:

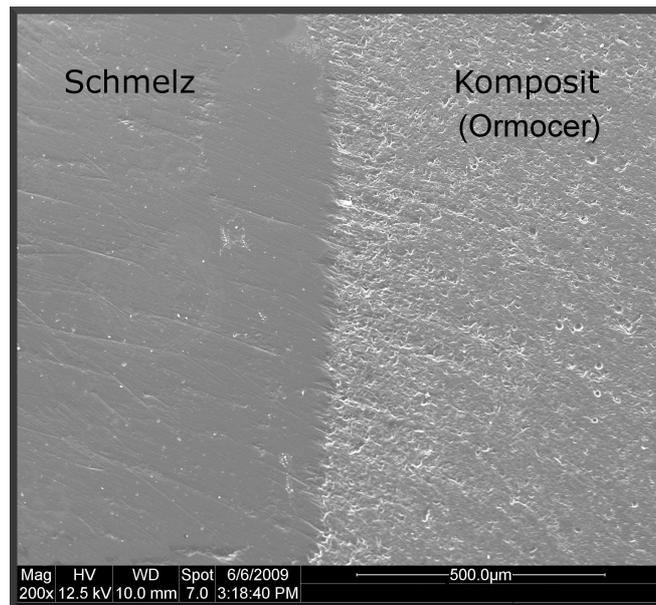


Abb. 8: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 5 (Exp.Ormocer (V37877)/Admira Bond) vor Belastung der Füllung: „Perfekter Rand“ zwischen Schmelz und Füllungsmaterial

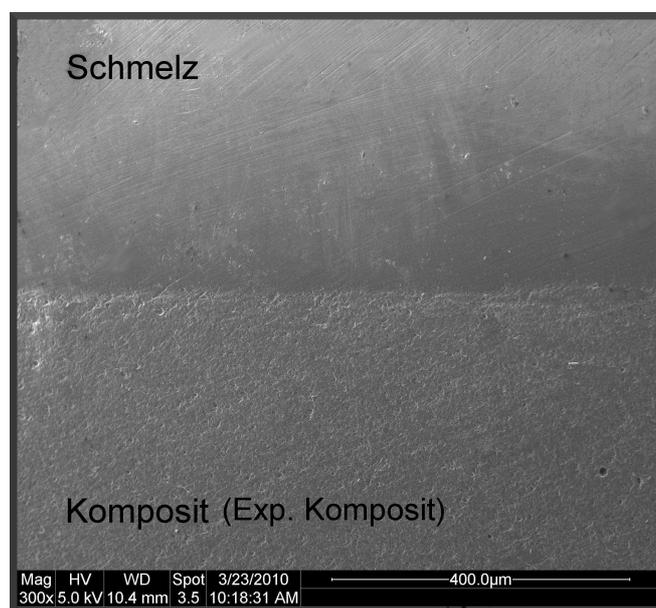


Abb. 9: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 7 (Exp.Komposit (V37934)/Solobond M) vor Belastung der Füllung: „Perfekter Rand“ zwischen Schmelz und Füllungsmaterial

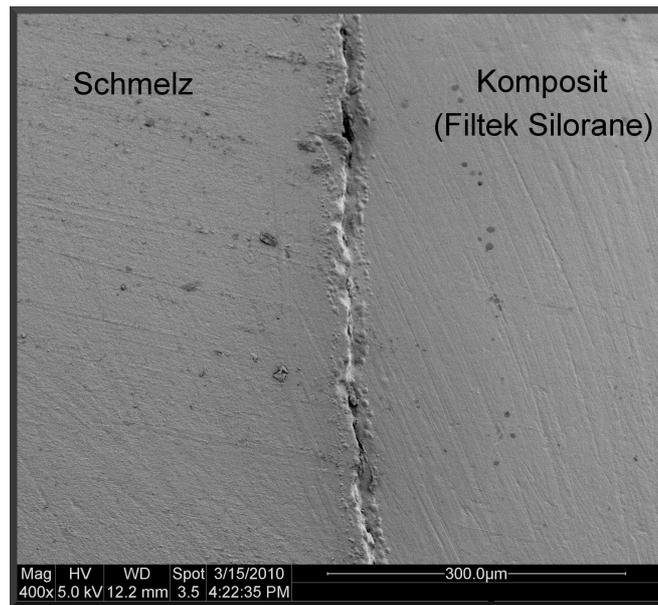


Abb. 10: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 4 (Filtek Silorane/SSA) nach thermischer Wechselbelastung: „Randspalt“ zwischen Schmelz und Füllungsmaterial

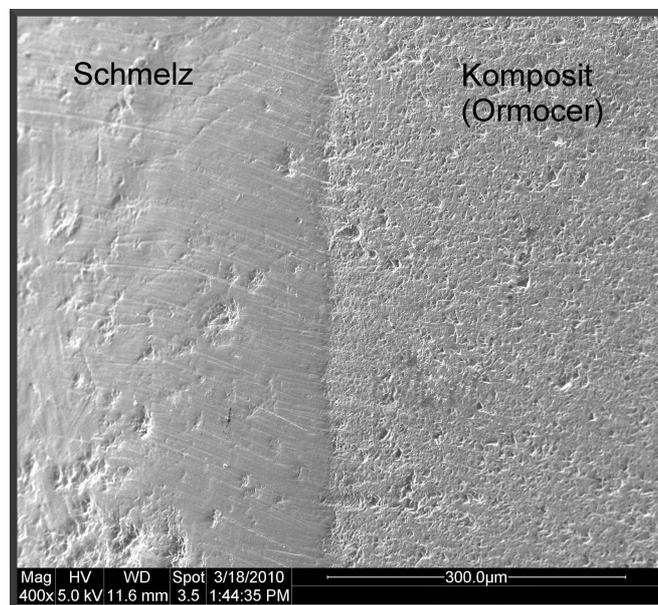


Abb. 11: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 5 (exp.Ormocer/Admira Bond) nach thermischer Wechselbelastung: „perfekter Randschluss“ zwischen Schmelz und Füllungsmaterial

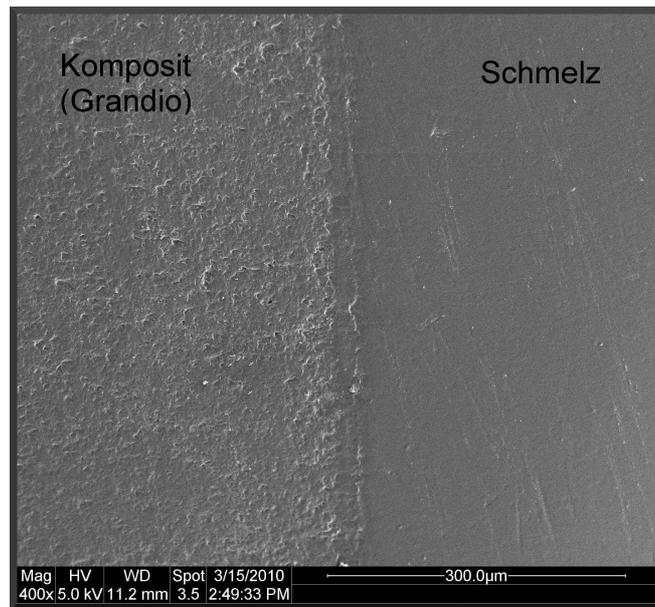


Abb. 12: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 6 (Grandio/Solobond M) nach mechanischer Belastung: „perfekter Randschluss“ zwischen Schmelz und Füllungsmaterial

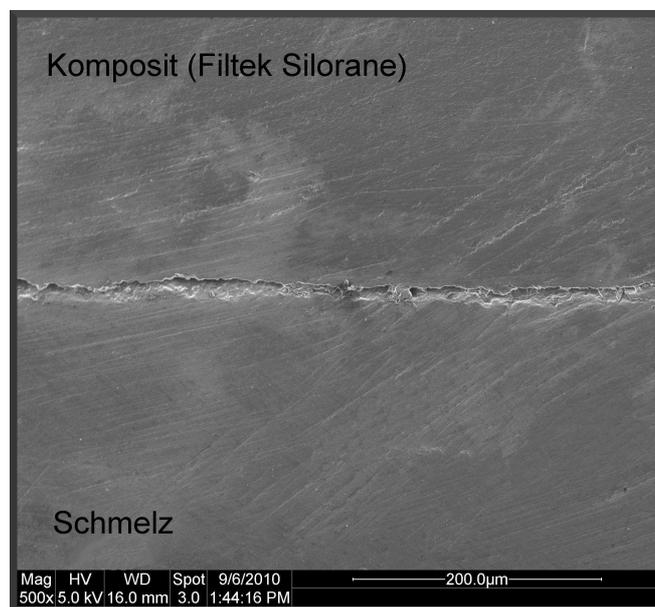


Abb. 13: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 4 (Filtek Silorane/SSA) nach mechanischer Belastung: „Randspalt“ zwischen Schmelz und Füllungsmaterial

### 7.1.1.2 Füllungsrandanalyse im dentinbegrenzten Bereich der approximalen Restaurationsränder

In den Abbildungen 14-16 sind die Ergebnisse der Randschlussverhältnisse im dentinbegrenzten Bereich der sieben untersuchten Komposite aufgezeigt.

Die Analyse erfolgte analog zur Untersuchung des Schmelzbereichs in drei Schritten: direkt nach dem Legen der Füllungen (Abb. 14), nach thermischer (Abb. 15) und nach mechanischer Belastung (Abb. 16).

Aufgrund der Demaskierung von Kompositüberhängen im Dentinbereich nach der mechanischen Belastung folgte nach einer erneuten Politur der 11 betroffenen Proben eine weitere Untersuchung der Füllungsränder. Die Ergebnisse der Analyse sind in Abbildung 17 dargestellt.

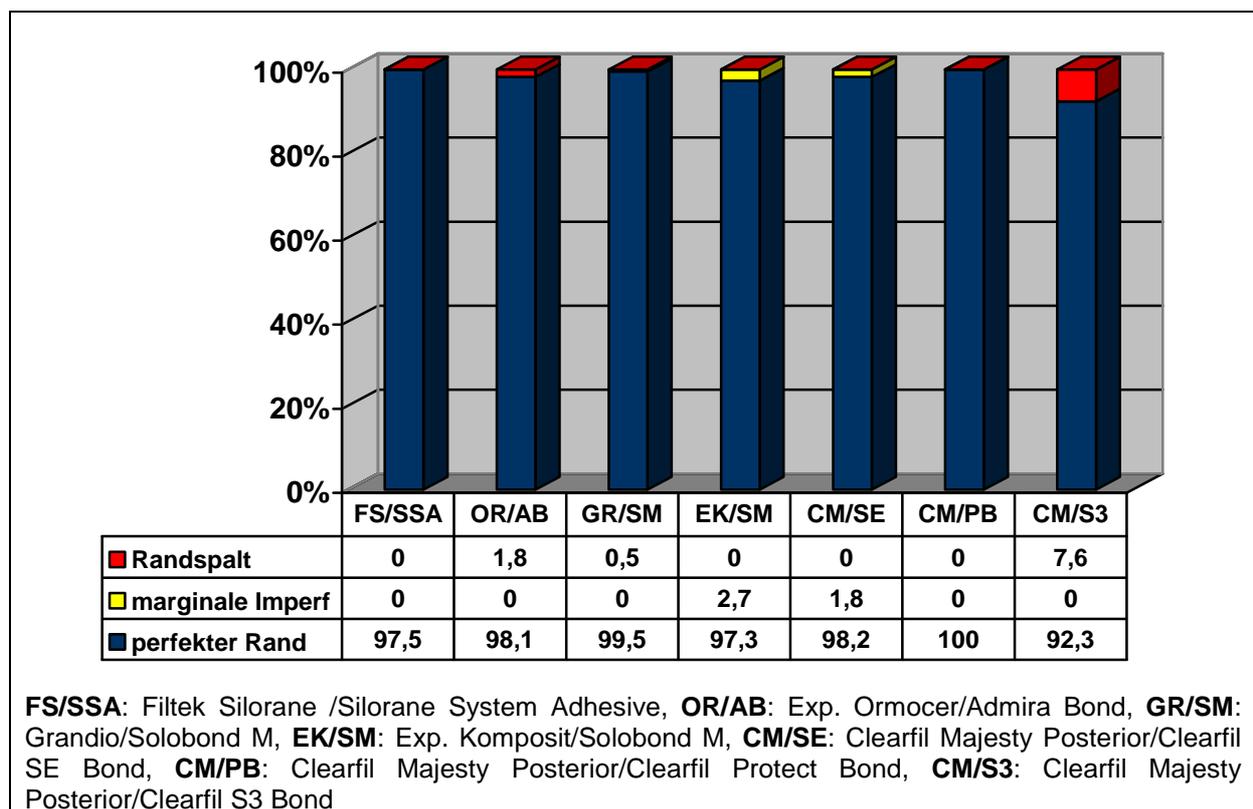


Abb. 14: Randschluss im Dentinbereich direkt nach dem Legen der Füllungen

Die in Abbildung 14 aufgeführten Ergebnisse entsprechen mit Werten von > 90% an perfekten Füllungsändern für alle untersuchten Komposite in etwa denen für die schmelzbegrenzten Kavitätenränder. Im Detailvergleich wiesen einige der Materialien im Dentinbereich sogar minimal bessere Werte auf (Gruppe 4: 96,8% (Schmelz) / 97,5% (Dentin), Gruppe 5: 95,5% (Schmelz) / 98,1% (Dentin), Gruppe 6: 95,3%

(Schmelz) / 99,5% (Dentin), Gruppe 8: 91,8% (Schmelz) / 98,2% (Dentin), Gruppe 9: 93,2% (Schmelz) / 100 % (Dentin). In Gruppe 7 konnten mit 97,8% an perfekten Rändern im Schmelzbereich und 97,3% im Dentinbereich gleich gute Ergebnisse erreicht werden. Lediglich in Versuchsgruppe 10 waren die Werte mit 92,3% an perfekten Rändern im Dentin ein wenig schlechter als im Schmelz.

Folglich spielten die entdeckten Randspalten mit einem Maximalwert von 7,6% für Versuchsgruppe 10 nur eine untergeordnete Rolle. Bei vier der untersuchten Komposite (Versuchsgruppen 4, 7, 8 und 9) waren sogar überhaupt keine Randspalten festzustellen.

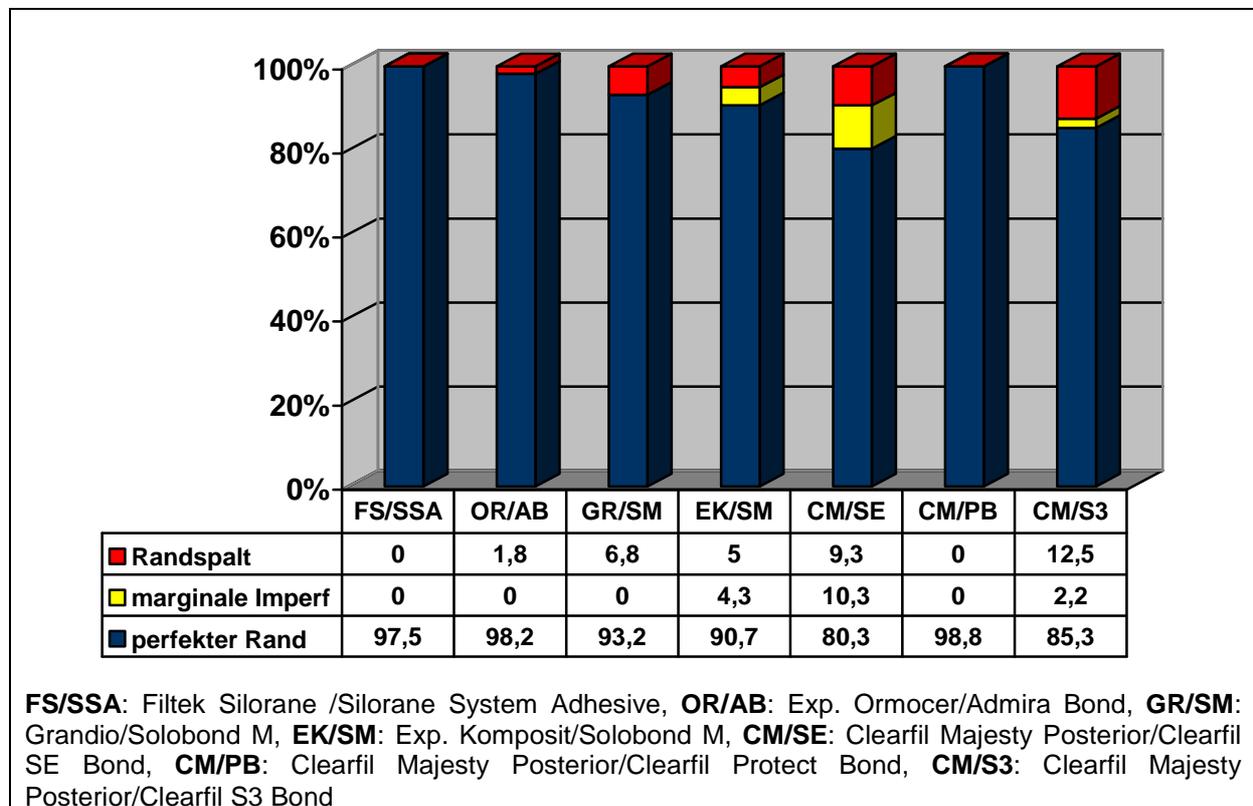


Abb 15: Randschluss im Dentinbereich nach thermischer Belastung der Proben

Nach thermischer Belastung waren, wie schon im Schmelzbereich, bei einigen Materialien leichte Verschlechterungen bezüglich des Randschlusses festzustellen. Die deutlichste Verschlechterung zeigte sich in Versuchsgruppe 8, wobei der Randschluss mit 80,3% immer noch als gut zu beurteilen war. Der höchste Anteil an Randspalten war mit 12,5% in Gruppe 10 festzustellen. Die restlichen Komposite konnten alle einen Anteil an perfekten Füllungsändern von über 90% aufweisen. Drei Materialien, nämlich Filtek Silorane, das experimentelle Ormocer und Clearfil

Majesty Posterior in Kombination mit Clearfil Protect Bond zeigten nach der thermischen Belastung keinen Unterschied zu vorher.

Somit waren auch nach der thermischen Belastung der Proben die Ergebnisse im Dentinbereich ein wenig besser als im Schmelzbereich. Dies zeigte sich am deutlichsten in Versuchsgruppe 4 (Schmelz: 69%, Dentin:97,5%).

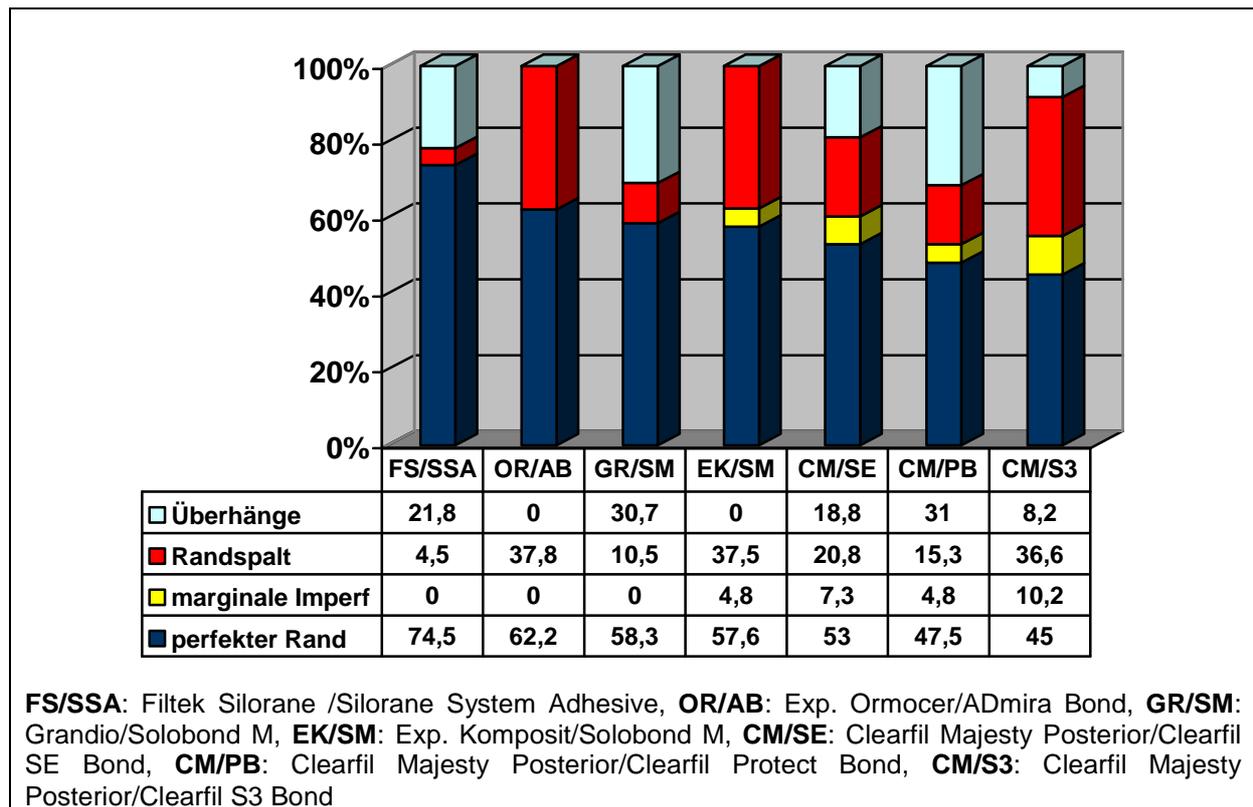


Abb. 16: Randschluss im Dentinbereich nach mechanischer Belastung der Proben

Das oben aufgeführte Diagramm (Abb. 16) stellt die Verteilung der verschiedenen Randkriterien im Dentinbereich nach der Belastung der Proben im Kausimulator dar. Auffällig sind hier die vermehrten Materialüberhänge, die erst durch die mechanische Belastung der Proben zum Vorschein kamen. Insgesamt handelte es sich um 11 Füllungen aus unterschiedlichen Versuchsreihen. Lediglich das experimentelle Ormocer (V37877) und das experimentelle Komposit (V37934) waren nicht davon betroffen.

Dieses Phänomen erklärt die relativ geringen Anteile an perfekten Randschlüssen, verglichen mit der vorherigen Untersuchung nach thermischer Belastung.

Um eine Aussage darüber zu erhalten, wie die Randschlussverhältnisse unter den demaskierten Überhängen aussehen, wurden die 11 Füllungen neu ausgearbeitet

und unter dem Auflichtmikroskop kontrolliert. Im Anschluss erfolgte nach Herstellung von Replikamodellen eine erneute rasterelektronenmikroskopische Untersuchung, deren Ergebnisse in Abb. 17 dargestellt sind.

Die erneute Analyse ergab, dass die Randschlussverhältnisse unter den Überhängen mit denen der übrigen Proben vergleichbar waren. Es konnten sowohl Randspalten als auch perfekte Füllungsänder gefunden werden, wobei der Anteil an perfekten Rändern überwog.

Wie aus dem Diagramm ersichtlich ist, zeigen die Versuchsgruppen 5 und 7 einen etwas höheren Prozentsatz an Randspalten als die restlichen Komposite.

Mit Abstand das beste Ergebnis wies mit 92,3% an perfekten Füllungsänder und nur 7,5% an Randspalten das Material Filtek Silorane (Gruppe 4) auf.

Auch Versuchsgruppe 6 schnitt mit einem Randspaltenanteil von 19,5% und dicht adaptierten, spaltfreien Randschlussverhältnissen von 75,8% gut ab.

Für alle restlichen Restaurationsmaterialien lagen die Anteile an perfekten Randschlüssen unter 70%. Den höchsten Prozentsatz an Randspalten wiesen die Versuchsgruppen 5 (37,8%) und 7 (37,5%) auf.

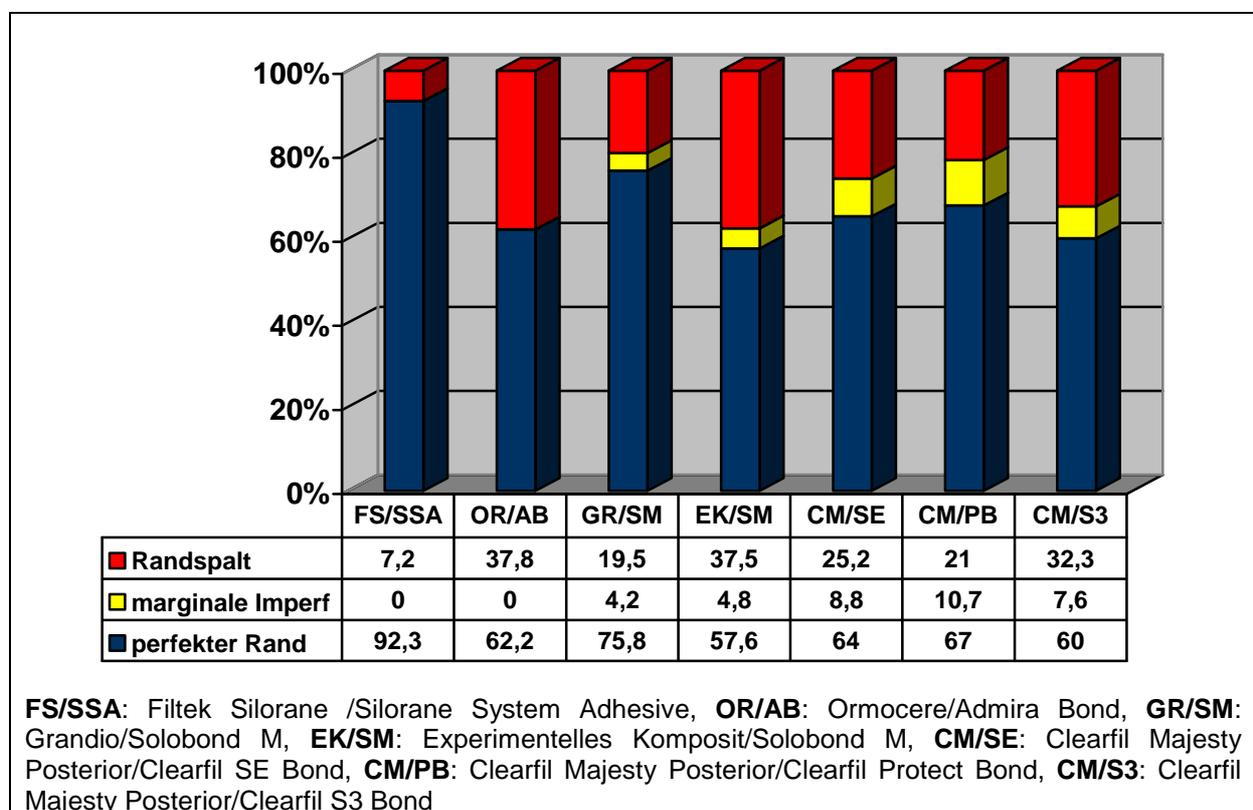


Abb. 17: Randschluss im Dentinbereich nach mechanischer Belastung und erneuter Politur einiger Zähne

Die nachfolgenden REM-Aufnahmen dienen der Veranschaulichung der oben aufgeführten Ergebnisse:

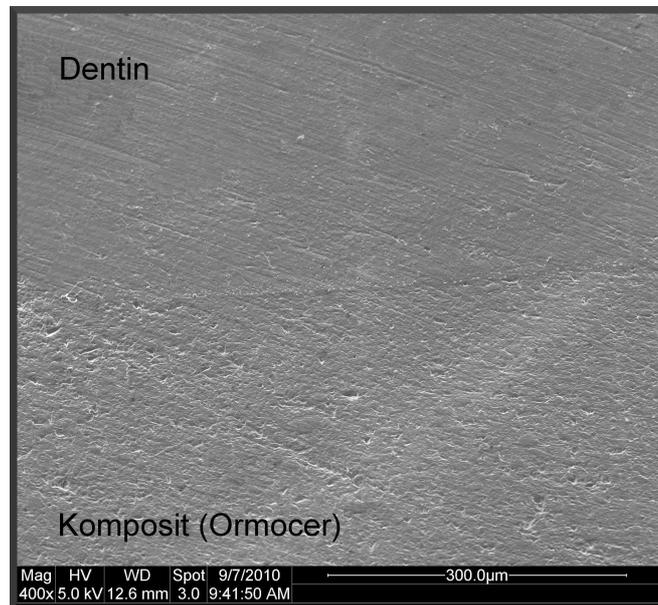


Abb. 18: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsguppe 5 (Exp.Ormocer (V37877)/Admira Bond) vor Belastung der Füllung: „perfekter Randschluss“ zwischen Dentin und Füllungsmaterial

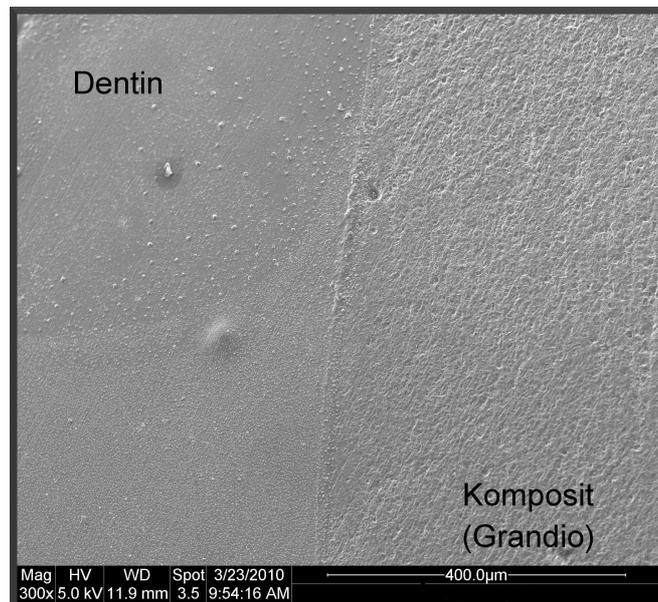


Abb. 19: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsguppe 6 (Grandio/Solobond M) vor Belastung der Füllung: „perfekter Randschluss“ zwischen Dentin und Füllungsmaterial

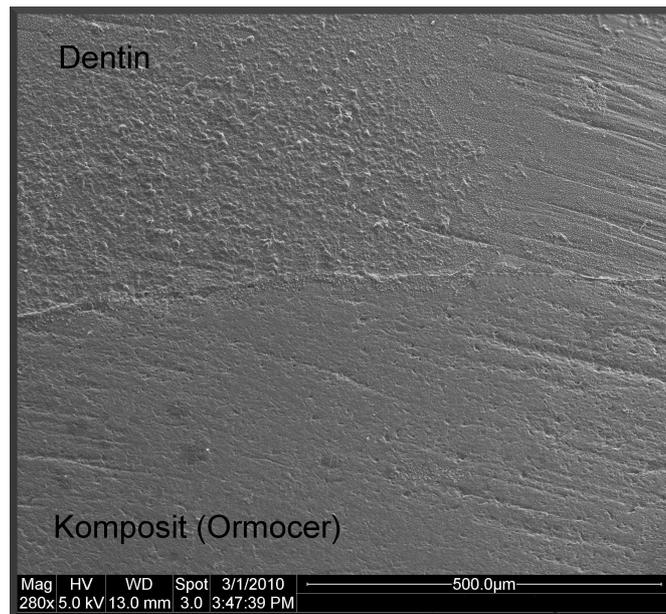


Abb. 20: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 5 (exp. Ormocer/(V37877)/Admira Bond) nach thermischer Wechselbelastung der Füllung: „perfekter Randschluss“ zwischen Dentin und Füllungsmaterial

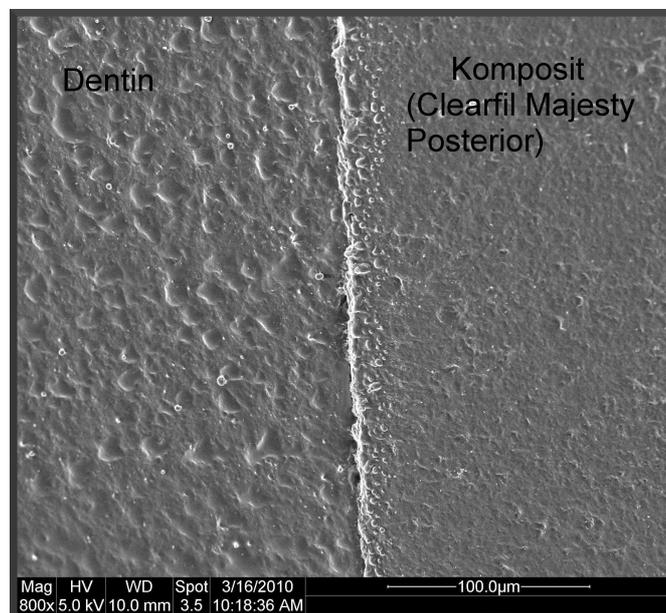


Abb. 21: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 8 (Clearfil Majesty Posterior/Clearfil SE Bond) nach thermischer Wechselbelastung: „marginale Imperfektion“ zwischen Dentin und Füllungsmaterial

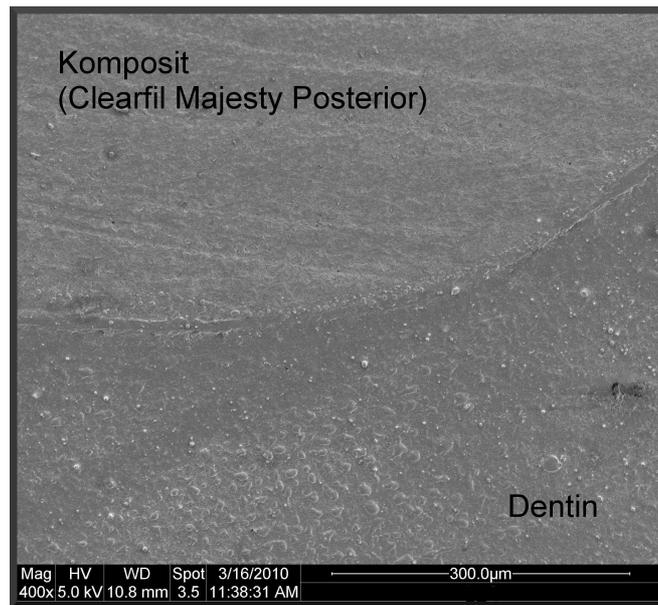


Abb. 22: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 10 (Clearfil Majesty Posterior/Clearfil S<sup>3</sup> Bond) nach mechanischer Belastung: „perfekter Randschluss“ zwischen Dentin und Füllungsmaterial

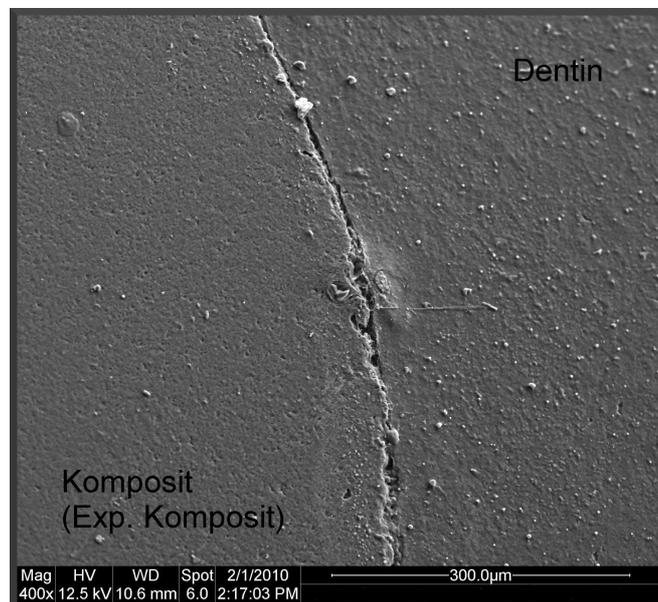


Abb. 23: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 7 (Exp. Komposit (V37934)/Solobond M) nach mechanischer Belastung: „Randspalt“ zwischen Dentin und Füllungsmaterial

## 7.1.2 Füllungsrandanalyse der Glasionomermemente

Die Glasionomermemente-Füllungen wurden auf die gleiche Weise untersucht wie die zuvor besprochenen Komposit-Füllungen.

Aufgrund der Materialunterschiede war ein genauer Vergleich jedoch nicht möglich, sodass dieses Material in einem eigenen Abschnitt besprochen wird.

### 7.1.2.1 Füllungsrandanalyse im schmelzbegrenzten Bereich der approximalen Restaurationsränder

In Abbildung 24 sind die Randschlussverhältnisse der Glasionomermemente-Füllungen im Schmelzbereich direkt nach dem Legen der Füllungen graphisch dargestellt.

Auf das Kriterium „marginale Imperfektion“ konnte hier aufgrund des geringen prozentualen Anteils verzichtet werden.

Mit 100% an perfekten Füllungsrandern wies die Kombination „0“ exp. Filling Cement/ „0“ exp. Conditioner mit einer zusätzlichen Heliobond-Versiegelung (GIZ 2) sowie die Kombination mit Resulcin Aqua Prime ideale Ergebnisse auf. Mit einem Anteil an Randspalten von 15,8% war das Ergebnis der Kombination „0“ exp. Filling Cement/“0“ exp. Conditioner zwar etwas schlechter als die beiden zuvor genannten, es konnte aber immer noch als gut eingestuft werden.

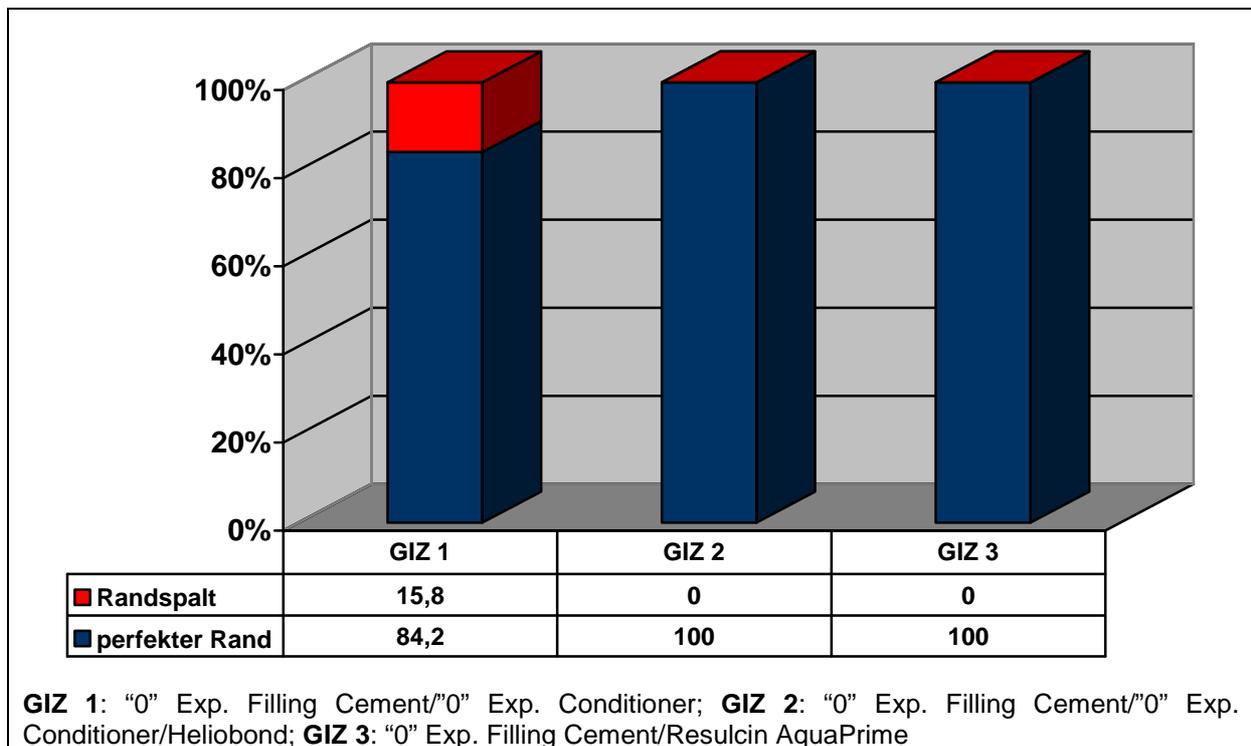


Abb. 24: Randschlussverhältnisse der GIZ-Füllungen im Schmelzbereich direkt nach dem Legen der Füllungen

Auch nach der thermischen Wechselbelastung wies das Material für alle Kombinationen sehr gute Randschlussverhältnisse auf. Für die ersten beiden Versuchsreihen gab es hinsichtlich der prozentualen Verteilung von Randspalten und perfekten Füllungsrandern keinen Unterschied zu vorher. Die dritte Versuchsreihe zeigte lediglich eine Abnahme des perfekten Randschlusses von 100% auf 91%.

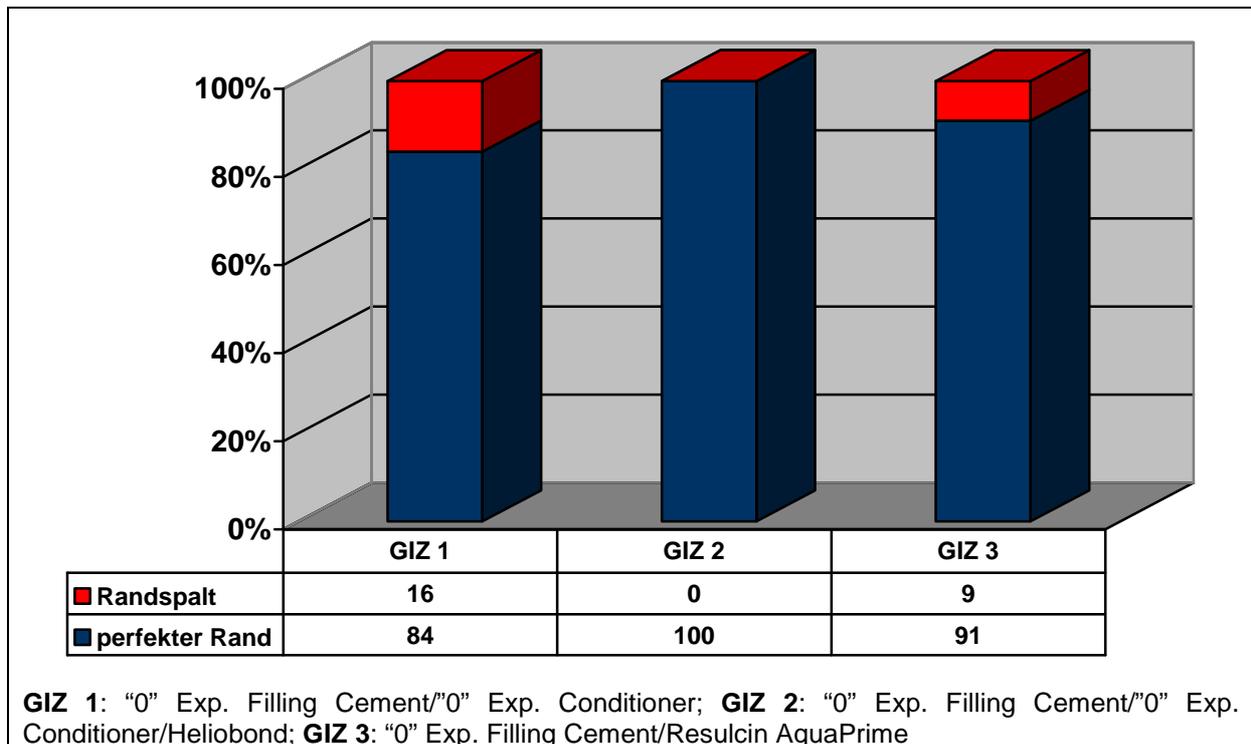


Abb. 25: Randschlussverhältnisse der GIZ-Füllungen im Schmelzbereich nach thermischer Wechselbelastung

Nach der mechanischen Belastung im Kausimulator brachen alle Füllungen schon nach wenigen Zyklen in einem Stück aus der Kavität heraus, sodass hier auf eine prozentuale Verteilung der Randkriterien verzichtet wurde.

Die folgenden REM-Aufnahmen sollen die oben aufgeführten Ergebnisse veranschaulichen:

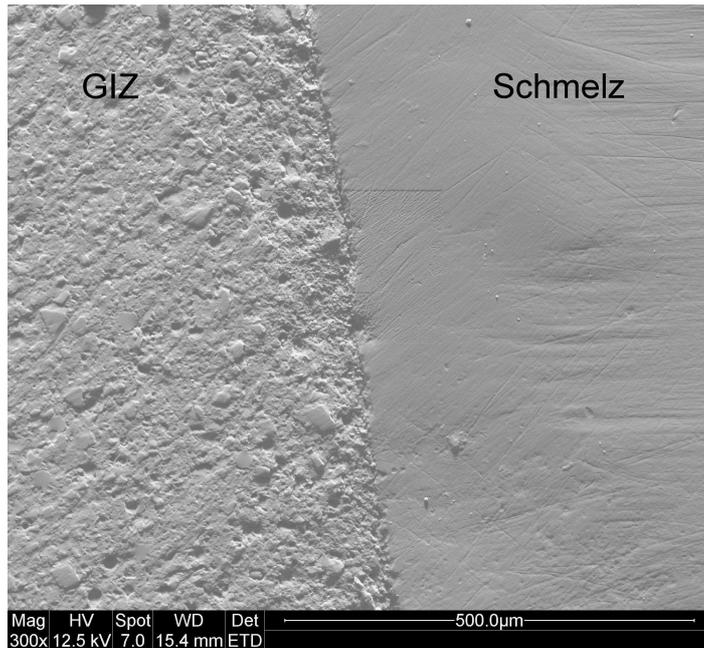


Abb. 26: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 1 („0“ Exp. Filling Cement/“0“ Exp. Conditioner) direkt nach Legen der Füllung: „guter Randschluss“ zwischen Schmelz und Füllungsmaterial

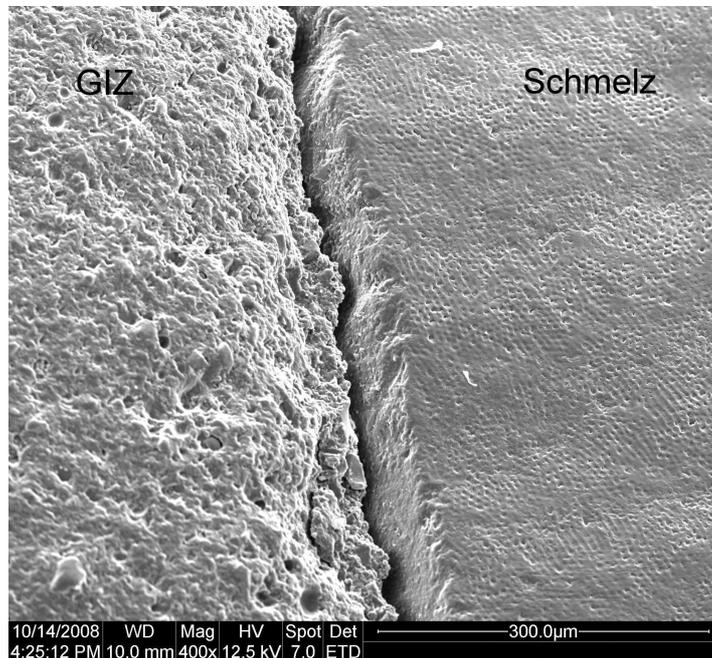


Abb. 27: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 1 („0“ Exp. Filling Cement/“0“ Exp. Conditioner) direkt nach Legen der Füllung: „Randspalt“ zwischen Schmelz und Füllungsmaterial

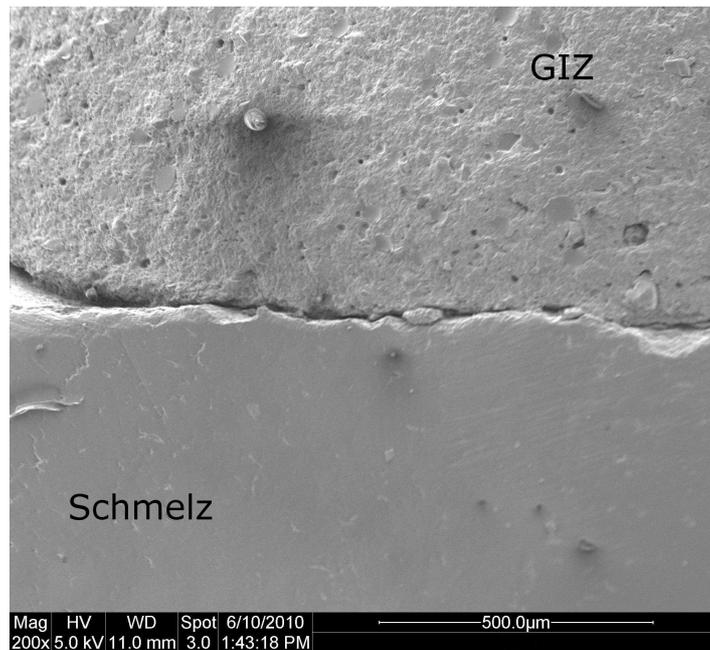


Abb. 28: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 1 („0“ Exp. Filling Cement/“0“ Exp. Conditioner) nach thermischer Wechselbelastung: „Randspalt“ zwischen Schmelz und Füllungsmaterial

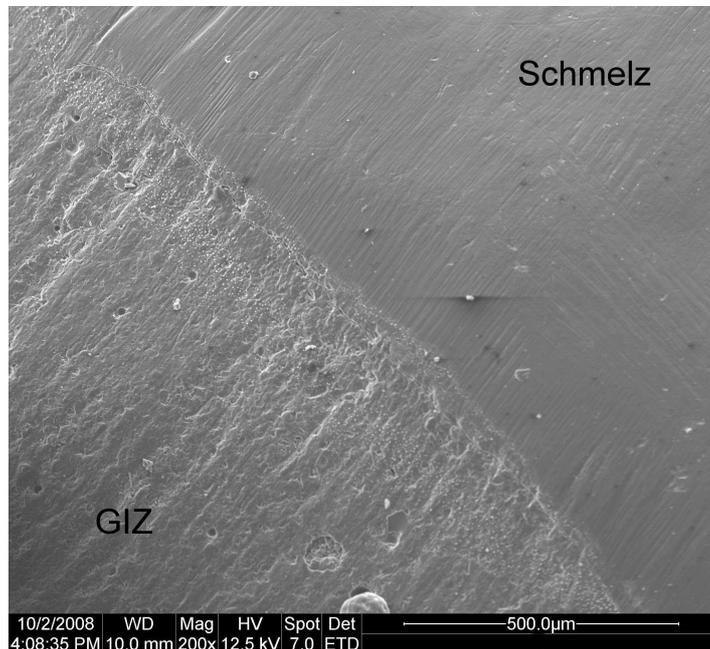


Abb. 29: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 („0“ Exp. Filling Cement/“0“ Exp. Conditioner + Heliobond) nach thermischer Wechselbelastung: „guter Randschluss“ zwischen Schmelz und Füllungsmaterial

### 7.1.2.2 Füllungsrandanalyse im dentinbegrenzten Bereich der approximalen Restaurationsränder

Die prozentuale Verteilung der Randkriterien „Randspalt“ und „perfekter Randschluss“, bezogen auf die untersuchten dentinbegrenzten Füllungs­ränder, ist in den Abbildungen 30 (nach Applikation des Füllungsmaterials) und 31 (nach thermischer Belastung) graphisch dargestellt.

Nach Fertigstellung der Restaurationen wiesen die Versuchsgruppen 1 („0“ Exp. Filling Cement/“0“ Exp. Conditioner) und 2 („0“ Exp. Filling Cement/“0“ Exp. Conditioner + Heliobond) mit 100% einen perfekten Randschluss über die gesamte untersuchte Randlänge auf.

Mit einem etwas geringeren Anteil an perfekter marginaler Adaptation von 91,3% zeigte auch die dritte Versuchsgruppe („0“ Exp. Filling Cement/Resulcin Aqua Prime) sehr gute Ergebnisse (Abb. 30).

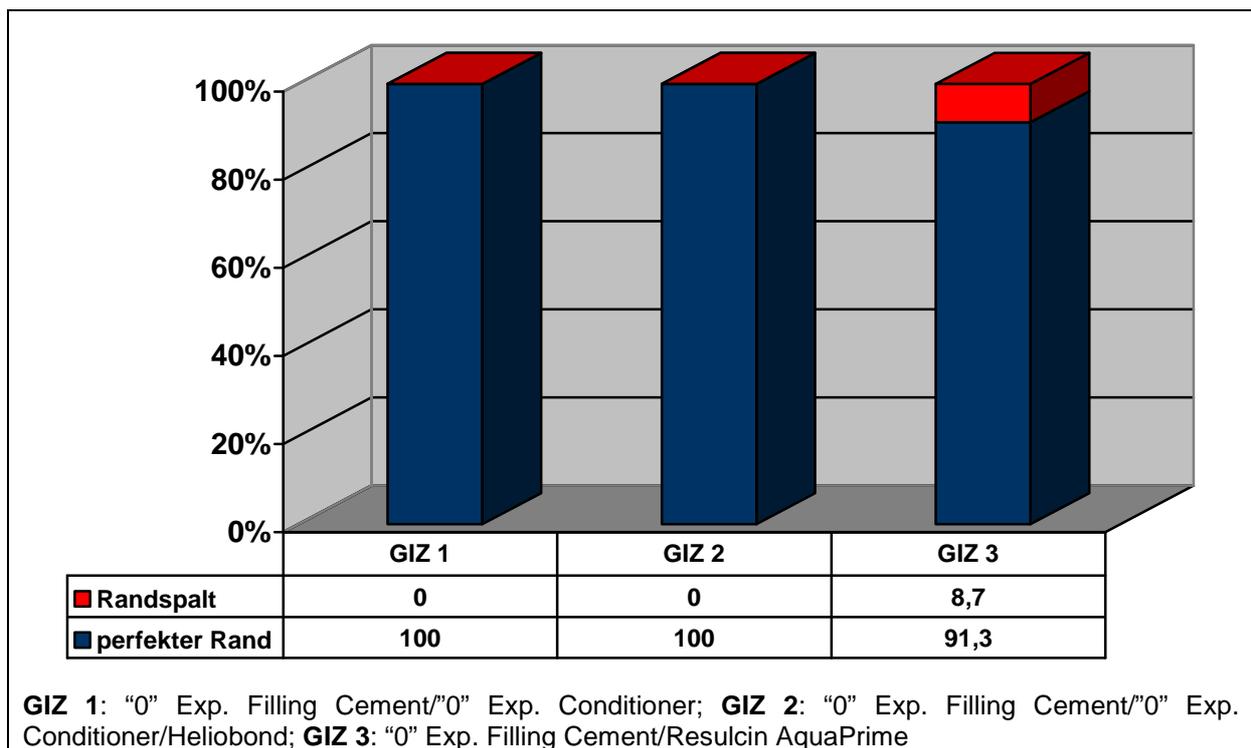


Abb. 30: Randschlussverhältnisse im Dentinbereich direkt nach dem Legen der Füllungen

Nach der thermischen Wechselbelastung (in Abbildung 31 graphisch dargestellt), verschlechterten sich die Anteile an perfekter marginaler Adaptation für die Versuchsgruppen 1 und 2 nur minimal, sodass mit 98% und 91,3% noch nahezu perfekte Randschlussverhältnisse vorlagen. Versuchsgruppe 3 zeigte keinen Unterschied zur vorherigen Untersuchung, sodass sich auch hier noch ein sehr gutes Ergebnis präsentierte.

Verglichen zum Schmelzbereich waren in Versuchsgruppe 1 die Ergebnisse im Dentinbereich mit 98% an perfekten Füllungsrandern besser zu werten. Versuchsgruppe 2 wies dagegen mit 100% an perfekten Füllungsrandern im Schmelzbereich und 91,3% im Dentin bessere Randschlussverhältnisse im Schmelzbereich auf. Für Versuchsgruppe 3 gab es bezüglich der Randqualitäten keinen Unterschied zwischen Schmelz und Dentin.

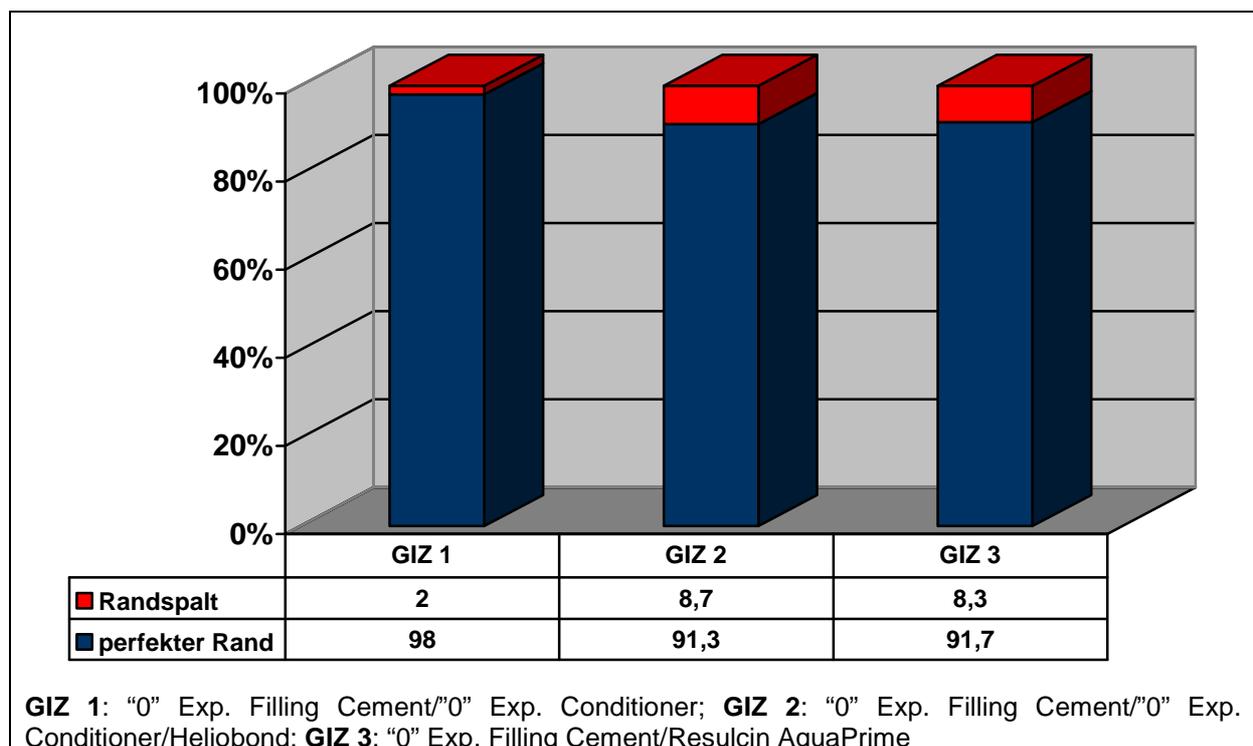


Abb. 31: Randschlussverhältnisse im Dentinbereich nach thermischer Wechselbelastung der Proben

Auch hier wurde aufgrund des Füllungsverlustes nach der mechanischen Belastung im Kausimulator auf die Erstellung eines Diagramms verzichtet.

Die nachfolgenden Abbildungen 32-34 zeigen repräsentative Photos der Füllungsrande direkt nach dem Legen der Füllungen sowie nach thermischer Wechselbelastung.

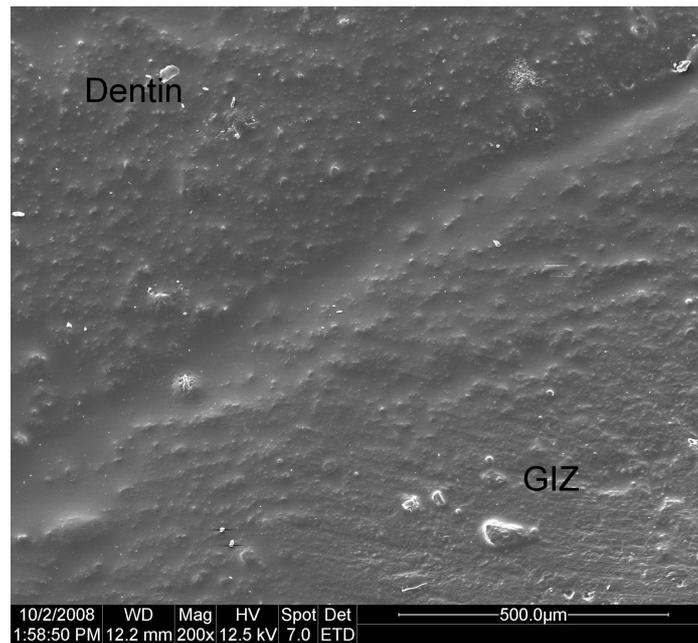


Abb. 32: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 („0“ Exp. Filling Cement/“0“ Exp. Conditioner + Heliobond) direkt nach dem Legen der Füllungen: „guter Randschluss“ zwischen Schmelz und Füllungsmaterial

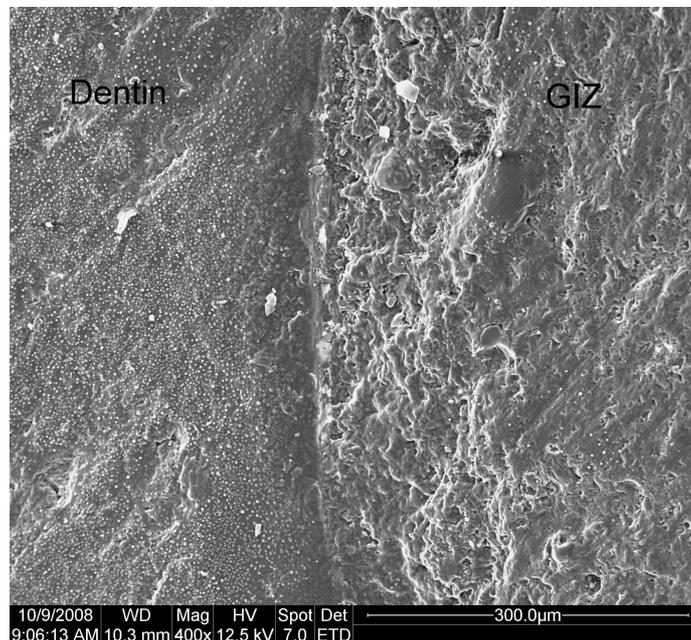


Abb. 33: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 („0“ Exp. Filling Cement/“0“ Exp. Conditioner + Heliobond) nach thermischer Wechselbelastung: „guter Randschluss“ zwischen Dentin und Füllungsmaterial

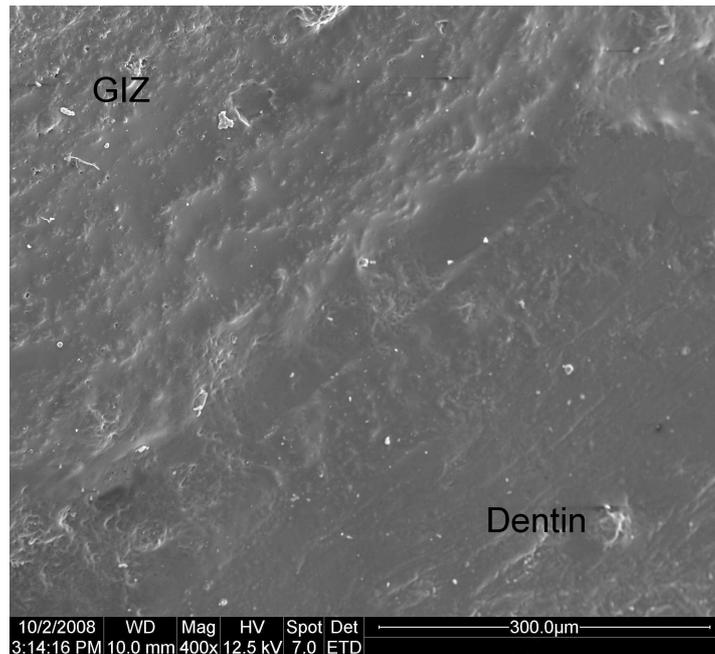


Abb. 34: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 1 („0“ Exp. Filling Cement/“0“ Exp. Conditioner) direkt nach Legen der Füllung: „guter Randschluss“ zwischen Dentin und Füllungsmaterial

In den Abbildungen 35 und 36 ist eine GIZ-Füllung vor und nach thermo-mechanischer Belastung fotografisch dargestellt. Nach wenigen Zyklen im Kausimulator kam es zum Verlust der Füllung.



Abb. 35: GIZ-Füllung vor thermo-mechanischer Belastung



Abb. 36: Verlust der GIZ-Füllung nach wenigen Zyklen im Kausimulator

## 7.2 Statistische Analyse

### 7.2.1 Statistische Auswertung der approximal schmelzbegrenzten Restaurationsränder

Mittels der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) wurde überprüft, ob sich die einzelnen Datengruppen signifikant voneinander unterscheiden.

Die Tabellen 4-6 zeigen die statistisch signifikanten Unterschiede der Randspaltenanteile im Schmelzbereich nach den unterschiedlichen Belastungen für die Versuchsgruppen 4-10 im Vergleich. Die Glasionomierzementfüllungen wurden aufgrund der eindeutigen Ergebnisse durch den Verlust aller Füllungen nicht mit in die Statistik einbezogen.

Aus den Tabellen ist herauszulesen, dass bezüglich des Randspaltenanteils kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen besteht.

Aus diesem Grund konnte hier auf einen nachfolgenden Post hoc-Test für einen statistischen Vergleich innerhalb der Gruppen verzichtet werden.

Die Abbildung 37 stellt die Veränderung der Randspaltenanteile aller Materialien infolge der thermo-mechanischen Belastung graphisch dar. Auffällig hierbei ist die hohe Streuung der Ergebnisse, die bei fast allen Materialien zu finden ist.

Tabelle 4: Mittelwert der Randspaltenanteile aller Gruppen im statistischen Vergleich direkt nach dem Legen der Füllungen

Gruppen	4	5	6	7	8	9
10	ns	ns	ns	ns	ns	ns
9	ns	ns	ns	ns	ns	
8	ns	ns	ns	ns		
7	ns	ns	ns			
6	ns	ns				
5	ns					

ns= kein signifikanter Unterschied

Tabelle 5: Mittelwert der Randspaltenanteile aller Gruppen im statistischen Vergleich nach thermischer Belastung

Gruppen	4	5	6	7	8	9
10	ns	ns	ns	ns	ns	ns
9	ns	ns	ns	ns	ns	
8	ns	ns	ns	ns		
7	ns	ns	ns			
6	ns	ns				
5	ns					

ns= kein signifikanter Unterschied

Tabelle 6: Mittelwert der Randspaltenanteile aller Gruppen im statistischen Vergleich nach mechanischer Belastung

Gruppen	4	5	6	7	8	9
10	ns	ns	ns	ns	ns	ns
9	ns	ns	ns	ns	ns	
8	ns	ns	ns	ns		
7	ns	ns	ns			
6	ns	ns				
5	ns					

ns= kein signifikanter Unterschied

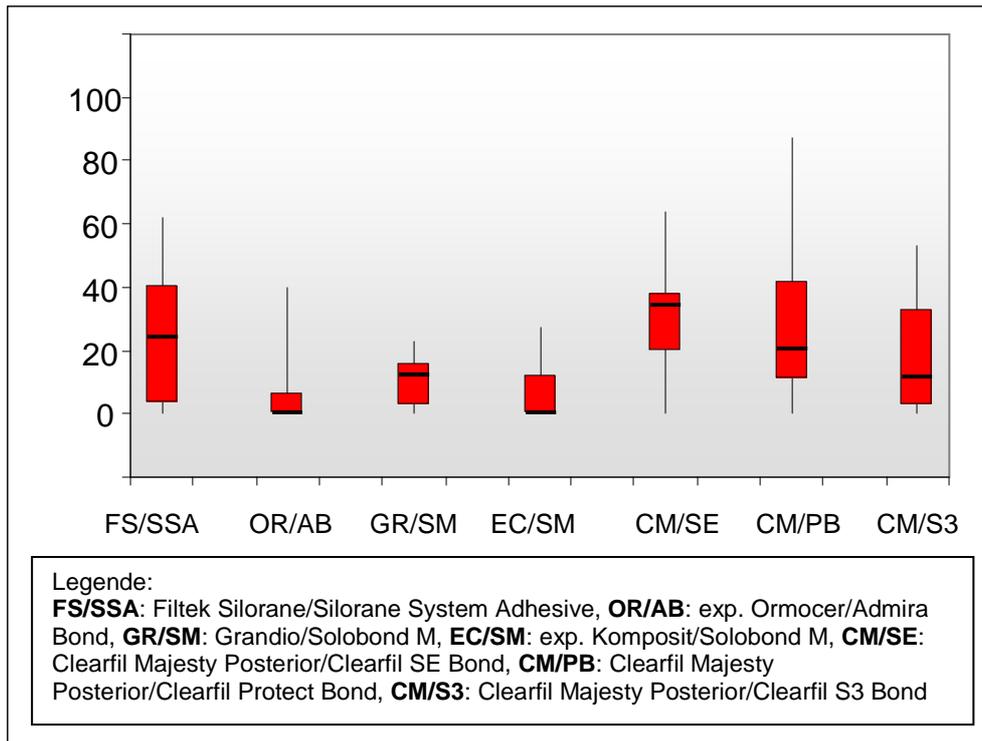


Abbildung 37: Boxplot-Diagramm.

Dargestellt ist das Kriterium „Randspalt“ nach thermo-mechanischer Belastung im Schmelzbereich der verschiedenen Versuchsgruppen

## 7.2.2 Statistische Auswertung der approximal dentinbegrenzten Restaurationsränder

In den Tabellen 7-9 sind die Ergebnisse der statistischen Analyse für die Randschlussverhältnisse der Füllungen direkt nach dem Legen der Füllungen sowie nach thermo-mechanischer Belastung dargestellt.

Ein statistisch signifikanter Unterschied im Randschlussverhalten beim Vergleich aller Versuchsgruppen (4-10) ließ sich direkt nach Legen der Füllungen feststellen.

Um eine genaue Aussage darüber zu erhalten, welche Gruppen sich genau voneinander unterscheiden, wurde der Post-Hoc-Test durchgeführt. Hierbei fiel auf, dass sich das Material Clearfil Majesty Posterior in Kombination mit dem Adhäsiv Clearfil S3 Bond signifikant von allen Kompositen, mit Ausnahme des experimentellen Ormocers, unterschied.

Nach thermo-mechanischer Belastung gab es dagegen wie schon im Schmelz keinen Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen zu verzeichnen. Der

Grund für die geringen Unterschiede zwischen den einzelnen Materialien kann in der relativ großen Streuung der Ergebnisse zu finden sein.

Abbildung 38 stellt die Ergebnisse der statistischen Analyse nach thermo-mechanischer Belastung graphisch dar.

Tabelle 7: Mittelwert der Randspaltenanteile aller Gruppen im statistischen Vergleich nach dem Legen der Füllungen

Gruppen	4	5	6	7	8	9
10	s	ns	s	s	s	s
9	ns	ns	ns	ns	ns	
8	ns	ns	ns	ns		
7	ns	ns	ns			
6	ns	ns				
5	ns					

ns= kein signifikanter Unterschied

s= signifikanter Unterschied

Tabelle 8: Mittelwert der Randspaltenanteile aller Gruppen im statistischen Vergleich nach thermischer Belastung

Gruppen	4	5	6	7	8	9
10	ns	ns	ns	ns	ns	ns
9	ns	ns	ns	ns	ns	
8	ns	ns	ns	ns		
7	ns	ns	ns			
6	ns	ns				
5	ns					

ns= kein signifikanter Unterschied

Tabelle 9: Mittelwert der Randspaltenanteile aller Gruppen im statistischen Vergleich  
Nach mechanischer Belastung

Gruppen	4	5	6	7	8	9
10	ns	ns	ns	ns	ns	ns
9	ns	ns	ns	ns	ns	
8	ns	ns	ns	ns		
7	ns	ns	ns			
6	ns	ns				
5	ns					

ns= kein signifikanter Unterschied

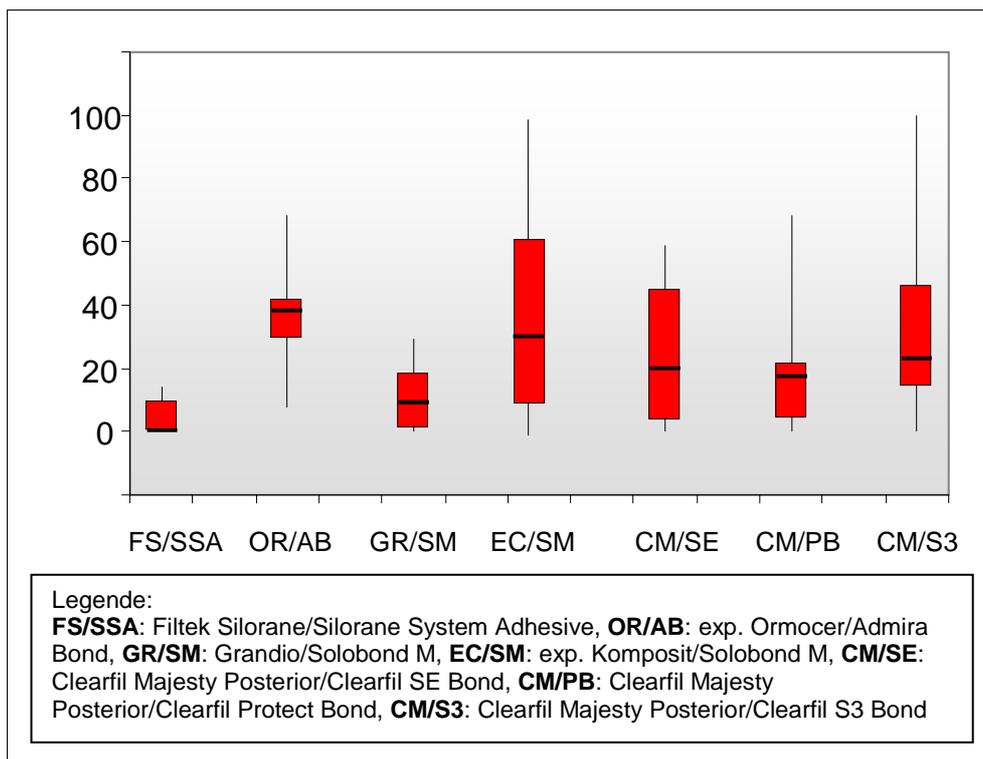


Abbildung 38: Boxplot-Diagramm.

Für jede Gruppe ist das Kriterium „Randspalt“ nach thermo-mechanischer Belastung im Dentinbereich der verschiedenen Versuchsgruppen dargestellt

# 8 Diskussion

## 8.1 Diskussion von Material und Methode

### 8.1.1 Versuchsaufbau

Aufgrund der zeitaufwändigen und kostspieligen Durchführung klinischer Studien (KREJCI et al. 1990, SWIFT et al. 1995, NIKAIDO et al. 2002) finden heutzutage immer mehr In-vitro-Studien zur Beurteilung des Randschlussverhaltens von Restaurationen ihre Anwendung.

Es sollte jedoch berücksichtigt werden, dass unter Laborbedingungen nicht alle auf die Füllungsmaterialien einwirkenden Faktoren, die in der Mundhöhle existieren, simuliert werden können und In-vitro-Studien somit nur einer relativen Einschätzung der Tauglichkeit eines Materials unter klinischen Bedingungen dienen (SWIFT et al. 1995, HANNIG und BOTT 2000).

In der vorliegenden Studie wurde auf eine weitestgehende Imitation der oralen Gegebenheiten geachtet, um einen Vergleich mit der klinischen Situation zu ermöglichen.

#### 8.1.1.1 Auswahl der Zähne

Um eine genaue Aussage über den Verbund der Restaurationen mit der Zahnhartsubstanz treffen zu können, wurden humane, kariesfreie Weisheitszähne als Probenmaterial gewählt. Die Verwendung tierischer Zähne, wie z.B. Rinderzähne, ist aufgrund der, verglichen zu humanen Zähnen, unterschiedlichen Struktur des Dentins (Rinderzähne besitzen mehr Dentintubuli als menschliche Zähne) für die Untersuchung von adhäsivbefestigten Restaurationen als problematisch anzusehen (LOPES et al. 2009).

Des Weiteren wurde für einen besseren Vergleich der Proben untereinander und mit anderen Studien auf Kariesfreiheit der Zähne geachtet. Kariös verändertes Dentin erschwert durch seine geringere Härte und durch mineralische Ablagerungen in den Dentintubuli die Erzielung eines ausreichenden Verbundes des Adhäsivs mit der Zahnhartsubstanz (PERDIGAO 2010). Die verminderte Tiefe der Demineralisation sowie die geringere Adhäsivinfiltration und Haftfestigkeit im kariösen Dentin (ERHARDT et al. 2008) könnten die Ergebnisse verfälschen.

Das Alter der Zähne floss nicht in die Untersuchung ein. Es kann aber davon ausgegangen werden, dass durch die zufällige Aufteilung der Zähne in verschiedene Versuchsgruppen eine gemischte Zusammensetzung erreicht werden konnte. Zudem konnte bereits bewiesen werden, dass das Alter der Zähne keinen Einfluss auf die marginale Integrität einer Füllung hat (MIXSON et al. 1993).

#### **8.1.1.2 Lagerung der Zähne in Wasser**

Um das feuchte Milieu der Mundhöhle zu simulieren, wurden die Zähne während der gesamten Versuchszeit in Wasser gelagert.

Einige Studien beweisen, dass die durch Wasseraufnahme verursachte hygroskopische Expansion des Materials zum Teil in der Lage ist, die polymerisationsbedingte Volumenschrumpfung zu kompensieren. Auf diese Weise können kleinere Randspalten verschlossen werden (BOWEN et al. 1982, HIRASAWA et al. 1983, KOIKE et al. 1990).

Dieser wünschenswerten Eigenschaft steht jedoch die hydrolytische Degradation des Zahn-Komposit-Verbundes durch das aufgenommene Wasser gegenüber, die sich auf die mechanischen Eigenschaften des Komposits auswirkt. Die daraus resultierende Abnahme der Haftfestigkeit des Adhäsivs führt nach einiger Zeit wiederum zur Ausbildung von Randspalten (THONEMANN et al.1997, BEDRAN-DE-CASTRO et al. 2004b).

Das Ausmaß der Wasseraufnahme ist dabei abhängig von der Art des Kunststoffes, von der Füllerart und –menge sowie von dem Füller-Matrix-Verbund (FEILZER et al. 1990).

#### **8.1.1.3 Thermische und mechanische Belastung**

In der Mundhöhle sind zahnärztliche Werkstoffe verschiedenen Faktoren ausgesetzt, die für eine aussagekräftige Beurteilung des Füllungsrandschlusses berücksichtigt werden müssen.

Durch die Haftfestigkeit des Adhäsivs ist es möglich, einer durch den Polymerisationsvorgang verursachten Schrumpfung entgegenzuwirken. Wird die Haftfestigkeit überschritten, löst sich der Verbund zwischen Material und Zahnhartsubstanz, sodass es zur Ausbildung von Randspalten kommt. Wird sie nicht überschritten, so kommt es durch die Schrumpfung zur Entstehung interner Spannungen im Material. In diesem Falle kann eine zusätzliche Belastung der

Füllungen zu einem Verlust des Zahnhartsubstanz-Material-Verbundes mit der Folge von Randspalten führen.

Um das Vorliegen interner Spannungen aufzudecken wurden die Zähne einer thermischen Belastung ausgesetzt.

Der Zahn-Komposit-Verbund unterliegt mechanischen Belastungen, die während des Kauens, Schluckens oder durch parafunktionelle Habits (Bruxismus) entstehen (LI et al. 2002). Diese mechanische Belastung verursacht eine Deformation der Restauration, die Mikroseparationen zwischen der Kavität und dem Adhäsiv bewirkt (NIKAIDO et al. 2002). Da der Verbund abhängig von der Alterungsbeständigkeit des Materials ist, war es nötig, die thermische Belastung, die den Alterungsprozess simuliert, der Kausimulation voranzustellen.

Sowohl thermisch als auch mechanisch induzierte marginale Desintegrationen treten in Klasse-II-Füllungen überwiegend im dentinbegrenzten Bereich auf (HANNIG und BOTT 2000, DAVIDSON und ABDALLA 1993).

Die thermische Wechselbelastung erfolgte in einer Apparatur, in der die Proben abwechselnd in ein 5°C und 55°C temperiertes Wasserbad getaucht wurden. Die Haltezeit in jedem Wasserbad betrug 60 Sekunden, um eine ausreichende Temperaturangleichung der Proben zu gewährleisten

Um eine möglichst realitätsnahe Wiedergabe der Kaubelastung zu ermöglichen, werden in In-vitro-Studien computergesteuerte Kausimulatoren eingesetzt.

Für die während der Nahrungszerkleinerung bzw. während des Schluckens auftretenden physiologischen Kaukräfte werden Werte von 20-530 N angenommen (ROULET 1987). Durch Messungen konnten die auf einen einzelnen Zahn einwirkenden Kaukräfte auf 50 N gemittelt werden (KREJCI et al. 1990). Diesem Wert entsprechend wurden die Proben bei einer Zyklenzahl von 100.000 mit einer Kraft von 50 N belastet.

Die dabei gewählte Kraftentwicklung erfolgte ausschließlich in axialer Richtung. Auch wenn dieses Belastungsmuster den komplexeren dreidimensionalen Kauvorgängen nicht ganz entspricht, so reicht es dennoch aus, um die Auswirkung der belastungsinduzierten Spannungen am Zahn-Komposit-Verbund zu simulieren.

## **8.1.2 Material und Füllungstechnik**

### **8.1.2.1 Präparation**

Aufgrund des erhöhten Behandlungsaufkommens und der kritischen Belastung des adhäsiven Verbundes, insbesondere im dentinbegrenzten Bereich, stellt die Klasse-II-Kavität mit zervikalen Kavitätenrändern unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze eine geeignete Präparationsform für die Untersuchung des Füllungsrandschlusses dar (ERNST et al. 2005).

Die Kavität wurde birnenförmig, mit abgerundeten Ecken im zervikalen Bereich präpariert, um Spannungen im Kunststoff zu vermeiden und eine bessere Adaptation des Komposits zu erreichen (BEN-AMAR et al.1987).

Wie von vielen Autoren empfohlen, wurde im approximalen schmelzbegrenzten Bereich eine Ansträgung von 0,5-1 mm in einem Winkel von 45°vorgenommen (HELLWIG et al. 2006, GEURTSEN 1999, COELHO-DE-SOUZA et al. 2008).

Die auf diese Weise quer zu ihrer Längsachse angeschnittenen Schmelzprismen ergeben ein besseres Retentionsmuster. Des Weiteren vergrößert sich durch die Ansträgung auch die Schmelzoberfläche, was ebenfalls zu einer Haftoptimierung des Komposits an der Zahnhartsubstanz beiträgt (GEURTSEN 1999, KREJCI 1992). Im Dentinbereich hat sich eine Ansträgung als nachteilig erwiesen, da die dünn auslaufenden Kompositfahnen am Dentin schlecht haften können. Die Folge wäre ein Aufbiegen bzw. Abplatzen der dünnen Kompositlamellen nach thermo-mechanischer Belastung (BLUNCK 1988).

Da Glasionomerezemente über schwache chemische Adhäsionskräfte an die Zahnhartsubstanz binden und dünn auslaufende Ränder schnell zum Abplatzen des Materials führen, war in den ersten drei Versuchsreihen eine Ansträgung im schmelzbegrenzten Bereich kontraindiziert (FRANKENBERGER et al. 1997, KRÄMER 1997).

### **8.1.2.2 Fülltechnik**

Unter den verwendeten Materialien befanden sich sowohl bereits im Handel erhältliche Produkte als auch experimentelle, sich noch in der Testphase befindliche Restaurationsmaterialien, die als Gemeinsamkeit schrumpfungsreduzierte Eigenschaften aufwiesen. Da Komposite nicht die Fähigkeit zur Eigenhaftung an Schmelz und Dentin besitzen (DOUVITSAS 1991), wurde vor Einbringen des

Restaurationsmaterials ein Adhäsiv verwendet, das durch seine Haftfestigkeit der Polymerisationsschrumpfung entgegenwirken kann (HELLWIG et al. 2006).

Die Kavitätenkonfiguration spielt bei der Entstehung des Polymerisationsstress eine wichtige Rolle. Bei dem Konfigurationsfaktor (C-Faktor) einer Kavität handelt es sich um das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Kompositfläche. Dabei steigen die Spannungen im Material an, je mehr Komposit an den Kavitätenwänden anliegt (DAVIDSON et al. 1984). Der daraus resultierende ideale Wert von  $<1$  kann für Klasse-II-Kavitäten mit einem C-Faktor von ca. 3 (bei gleicher Oberfläche aller Kavitätenwände) nicht erreicht werden (BEDRAN-DE-CASTRO et al. 2004a). Die dabei entstehenden Spannungen können Werte von über 20 MPa annehmen und damit die Haftfestigkeit der Adhäsive überschreiten, was zwangsläufig zu Randspaltbildungen führt (DAVIDSON et al. 1984).

Eine Methode, dem durch den ungünstigen C-Faktor entstehenden Polymerisationsstress entgegenzuwirken, ist die Verwendung der Inkrementtechnik, bei der durch das Einbringen kleiner Kompositportionen ( $<2\text{mm}$ ) in die Kavität die Anzahl der freien Flächen ansteigt (HOFMANN 2010). Für eine ausreichende Polymerisation der einzelnen Kompositschichten ist die Verwendung einer Polymerisationslampe, die über eine ausreichende Intensität im aktivierenden Wellenlängenbereich verfügt, unerlässlich (GEURTSSEN 1989). Die Dauer der Polymerisation richtete sich dabei, soweit vorgegeben, nach den empfohlenen Zeiten des Herstellers. Eine Verkürzung der Polymerisationszeit kann eine Verschlechterung der mechanischen und physikalischen Eigenschaften des Materials sowie eine Erhöhung des Restmonomergehalts zur Folge haben (STÄDTLER 2005). Eine stärkere Polymerisation hingegen führt zu einem Anstieg der Polymerisationsschrumpfung mit daraus resultierenden erhöhten Spannungen innerhalb des Materials (BAUSCH et al. 1982).

Sauerstoff führt zu einer Hemmung der ablaufenden Polymerisation, sodass an der Kompositoberfläche eine Sauerstoffinhibitionsschicht entsteht. Diese Schicht ähnelt in ihrer Zusammensetzung einem unreaktierten Komposit mit Ausnahme des bereits verbrauchten Initiator-Aktivator-Komplexes (ELIADES und CAPUTO 1989) und weist folglich schlechtere physikalische Eigenschaften sowie eine höhere Tendenz zur Farbstoffaufnahme auf. Demzufolge ist eine sorgfältige Entfernung der Inhibitionsschicht unerlässlich. Die Ausarbeitung der Füllungen erfolgte unter Sicht

mit Gummipolierern und Soflex-Scheiben und unter Verwendung eines Auflichtmikroskops.

### **8.1.3 Beurteilung der marginalen Adaptation**

Für eine präzise und zuverlässige Beurteilung des Füllungsrandchlusses wurden die Proben in 200 µm-Schritten und bei 200facher Vergrößerung im Rasterelektronenmikroskop untersucht.

Für jede Füllung wurden dabei die prozentualen Anteile jeder festgestellten Randqualität im Verhältnis zur Gesamtlänge ermittelt und statistisch weiterverarbeitet.

Die Verwendung von Replikamodellen stellt eine bewährte Technik bei der rasterelektronenoptischen Randschlussanalyse dar, da hierdurch die Möglichkeit gegeben ist, verschiedene Zustandsänderungen der Probenkörper (direkt nach dem Legen der Füllung, nach dem Thermocycling-Vorgang und nach der Kausimulation) zu untersuchen.

Die erforderliche Präparation der natürlichen Zähne vor der Untersuchung im Hochvakuum würde zu ihrer Austrocknung führen, sodass die auf diese Weise artifiziell gebildeten Risse und Spalten (REINHARDT et al. 1984) eine weitere Analyse verhindern würden.

Durch die hohe Zeichengenauigkeit sowie das gute Anfließen des Abformmaterials (President light body – Coltène/Whaledent GmbH und Co. KG, Langenau/Germany) und des Epoxidharzes (Stycast – Emerson & Cuming, Westerlo/Belgium) konnten detailgetreue Replikationen der Füllungen hergestellt werden, die eine präzise Untersuchung ermöglichen.

## 8.2 Diskussion der Ergebnisse

### 8.2.1 Füllungsrandanalyse der Kompositmaterialien im Bereich der schmelzbegrenzten Restaurationsränder

Die rasterelektronenmikroskopische Füllungsrandanalyse direkt nach dem Legen der Füllungen ergab für alle Proben mit einem Randspaltenanteil von weniger als 10% sehr gute Ergebnisse im Schmelzbereich.

Die Versuchsgruppen 7 (exp. Komposit V37934) und 10 (Clearfil Majesty Posterior mit Clearfil S<sup>3</sup> Bond) wiesen mit komplett randspaltfreien Füllungsrandern die besten Werte auf.

Der Grund für diese besonders guten Ergebnisse kann in der geringen Polymerisationsschrumpfung aller verwendeten Komposite liegen. Im Vergleich zu anderen konventionellen Kompositen, die in der Regel eine Polymerisationsschrumpfung von 2,5-3,5 Vol% aufweisen (BLUNCK 1999), geben die Hersteller der hier verwendeten Produkte Polymerisationsschrumpfungen von weniger als 2 Vol% an. Für das Komposit Filtek Silorane werden sogar Werte von weniger als 1 Vol% genannt (WEINMANN et al. 2005). Die Volumenschrumpfung eines Komposits führt bei Überschreitung der Haftfestigkeit des Adhäsivs zu einem Ablösen des Materials von den Kavitätenwänden und somit zur Ausbildung von Randspalten (TORSTENSON und BRÄNNSTRÖM 1988, HELLWIG et al. 1991). Die Reduktion der Polymerisationsschrumpfung könnte folglich eine plausible Erklärung für die geringen Randspaltenanteile sein.

Nach thermischer Wechselbelastung zeigte Versuchsgruppe 4 (Filtek Silorane) mit einem Randspaltenanteil von 23,5% das schlechteste Ergebnis, gefolgt von den Versuchsgruppen 8 (Clearfil Majesty Posterior mit Clearfil SE Bond) (17,3%) und 9 (Clearfil Majesty Posterior mit Clearfil Protect Bond) (14,6%). Die übrigen Gruppen zeigten nach wie vor sehr gute Ergebnisse mit Randspaltenanteilen von weniger als 10%.

Nach Belastung der Proben im Kausimulator blieben die Randspaltenanteile für Gruppe 4 mit 24,8% nahezu unverändert. Auch die Gruppen 5 (exp. Ormocer), 6 (Grandio) und 7 (exp. Komposit) zeigten nur geringe Anzeichen einer Verschlechterung, sodass sich der Randspaltenanteil dieser drei Materialien immer noch auf weniger als 11% belief. Signifikante Unterschiede im Vergleich zur thermischen Belastung gab es dagegen in den Gruppen 8 und 9, die Werte von über

30% aufwiesen. In Kombination mit Clearfil S<sup>3</sup> Bond (Gruppe 10) stiegen die Randspaltenanteile von 5,5% auf 19,2% an.

Eine mögliche Ursache für die Entstehung der Randspalten nach dem Thermocycling- und Kausimulationsvorgang können bereits nach der Polymerisation bestehende interne Spannungen im Material sein, die erst durch die Belastung der Füllung zu einem Lösen des Verbundes zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit geführt haben.

Des Weiteren ist an eine zu geringe Haftfestigkeit des verwendeten Adhäsivs zu denken, das der Belastung nicht standhalten konnte.

Die Versuchsgruppen 5, 6 und 7 (Produkte der Firma Voco (Cuxhaven/Germany)) zeigten alle drei vergleichbar gute Ergebnisse nach thermo-mechanischer Belastung. Die guten Ergebnisse des Komposits Grandio im Schmelzbereich decken sich mit den Untersuchungen von CELIK et al. (2010) und MAJEED et al. (2009).

Es fiel auf, dass die drei Materialien im Vergleich zu den anderen Versuchsgruppen deutlich bessere Randschlussverhältnisse im Schmelzbereich aufwiesen. Neben der geringen Polymerisationsschrumpfung kann eine Ursache für das bessere Abschneiden dieser Materialien die Anwendung der Etch-and-Rinse-Technik sein.

Bei dem Etch-and-Rinse-Verfahren erfolgt die Erzeugung eines retentiven Ätzmusters mittels Phosphorsäure (30-40%) in einem separaten Schritt vor Applikation des Primers und des Bonding-Materials. Viele Untersuchungen bestätigen, dass die Verwendung der Säure-Ätz-Technik durch die Entstehung eines tieferen Ätzmusters im Vergleich zu selbstätzenden Adhäsiven die Haftfestigkeit des Bonding-Materials im Schmelz erhöht (HEDGE und BHANDARY 2008, PERDIGAO und GERALDELI 2003, FRANKENBERGER und TAY 2005).

Die hier verwendeten Adhäsive waren Admira Bond und Solobond M, beides 2-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsive, die schon in vielen Studien gute Ergebnisse im Schmelzbereich aufzeigen konnten (BALEVI 2009, ERDILEK et al. 2009, MAJEED et al. 2009).

In den Versuchsgruppen 8, 9 und 10 wurde ein Komposit (Clearfil Majesty Posterior) in Kombination mit drei verschiedenen Self-Etch-Adhäsiven der Firma Kuraray untersucht. Bei allen drei Versuchsgruppen konnte im Vergleich zu den Kompositen der Versuchsgruppen 5, 6 und 7 ein höherer Anteil an Randspalten nach thermo-mechanischer Belastung gefunden werden. Da die vom Hersteller angegebene Polymerisationsschrumpfung für Clearfil Majesty Posterior von 1,5 Vol-% der

Schrumpfung des Materials Grandio (1,57 Vol-%) annähernd entspricht, muss es eine andere Ursache für das unterschiedliche Abschneiden dieser Materialien geben. Ein möglicher Grund sind Unterschiede in den physikalischen Eigenschaften der Materialien. Des Weiteren können die unterschiedlichen Adhäsivsysteme, nämlich Etch-and-Rinse-Adhäsive in den Versuchsgruppen 5, 6 und 7 und Self-Etch-Adhäsive in den Versuchsgruppen 8, 9 und 10 eine Rolle spielen.

Bei dem selbstätzenden Adhäsiv Clearfil SE Bond, das in der Versuchsgruppe 8 verwendet wurde, handelt es sich um ein 2-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv. Nach Auftragen des selbstätzenden Primers erfolgt noch ein abschließender Schritt mit einem hydrophoben Bonding Material.

Wie alle selbstätzenden Adhäsive löst Clearfil SE Bond die Schmierschicht nicht auf, sondern dringt durch sie hindurch und demineralisiert die darunterliegende Zahnhartsubstanz auf einer Tiefe von ca. 0,5 µm (NAKABAYASHI und SAIMI 1996). Das in diesem Adhäsiv enthaltene Phosphorsäuremonoester 10-MDP (10-Methacryloyloxydecyl**d**i**h**ydrogen**p**hosphat) ist in der Lage, mit dem zurückgebliebenen Hydroxylapatit, das durch die Säure aus der Zahnhartsubstanz gelöst wurde, eine Verbindung einzugehen. Auf diese Weise kommt es neben der üblichen mikromechanischen zu einer zusätzlichen chemischen Retention zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Adhäsiv (YOSHIDA et al. 2004, ABDALLA et al. 2007). Diese chemische Bindung findet sowohl im Schmelz als auch im Dentin statt. Einige Studien konnten aufgrund dieser Interaktion des Adhäsivs mit der Zahnhartsubstanz trotz des schwachen Ätzmusters sehr hohe Werte für die Haftfestigkeit aufzeigen (KAADEN et al. 2002, ILDA et al. 2009).

Es ist allerdings zu beachten, dass in den meisten bisherigen Untersuchungen auf eine mechanische Belastung der Proben im Kausimulator verzichtet wurde. So zum Beispiel in der Studie von ERNST et al. (2005), in der das Adhäsiv Clearfil SE Bond nach thermischer Wechselbelastung gute Ergebnisse aufweisen konnte. Ebenso schnitt das Adhäsiv in der Untersuchung von BLUNCK und ZASLANSKY (2007) nach drei Thermocycling-Durchgängen gut ab. Dies stimmt mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie mit 81% an perfekten Füllungsrandern im Schmelzbereich nach thermischer Belastung überein. Die Werte nach Kaubelastung waren mit 68% an perfektem Randschluss jedoch nur noch als mäßig zu bewerten.

Das 2-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv Clearfil Protect Bond (Versuchsgruppe 9), das in seiner Zusammensetzung Clearfil SE Bond ähnelt, beinhaltet zusätzlich das

antibakterielle Monomer MDPB (*Methacryloyloxydodecylpyridiniumbromid*), das durch die Copolymerisation mit anderen Monomeren seine Wirkung innerhalb des Materials entfalten kann, ohne selbst abgegeben zu werden (IMAZATO et al. 1995). Es hat die Fähigkeit, in unpolymerisiertem Zustand nach 30 Sekunden Kontakt Streptococcus-Mutans-Bakterien abzutöten, während es in ausgehärteter Form einen inhibitorischen Effekt auf das Wachstum dieser Bakterien aufweist (IMAZATO et al. 2001). Auf diese Weise sollen die in der Schmierschicht zurückgebliebenen Bakterien eliminiert und die Entstehung von Sekundärkaries verhindert werden.

Es herrscht Uneinigkeit darüber, ob MDPB die Haftfestigkeit des Adhäsivs beeinflusst. SIDHU et al. (2007) publizierten für Clearfil Protect Bond verringerte Werte für die Haftfestigkeit, verglichen mit Clearfil SE Bond. Sie vermuteten eine ungleichmäßige Verteilung der Füllkörper in der Matrix des Adhäsivs und eine geringe Konversionsrate des MDPB als Ursache für die schlechteren Ergebnisse.

In einer weiteren Studie wurde Clearfil SE Bond mit einem MDPB enthaltenden Adhäsiv verglichen. Es wurde angenommen, dass die dort vorgefundenen geringeren Haftfestigkeitswerte auf die Hemmung der Chelation von 10-MDP mit Calcium durch das MDPB zurückzuführen seien (PERDIGAO und GERALDELI 2003).

Dagegen konnten IMAZATO et al. (1997) in ihrer Untersuchung keine Beeinflussung der Haftfestigkeit durch MDPB feststellen.

Da in der vorliegenden Studie Clearfil Protect Bond und Clearfil SE Bond vergleichbare Ergebnisse erzielten, kann davon ausgegangen werden, dass der Zusatz von MDPB nicht die Ursache für die entstandenen Randspalten war.

Das in Versuchsgruppe 10 verwendete Clearfil S<sup>3</sup> Bond ist ein All-in-one-Adhäsiv, mit dem Ätzen, Primern und Bonden in einem Schritt ermöglicht werden.

In der Literatur schneiden diese Adhäsive oftmals schlechter ab als Etch-and-Rinse- bzw. Mehrschritt-Self-Etch-Adhäsive (FRANKENBERGER und TAY 2005, FRANKENBERGER 2009, MC LEOD et al. 2010). Der Grund hierfür liegt in der stärkeren hydrolytischen Degradation, verursacht dadurch, dass kein hydrophobes Bonding Material als letzte versiegelnde Schicht aufgetragen wird (FRANKENBERGER und TAY 2005, FRANKENBERGER 2009). Das Adhäsiv wirkt wie eine permeable Membran, durch die Dentinflüssigkeit, Sulkusflüssigkeit etc. ungehindert hindurch diffundieren können (TAY et al. 2002).

In vorliegender Untersuchung dagegen zeigte die Kombination aus dem Komposit Clearfil Majesty Posterior und dem Adhäsiv Clearfil S<sup>3</sup> Bond bessere Ergebnisse als die Kombination mit den zwei 2-Schritt Self-Etch-Adhäsiven.

In einer Studie von HEDGE und BHANDARY (2008) zeigte Clearfil S<sup>3</sup> Bond ebenfalls bessere Ergebnisse als das Adhäsiv Clearfil Protect Bond.

Statistisch gesehen konnte zwischen den drei Adhäsiven jedoch kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, sodass keine Empfehlung über den Einsatz eines der drei Adhäsive in Kombination mit Clearfil Majesty Posterior ausgesprochen werden kann.

Das Komposit Filtek Silorane zeigt durch sein spezielles Monomersystem die geringste Volumenschrumpfung während der Polymerisation. Dennoch wies es bereits nach thermischer Belastung im Vergleich zu den anderen Kompositen den höchsten Anteil an Randspalten auf. Auch hier ist die Ursache für die Randspaltenbildung wahrscheinlich auf die adhäsive Befestigung des Komposits zurückzuführen.

Das selbstätzende Adhäsiv „Silorane System Adhesive“, das speziell auf die hydrophobe Chemie des Komposits Filtek Silorane abgestimmt wurde besteht aus einem selbstätzenden Primer und einem hydrophoben, hochviskösen Bonding-Material. Im Unterschied zu gewöhnlichen 2-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven wird der Primer bereits vor dem Auftragen des Bonding-Materials lichtgehärtet. Dementsprechend handelt es sich um ein All-in-one-Adhäsiv, bei dem zur Verbindung der hydrophilen Zahnhartsubstanz mit dem extrem hydrophoben Komposit ein zweiter Bonding-Schritt vorgenommen wird.

Wie bei allen milden selbstätzenden Adhäsiven wird auch mit dem Silorane System Adhesive eine nur sehr dünne Hybridschicht erreicht (MINE et al. 2010).

Dies könnte eine mögliche Erklärung für die nach thermischer Belastung entstandenen Randspalten sein.

Im Gegensatz zu dem Siloran „Hermes“, das vor dem Material Filtek Silorane von der Firma 3M Espe produziert wurde, liegt der Grund für die schlechteren Ergebnisse im Schmelzbereich vermutlich nicht in der Inkompatibilität des Bonding-Materials mit dem Füllungsmaterial. Dies äußerte sich für „Hermes“ durch Randspalten zwischen dem Komposit und dem Bonding-Material (GÄRTNER 2006). In der vorliegenden Studie dagegen lagen die vorgefundenen Randspalten zwischen dem Adhäsiv und der Zahnhartsubstanz.

## **8.2.2 Füllungsrandanalyse der Kompositmaterialien im Bereich der dentinbegrenzten Restaurationsränder**

Im Gegensatz zu schmelzbegrenzten Kavitäten ist eine randspaltfreie Restauration im Dentin ungleich schwieriger zu erzielen. Während im Schmelzbereich die Haftung des Bondings durch geometrische, rheologische und chemische Effekte erfolgt, ist im Dentin aufgrund der organischen Struktur ein differenzierter Haftmechanismus nötig (HELLWIG et al. 2006). Die Säureapplikation führt im Dentin zur Entfernung der „Schmierschicht“ und zur Freilegung eines empfindlichen Kollagennetzwerks, das vor der Applikation des Adhäsivs mit einem hydrophilen Monomer (Primer) benetzt wird. Kollabiert das freigelegte Kollagen, zum Beispiel durch Übertrocknung, so ist eine ausreichende Penetration des Adhäsivs unmöglich.

Bei einer Polymerisationsschrumpfung von 2,5 – 3,5 Vol%, wie sie für handelsübliche Komposite meist zu finden ist, kommt es bei einer schlechten Haftung des Adhäsivs schneller zum Lösen des Verbundes zwischen Adhäsiv und Zahnhartsubstanz und somit zur Ausbildung von Randspalten.

Direkt nach dem Legen der Füllungen ergab die Randspaltenanalyse für alle untersuchten Materialien sehr gute Ergebnisse. Die Versuchsgruppen 4 (Filtek Silorane), 7 (experimentelles Komposit), 8 (Clearfil Majesty Posterior mit Clearfil SE Bond) und 9 (Clearfil Majesty Posterior mit Clearfil Protect Bond) zeigten mit vollkommen randspaltenfreien Füllungsändern eine perfekte marginale Integrität.

Den Ergebnissen im Schmelzbereich entsprechend sind die geringen, beziehungsweise fehlenden Randspaltenanteile wahrscheinlich auf die reduzierte Polymerisationsschrumpfung der Komposite zurückzuführen.

Nach thermischer Wechselbelastung hatten sich die Ergebnisse, verglichen mit vorher, kaum verschlechtert. Mit 12,5% Randspaltenanteil wies Versuchsgruppe 10 die schlechtesten Ergebnisse auf. Die Versuchsgruppen 1 und 9 konnten nach wie vor mit einem Anteil von 100% an perfekten Füllungsändern ideale Randschlussverhältnisse aufweisen.

Bei der Randschlussanalyse der Füllungen nach mechanischer Belastung kamen an 11 Proben aus 5 verschiedenen Versuchsgruppen (Versuchsgruppen 4, 6, 8, 9, 10) nur im Dentin lokalisierte Materialüberhänge zum Vorschein. Diese Füllungsüberhänge konnten bei der Kontrolle unter dem Auflichtmikroskop direkt nach dem Legen der Füllungen sowie bei der vorherigen Untersuchung unter dem Rasterelektronenmikroskop nicht entdeckt werden. Die axiale Krafteinwirkung im

Kausimulator führte offensichtlich zum Aufbiegen und Ablösen des zuvor gut am Wurzelzement adaptierten Materials und somit zur Demaskierung der zuvor nicht sichtbaren Füllungsüberhänge.

Nachfolgend wurden die Füllungsüberhänge der betroffenen Proben nochmals poliert und die Ränder genauestens unter dem Auflichtmikroskop kontrolliert, bevor sie erneut unter dem Rasterelektronenmikroskop untersucht wurden.

Die erneute Analyse ergab, dass die Randschlussverhältnisse unter den Überhängen mit denen der Proben, die von vorneherein keine Überhänge aufwiesen, vergleichbar waren. Es konnten sowohl Randspalten als auch perfekte Füllungsränder gefunden werden, wobei der Anteil an perfekten Rändern überwog. Dies ist von Bedeutung, da in der Klinik eine Kontrolle der approximal gingivalen Füllungsränder unmöglich ist und folglich unvermeidbare Überhänge durch Bondingreste nicht beseitigt werden können. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass dies jedoch keine Nachteile für den Randschluss zur Folge hat.

Nach mechanischer Belastung und erneuter Politur der 11 Füllungen konnte das beste Ergebnis mit nur 7,2% Randspaltenanteil für Versuchsgruppe 4 (Filtek Silorane) verzeichnet werden. Die schlechtesten Ergebnisse dagegen lieferten mit Randspaltenanteilen von mehr als 30% die Versuchsgruppen 5 (exp.Ormocer) und 7 (exp. Komposit), dicht gefolgt von Gruppe 10 (Clearfil Majesty Posterior mit Clearfil S<sup>3</sup> Bond).

Im Gegensatz zum Schmelzbereich zeigten die drei Komposite der Firma Voco (Versuchsgruppen 5, 6 und 7) nach thermo-mechanischer Belastung im Dentinbereich schlechtere Ergebnisse als im Schmelzbereich. Das Komposit Grandio konnte mit 19,5 % Randspaltenanteil noch als gut eingestuft werden, deutlich schlechter dagegen präsentierten sich die experimentellen Materialien mit 37,8% Randspaltenanteil für das Ormocer und 37,5% für das experimentelle Komposit.

Da es für die experimentellen Produkte keine Angaben zu ihrer Polymerisationsschrumpfung gibt, könnte eine stärkere Schrumpfung dieser Materialien mit der Erzeugung interner Spannungen die Ursache sein.

Die vom Hersteller angegebene Volumenschrumpfung des Materials Grandio liegt bei 1,57 Vol% (VOCO, wiss. Produktinformation 2006). Für Ormocere werden bislang Werte von 1-2,8 Vol% angegeben (MANHART et al. 1999).

LEPRINCE et al. (2010) berichten in ihrer Studie, dass sich Grandio durch sein hohes E-Modul okklusalen Stresseinwirkungen extrem gut widersetzen könne. Da die

drei Materialien erst nach der Kausimulation unterschiedliche Werte aufwiesen, könnten auch schlechtere mechanische Eigenschaften der zwei experimentellen Materialien als Ursache in Frage kommen.

Die mäßig bis schlechten Ergebnisse der Versuchsgruppen 5 und 7 verdeutlichen, dass Etch-and-Rinse-Adhäsive im Dentinbereich den Self-Etch-Adhäsiven nicht überlegen sind.

Ein Grund dafür kann in der hohen Techniksensitivität der Etch-and-Rinse-Adhäsive liegen. Die aufwändigen Anwendungsschritte stellen hohe Anforderungen an den Behandler. Es muss einerseits darauf geachtet werden, dass das Kollagengeflecht nach Absprühen der Säure nicht übertrocknet wird, da es sonst in sich zusammenfallen kann, andererseits schadet ein zu hoher Feuchtigkeitsgehalt dem Haftverbund (HELLWIG et al. 2006). Des Weiteren kann es bei Etch-and-Rinse-Adhäsiven zu einer Diskrepanz zwischen der Tiefe der Demineralisation und der anschließenden Imprägnierung durch das Monomer kommen, die dazu führt, dass das in der Tiefe frei liegende Kollagen empfindlich gegenüber Hydrolyse reagiert (VAN MEERBEEK et al. 1992, WANG und SPENCER 2003).

Das experimentelle Ormocer wurde in dieser Studie mit dem bereits auf dem Markt verfügbaren Adhäsiv Admira Bond verwendet. In der Literatur gibt es kontroverse Meinungen über das Randschlussverhalten von Ormoceren, die mit diesem Adhäsiv benutzt wurden. HALLER und SCHUSTER (2000) geben für das Ormocer Admira (Voco, Cuxhaven/Germany) in Kombination mit Admira Bond mit 93% an kontinuierlichen Übergängen sehr gute Randschlussverhältnisse im gingivalen Bereich der Füllungen an. Es ist allerdings anzumerken, dass in der betreffenden Untersuchung nur eine thermische und keine mechanische Belastung der Proben erfolgte. In der vorliegenden Studie wies das experimentelle Ormocer mit einem Anteil von 98% an perfekten Füllungsrandern nach thermischer Belastung sogar bessere Ergebnisse auf. Es ist also anzunehmen, dass die Randschlussverhältnisse in der Studie von HALLER und SCHUSTER (2000) nach mechanischer Belastung ebenfalls schlechter ausgefallen wären.

ERDILEK et al. (2009) untersuchten in ihrer Studie das Randschlussverhalten des Ormocers Admira (Voco, Cuxhaven/Germany) in Kombination mit seinem dazugehörigen Adhäsiv Admira Bond nach thermo-mechanischer Belastung. Die aufgeführten Ergebnisse stimmen mit guten Randschlussverhältnissen im Schmelz und schlechteren im Dentin mit den hier gefunden Resultaten überein. KOURNETAS

et al. (2004) geben als mögliche Ursache für das schlechtere Abschneiden von Admira Bond eine ungleichmäßige Stressverteilung innerhalb des Materials an, die auf eine unterschiedlich dicke Adhäsivschicht, entstanden durch „Pfützenbildung“ („Pooling“) beim Auftragen des Bonding-Materials, zurückzuführen ist.

Da es sich bei dem hier verwendeten Ormocer um ein Material in der Testphase handelt und Admira Bond speziell für das Ormocer Admira entwickelt wurde, ist eine weitere mögliche Ursache für die schlechteren Ergebnisse eine mangelhafte Abstimmung des Adhäsivs auf das Komposit, die zu chemischen Inkompatibilitäten geführt haben könnte (MANHART et al. 1999).

Die Haftfestigkeit eines Adhäsivs spielt eine wichtige Rolle, insbesondere wenn im Material interne Spannungen, verursacht durch Schrumpfungsphänomene, vorliegen. Im Gegensatz zu Etch-and-Rinse-Adhäsiven wird durch das gleichzeitige Auftragen der Säure und des Primers eine Diskrepanz zwischen der Tiefe des Ätzmusters und den mit Adhäsiv infiltrierten Bereichen vermieden (NAKABAYASHI und SAIMI 1996, BOUILLAGUET et al. 2001). Hinzu kommt eine einfachere und schnellere Anwendung, die weniger Spielraum für behandlerabhängige Fehler lässt.

Mit Abstand die besten Ergebnisse wies im Dentinbereich das relativ neu entwickelte Komposit Filtek Silorane auf. Es wird in Kombination mit einem speziell auf seine hydrophobe Chemie angepassten Adhäsiv, das aus einem selbstätzenden, lichthärtenden Primer und einem zusätzlichen Bonding-Material besteht, eingesetzt. Zahlreiche Untersuchungen bestätigen die guten Ergebnisse für dieses Material (BAGIS et al. 2009, PAPADOGIANNIS et al. 2009). MINE et al. (2010) vermuten, dass das zusätzliche Auftragen des hydrophoben Bonding-Materials einen wichtigen Schutz vor einströmenden Flüssigkeiten darstellt und so zur Erzeugung eines guten Randschlusses beiträgt. Auf diese Weise konnte im Vergleich zu dem Vorgänger „Hermes“ (3M Espe, Seefeld/Germany), der diesen Bonding-Schritt nicht aufwies (GÄRTNER 2006), eine erhebliche Verbesserung der marginalen Integrität erreicht werden.

Genau wie in Versuchsgruppe 4, wenn auch nicht so signifikant, zeigten die Versuchsgruppen 8 und 9 bessere Ergebnisse im Dentinbereich als im Schmelz. Dies stimmt mit Literaturhinweisen überein, in denen für selbstätzende Adhäsive aufgrund ihres schwächeren Ätzmusters schlechtere Randschlussverhältnisse im Schmelzbereich angegeben werden (BESNAULT und ATTAL 2002).

Die Ausnahme bildet hier Versuchsgruppe 10, in der das All-in-one- Adhäsiv Clearfil S<sup>3</sup> Bond mehr Randspalten im Dentin als im Schmelz verursachte.

Dies entspricht weitestgehend den Untersuchungen von FRANKENBERGER (2009), in denen ebenso für Clearfil S<sup>3</sup> Bond die Randschlussverhältnisse im Schmelz besser als im Dentin waren, während Clearfil Protect Bond und Clearfil SE Bond im Dentin besser abschnitten. Als Grund für die schlechteren Ergebnisse der All-in-one- Adhäsive vermutet FRANKENBERGER (2009) eine stärkere hydrolytische Degradation des Materials durch den fehlenden Schutz der Bonding-Schicht.

Die statistische Analyse ergab jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen den drei Adhäsiven, sodass auch hier keine Empfehlung für eines der Materialien möglich ist.

Insgesamt konnten sowohl für den Schmelz- als auch für den Dentinbereich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Materialien nach thermo-mechanischer Belastung gefunden werden. Ein Grund hierfür ist die relativ hohe Streuung der Ergebnisse, die bei fast allen Materialien vorzufinden war. Die Ursache könnte in der Techniksensitivität der Materialien in Bezug auf manuelle Einflüsse zu finden sein, beziehungsweise durch die variablen Eigenschaften von Schmelz und Dentin hervorgerufen worden sein.

Zum Schluss ist anzumerken, dass die vorliegenden Ergebnisse dieser Untersuchung nur einer relativen Einschätzung der Tauglichkeit der Materialien im oralen Milieu dienen konnten. Da es unter Laborbedingungen unmöglich ist, alle auf die Mundhöhle einwirkenden Faktoren zu berücksichtigen, sollte auf die Durchführung weiterer klinischer Studien für eine sichere Aussagekraft nicht verzichtet werden.

### **8.2.3 Füllungsrandanalyse der Glasionomerezemente im Bereich der schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsränder**

Da Glasionomerezemente eine eigene Materialgruppe darstellen, die sich in vielerlei Hinsicht von den Kompositen unterscheidet, wurden die Untersuchung und Auswertung der Füllungen separat vorgenommen.

Bei dem hier verwendeten Zement handelt es sich um ein experimentelles Material, das nach Herstellerangaben so gut wie keine Volumenschumpfung aufweist.

Dieses Material wurde in drei Versuchsgruppen der Studie eingesetzt. In Versuchsgruppe 1 wurde der mitgelieferte Konditionierer verwendet, in Versuchsgruppe 2 kam eine zusätzliche versiegelnde Heliobondschicht hinzu, während in Versuchsgruppe 3 ein anderer Konditionierer (Resulcin) zum Einsatz kam.

Die guten Randschlussverhältnisse direkt nach dem Legen der Füllungen bestätigten die Angaben des Herstellers. Mit 84% an perfekten Füllungsändern im Schmelzbereich wies Versuchsgruppe 1 das schlechteste Ergebnis auf. In den beiden anderen Versuchsgruppen lagen mit 100% an perfekten Füllungsändern ideale Bedingungen vor. Im Dentinbereich wies Versuchsgruppe 3 mit 91,3% die schlechtesten Ergebnisse auf, während die zwei anderen Gruppen 100% an perfekten Füllungsändern zeigten.

In der Untersuchung von FEILZER et al. (1988) konnte bereits demonstriert werden, dass Glasionomerezemente eine geringere Polymerisationsschumpfung als Komposite aufweisen. Ein Grund hierfür kann ihr langsamer Abbindemechanismus sein. Da nach 10 Minuten erst 40-50% der Aushärtung abgelaufen ist, wird über längere Zeit ein Nachfließen des Materials ermöglicht, und so der Schumpfung entgegengewirkt. Des Weiteren ist das Material in der Lage, eine erhebliche Menge Wasser aus der Umgebung aufzunehmen, was ebenso zu einem Stressabbau führen kann (FEILZER et al. 1988).

Nach thermischer Wechselbelastung gab es im Schmelzbereich lediglich in Versuchsgruppe 3 mit 9% Randspaltenanteil einen leichten Unterschied zu verzeichnen. Im Dentinbereich wiesen alle Füllungen mit einem Randspaltenanteil unter 10% immer noch sehr gute Ergebnisse auf. Bei der mechanischen Belastung der Proben kam es dagegen nach nur wenigen Zyklen zum kompletten Verlust aller Füllungen. Dabei gab es zwischen den einzelnen Versuchsgruppen keinen Unterschied. Dies bestätigt die vielen Literaturangaben, in denen für

Glasionomerezemente eine geringere Haftfestigkeit als für Komposite angegeben wird (FRANKENBERGER et al. 1997). Der chemische Haftverbund zwischen dem Material und der Zahnhartsubstanz konnte der axial einwirkenden Kraft nicht standhalten. Diese Ergebnisse bekräftigen die schon mehrfach angesprochene Tatsache, dass Glasionomerezemente nicht für den Einsatz im kaulasttragenden Bereich geeignet sind (HICKEL 1997). Da das untersuchte Material wie alle üblichen Glasionomerezemente eine opake und raue Oberfläche besitzt, ist seine Verwendung auch im Frontzahnbereich nicht zu empfehlen. Demzufolge sollten Glasionomerezemente nach wie vor nur als provisorische oder semipermanente Füllungsmaterialien ihren Einsatz finden.

### 8.3 Schlussfolgerung

Die vorliegenden Resultate zeigen, dass auch durch die Verwendung schrumpfungsreduzierter Füllungsmaterialien keine völlig randspaltfreien Füllungen hergestellt werden können. Dies ist ein Hinweis darauf, dass die marginale Integrität einer Füllung nicht nur von der Schrumpfung des Materials, sondern auch von anderen Faktoren wie der Kavitätenkonfiguration, Insertionstechnik, Polymerisationsart, E-Modul des Materials und vielem mehr abhängig ist.

Bei Betrachtung der ermittelten Prozentwerte konnte das Material Grandio (Versuchsgruppe 6) sowohl im Schmelz- als auch im Dentinbereich gute Werte erreichen. Die anderen Komposite dagegen zeigten entweder nur in einem Bereich sehr gute Ergebnisse (Gruppen 5 und 7 im Schmelz, Gruppe 4 im Dentin) oder konnten, wie in den Versuchsgruppen 8, 9 und 10 dargestellt, sowohl im Schmelz als auch im Dentin nur eine bedingt akzeptable marginale Integrität erreichen. Statistisch gesehen konnte allerdings zwischen den einzelnen Materialgruppen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, sodass keine besondere Empfehlung bezüglich eines dieser Materialien ausgesprochen werden kann.

Die guten Randschlussverhältnisse aller Materialien nach 24 Stunden Wasserlagerung sind ein Hinweis auf die geringe Polymerisationsschrumpfung der Komposite. Daraus ist zu schließen, dass die Ansätze zur Schrumpfungsreduktion sinnvoll sind und zu einem gewissen Umfang erfolgreich waren. Um aber auch nach Belastung in allen Bereichen der Füllungen perfekte Ergebnisse zu erzielen, sollte auf die Optimierung der Materialien, insbesondere in Bezug auf ihre Alterungsbeständigkeit, nicht verzichtet werden.

Da es sich bei der vorliegenden Untersuchung lediglich um eine In-vitro-Studie handelte, in der nicht alle Faktoren, die in der Mundhöhle auf die Füllungsmaterialien einwirken, berücksichtigt werden konnten, ist für eine definitive Aussage im Hinblick auf die Tauglichkeit der untersuchten Materialien die Durchführung von klinischen Langzeitstudien unabdingbar. So wurden hier zum Beispiel ausschließlich kariesfreie Zähne verwendet. Außerdem wurde keine Simulation des Pulpainnendrucks vorgenommen. Der Pulpainnendruck könnte jedoch für die hydrolytische Degradation des Adhäsivs eine wichtige Rolle spielen.

Die schlechten Ergebnisse der Glasionomerezemente nach der Kausimulation bestärkten die schon oft publizierte Meinung, dass diese Materialgruppe aufgrund

ihrer geringen Haftwerte an der Zahnhartsubstanz sowie ihrer schlechten mechanischen Eigenschaften nicht für die definitive Anwendung im kaulasttragenden Bereich geeignet ist.

## 9 Literaturverzeichnis

### **3M Espe (2008):**

Filtek Silorane, Studienbroschüre, eine Zusammenstellung wissenschaftlicher Ergebnisse.

[http://solutions.3mdeutschland.de/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?locale=de\\_DE&cmd=1204200126000&assetId=1180596611302&assetType=MMM\\_Image&blobAttribute=ImageFile](http://solutions.3mdeutschland.de/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?locale=de_DE&cmd=1204200126000&assetId=1180596611302&assetType=MMM_Image&blobAttribute=ImageFile)

### **Abdalla A.I., El Zohairy A.A, Aboushelib M.M.N. Feilzer A.J. (2007):**

Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. Am J Dent 20 (4): 250-254

### **ADA Council on Scientific Affairs (2003):**

Direct and indirect restorative Materials. J Am Dent Assoc 134 (4): 463-72

### **Albaladejo A., Osorio R., Toledano M., Ferrari M. (2010):**

Hybrid layers of etch-and-rinse versus self-etching adhesive systems. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 1; 15 (1):e112-8

### **Atkinson A.S, Pearson G.J. (1985):**

The evolution of glass-ionomer cements. Br Dent J 159 (10): 335-7

### **Bagis YH., Baltacioglu IH., Kahyaogullari S. (2009):**

Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide Class II MOD cavities. Oper Dent 34 (5): 578-585

### **Balevi B. (2009):**

Fine-hybrid and nanohybrid restorative materials show similar durability in Class II cavities. Evid Based Dent 10 (4): 107-108

### **Bausch J.R., De Lange K., Davidson C.L., Peters A., De Gee A.J. (1982):**

Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. J Prosthet Dent 48 (1): 59-67

**Bedran-de-Castro A.K.B., Pereira P.N.R., Pimenta L.A.F., Thompson J.Y. (2004a):**

Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. Oper Dent 29 (2): 150-156

**Bedran-de-Castro A.K.B., Pereira P.N.R., Pimenta L.A.F. (2004b):**

Long-term bond strength of restorations subjected to thermo-mechanical stresses over time. Am J Dent 17 (5): 337-341

**Ben-Amar A., Metzger Z., Gontar G. (1987):**

Cavity design for Class II composite restorations. J Prosthet Dent 58: 5-8

**Besnault C., Attal J.P. (2002):**

Influence of a simulated oral environment on microleakage of two adhesive systems in Class II composite restorations. J Dent 30: 1-6

**Blunck U. (1988):**

Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsrändern im Dentin in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 43: 939-943

**Blunck U. (1999):**

Grundlagen der Adhäsivtechnik

In: Boer W.H. (Hrsg): Metallfreie Restaurationen, Kap. 2, Spitta, Balingen

**Blunck U., Zaslansky P. (2007):**

Effectiveness of all-in-one adhesive systems tested by thermocycling following short and long-term water storage. J Adhes Dent 9: 231-240

**Bouillaguet S., Gysi P., Wataha J.C., Ciucci B., Cattani M., Godin C., Meyer J.M. (2001):**

Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. J Dent 29: 55-61

**Bowen R.L. (1962):**

Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidylmethacrylate.

US Patent 3066112

**Bowen R.L., Rapson J.E., Dickson G. (1982):**

Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins.

J Dent Res 61(5): 654-658

**Braga R.R., Ferracane J.L. (2002):**

Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics.

J Dent Res 81 (12): 114-118

**Buonocore M.G. (1995):**

A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 34 (6): 849

**Celik C., Arhun N., Yamanel K. (2010):**

Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: 12 month results. Eur J Dent 4 (1): 57-65

**Coelho-de-Souza F.H., Camacho G.B., Demarco F.F., Powers J.M. (2008):**

Fracture resistance and gap formation of MOD restorations: Influence of restorative technique, bevel preparation and water storage. Oper Dent 33 (1): 37-43

**Darbyshire P.A., Messer L.B., Douglas W.H. (1988):**

Microleakage in Class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. J Dent Res 67 (3): 585-587

**Davidson,C.L., De Gee,A.J. & Feilzer,A. (1984):**

The competition between composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. J Dent Res 63 (12): 1396-1399

**Davidson C.L., Abdalla A.I. (1993):**

Effect of thermal and mechanical load cycling on the marginal integrity of Class II resin composite restorations. Am J Dent 6 (1): 39-42

**De Araujo E.M Jr., Fortkamp S., Baratieri L.N. (2009):**

Closure of diastema and gingival recontouring using direct adhesive restorations: a case report. J Esthet Restor Dent 21 (4): 229-240

**Douvitsas G. (1991):**

Effect of cavity design on gap formation in Class II composite resin restorations. J Prosthet Dent 65 (4): 475-479

**Eick J.D., Johnson L.N., Fromer J.R., Good R.J., Neumann A.W. (1972):**

Surface topography: its influence on wetting and adhesion in a dental adhesive system. J Dent Res 51 (3): 780-788

**Eliades G.C., Caputo A.A. (1989):**

The strength of layering technique in visible light-cured composites. J Prosthet Dent 61 (1): 31-38

**Erdilek D., Dörter C., Koray F., Kunzelmann K.H., Efes G.B., Gomec Y. (2009):**

Effect of thermo-mechanical load cycling on microleakage in Class IIOrmocer restorations. Eur J Dent 3 (3): 200-205

**Erhardt M.C., Toledano M., Osorio R., Pimenta L.A. (2008):**

Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure. Dent Mater 24 (6): 786-798

**Ernst C.P., Willershhausen B. (2003):**

Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Komposite. ZM 93: 790-800

**Ernst C.P., Fiedler T., Brandenbusch M., Willershausen B. (2005):**

In-Vitro-Untersuchung zum Randschluss selbstkonditionierender Adhäsive in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 60 (4): 193-199

**Feilzer A.J., De GEE A.J., Davidson C.L. (1988):**

Curing contraction of composites and glass-ionomer cements.

J Prosthet Dent 59 (3): 297-300

**Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L. (1990):**

Relaxation of polymerisation contraction shear stress by hygroscopic expansion.

J Dent Res 69 (1): 36-39

**Folwaczny M., Loher C., Mehl A., Kunzelmann KH., Hickel R. (2001):**

Class V lesions restored with four different tooth-colored materials – 3-year results.

Clin Oral Investig 5 (1): 31-9

**Frankenberger R., Sindel J., Krämer N. (1997):**

Viscous glass-ionomer cements: A new alternative to amalgam in the primary dentition. Quint Int 28 (10): 667-676

**Frankenberger R., Krämer N. (1999):**

Glasionomerzemente

In: Wolfgang-M. Boer (Hrsg.): Metallfreie Restaurationen, Band 1, Teil 4

Spitta Verlag Balingen 1999

**Frankenberger R., Tay F.R. (2005):**

Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater 21: 397-412

**Frankenberger R. (2006):**

Bonding 2006 – Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. Quintessenz 57 (5): 485-495

**Frankenberger R., Petschelt A., Krämer N. (2008):**

Klinische Werkstoffkunde für ein modernes Behandlungskonzept in der Kinderzahnheilkunde.

In: Einwag J., Pieper K. (Hrsg.): Praxis der Zahnheilkunde, Kinderzahnheilkunde, 3. Auflage. Urban und Fischer, München-Jena, 136-155

**Frankenberger R. (2009):**

Adhäsivtechnik 2009- Neuigkeiten, Tipps und Trends. Quintessenz 60 (4): 415-423

**Fraunhofer ISC (2009):**

ORMOCER<sup>®</sup>e als kompakte Werkstoffe: dentale Anwendungen

[http://www.ormocer.de/kompakte\\_werkstoffe/dentale\\_anwendungen/index.jsp](http://www.ormocer.de/kompakte_werkstoffe/dentale_anwendungen/index.jsp)

**Gärtner A. (2006):**

Untersuchung des Randschlussverhaltens von Füllungen aus Kompositmaterialien in approximal dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten.

Med. Diss., Universität des Saarlandes

**Gasser O. (1987):**

Glasionomerzemente Gegenwart und Zukunft aus werkstoffkundlicher Sicht.

Schweiz Mschr Zahnmed 97 (3): 328-336

**Geurtsen W. (1989):**

Aufbau und werkstoffkundliche Eigenschaften zahnärztlicher Komposite.

In: Geurtsen W. (Hrsg): Klinik der Kompositfüllung, Hanser, München, 11-31

**Geurtsen W. (1999):**

Kunststofffüllung

In: Heidemann D. (Hrsg.): Kariologie und Füllungstherapie, 4. Auflage.

Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore

**Glockner K., Reich M.E., Kos S., Keil C., Ebeleseder K., Städtler P. (1998):**

Randadaptation von verschiedenen zahnfarbenen Klasse II Restaurationen.

Dtsch Zahnärztl Z 53: 775-780

**Greiwe K, Schottner G (1990):**

ORMOCERE: Eine neue Werkstoffklasse. FhGBerichte 1990 2: 64-67

**Guggenberger R., Weinmann W. (2000):**

Exploring beyond methacrylates. Am J Dent 13 (special issue): 82-8

**Haller B., Schuster P. (2000):**

Randqualität eines Ormocers (Admira) und eines Feinhybridkomposits (Arabesk Top) in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 55 (5): 331-335

**Hannig M. (1990):**

Indikation, Verarbeitung und Pulpaverträglichkeit von Glasionomerkementen

In: Akademie Praxis und Wissenschaft (Hrsg.): Neue Füllungsmaterialien.

Indikation und Verarbeitung. Carl Hanser, München, 67-87

**Hannig M., Reinhardt K.J., Bott. B (1999):**

Self-etching Primer vs Phosphoric Acid: An Alternative Concept for Composite-to-Enamel Bonding. Oper Dent 24: 172-180

**Hannig M., Bott B. (2000):**

Randschlussverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 55 (2): 134-138

**Hannig M., Friedrichs C. (2001):**

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

Oper Dent 26: 3-11

**Hannig M., Reinhardt K.J., Bott B. (2001):**

Composite-to-Dentin Bond Strength, Micromorphology of the bonded Dentin Interface and Marginal Adaptation of Class II Composite Resin Restorations Using Self-Etching Primers. Oper Dent 26: 157-165

**Hatibovic-Kofman S., Koch G., Ekstrand J. (1997):**

Glass ionomer materials as a rechargeable fluoride-release system.  
Int. J Paediatr Dent 7: 65-73

**Hedge N., Bhandary S. (2008):**

An evaluation and comparison of shear bond strength of Composite resin to dentin, using newer dentin bonding agents. J Conserv Dent 11 (2): 71-5

**Hellwig E., Klimek J., Achenbach K. (1991):**

Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit- Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 46: 270-273

**Hellwig,E., Klimek,J., Attin,T. (2006):**

Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Auflage, Urban &Fischer Verlag

**Hennig A.C., Helbig E.B., Haufe E., Richter G., Kumm H.W.(2004):**

Die Versorgung von Klasse-V-Kavitäten mit dem Ormocer<sup>®</sup>-basierenden Füllungssystem Admira<sup>®</sup>. Schweiz Monatsschr Zahnmed, Vol 114: 2/2004, 104-114

**Hickel R., Voß A. (1988):**

(Langzeit)erfahrungen mit Glasionomern. Dtsch Zahnärztl Z. 43: 263-271

**Hickel R. (1997):**

Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 52 (9): 572-585

**Hickel R. und Kunzelmann K.-H. (1999):**

Glasionomer- und Kompomerfüllung.

In: Heidemann D. (Hrsg.): Kariologie und Füllungstherapie, 4. Auflage.  
Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore, 155-172

**Hickel R., Ernst HP., Haller B., Hugo B., Kunzelmann KH., Merte K., Ott K., Schmalz G., Staehle HJ. (2005):**

Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich – Indikation und Lebensdauer  
Gemeinsame Stellungnahme der DGZ und DGZMK.

Dtsch Zahnärztl Z 60 (10): 543-545

**Hirasawa T., Hirano S., Hirabayashi S., Harashima J., Aizawa M. (1983):**

Initial dimensional change of composites in dry and wet conditions.

J Dent Res 62 (1): 28-31

**Hofmann N. (2010):**

Zeitgemäße Schichttechnik für Komposit im Seitenzahngebiet.

Quintessenz 61 (5): 567-572

**Hugo B., Lussi A., Hotz P. (1992):**

Die Präparation der Schmelzrandschrägung bei approximalen Kavitäten.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 102: 1181-1188

**Iida Y., Nikaido T., Kitayama S., Takagaki T., Inoue G., Ikeda M., Foxton R.M., Tagami J. (2009):**

Evaluation of dentin bonding performance and acid-based resistance of the interface of two-step self-etching adhesive systems. Dent Mat J 28 (4): 493-500

**Imazato S., Russel R.R.B., Mc Cabe J.F. (1995):**

Antibacterial activity of MDPB polymer incorporated in dental resin.

J Dent 23 (3): 177-181

**Imazato S., Kinomoto Y., Tarumi H., Torii M., Russell R.R.B., McCabe J.F. (1997):**

Incorporation of antibacterial monomer MDPB into dentin primer.

J Dent Res 76 (3): 768-772

**Imazato S., Torii Y., Takatsouka T., Inoue K., Ebi N., Ebisu S. (2001):**

Bacterial effect of dentin primer containing antibacterial monomer methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) against bacteria in human carious dentin. J Oral Rehab 28: 314-319

**Janda R. (2000):**

Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe

In: Eichner K., Kappert HF (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, 7. Auflage. Georg Thieme Verlag KKG, Stuttgart, 173-209

**Kaaden C., Powers J.M., Friedl K.H., Schmalz G. (2002):**

Bond strength to self-etching adhesives to dental hard tissues.

Clin Oral Invest 6: 155-160

**Kleverlaan C.J., Feilzer A.J. (2005):**

Polymerisation shrinkage and contraction stress of dental resin composites

Dent Mater 21: 1150-1157

**Koike T., Hasegawa T., Manabe A., Itoh K., Wakumoto S. (1990):**

Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites.

Dent Mater 6: 178-180

**Kournetas N., Chakmakchi M., Kakaboura A., Rahiotis C., Geis-Gerstorfer J. (2004):**

Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. Clin Oral Invest 8: 123-129

**Krämer N. (1997):**

Moderne Füllungstherapie im Milch- und Wechselgebiss.

Dtsch Zahnärztl Z 52 (2): 89-99

**Krejci I., Reich T., Lutz F., Albertoni M (1990):**

In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme.

1.Computergesteuerter Kausimulator.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 100 (8): 953-960

**Krejci I. (1992):**

Zahnfarbene Restaurationen- Qualität Potential und Indikationen.

Carl Hanser Verlag, München-Wien, 2-36

**Leinfelder KF. (1995):**

Posterior composite resins: the material and their clinical performance.

J Am Dent Assoc 126: 663-664

**Leprince J., Palin W.M., Mullier T., Devaux J., Vreven J., Leloup G. (2010):**

Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. J Oral Rehabil. 37 (5): 364-76

**Li H., Burrow M.F., Tyas M.J. (2002):**

The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems.

Dent Mater 18: 111-119

**Lohbauer U., Krämer N. (2009):**

Werkstoffkundliche Standortbestimmung konventioneller Glasionomerzemente.

Quintessenz 60 (7): 799-808

**Lopes M.B., Sinhoreti M.A., Gonini Jr. A., Consani S., McCabe J.F. (2009):**

Comparative study of tubular diameter and quantity for human and bovine dentin at different depths. Braz Dent J 20 (4): 279-83

**Lutz F., Phillips R.W. (1983):**

A classification and evaluation of composite resin systems.

J Prosthet Dent 50: 480-488

**Lutz F., Phillips R.W., Roulet J.F., Imfeld T. (1983):**

Komposits - Klassifikation und Wertung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 93: 914-929

**Majeed A., Osman Y.I., Al-Omari T. (2009):**

Microleakage of four composite resin systems in Class II restorations.

SADJ 64 (10): 484-488

**Manhart J., Hollwich B., Mehl A., Kunzelmann K.H., Hickel R. (1999):**

Randqualität von Ormocer- und Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung. Dtsch Zahnärztl Z 54 (2): 89-95

**Manhart, J. (2006):**

Restaurative und ästhetische Zahnheilkunde mit direkten Kompositen im Seitenzahnbereich. Zahnärzteblatt Sachsen 0506, 27-30

**Manhart J. (2008):**

Praxistaugliche Schichttechnik für die Anwendung von plastischen Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich. Quintessenz 59 (12): 1337-1342

**Mc Caghren RA., Retief DH., Bradley EL., Denys FR. (1990):**

Shear bond strength of light-cured glass ionomer to enamel and dentin.

J Dent Res 69 (1): 40-45

**Mc Kinney J.E., Antonucci J.M., Rupp N.W. (1988):**

Wear and microhardness of a silver-sintered glass-ionomer cement.

J Dent Res 67 (5): 831-835

**McLeod M.E., Price R.B.T., Felix C.M. (2010):**

Effect of configuration factor on shear bond strengths of self-etch adhesive systems to ground enamel and dentin. Oper Dent 35 (1): 84-93

**Mine A., De Munck J., Van Ende A., Cardoso MV., Kuboki T., Yoshida Y., Van Meerbeek B. (2010):**

TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin.  
Dent Mater 26 (6): 524-32

**Mitra SB. (1991):**

Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer cement.  
J Dent Res 70 (1): 72-74

**Mitra, S., B., Wu, D., Holmes, B. N. (2003):**

An application of nanotechnology in advanced dental materials.  
J Am Dent Assoc 134 (10): 1382-1390.

**Mixson J.M., Richards N.D., Mitchell R.J. (1993):**

Effects of dentin age and bonding on microgap formation. Am J Dent 6 (2): 72-6

**Mount G.J. (1998):**

Clinical performance of glass-ionomers. Biomaterials 19: 573-9

**Mount G.J. (2002):**

Restorative Materials

In: Dunitz M. (Hrsg.): An Atlas of glass-ionomer cements: A clinician's guide,  
3. Auflage. Thieme, New-York, 95-113

**Naasan M.A., Watson T.F. (1998):**

Conventional glass-ionomers as posterior restorations – A status report for the  
American Journal of Dentistry. Am J Dent 11 (1): 36-44

**Nakabayashi N., Saimi Y. (1996):**

Bonding to intact dentin. J Dent Res 75 (9): 1706-1715

**Nikaido T., Kunzelmann K.H., Chen H., Ogata M., Harada N., Yamaguchi S., Cox C.F., Hickel R., Tagami J. (2002):**

Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin.

Dent Mater 18: 269-275

**Osborne J.W. (1992):**

Dental amalgam and mercury vapor release. Adv Dent Res 6: 135-8

**Osorio R., Toledano M., De Leonardi G., Tay F. (2003):**

Microleakage and interfacial morphology of self-etching adhesives in class V resin composite restorations. J Biomed Mater Res B 66: 399-409

**Osorio R. Toledano M., Osorio E., Aguilera FS., Tay FR. (2005):**

Effect of load cycling and in vitro degradation on resin dentin bonds using a self-etching primer. J Biomed Mater Res A. 72 (4): 399-408

**Pahlavan A., Dennison J.B., Charbeneau G.T. (1976):**

Penetration of restorative resins into acid-etched human enamel.

J Am Dent Assoc 93: 1170

**Papadogiannis D., Kakaboura A., Palaghias G., Eliades G. (2009):**

Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin-composites.

Dent Mater 25; 1509-1516

**Perdigao J., Geraldeli S. (2003):**

Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel.

J Esthet Restor Dent 15: 32-42

**Perdigão J., Geraldeli S., Hodges J.S. (2003):**

Total-etch versus Self-etch adhesive. J Am Dent Assoc 134 (12): 1621-1629

**Perdigao J. (2010):**

Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment.  
Dent Mater 26 (2):e 24-37

**Petschelt A., Krämer N., Frankenberger R. (2008):**

Füllungstherapie im Wechselgebiss

In: Einweg J, Pieper K (Hrsg.): Praxis der Zahnheilkunde, Kinderzahnheilkunde,  
3. Auflage

Urban und Fischer, München-Jena, 187-220

**Reinhardt,K.J., Vahl.J., Tölle,F. (1984):**

Vergleichende Untersuchungen zur Tauglichkeit von Kompositen im  
Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 39: 105-109.

**Retief D.H. (1992):**

Clinical applications of enamel adhesives

Oper Dent 5: 44-49

**Roulet J.F. (1987):**

Degradation of dental polymers. Basel, Karger Verlag

**Schroeder HE. (1987):**

Orale Strukturbiologie. Georg Thieme Verlag Stuttgart - New York

**Sidhu S.K., Omata Y., Tanaka T., Koshiro K., Spreafico D., Semeraro S.,**

**Mezzanzanica D., Sano H. (2007):**

Bonding characteristics of newly developed all-in-one adhesives.

J Biomed Mater Res B 80 (2): 297-303

**Städtler P. (2005):**

Füllungstherapie mit Kompositmaterialien und Glasionomernzementen.

In: Gängler P., Hoffmann T., Willershausen B., Schwenzer N., Ehrenfeld M.

(Hrsg): Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie, 2. Auflage.

Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart

**Swartz M.L., Phillips R.W., Clark J.E. (1984):**

Long term fluoride release from glassionomer cement. J Dent Res 63: 158-160

**Swift E.J., Perdigao J., Heymann H.O. (1995):**

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

Quint int 26 (2): 95-110

**Tay F.R., Pashley D.H., Suh B.I., Carvalho R.M., Itthaganun A. (2002):**

Single-step adhesives are permeable membranes. J Dent 30: 371-382

**Tay FR., Lai CNS., Chersoni S., Pashley DH., Mak YF., Suppa P., Prati C., King NM (2004):**

Osmotic Blistering in Enamel Bonded with One-step Self-etch Adhesives.

J Dent Res 83 (4): 290-295

**Thonemann B.M., Federlin M., Schmalz G., Hiller K.A. (1997):**

SEM analysis of marginal expansion and gap formation in Class II composite restorations. Dent Mater 13: 192-197

**Torstenson B., Brännström M. (1988):**

Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. Oper Dent 13: 24-31

**Van Ende A., De Munck J., Mine., Lambrechts P., Van Meerbeek B. (2010):**

Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface?

Dent Mater 26: 215-222

**Van Noort R. (2002):**

Introduction to dental materials, 2. Auflage, Mosby/Elsevier, 124-140

**Van Meerbeek B., Inokoshi S., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G. (1992):**

Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. J Dent Res 71 (8): 1530-1540

**Voco (2006):**

Wissenschaftliche Produktinformation Grandio / Grandio Flow (2006)

[http://www.grandio.de/de/grandio\\_wp\\_de.pdf](http://www.grandio.de/de/grandio_wp_de.pdf)

**Vojinovic O., Nyborg H., Brannstrom M. (1973):**

Acid treatment of cavities under resin fillings: bacterial growth in dentinal tubules and pulpal reactions. J Dent Res 52 (6): 1189-1193

**Wang Y., Spencer P. (2003):**

Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding.

J Dent Res 82: 141-145

**Weinmann W., Thalacker C., Guggenberger R. (2005):**

Siloranones in dental composites. Dent Mater 21: 68-74

**Wolter H., Storch W., Ott H. (1994a):**

Dental filling materials (posterior composites) based on inorganic/organic copolymers (Ormocers). Proc Int Symp Macromolecules, 503

**Wolter H., Storch W., Ott H. (1994b):**

New inorganic/organic copolymers (ORMOCER<sup>®</sup>S) for dental application.

Mat. Res. Soc. Symp. Proc. 346: 143-149

**Yamazaki P.C.V., Bedran-Russo A.K.B., Pereira P.N.R., Swift Jr E.J. (2006):**

Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material.

Oper Dent 31 (6): 670-676

**Yoshida Y., Nagakane K., Fukuda R., Nakayama Y., Okazaki M., Shintani H., Inoue S., Tagawa Y., Suzuki K. (2004):**

Comparative study on adhesive performance of functional monomers.

J Dent Res 83 (6): 454-458

# 10 Anhang

## Materialliste:

### - Füllmaterialien:

Filtek Silorane (3M Espe AG, Seefeld/Germany)

Experimentelles Ormocer (V37877) (Voco, Cuxhaven/Germany)

Grandio (Voco, Cuxhaven/Germany)

Experimentelles Komposit (V37934) (Voco, Cuxhaven/Germany)

Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Osaka/Japan)

„0“ Exp. Filling Cement (S&C Polymer GmbH, Elmshorn/Germany)

### - Adhäsive und Konditionierer:

Silorane System Adhesive (3M Espe AG, Seefeld/Germany)

Phosphorsäure 37,5%(Gel etchant, KerrHawe, Switzerland)

Admira Bond (Voco, Cuxhaven/Germany)

Solobond M (Voco, Cuxhaven/Germany)

Clearfil SE Bond (Kuraray, Osaka/Japan)

Clearfil Protect Bond (Kuraray, Osaka/Japan)

Clearfil S<sup>3</sup> Bond (Kuraray, Osaka/Japan)

„0“ Exp. Conditioner (S&C Polymer GmbH, Elmshorn/Germany)

### - RotoMix, Anmischgerät (3M Espe AG, Seefeld/Germany)

### - Gummipolierer: Diacomp II Polierset Komposit (Komet/Gebr Brasseler, Lemgo/Germany)

### - Sof-Lex, Polierscheibchen (3M ESPE AG, Seefeld/Germany)

### - Astralis 9, Polymerisationslampe (Ivoclar vivadent, Schaan/Liechtenstein)

### - President light body, A-Silikon (Coltène/Whaledent GmbH und Co. KG, Langenau/Germany)

### - Stycast, Epoxidharz (Emerson & Cuming, Westerlo/Belgium)

### - Leit-C nach Göcke, Karbonkleber Conductive Carbon Cement (PLANO GmbH, Wetzlar/Germany)

### - Aluminium Specimen Stubs, REM Probenhalter (Agar Scientific Ltd, Essex/UK)

### - Sputter Coater SC 7640, Sputteranlage (Polaron Equipment Ltd. – Quorum technologies, Newhaven/UK)

- Willytec Themocycler V. 2.8 (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham/Germany)
- Kausimulator CS-4.8 (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham/Germany)
- Paladur, Prothesenkunststoff (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau/Germany)
- Quanta 200 HV, Rasterelektronenmikroskop (Fei Company, Eindhoven/Netherlands)
- Software für Statistik: SPSS 18.0 for Windows (SPSS Inc. Chicago, IL, USA)

## 11 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. M. Hannig, Direktor der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde der Universität des Saarlandes, der die Durchführung dieser Studie ermöglicht hat und mir während meiner gesamten Arbeit stets zur Hilfe stand.

Herrn Dr. F. Al-Marrawi danke ich für die Betreuung am Rasterelektronenmikroskop und für seine Hilfe bei der statistischen Analyse der Ergebnisse.

Schließlich möchte ich meinem Lebensgefährten Benjamin Rehage danken, der mich stets in meiner Arbeit bestärkt hat, sowie meinen Eltern, die mir dieses Studium und meinen bisherigen Werdegang durch großzügige Unterstützung ermöglicht haben.

# 12 Lebenslauf

## **Persönliche Daten:**

Name: Melanie Sandra Chapat

Anschrift: Untere Allee 15  
66424 Homburg/Saar  
Telefon: 06841-9850585  
E-Mail: melanie.chapat@web.de

Geburtsdatum: 26.06.1984, Landau/Pfalz

Familienstand: ledig

## **Schulische Ausbildung:**

1990-1992: Französische Grundschule, Landau/Pfalz  
1992-1994: Grundschule Wollmesheimer Höhe, Landau/Pfalz  
1994-2003: Max-Slevogt-Gymnasium, Landau/Pfalz  
März 2003: Allgemeine Hochschulreife  
Französisches Abitur „Diplôme du baccalauréat général“,  
Aix-Marseille

## **Studium:**

2003-2009: Studium der Zahnmedizin an der Universität des Saarlandes  
Dezember 2009: Zahnärztliche Prüfung

## **Beruflicher Werdegang:**

Januar-März 2010: Wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde, Homburg (Teilnahme an der DAJ-Studie)

Seit Juni 2010: Wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde, Homburg

## **Promotion:**

Seit März 2008: Doktorandin an der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde, Universität des Saarlandes (Prof. M. Hannig)

## **Sonstige Qualifikationen:**

Sprachkenntnisse: Deutsch und Französisch (Muttersprache)  
Gute Englischkenntnisse

Homburg, den 03.01.2011