

Aus der Zahnklinik 1 - Zahnerhaltung und Parodontologie  
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg  
Direktor: Prof. Dr. A. Petschelt

---

**Randspaltverhalten neuer ästhetischer Komposite mit  
unterschiedlichen Haftvermittlern in Klasse-V-Kavitäten**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde  
der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von  
**Holger Täuber**  
aus Bayreuth

**Gedruckt mit Erlaubnis der  
Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg**

Dekan:	Prof. Dr. Dr. J. Schüttler
Referent:	Prof. Dr. R. Frankenberger
Korreferent:	Prof. Dr. A. Petschelt
Tag der mündlichen Prüfung:	10. Februar 2010

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>5</b>
1.1	Ziel der in-vitro-Studie	5
1.2	Methode	5
1.3	Ergebnisse	5
1.4	Klinische Relevanz	6
<b>1</b>	<b>Summary</b>	<b>7</b>
1.1	Aims of the in vitro study	7
1.2	Methods	7
1.3	Results	7
1.4	Clincial relevance	8
<b>2</b>	<b>Einleitung</b>	<b>9</b>
<b>3</b>	<b>Literaturübersicht</b>	<b>11</b>
3.1	Komposite	11
3.1.1	Einteilung	11
3.1.2	Zusammensetzung	12
3.2	Adhäsivsysteme	14
3.2.1	Adhäsion am Schmelz	14
3.2.2	Adhäsion am Dentin	15
3.3	Faktoren der Beeinträchtigung des adhäsiven Verbundes	19
3.3.1	Mikroleakage und Randspaltbildung	19
3.3.2	Polymerisation und Volumenkontraktion	20
3.3.3	C-Faktor	21
3.3.4	Bulktechnik und Inkrementtechnik	22
3.3.5	Techniksensitivität der Materialien	22
3.4	Möglichkeiten der Randspaltanalyse	23
3.4.1	Farbstoffpenetrationstest	23
3.4.2	Thermocycling	24
3.4.3	Rasterelektronenmiskroskop	24

<b>4</b>	<b>Problemstellung</b>	25
<b>5</b>	<b>Material und Methode</b>	26
5.1	Probenherstellung	26
5.2	Verwendete Materialien	27
5.3	Legen der Füllungen und Gruppeneinteilung	30
5.4	Replikaherstellung	31
5.5	Thermocycling und Rasterelektronenmikroskop	32
5.6	Auswertung mittels SPSS	34
<b>6</b>	<b>Ergebnisse</b>	36
6.1	Allgemeines	36
6.2	Schmelzbegrenzter Randanteil	37
6.3	Dentinbegrenzter Randanteil	39
<b>7</b>	<b>Diskussion</b>	41
7.1	Methode und Studiendesign	42
7.2	Füllungsabschnitt im Schmelz	44
7.3	Füllungsabschnitt im Dentin	45
7.4	Praktische Schlussfolgerungen	46
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	48
<b>9</b>	<b>Danksagung</b>	64
<b>10</b>	<b>Lebenslauf</b>	65

# **1 Zusammenfassung**

## **1.1 Ziel der in-vitro-Studie**

Nach wie vor ist die durch die Polymerisationsschrumpfung auftretende Randspaltbildung der große Schwachpunkt zahnärztlicher Komposite. Zervikale Füllungen der Black-Klasse V enden häufig unter dem Gingivalsaum im Dentin, eine adäquate Trockenlegung der Kavitäten ist dadurch zusätzlich erschwert.

Ziel dieser Studie war der Vergleich unterschiedlicher Adhäsivsysteme in Kombination mit neuen biomimetischen Feinpartikelhybridkompositen und deren Einfluss auf das Randschlussverhalten bei Klasse-V-Kavitäten mit fehlender zervikaler Schmelzbegrenzung.

## **1.2 Methode**

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden 40 karies- und füllungsfreie menschliche Molaren mit 80 zervikalen Füllungen versorgt, deren Füllungsänder zur Hälfte von Schmelz und zur Hälfte von Dentin begrenzt waren. Die Zähne wurden in acht Gruppen eingeteilt (n=10). Die Dentinhaftvermittler Syntac, Clearfil Liner Bond 2V, Excite DSC und Adper Prompt L-Pop kamen zur Anwendung und wurden mit den Feinpartikelhybridkompositen Miris und Venus kombiniert. Das Komposit wurde jeweils in zwei Inkrementen eingebracht, stets beginnend mit dem apikalen Inkrement. Replikas der Probezähne wurden vor und nach thermischer Wechselbelastung (10000 Zyklen mit +5°/+55°C) unter dem Rasterelektronenmikroskop bei 150-facher Vergrößerung einer semiquantitativen Randspaltanalyse unterzogen.

## **1.3 Ergebnisse**

Durch das Thermocycling nahm die Randqualität bei allen Gruppen sowohl im Schmelz als auch im Dentin ab ( $p < 0,05$ ). Während vor der thermischen Wechselbelastung der perfekte Randanteil im Schmelz zwischen 70% und 100% (Miris) bzw. 83% und 100% (Venus) lag, wurden danach nur noch Werte von 40%

und 80% (Miris) bzw. 29% und 40% (Venus) erreicht. Der Randschluss im dentinbegrenzten Anteil der Füllungen ist mit dem des schmelzbegrenzten Anteil vergleichbar: es ergaben sich Werte zwischen 78% und 100% (Miris) bzw. 89% und 100% (Venus) vor dem Thermocycling, während nach dem Thermocycling Werte zwischen 48% und 90% (Miris) bzw. 57% und 87% (Venus) auftraten. Bei allen Gruppen kam es durch Temperaturwechselbelastung zu einer signifikanten Abnahme der Randqualität ( $p < 0,05$ ). Im Rasterelektronenmikroskop konnten bei allen Proben Randspalten nachgewiesen werden.

Bei der Verwendung des gleichen Dentinadhäsivs zeigten die beiden ästhetischen Komposite Miris und Venus vergleichbare Werte. Syntac erwies sich den Adhäsiven Adper Prompt L-Pop, Clearfil Liner Bond 2V und Excite DSC als überlegen ( $p < 0,05$ ). Das „All-in-one“-Adhäsiv Adper Prompt L-Pop schnitt mit starken Verlusten sowohl im Schmelz als auch im Dentin insgesamt am schlechtesten ab ( $p < 0,05$ ). Clearfil Liner Bond 2V erzielte die besten Werte im Dentin, dafür die schlechtesten im Schmelz ( $p < 0,05$ ).

## **1.4 Klinische Relevanz**

Die Untersuchung zeigte, dass randspaltfreie Füllungen bei nichtschmelzbegrenzten Klasse-V-Kavitäten kaum möglich sind. Gerade in den dentinbegrenzten Anteilen kommt es zu vermehrter Spaltbildung durch Ablösung des Kompositmaterials von der Kavitätenwand.

Vereinfachte Dentinadhäsive schnitten den aufwändiger zu verarbeitenden Mehrflaschenadhäsiven gegenüber schlechter ab. Für die beiden untersuchten Feinpartikelhybridkomposite ergaben sich keine signifikanten Unterschiede.

## **1 Summary**

### **1.1 Aims of the in vitro study**

Interfacial gap caused by polymerization shrinkage still is the weak point of dental composites. Cervical Black class V restorations often end below the gingival margin in the dentin additionally making a suitable drainage even more complicated.

The aim of this study was the comparison of different adhesive systems combined with new biomimetic microhybrid resin composites and their influence on the marginal seal of class V cavities with missing cervical enamel margin.

### **1.2 Methods**

Within the framework of this present paper 40 non-carious and unrestored human molars were treated with 80 cervical restorations. The restoration margins were limited halfway through enamel and halfway through dentin. The teeth were divided in eight groups (n=10). The adhesives Syntac, Cleafil Liner Bond 2V, Excite DSC and Adper Prompt L-Pop were applied and combined with the microhybrid resin composites Miris and Venus. The composite always was applied in two increments constantly beginning with the apical one. Replicas of the sample teeth were subjected for semi-quantitative evaluation before and after thermal cycling (10.000 cycles with +5/+55°C) under a SEM at x150 magnification.

### **1.3 Results**

Thermocycling reduced marginal quality in enamel as well as in dentin in all groups ( $p < 0,05$ ). While before thermal loading perfect margin in enamel lay between 70% and 100% (Miris), 83% and 100% (Venus) respectively, afterwards only values from 40% and 80% (Miris), 29% and 40% (Venus) respectively were reached. Marginal sealing of the restorations' dentin-bordered areas can be compared to the enamel-bordered ones: pre-thermocycling values between 78% and 100% (Miris), or 89% and 100% (Venus) came about, post-thermocycling between 48% and 90% (Miris), respectively 57% and 87% (Venus). Thermal loading led to a significant loss of

marginal quality in all groups ( $p < 0,05$ ). In the SEM all samples could be attested marginal gaps.

When used with the same adhesive both composites Miris and Venus showed up with comparable values. Syntac proved to be superior to the adhesives Adper Prompt L-Pop, Clearfil Liner Bond 2V and Excite DSC ( $p < 0,05$ ). Overall the “all-in-one”-adhesive Adper Prompt L-Pop performed worst in enamel as well as in dentin with strong loss rates ( $p < 0,05$ ). Clearfil Liner Bond 2V attained best results in dentin, in return the worst in enamel ( $p < 0,05$ ).

#### **1.4 Clinical relevance**

The study showed that gapless restorations in non-enamel bordered class V cavities are barely possible. Especially the dentin bordered parts of the restoration showed up with increased gap formation due to composite material detachment from the cavity wall.

Simplified adhesives performed inferior in comparison to harder to handle multi-step-adhesives. No significant differences resulted for both microhybrid resin composites.

## 2 Einleitung

Es gibt kaum Menschen der industrialisierten Welt, die nicht von der Infektionskrankheit Karies betroffen sind. Deshalb stehen heutzutage Prophylaxe und Prävention von kariösen Läsionen in der konservierenden Zahnheilkunde im Vordergrund. Diese vorbeugenden Maßnahmen beinhalten Mundhygiene, Ernährungslenkung, Fluoridierung, sowie Fissurenversiegelung der Prämolaren und Molaren der zweiten Dentition. Trotzdem lassen sich kariöse Läsionen nicht vollständig verhindern, in der Praxis stellt die Versorgung mit direkt gelegten Füllungen immer noch die Hauptarbeit dar. Ziel des Behandlers ist es, Karies in einem frühen Stadium zu diagnostizieren und diese zur Schonung der Zahnhartsubstanzen mit minimalinvasiver Vorgehensweise, d.h. ohne großen Verlust von gesunder Zahnhartsubstanz, zu eliminieren. Die von Black am Anfang des 20. Jahrhunderts aufgestellte These „Extension for prevention“ findet heute dank moderner Dentalkunststoffe keine Gültigkeit mehr [65, 69].

Hinzu kommt das stetig wachsende ästhetische Bewusstsein des Patienten, welches eine möglichst naturgetreue Rekonstruktion des Zahnes wünscht. Somit gelangte die Frage nach zahnfarbenen Alternativen mehr und mehr in den Vordergrund des allgemeinen Interesses. Plastische Kompositmaterialien haben sich hier als Füllungswerkstoffe etabliert, da sie eine klebende Verbindung zu den Zahnhartsubstanzen eingehen. Eine makroretentive Präparation wie zur Aufnahme einer Amalgamfüllung war somit nicht mehr von Nöten. Kompositfüllungen bieten eine kostengünstige Alternative zu Gold- oder Keramikinlays und konkurrieren mit dem in Verruf geratenen Amalgam, welches zusehends aus den Zahnarztpraxen verdrängt wird [17, 78, 103]. Neben der Befestigung kieferorthopädischer Apparaturen (Brackets) kann die Adhäsivtechnologie auch zu ästhetischen kavitätenunabhängigen Zahnformkorrekturen wie zum Beispiel dem direkten Lückenschluss eines Diastemas mit Komposit angewandt werden. Des Weiteren besteht die Möglichkeit der Eingliederung laborgefertigter Kompositinlays als kostengünstigere Alternative zu Keramikinlays. Die meistgenutzte Anwendung bleibt nach wie vor die direkt im Patientenmund gelegte Kompositfüllung [52]. Komposite kommen heute in allen Kavitätenklassen nach Black problemlos zum Einsatz.

Indikationen	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Fissurenversiegelung</li> <li>▪ Erweiterte Fissurenversiegelung</li> <li>▪ Primärversorgung für Klasse-I- und Klasse-II-Kavitäten</li> <li>▪ Sekundärversorgung kleiner und mittlerer Klasse-I- und Klasse-II-Kavitäten (Ausdehnung der Kavität in bukkolingualer Richtung &lt; 50% Höckerspitzenabstand)</li> <li>▪ Klasse-V-Kavitäten</li> <li>▪ Füllungen bei Patienten mit Allergie gegen Metalllegierungen</li> </ul>
Kontraindikationen	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Füllungen, die hohen Kaubelastungen ausgesetzt sind</li> <li>▪ Kavitäten, bei denen keine adäquate Feuchtigkeitskontrolle möglich ist</li> <li>▪ Patienten mit Allergie gegen Kompositbestandteile</li> </ul>

Tabelle 1: Indikationen und Kontraindikationen von Adhäsivfüllungen im Seitenzahnbereich (ADA 1998)

Dank der Säure-Ätz-Technik lässt sich die Forderung nach einem perfekten Randschluss bei rein schmelzbegrenzten Defekten erfüllen, während Klasse-V-Kavitäten mit ihren oftmals im Dentin liegenden Präparationsrand eine anatomisch bedingt schwierige Region darstellt. Trotz der Anwendung moderner Adhäsivsysteme kommt es am gingivalen Füllungsrand oftmals zu Randspalten und somit zu Randverfärbungen, Hypersensibilitätsempfinden und Sekundärkaries [15, 18, 109]. Verantwortlich hierfür sind die bei der Photopolymerisation auftretende Volumenkontraktion sowie die mechanischen und thermischen Gegebenheiten in der Mundhöhle [110].

Die immer höhere Lebenserwartung der Patienten und der längere Verbleib der eigenen Zähne in der Mundhöhle durch prophylaktische, parodontologische und endodontische Maßnahmen lassen keilförmige Defekte und Wurzelkaries immer mehr zunehmen [70, 89].

Um diesen veränderten „Altersansprüchen“, also der Zunahme der Klasse-V-Defekte, gerecht werden zu können, muss die Forschung vorangetrieben werden, diese einer adäquaten Versorgung zuzuführen. Hauptaugenmerk hierbei sollte auf eine weitere Reduktion der Polymerisationsschrumpfung und eine verbesserte Randqualität, vor allem in den Bereichen mit fehlender Schmelzbegrenzung, gelegt werden.

## **3 Literaturübersicht**

### **3.1 Komposite**

Anfang der 1940-er Jahre wurden erstmals Acrylate für prothetische Zwecke erfolgreich eingesetzt [52, 82]. Es reifte die Überlegung, diese äußerst mundbeständigen und einfärbbaren Materialien auch als direkte Füllungswerkstoffe zu verwenden. Dies führte zum Einsatz von Polymethacrylaten, die bereits bei Mundhöhlentemperatur polymerisierten. Werkstoffkundliche Nachteile wie extreme Polymerisationsschrumpfung und Randspaltbildung sowie geringer Polymerisationsgrad mit dementsprechend hohem Restmonomergehalt waren allerdings mehr als verbesserungswürdig [52, 82].

Das bereits erwähnte steigende Ästhetikbewusstsein des Patienten und somit der Wunsch nach zahnfarbenen Füllungen hat die Dentalindustrie zu enormen Fortschritten und Neuentwicklungen angespornt. Somit wurden herkömmliche Füllungsmaterialien wie Glasionomerezement und das altbewährte Amalgam von den Kompositen weitestgehend abgelöst [34, 66, 92]. Hauptverantwortlich hierfür ist die Möglichkeit, die kariöse Läsion minimalinvasiv zu eliminieren als auch anschließend wieder naturgetreu zu reproduzieren. Dentinbegrenzte Defekte waren ursprünglich mangels geeigneter Dentinadhäsive nicht zur Versorgung mit Kompositen vorgesehen. Mittlerweile gilt diese strikte Beschränkung auf schmelzbegrenzte Läsionen aber als obsolet und kann durch die Weiterentwicklung der Dentinhaftvermittler bei Defekten der Black-Klasse V standardmäßig eingesetzt werden [110, 118].

#### **3.1.1 Zusammensetzung**

Ein 1962 von Bowen entwickeltes Additionsprodukt aus einem Epoxidharz und Methylmethacrylsäure („Bowen“-Molekül, Bis-GMA) brachte den entscheidenden Durchbruch auf der Suche nach einem klinisch geeigneten Füllungskunststoff [77]. Auch die heutzutage verwendeten Komposite basieren in ihrer Zusammensetzung noch immer auf dem von Bowen entwickelten Modell mit vier verschiedenen Bausteingruppen:

- organische Matrix (monomere Methacrylate wie z.B. BisGMA, TEGDMA, UDMA)
- anorganische Füllkörper (Glas-, Quarz- oder Keramikfüllkörper, Siliciumdioxidfüllkörper, Zirkondioxidfüllkörper)
- Verbundphase zwischen den Füllkörpern
- Katalysatorsysteme (Initiatoren, Akzeleratoren, Stabilisatoren und Farbstoffen) [73, 74]

Grundlegend dabei ist die Tatsache, dass die Monomerverbindungen polymerisationsfähig sind, also durch Lichthärtung oder chemische Härtung ein polymeres Netzwerk ausbilden können, in welches die Füllkörper eingebettet sind.

Den dauerhaften Verbund zwischen der Kunststoffmatrix und den Füllkörpern wird durch die bipolare Silanschicht gewährleistet [77, 82]. Die Unterscheidung der Komposite untereinander erfolgt über Art und Größe der Füllkörper. Sie sind entscheidend für die mechanischen Eigenschaften wie Dimensionsstabilität, Röntgenopazität, Festigkeit, Abrasionsresistenz und Polymerisationsschrumpfung. Während der Polymerisation, also dem Übergang von plastischem zu festem Zustand, schrumpft nur die Kunststoffmatrix, während die Füllkörper volumenstabil sind. Durch die Veränderung der Füllkörper (Volumenprozent und Größe) konnte die Schrumpfung von ca. 25% bei ungefüllten Kompositen auf ca. 3% reduziert werden [32, 39, 40, 52, 57, 119].

### **3.1.2 Einteilung**

Aufgrund des breiten Indikationsspektrums dominiert die Materialklasse der Komposite in der aktuellen ästhetisch geprägten Zahnheilkunde wie keine andere.

Einteilen kann man die Komposite nach verschiedenen Gesichtspunkten: nach der Füllkörpergröße, dem Füllkörperanteil (hoch- oder niedriggefüllt), dem Aushärtemodus oder der Viskosität (stopfbar oder dünnfließend) [73, 74].

Die Klassifikation nach der Größe der Füllkörper erfolgt in drei Hauptklassen: konventionelle Komposite (Makrofüller), Feinpartikelkomposite (Mikrofüller) und Hybridkomposite.

Die Gruppe der Makrofüller beinhalten Füllkörper aus Quarz, Glas oder Keramik mit einem Partikeldurchmesser von 10µm bis 100µm. Durch die Größe der Füllkörper ist eine Hochglanzpolitur nur bedingt möglich und somit für den Einsatz im sichtbaren Frontzahnberich nur eingeschränkt geeignet. Die mechanische Belastung verursacht den Verlust der oberflächlichen Füllkörper und führt zum Freiliegen der weicheren Kunststoffmatrix. Die damit verbundene erhöhte Abrasion und Oberflächenrauigkeit lässt die Verwendung in der modernen Zahnheilkunde nicht mehr zu [84].

Die daraufhin entwickelten Mikrofüllerkomposite sollten die schlechte Polierbarkeit verbessern. Die Füllkörper bestehen aus feinstteiligen, meist kugelförmigen Siliziumdioxiden mit Partikeln zwischen 0,01µm und 0,1µm und bieten deshalb kaum Retentionsfläche für ein Herausreißen der Füllkörper aus dem Gefüge. Nachteilig allerdings wirken sich die verringerte physikalische Belastbarkeit, die deutlich höhere Polymerationsschrumpfung und die schlechte Modellierbarkeit durch niedrige Viskosität aus.

Die Kombination aus Makro- und Mikrofüllerkompositen brachte die Gruppe der Hybridkomposite hervor. Der Name Hybridkomposit betitelt den zusammengesetzten Füllkörpergehalt aus unterschiedlich großen Einzelkomponenten.

Die anfänglichen Hybridkomposite warteten noch mit Korngrößen von bis zu 10µm auf, Feinpartikelhybridkomposite dagegen schon mit Füllkörpergrößen bis 5µm. Feinstpartikelhybridkomposite haben bereits eine mittlere Füllkörpergröße von bis zu 3µm und Submikrometerhybridkomposite von weniger als 1µm. [52].

Heutzutage sind die am häufigsten verwendeten Monomere Bis-GMA und UDMA. Da Bis-GMA selbst hochviskös ist, müssen verdünnende Moleküle wie z.B. TEGDMA beigemischt werden. Auf diese Weise lässt sich der Füllkörpergehalt hoch genug einstellen um die Materialeigenschaften zu verbessern [7, 44].

Die Hochglanzpolierbarkeit und die mechanischen Eigenschaften wurden durch die stetige Verkleinerung der Füllkörpergröße immer weiter optimiert. Somit sind die Hybridkomposite für alle Indikationsklassen geeignet, was zahlreiche Studien mit klinischen Erfolgen belegen. Innerhalb der Klasse der Komposite gibt es von den Feinpartikelhybridkompositen die meisten Vertreter [17, 103].

<b>Komposit</b>	<b>Größe der Füllkörper</b>
Makrofüllerkomposit	5-10 $\mu$ m
Mikrofüllerkomposit	0,01-0,1 $\mu$ m
Hybridkomposit	<10 $\mu$ m
Feinpartikelhybridkomposit	<5 $\mu$ m
Feinstpartikelhybridkomposit	<3 $\mu$ m
Submikrometerhybridkomposit	<1 $\mu$ m

Tab. 2: Einteilung der Komposite nach Füllkörpergröße

## **3.2 Adhäsivsysteme**

### **3.2.1 Adhäsion am Schmelz**

Nach der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik durch Buonocore im Jahre 1955 stellte die Haftung zwischen Schmelz und Komposit in der adhäsiven Zahnmedizin kein Problem mehr dar. Hierzu wird der Schmelz mit 30-40%-iger Phosphorsäure konditioniert und somit eine mikroretentive Oberfläche geschaffen [20, 23]. Die Entstehung dieser Mikroretentionen beruht auf der unterschiedlichen Säurelöslichkeit der zentralen und peripheren Schmelzprismen und ermöglicht eine gute Benetzbarkeit. Ungefüllte Bondingharze können in diese unregelmäßige Oberfläche einfließen, sodass nach der Polymerisation ein stabiler Verbund zwischen Schmelz und Füllungswerkstoff entstanden ist [24, 123]. Ein Haftwert von 20 MPa kann hier als groß genug angesehen werden, um der Volumenkontraktion des Komposits ausreichend entgegenzuwirken [72]. Die Mindesthaftkraft von 17 MPa, um einen stabilen Verbund am Schmelz zu garantieren, kann durch die Schmelz-Ätz-Technik nach Barkmeier et. al problemlos erreicht werden [9]. Nach Gilpatrick et. al verändert die Dauer des Ätzvorgangs zwischen 5 und 60 Sekunden die Abscherfestigkeit nur marginal [54]. Die Schmelz-Ätz-Technik sah nur die Vorbehandlung des Schmelzes mit Säure vor, folglich war der adhäsive Verbund auch nur auf den Schmelz beschränkt. Die Forderung nach einem adhäsiven Verbund zum Dentin war daher unabdingbar.

Speziell im Bezug auf Klasse-V-Kavitäten konnten verschiedene Studien zeigen, dass die Haftkraft über den gesamten Schmelz nicht konstant ist, sondern sich nach

koronal verbessert. Im zervikalen Anteil der Füllung trat jeweils ein größerer Randspalt auf als im koronalen. Dies lässt die Vermutung zu, dass eine geringere Schmelzstärke und Schmelzqualität im zervikalen Bereich die Ursache dafür sein könnte. Die Folgen sind Schmelzfrakturen und mangelhaftes Ätzmuster [2].

### **3.2.2 Adhäsion am Dentin**

Der Zahnschmelz besteht zu mehr als 90% aus Hydroxylapatit und kann leicht getrocknet werden. Die Dentintubuli stehen in direkter Verbindung mit der Pulpa und enthalten feuchten Dentinliquor. Somit ist das Dentin ein hydrophiles Substrat, welches im Gegensatz zum Schmelz ohne spezielle Vorbehandlung keine adäquate Verbindung mit dem hydrophoben Komposit eingehen kann. Ein weiteres Problem eine stabile Haftung zu erzielen, ist die bei der Präparation entstehende Schmierschicht bestehend aus Bakterien, Dentinresten und Wasser. Dieses Konglomerat verstopft die Eingänge der Dentinkanälchen und verhindert somit das dortige Einfließen des Bondings und den angestrebten festen Verbund zum Dentin [8]. Für die Interaktion zwischen Schmierschicht und Bonding gibt es verschiedene Lösungsansätze [27]. Ursprünglich wurden die Dentinadhäsive chronologisch nach Generationen gegliedert. Heutzutage erscheint eine Unterteilung nach der Anzahl der klinischen Arbeitsschritte als sinnvoller [95, 121]. In Tabelle 3 werden die beiden Nomenklaturen gegenübergestellt.

<b>1. 4-Schritt-Selective-Etching (3. Generation)</b>			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Nur Schmelz	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
<hr/>			
<b>2. 3-Schritt-Selective-Etching (3. Generation)</b>			
Phosphorsäure	Primer 1 + Primer 2		Bonding Agent
Nur Schmelz	Mischen/Applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
<hr/>			
<b>3. 4-Schritt-Total-Etching (4. Generation)</b>			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
<hr/>			
<b>4. 3-Schritt-Total-Etching (4. Generation)</b>			
Phosphorsäure	Primer 1 + Primer 2		Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Mischen/Applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
<hr/>			
<b>5. 2-Schritt-Total-Etching (5. Generation)</b>			
Phosphorsäure	Primer + Bonding Agent		
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		
<hr/>			
<b>6. 2-Schritt-Self-Etching (5. Generation)</b>			
Phosphorsäure	Primer	Bonding Agent	
-/-	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	
<hr/>			
<b>7. 1-Schritt-Self-Etching (6. Generation) – Mischpräparate</b>			
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bonding Agent		
-/-	Mischen/Applizieren: Schmelz/Dentin		
<hr/>			
<b>8. 1-Schritt-Self-Etching (6. Generation) – Einflaschenpräparate</b>			
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bonding Agent		
-/-	Schmelz/Dentin		

Tab. 3: Klassifikation nach Frankenberger et al.

Die erste und zweite Generation der Dentivadhäsive beschränkte sich darauf, einen Verbund mit der bei der Präparation entstandenen Schmierschicht herzustellen. Durch die hydrolytischen Zersetzungsprozesse, denen die Schmierschicht auf dem Dentin unterlag, konnte die Haftung von maximal 10 MPa der Polymerisationsschrumpfung des Komposits nicht standhalten [86, 93, 99, 109].

Mit der dritten Generation (3- bzw. 4-Schritt-Selective-Etching) konnten endlich klinische Erfolge erzielt werden. Diese Bondingmaterialien bestehen mit ihren zwei Primern und dem Bonding Agent allesamt aus mehreren Komponenten, sodass man von Haftvermittlersystemen sprechen kann. Der Schmelzrand der Kavität wird nach

wie vor mit 30-40%-iger Phosphorsäure angeätzt, während das Dentin ausgespart wird. Den Primern sind schwache organische Säuren, beispielsweise 1-4%-ige Maleinsäure, zugesetzt, die die Schmierschicht auflösen und das Dentin oberflächlich demineralisieren. Die Dentintubuli werden eröffnet und das intertubuläre Kollagen freigelegt. Weiterhin enthält der Primer amphiphile Moleküle wie z.B. Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) oder Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), deren hydrophile Seite die feuchte Bindungsfläche des Dentins benetzt und mit der hydrophoben Seite eine Verbindung zum später applizierten Bonding herstellt [58, 61]. Da die Primerlösung nur verblasen und nicht abgesprüht wird, verdunstet dessen Lösungsmittel, bei dem es sich um Aceton, Wasser oder Alkohol handelt. Die Verbundzone zwischen Dentin und Komposit, auch Hybridschicht genannt, enthält die anorganischen Bestandteile des demineralisierten Dentins und den ungefüllten Kunststoff des Bondings [45, 92]. Nach Uno et al. besitzt sie eine der Polymerisationsschrumpfung kompensierende Elastizität [117]. Die von Munksgaard et al. geforderte Mindesthaftkraft von 17 MPa wird erstmals bei der dritten Generation der Dentinadhäsive erreicht [29, 85].

Das selektive Ätzen der oft dünnen Schmelzränder vor allem bei kleinen Kavitäten gestaltet sich aufgrund des häufigen Mehraustritts der Phosphorsäure aus der Applikationsspritze und der oftmals hohen Fließfähigkeit des Materials als sehr schwierig. Diesem Umstand sollte sich die vierte Generation der Dentinhaftvermittler (3- bzw. 4-Schritt-Total-Etching) annehmen.

So wurde mit dieser neuen Generation das Prinzip des sogenannten „Total-Etching“, also das simultane Ätzen von Schmelz und Dentin mit 30-40%-iger Phosphorsäure, eingeführt. Durch die Säurekonditionierung wird die Schmierschicht aufgelöst, gründlich abgespült und somit vollständig entfernt. Die konditionierende Funktion des Primers entfällt und beschränkt sich lediglich darauf, mit Hilfe der amphiphilen Moleküle die Verbindung zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit zu erzielen [120]. Durch das nachfolgende Trocknen der Schmelzränder zur Kontrolle einer ausreichenden Schmelzätzung wird dem instabilen Kollagenetzwerk im Dentin Feuchtigkeit entzogen, was einen Kollaps dieser Zone und damit eine reduzierte Penetration des Dentinhaftvermittlers mit sich führen kann [25, 38, 68, 100]. Der daraus entstandene klinische Arbeitsschritt des erneuten Anfeuchtens der Dentinoberfläche vor dem Auftragen des Primers bewirkt ein

Aufschwemmen der kollabierten Kollagenfasern. Die Monomere des Primers können nun besser in die Tiefe des demineralisierten Dentins eindringen [92, 94]. Erstrebenswert ist dieses „Re-Wetting“ bei Dentinadhäsivsystemen, die auf Aceton und Ethanol basieren und demnach kein Wasser als Lösungsmittel enthalten [63, 112]. Bei Adhäsiven, die auf Ethanol basieren, ist der klinische Schritt des Wiederanfeuchtens des Dentins nicht unbedingt nötig [119, 120]. Die besten Verbundwerte werden allerdings dann erreicht, wenn die Primerapplikation auf feuchtem Dentin erfolgt [38, 68]. Nanoskopische Undichtigkeiten, hervorgerufen durch mangelhafte Penetration und eventuell daraus resultierende postoperative Hypersensitivitäten, können auf diese Weise vermieden werden. Für beide Subsparten der vierten Generation sind unter Berücksichtigung der notwendigen Kautelen, also absolute Trockenlegung durch Kofferdam, die höchsten Haftwerte in der Literatur dokumentiert [39, 48, 49]. Allerdings erwiesen sich diese Verfahren als kompliziert, zeitaufwendig und vor allem sehr techniksensitiv für den Behandler [67].

Durch die Adhäsive der fünften Generation (2-Schritt-Total-Etching bzw. 2-Schritt-Self-Etching) konnte die Anzahl der klinischen Arbeitsschritte von drei auf zwei gesenkt werden. Es sind sowohl selbstkonditionierende Adhäsive als auch Materialien für Total-etching in dieser Generation vorhanden. Charakteristisch hierfür ist das eigentliche Bondingsystem, welches unabhängig von der Art der zu applizierenden Säure immer in einer Flasche vorzufinden ist („One-Bottle-Bonds“) [47, 96]. Bezogen auf die neue Nomenklatur nach der Anzahl der Arbeitsschritte kann die fünfte Generation in zwei Untergruppen unterteilt werden: zum einen in die Gruppe mit Total-Etching und anschließender Applikation nur einer Primer-Bondingagent-Kombinationsflüssigkeit, zum anderen in die Gruppe ohne Total-Etching, bei der ausschließlich Primer und Bondingagent nacheinander appliziert werden.

Aufgrund der schnellen und einfachen Handhabung erfreuen sich diese Adhäsive im Praxisalltag großer Beliebtheit, obwohl sie durch den Zusammenschluß der einzelnen Komponenten im Vergleich zu den Mehrschrittadhäsivsystemen wekstoffkundliche Einbußen hinnehmen müssen. Trotz ungünstiger Ergebnisse diverser In-vitro-Studien wurden sie schnell der klare Marktführer [37, 40, 42, 43, 48].

Mittlerweile gibt es auch Adhäsivsysteme, die komplett auf die Phosphorsäureätzung verzichten. Bei dieser sechsten Generation (1-Schritt-Self-Etching) oder auch „All-in-one“-Adhäsive, wird nur eine einzige Flüssigkeit auf Schmelz und Dentin aufgetragen, um weitere Arbeitserleichterung und Zeitersparnis zu erreichen.

Mit einer Mischung aus hydrophilen und hydrophoben Monomeren, sowie Monomeren mit Säureestern übernehmen diese selbstkonditionierenden Primer-Adhäsive die Funktion des Ätzens, des Primens und des Adhäsivs in einem einzigen Arbeitsgang [61, 94]. Aufgrund der Instabilität der Ester dürfen diese dem Bonding Agent erst kurz vor Gebrauch zugegeben werden [47, 49, 60, 61, 94]. Den neuesten Ansatz stellen die „All-in-one“-Adhäsive dar, bei denen selbst dieser Mischvorgang wegfällt. Allerdings weisen sämtliche Einflaschenadhäsive im Gegensatz zu den 3- bzw. 2-Schritt-Adhäsive eine schlechtere Verbundfestigkeit zum Dentin auf [22, 50, 90]. Laut Owens et. al wurden diese Adhäsive unter dem Aspekt der Reduktion oder möglicherweise gar der Eliminierung von postoperativen Hypersensitivitäten entwickelt [90].

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die heutzutage auf dem Markt erhältlichen Dentinadhäsivsysteme unterschiedliche Ansatzpunkte im Umgang mit der Schmierschicht haben: entweder wird diese entfernt oder aufgelöst und es kommen selbstkonditionierende Monomerlösungen oder Phosphorsäure im Sinne des Total-Etching-Verfahrens zum Einsatz [49, 61]. Wissenschaftliche Langzeiterfahrungen mit aktuellen Kompositen unter Verwendung moderner Adhäsivsysteme sind momentan noch nicht verfügbar. Mittelfristige Studien deuten in Bezug auf bekannte Schwachpunkte wie Sekundärkaries und Abrasion viel versprechende Resultate an [51, 96, 122].

### **3.3 Faktoren der Beeinträchtigung des adhäsiven Verbundes**

#### **3.3.1 Mikroleakage und Randspaltbildung**

Mikroleakage und Randspaltbildung werden als die Hauptursachen des klinischen Scheiterns adhäsiver Restaurationen angesehen [8, 13, 62].

Die Penetration von Enzymen, Säuren, Ionen und Bakterien entlang der Kavitätenwände in die Tiefe wird als Mikroleakage bezeichnet. Der Begriff

Randspalt hingegen beschreibt den mangelnden Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial [55, 114].

Durch diese Gegebenheiten kann es zu Hypersensitivitäten, Verfärbungen des Füllungsrandes und einem erhöhten Sekundärkariesrisiko kommen [1, 75]. Bereits Spalte in der Größenordnung von  $2\mu\text{m}$  reichen laut Brännström et al. aus, um eine bakterielle Besiedlung und die Versorgung der Bakterien aus der Mundhöhle oder durch Diffusion über die Dentinkanälchen zu ermöglichen [13]. Im Wesentlichen wird dieser schlechte Randschluss durch die bei der Photopolymerisation des Komposits auftretenden Volumenkontraktion hervorgerufen [74, 88].

### **3.3.2 Polymerisation und Volumenkontraktion**

Bei der Polymerisation ändert sich der Zustand des Komposits von viskös-plastisch in rigid-elastisch. Diese Phasenänderung wird als Gelpunkt bezeichnet. Einzelne ungesättigte Verbindungen, die Monomere, werden bei dieser exothermen Kettenreaktion zu Makromolekülen verknüpft [21]. Auslöser dieser Reaktion sind Katalysatoren oder lichtempfindliche Moleküle [28].

Bei der Polymerisation bilden die einzelnen Monomere nach Aufspaltung der Doppelbindungen Polymerketten, die dann wiederum über Querverbindungen ein polymeres Netzwerk ausbilden [21, 31].

Bei der Lichtpolymerisation selbst verringert sich der intermolekulare Abstand, welcher einen Volumenschwund hervorruft. Diese sogenannte Polymerisationsschrumpfung, die bei zahnärztlichen Kunststoffen ca. 3% beträgt, führt zu Spannungen innerhalb des Kunststoffes [26]. Hinzu kommt der unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizient von Komposit und den beiden Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin [20, 35, 83]. Wenn die internen Spannungen die Haftkräfte zwischen Zahn und Komposit überschreiten, löst sich das Füllungsmaterial von der Kavitätenwand ab. Es kommt zur Rundspaltbildung [14]. Die Gesamtschrumpfung muss deshalb durch einen weitgehenden Spannungsausgleich so gering wie möglich gehalten werden.

Versucht wurde dies mit der Weiterentwicklung der Polymerisationslampen. Konventionelle Lampen stellen über die gesamte Dauer des Polymerisationsvorganges ihre maximale Lichtenergie zur Verfügung, welche eine sehr schnelle Zunahme der Viskosität mit sich bringt [79]. Beim Vorgang der

Polymerisation bewegen sich die Monomere zwischen den Füllkörpern und vereinen sich langsam zu einem stetig dichter werdenden Netzwerk. Während der ersten Phase der Polymerisation, der sogenannten Prä-Gel-Phase, ist das Kompositmaterial noch fließfähig und der Stress in der Struktur wird verringert [15, 18, 80]. In der zweiten Phase, der sogenannten Post-Gel-Phase, kann der Kontraktionsstress nicht mehr kompensiert werden, da die Fließeigenschaft des Kunststoffes versiegt und somit enormer Stress auf den Zahn-Dentinadhäsiv-Verbund ausgeübt wird [84].

Neuartige Soft-Start-Lampen durchhärten den Kunststoff in der Prä-Gel-Phase mit einer geringeren Lichtleistung, um eben diese Fließphase zu verlängern. Damit wird ein besseres Anfließen des Komposits an die Kavitätenwand und eine Reduktion des Kontraktionsstresses erzielt [4].

In Bezug auf Mikroleakage und Randspaltbildung weisen moderne Hybridkomposite ähnliche Ergebnisse für verschiedene Polymerisationsarten auf [4].

### **3.3.3 C-Faktor**

Ein weiterer Einflussfaktor kann über den C-Faktor (c=configuration) definiert werden: er entspricht dem Quotienten von gebundener zu ungebundener Oberfläche des Kompositmaterials einer Restauration [35]. Als gebundene Oberfläche wird der adhäsive Verbund zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz bezeichnet. Die Grenzfläche zur Luft stellt die ungebundene Oberfläche dar. Der C-Faktor erhöht sich also, je mehr Flächen gebunden sind. Somit werden die Monomermoleküle stärker in ihrer Fließfähigkeit gehindert, was wiederum zu internen Spannungen führt [74]. Deshalb ist die Kavitätengeometrie entscheidend: besonders bei Kavitäten der Klassen Black I und V werden sehr hohe C-Faktoren von bis zu 5 erreicht. Solch hohe C-Faktor-Werte bergen die Gefahr des Adhäsionsverlustes durch Schrumpfungskräfte und fördern dadurch eine Randspaltbildung. Somit ist eine flache, keilförmige Kavität einer zylindrisch-rechtwinklig gestalteten vorzuziehen [21].

Armstrong et al. sowie He et al. bestätigen den negativen Einfluss eines hohen C-Faktors für die Dentinhaftung [6, 64] und kann durch das Applizieren des Komposits in mehreren Inkrementen gesenkt werden.

### 3.3.4 Bulk- und Inkrementtechnik

Ursprünglich wurden die Komposite in der gleichen Art und Weise wie das alterprobt Amalgam verarbeitet: bei der sogenannten Bulk-Technik wird das Komposit in einer einzigen Portion in die Kavität eingebracht, zum Boden der Kavität hin kondensiert und anschließend lichtgehärtet [91].

Daneben wurden Versuche durchgeführt, das Komposit in mehreren Schichten zu applizieren und jede einzeln zu polymerisieren. Das Legen einer Füllung mit mehreren Inkrementen, deren Schichtstärke 2mm nicht überschreiten sollte, nennt man Inkrementtechnik. Der C-Faktor kann durch die richtige Schichtung erniedrigt werden und somit auch die Gesamtschrumpfung minimiert werden. Das Füllungsmaterial muss so eingebracht werden, dass die gebundene Oberfläche im Verhältnis zur ungebundenen möglichst klein bleibt.

Die Inkrementtechnik trägt neben der Erniedrigung des C-Faktors auch insgesamt zur Reduktion der Gesamtschrumpfung bei, da jedes nachfolgende Inkrement das bereits bestehende Volumendefizit ausgleicht [106].

Laut einer Studie von Nikolaenko et al. führt die Bulk-Technik zu den schlechtesten Ergebnissen in Bezug auf die Spaltbildung, die horizontale zu leicht besseren Ergebnissen verglichen mit der schrägen Inkrementfülltechnik [87]. Insbesondere bei moderat großen Black-V-Kavitäten, die halb von Schmelz und halb von Dentin begrenzt wurden, fand Sensi dagegen heraus, dass sich die Bulktechnik nicht signifikant von der Inkrementtechnik unterscheidet, unabhängig davon ob das koronale oder apikale Inkrement zuerst eingebracht wurde [105].

### 3.3.5 Techniksensitivität der Materialien

Beim Legen einer adhäsiven Füllung ist die adäquate Verarbeitung der Materialien für einen stabilen Verbund zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz unabdingbar.

Nach dem Anätzen der Kavität mit Phosphorsäure und Trocknung des Schmelzes zur Darstellung des Ätzmusters können bereits zwei potentielle Fehlerquellen auftreten: einerseits darf das Dentin nicht übertrocknet werden, da dies ein Kollabieren des Kollagennetzwerks mit sich führt und so die Penetration des Primers reduziert wird [60, 114]. Dieses Problem tritt nur bei nicht-wasserbasierten Dentinadhäsiven auf und kann durch das "Re-wetting", also das erneute Anfeuchten des Dentins,

verhindert werden. Dabei wird mit einem Bürstchen Wasser auf das kollabierte Kollagennetzwerk aufgetragen und somit wieder aufgeschwemmt, um der Primerflüssigkeit das Eindringen in die Dentinkanälchen zu ermöglichen [92, 93]. Andererseits darf das fragile Ätzmuster keinesfalls mit Applikationsbürstchen oder -pinseln berührt werden, da dies eine geringere Haftung der Dentinadhäsive am Schmelz zur Folge hat. Beim Verblasen der verschiedenen Flüssigkeiten des Adhäsivsystems ist es nicht zu vermeiden, dass diese auch auf die angeätzte Schmelzoberfläche gelangen. Der Schmelzverbund wird dadurch jedoch nicht erheblich verringert [41, 58]. Speziell im Randbereich kommt es beim Legen von Füllungen häufig zur Blasenbildung, welche durch Anwendung der Inkrementtechnik mit Compositeinzelportionen von nicht mehr als 2 mm deutlich verringert werden kann [91]. Dies ist speziell bei dentinbegrenzten Kavitäten sinnvoll um einen akzeptablen Füllungsrand zu gewährleisten.

### **3.4 Möglichkeiten der Randspaltanalyse**

Verschiedene Techniken ermöglichen es, Randspalte zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Füllungsmaterial zu untersuchen. Die Lagerung der verwendeten Probenzähne in einer Aufbewahrungsflüssigkeit wie z.B. Chloramin-T-Lösung oder destilliertem Wasser ist bei den meisten Untersuchungsmethoden nicht zu umgehen. Das Komposit nimmt diese Flüssigkeit auf und es ergibt sich somit eine hygroskopische Expansion mit daraus resultierenden Initialspalten am Füllungsrand [98]. Im Dentin liegende Füllungsråder sind von dieser Expansion stärker ausgesetzt als solche, die im Schmelz enden. [115]

#### **3.4.1 Farbstoffpenetrationstest**

Eine Methode, um die Randdichtigkeit von Füllungen beurteilen zu können ist der Farbstoffpenetrationstest [33, 89]. Hierbei werden die Probenzähne mit den zu untersuchenden Füllungen einer Farbstofflösung wie zum Beispiel Fuchsin, Eosin oder Methylviolett ausgesetzt [101]. Der in die vorhandenen Spalte eingedrungene Farbstoff kann nach anschließender sagittaler Spaltung der Probenzähne im

Lichtmikroskop metrisch bestimmt werden und gibt somit Aufschluß über die interne Adaption und Dichtigkeit der Kompositfüllung.

### **3.4.2 Thermocycling**

Mit der Aufnahme von Getränken und Nahrungsmitteln gehen in der Mundhöhle Temperaturunterschiede von mehr als 60°C einher [19]. Thermocycling versucht diese natürlichen Vorgänge zu simulieren und etwaige Schwachstellen im Komposit-Zahnhartsubstanz-Verbund zu verdeutlichen [16, 116]. Der unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizient von Kunststoff und Zahnhartsubstanz sind hierfür ausschlaggebend. Laut Crim et al. wird eine Wechselbelastung von 2500 Zyklen bei mindestens 50°C Temperaturunterschied als ausreichend angesehen [19].

### **3.4.3 Rasterelektronenmikroskop**

Um Füllungen im Rasterelektronenmikroskop untersuchen zu können, müssen mit Hilfe von präzisen Silikonabformungen Replikas der Probenzähne aus Epoxidharz angefertigt werden. Eine hohe Detailgenauigkeit der Replikas ist Voraussetzung, um etwaige Randspaltbildung im Mikrometerbereich nachzuweisen [102].

Gerade bei klinischen Langzeitstudien mit Verlaufskontrolle oder dem Vergleich unterschiedlicher Behandlungsphasen ist das Rasterelektronenmikroskop das Mittel der Wahl [71, 102].

Durch eine 200-fache Vergrößerung der Replikas kann die Struktur des Füllungsrandes genauestens untersucht und ausgewertet werden [29].

## **4 Problemstellung**

Ziel dieser Studie war es, das Randspaltverhalten zweier neuer ästhetischer Komposite in dentinbegrenzten Black-V-Kavitäten unter simulierten in-vivo-Bedingungen zu evaluieren.

Als Füllungswerkstoffe kamen die beiden Feinpartikelhybridkomposite Venus und Miris zur Anwendung, während als Dentinadhäsive Syntac, Adper Prompt L-Pop, Clearfil Liner Bond 2V sowie Excite DSC verwendet wurden. Die Probenzähne sollten einer 10000 Zyklen währenden Temperaturwechselbelastung zur Erlangung der künstlichen Alterung ausgesetzt werden. Durch das Vermessen der Randspalte mit dem Rasterelektronenmikroskop vor und nach dem Thermocycling sollte die Qualität der Füllungen beurteilt werden.

## 5 Material und Methode

### 5.1 Probenherstellung

Für diese Untersuchung wurden 40 menschliche Molaren, allesamt karies- und füllungsfrei, sofort nach der Extraktion in Chloramin-T-Lösung gegeben und darin bis zu Beginn der Studie aufbewahrt. Mit Hilfe von Scalern und Küretten wurden die Zähne von Verfärbungen, Konkrementen, Zahnstein und Desmodontalresten befreit und anschließend mit Polierbürstchen und Wasser bei niedriger Drehzahl im Blauringwinkelstück gereinigt. Mit dem Rotringwinkelstück und einem abgerundeten zylindrischen Diamantschleifer mit 80µm mittlerer Korngröße wurden an der oralen und vestibulären Fläche jeweils eine Black-V-Kavität präpariert. Alle Kavitäten hatten eine mesio-distale Ausdehnung von 4mm, eine koronal-apikale Ausdehnung von 3mm und eine Tiefe von 2mm. (Abb. 1 und 2).

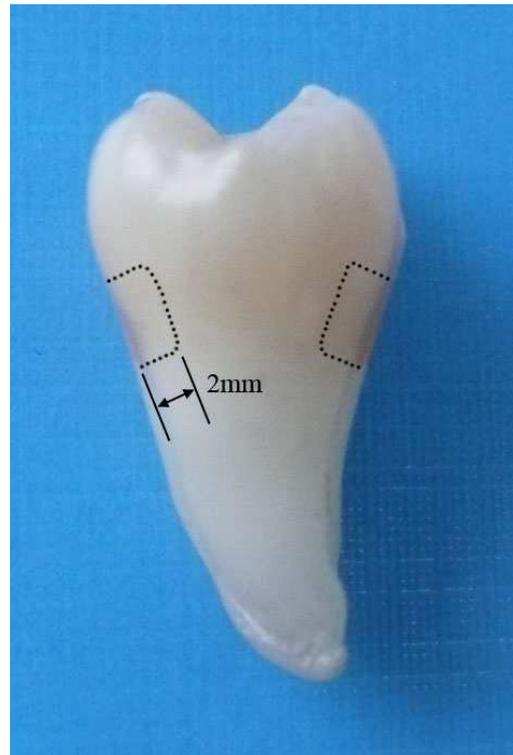
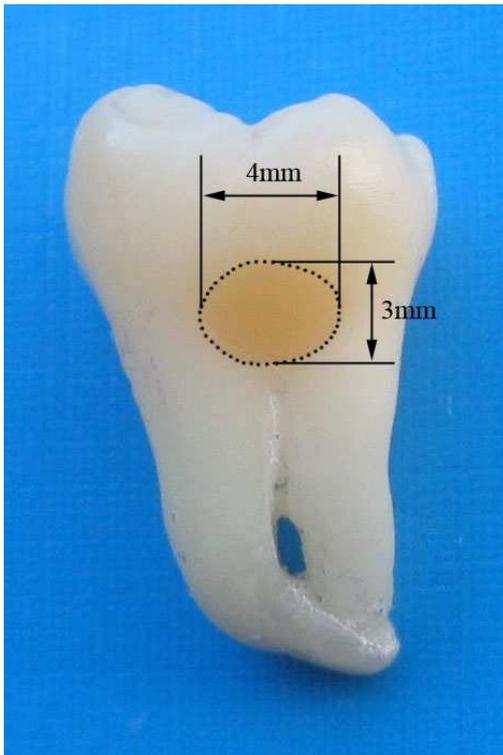


Abb. 1 und 2: Lage und Ausdehnung der Füllungen mit jeweils markiertem Füllungsrand

Äußerste Sorgfalt wurde darauf gelegt, dass die Kavitäten je zur Hälfte schmelz- und zur Hälfte dentinbegrenzt waren. Anschließend wurden die Kavitätenwände mit

einem ebenfalls abgerundeten zylindrischen Diamanten der Korngröße  $40\mu\text{m}$  im Rotringwinkelstück und einem Arkansassteinchen im Blauringwinkelstück finiert. Nach der Präparation wurden letztlich die Zähne in destilliertem Wasser gelagert.

## **5.2 Verwendete Materialien**

Zur Konditionierung der Kavitäten wurden das Mehrflaschensystem Syntac, das selbstkonditionierende Mehrflaschensystem Clearfil Liner Bond 2V, sowie das dualhärtende Einkomponentenadhäsiv Excite DSC und das selbstkonditionierende Primeradhäsiv Adper Prompt L-Pop verwendet (siehe Tab. 4).

Als Füllungswerkstoffe wurden die Feinpartikelhybridkomposite Venus und Miris verwendet (siehe Tab. 5).

## Verwendete Dentinadhäsivsysteme

Produkt	<b>Syntac</b>
Hersteller	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Adhäsionsstrategie	4-Schritt-Total-Etch-Adhäsiv Total-Etch-Technik mit 36% iger Phosphorsäure
Inhaltsstoffe	Primer: Maleinsäure, TEGDMA, Wasser, Aceton Adhesive: PEGDMA, Glutaraldehyd, Wasser, Maleinsäure Heliobond: Bis-GMA, TEGDMA, Photoinitiator
Verarbeitung	Primer: 20s applizieren, verblasen Adhesive: 15s applizieren, verblasen Bond: applizieren, verblasen, 20s Photopolymerisation

Produkt	<b>Clearfil Linder Bond 2V</b>
Hersteller	Kuraray, Osaka, Japan
Adhäsionsstrategie	2-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv Selbstätzend
Inhaltsstoffe	Primer: MDP, HEMA, Dimethacrylat, Alkohol, Wasser Bond: MDP, Bis-GMA, HEMA, hydrophiles Dimethacrylat, Alkohol, Siliciumdioxid
Verarbeitung	Primer 1+2: im Verhältnis 1:1 mischen, 30s applizieren, verblasen Bond: applizieren, verblasen, 20s Photopolymerisation

Produkt	<b>Excite DSC</b>
Hersteller	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Adhäsionsstrategie	2-Schritt-Total-Etch-Adhäsiv; dualhärtend Total-Etch-Technik mit 36% iger Phosphorsäure
Inhaltsstoffe	HEMA, Dimethacrylate, Phosphonsäureacrylat, Siliciumdioxid, Alkohol
Verarbeitung	Spender aktivieren, 10s leicht einmassieren, verblasen

Produkt	<b>Adper Prompt L-Pop</b>
Hersteller	3M Espe, Bioggio, Schweiz,
Adhäsionsstrategie	1-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv Selbstätzendes Primeradhäsiv
Inhaltsstoffe	Kissen 1: Methacrylat-Phosphorester, Bis-GMA Kissen 2: Wasser, HEMA, Polyalkensäure
Verarbeitung	Kissen mischen, 15s einmassieren, verblasen, 10s Photopolymerisation

Tab. 4: Übersicht der verwendeten Adhäsivsysteme

### Verwendete Füllungswerkstoffe

Produkt	<b>Venus</b>
Hersteller	Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland
Produktbeschreibung	photopolymerisierbares Feinpartikelhybridkomposit
Inhaltsstoffe	Bis-GMA, TEGDMA, Ba-Al-B-F-Si-glas, Siliciumdioxid, Campherchinon (Photoinitiator)
Anorganische Füller	>78 Gewichtsprozent

Produkt	<b>Miris</b>
Hersteller	Coltène Whaledent, Langenau, Deutschland
Produktbeschreibung	photopolymerisierbares Feinpartikelhybridkomposit
Inhaltsstoffe	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, silanisiertes Strontium- und Barium-glas, amorphe Kieselsäure
Anorganische Füller	73,4 % Gewichtsprozent

Tab. 5: Übersicht der verwendeten Komposite

### 5.3 Legen der Füllungen und Gruppeneinteilung

Beide Komposite wurden mit jedem der vier Dentinadhäsive gekreuzt verwendet, sodass insgesamt acht Gruppen zustande kamen, wie in Tab. 6 schematisch dargestellt.

Gruppe	Dentinadhäsiv	Komposit
1 SM	<b>Syntac</b> Ätzel: 15s, absprayen, trocknen Primer: 15s, verblasen Adhesive: 10s, verblasen Bond: applizieren, verblasen, 40s lichthärten	<b>Miris</b>
2 CM	<b>Clearfil Liner Bond 2V</b> Primer 1+2: im Verhältnis 1:1 mischen, 30s applizieren, verblasen Bond: applizieren, verblasen, 20s lichthärten	<b>Miris</b>
3 EM	<b>Excite DSC</b> Ätzel: 15s, absprayen, trocknen Kissen aktivieren, 10s einmassieren, verblasen	<b>Miris</b>
4 AM	<b>Adper Prompt L-Pop</b> Kissen aktivieren, 15s einmassieren, verblasen, 10s lichthärten	<b>Miris</b>
5 SV	<b>Syntac</b> Ätzel: 20s, absprayen, trocknen Primer: 15s, verblasen Adhesive: 10s, verblasen Bond: applizieren, verblasen, 40s lichthärten	<b>Venus</b>
6 CV	<b>Clearfil Liner Bond 2V</b> Primer 1+2: im Verhältnis 1:1 mischen, 30s applizieren, verblasen Bond: applizieren, verblasen, 20s lichthärten	<b>Venus</b>
7 EV	<b>Excite DSC</b> Ätzel: 15s, absprayen, trocknen Kissen aktivieren, 10s einmassieren, verblasen	<b>Venus</b>
8 AV	<b>Adper Prompt L-Pop</b> Kissen aktivieren, 15s einmassieren, verblasen, 10s lichthärten	<b>Venus</b>

Tab. 6: Übersicht der verschiedenen Gruppen

Die Kavitäten wurden mit Wasser-Luftspray abgesprüht und wieder getrocknet. Daraufhin folgte die Vorbehandlung mit den Dentinadhäsiven. Die mit Syntac und

Excite DSC zu behandelnden Gruppen wurden zusätzlich vor dem Auftragen der Dentinadhäsive mit 36%igem Phosphorsäuregel behandelt. Dabei kam die Total-Etch-Technik zur Anwendung, da das selektive Ätzen des Schmelzes klinisch kaum durchführbar ist. Darauf zu achten war, dass das Phosphorsäuregel nach exakt 15s vom Dentin wieder abgesprüht und getrocknet wurde. Anschließend konnten auch diese vier Gruppen mit den Dentinadhäsiven vorbehandelt werden.

Das Füllungsmaterial wurde schließlich mit Hilfe eines Heidemannspatels und eines Kugelstoppers stets in zwei Inkrementen eingebracht, beginnend mit dem apikalen Inkrement. Jedes Inkrement wurde für 40s photopolymerisiert.

Mit einem Seitenzahnscaler wurden die groben Überschüsse entfernt, anschließend wurden die zervikalen Füllungen mit Hilfe von SofLex Pop-on Scheiben grober, mittlerer und feiner Körnung unter Wasserkühlung hochglanzpoliert. Die Ausarbeitung erfolgte unter ständiger Kontrolle mittels einer Lupenbrille mit 2,5-facher Vergrößerung.

## **5.4 Replikaherstellung**

Da der Randschluß vor und nach einer thermischen Wechselbelastung mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops untersucht werden sollte, mussten Replikas angefertigt werden.

Hierzu wurden die Probenzähne kurz abgesprüht und mit dem Luftbläser trocken geblasen. Als Abformmaterial kamen das Silikonabdruckmaterial Provil novo Putty soft und dessen dünnfließende Variante Provil novo Light C.d. (Heraeus Kulzer, Friedrichsdorf, Deutschland) mit der Doppelmischtechnik zur Anwendung. Die Basis- und Katalysatorpaste des Zweikomponentenmaterials Provil novo putty soft wurde für eine Minute mit der Hand im Verhältnis 1:1 geknetet und in Getränkeverschlusskappen aus Kunststoff gedrückt. Sofort wurde das dünnfließende Silikon Provil novo soft darübergegeben, um anschließend die Zähne mit der zu untersuchenden Seite hineinzudrücken.

Nach dem Entfernen der Zähne aus den Abdrücken wurde das Epoxidharz AlphaDie MF (Schütz-Dental, Rosbach, Deutschland) nach Herstellerangaben angemischt, die Abdrücke möglichst blasenfrei ausgegossen und im Drucktopf bei 2 bar für 30

Minuten ausgehärtet. 24 Stunden später konnten die fertigen Replikas aus der Abformung entnommen werden.

## **5.5 Thermocycling und Rasterelektronenmikroskop**

Nach vier Wochen Lagerungszeit wurden die Probenzähne einer thermischen Wechselbelastung ausgesetzt. In einer Serie von 10.000 Zyklen wurden die Zähne bei einer Verweildauer von jeweils 15 Sekunden abwechselnd in 5°C kaltes und 55°C warmes Wasser getaucht. Im Anschluss daran wurden erneut Replikas hergestellt (siehe 5.4.).

Nun konnten alle Kunstharzreplikas mit Hilfe von Graphitpaste auf Probenträger des Rasterelektronenmikroskops aufgeklebt werden, wobei auf eine möglichst horizontale Ausrichtung der Füllungsflächen zu achten war. Die Replikas wurden vor der Goldstaub-Besputterung mit Isopropanol gereinigt um etwaige Staubeinschlüsse zu vermeiden.

Zur Untersuchung des Randspalts wurde von allen Proben, sowohl vor als auch nach Thermocycling eine Übersichtsaufnahme mit 20-facher Vergrößerung angefertigt, bei Erkennen eines Randspaltes erfolgte die Dokumentation mit 150-facher Vergrößerung.

Die qualitative Auswertung der Übergänge zwischen Füllung und Zahn erfolgte nach folgenden Kriterien:

1. perfekter Rand
2. nicht perfekter Rand, Spalt erkennbar

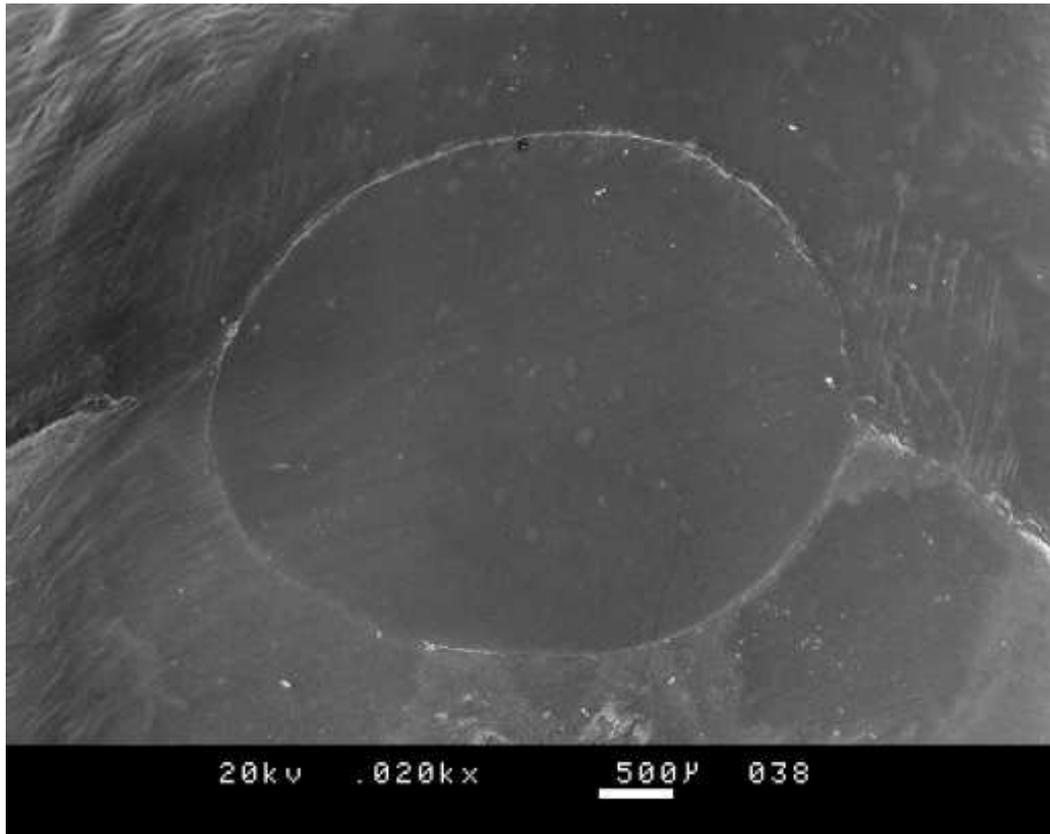


Abb. 4: Übersichtsaufnahme, 20-fache Vergrößerung, perfekter Rand

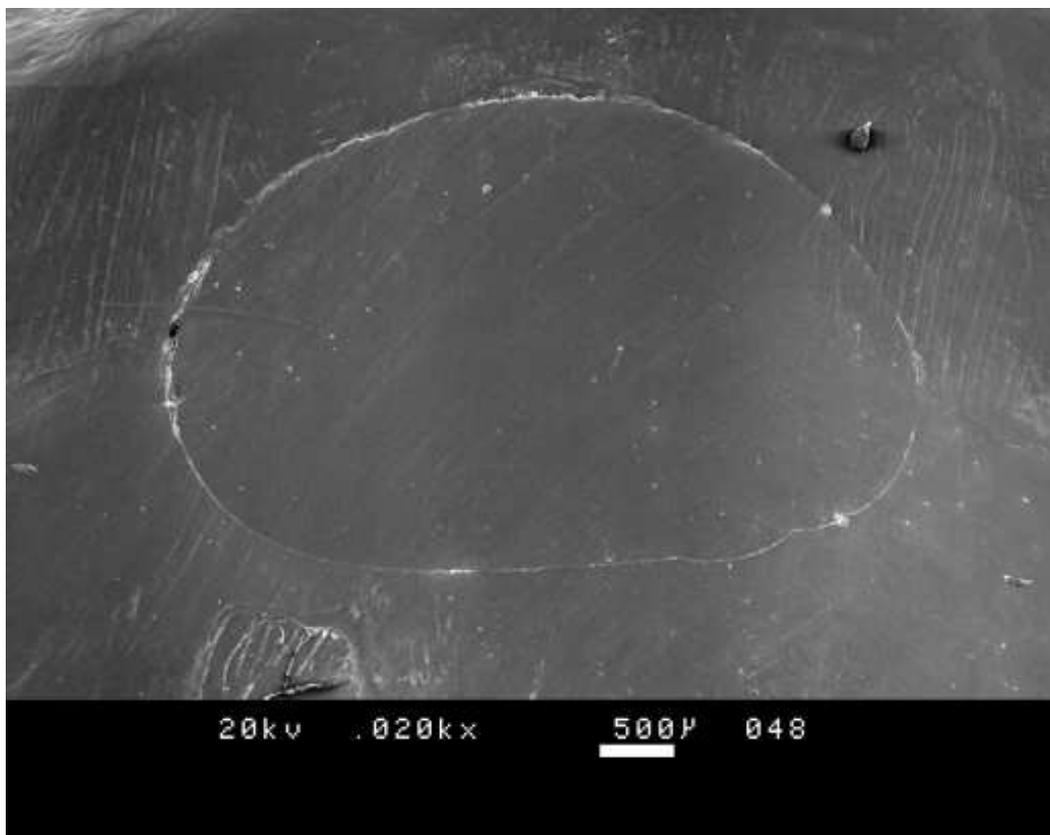


Abb. 5: Übersichtsaufnahme, 20-fache Vergrößerung, nicht perfekter Rand

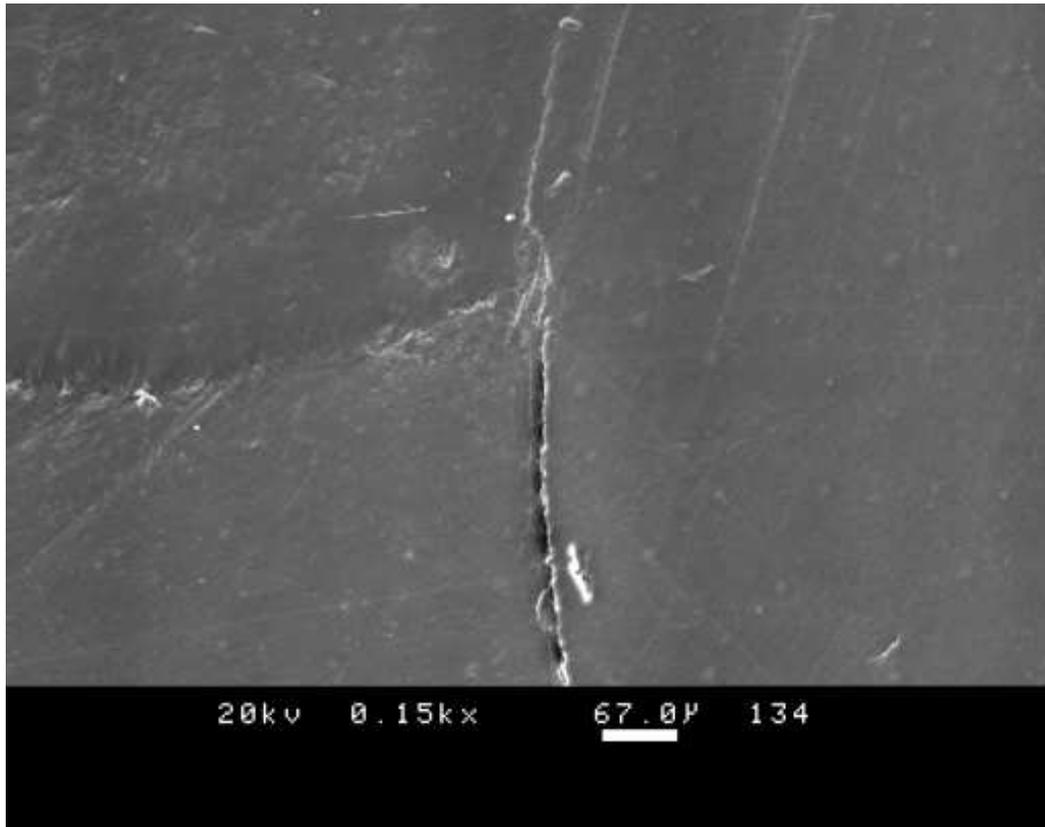


Abb. 6: deutlicher Randspalt, 150-fache Vergrößerung

## 5.6 Auswertung mittels SPSS®

Mit Hilfe des Programms WinMes 2.0 (Universität Erlangen-Nürnberg, Deutschland) wurden alle angefertigten Bilder vermessen. So konnten Aussagen über die tatsächlichen Spaltlängen, die Länge des gesamten Füllungsrandes und letztendlich über den prozentualen Anteil der beiden Kriterien gemacht werden.

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit dem Programmpaket SPSS® für Windows, Version 14.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Folgende statistische Testverfahren fanden dabei Anwendung:

1. Der Kolmogorov-Smirnov-Test überprüft die Normalverteilung. Im Falle einer Normalverteilung erfolgte der ANOVA-Mittelwertvergleich, bei nicht-normalverteilten Testwerten wurden nicht-parametrische Tests durchgeführt.
2. Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test prüft für zwei abhängige Stichproben mit ordinal skalierten Werten, ob die positiven und negativen

Rangunterschiede voneinander abweichen. Es handelt sich hierbei um einen nicht-parametrischen Test.

3. Der Mann-Whitney U-Test prüft auf der Basis der Rangordnungen, ob zwei unabhängige Stichproben derselben Grundgesamtheit angehören.

## 6 Ergebnisse

### 6.1 Allgemeines

Für die Auswertung wurde der Füllungsrand in zwei Abschnitte unterteilt, wie in Abb. 7 gezeigt:

1. Schmelzbegrenzter Randanteil vor / nach thermomechanischer Wechselbelastung
2. Dentinbegrenzter Randanteil vor / nach thermomechanischer Wechselbelastung

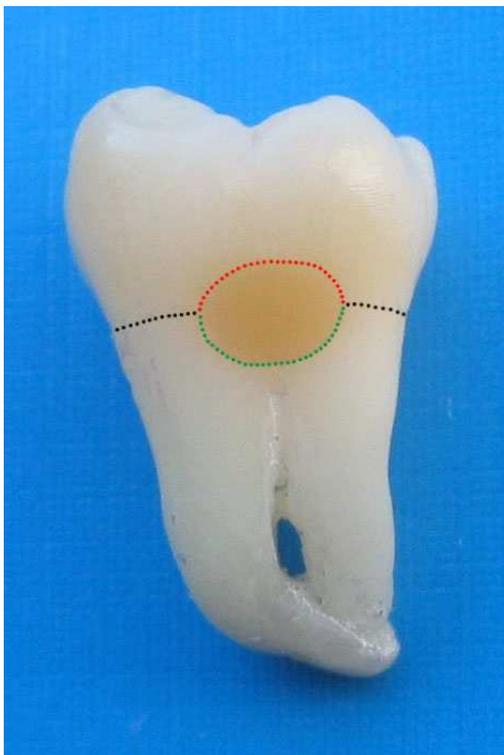


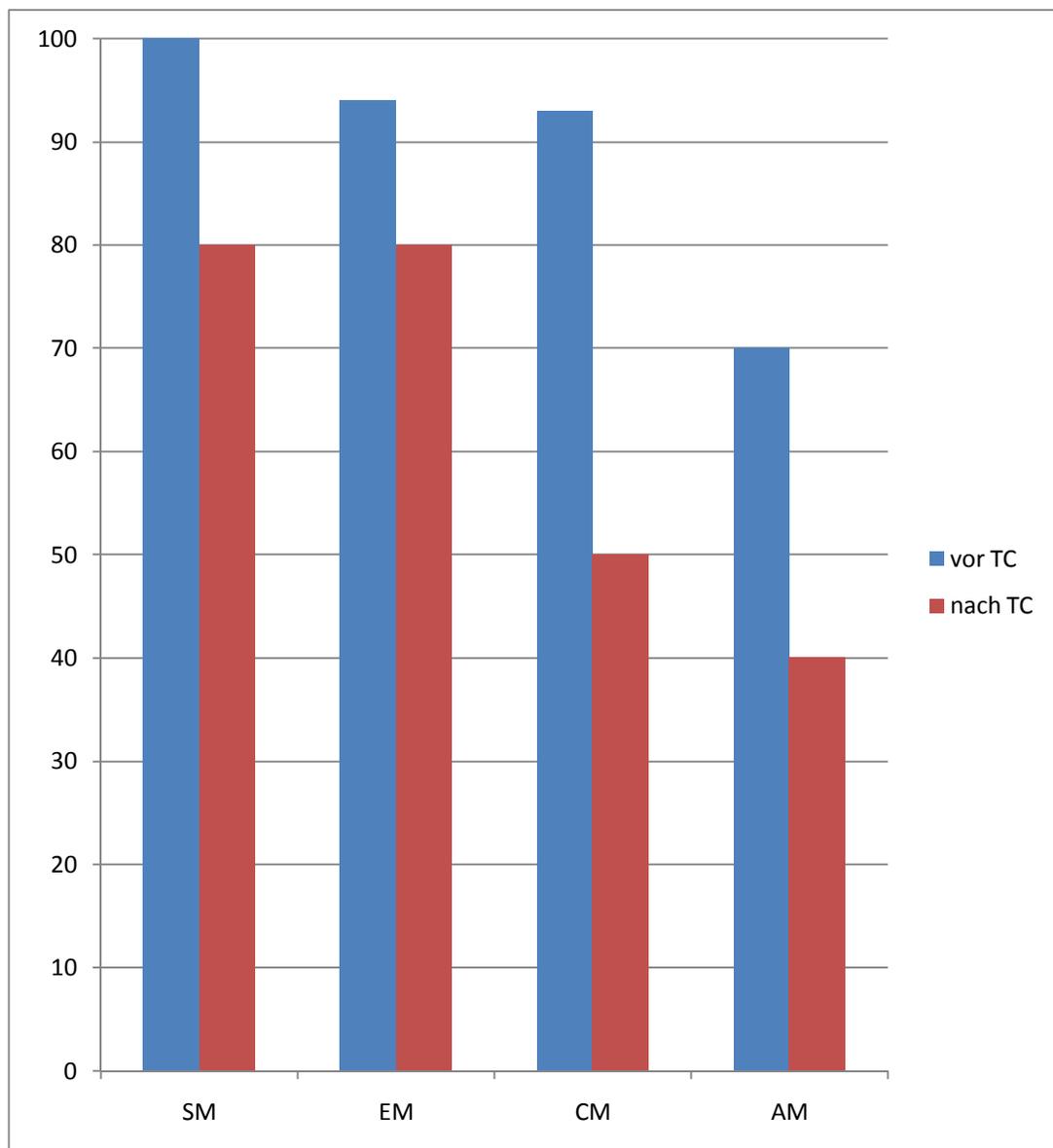
Abb. 7: Füllungsrandanteile  
gepunktet: Schmelz-Dentin-Grenze  
schwarz, Schmelz rot, Dentin grün

Zur Beurteilung des Randschlussverhaltens wurden die Gruppenmittelwerte der prozentualen Randlängenanteile der beiden definierten Qualitätskriterien (perfekter Rand, nicht perfekter Rand) bestimmt.

Die statistische Auswertung der gewonnenen Daten wurde mit Hilfe der Statistiksoftware SPSS für Windows Version 14.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) vorgenommen.

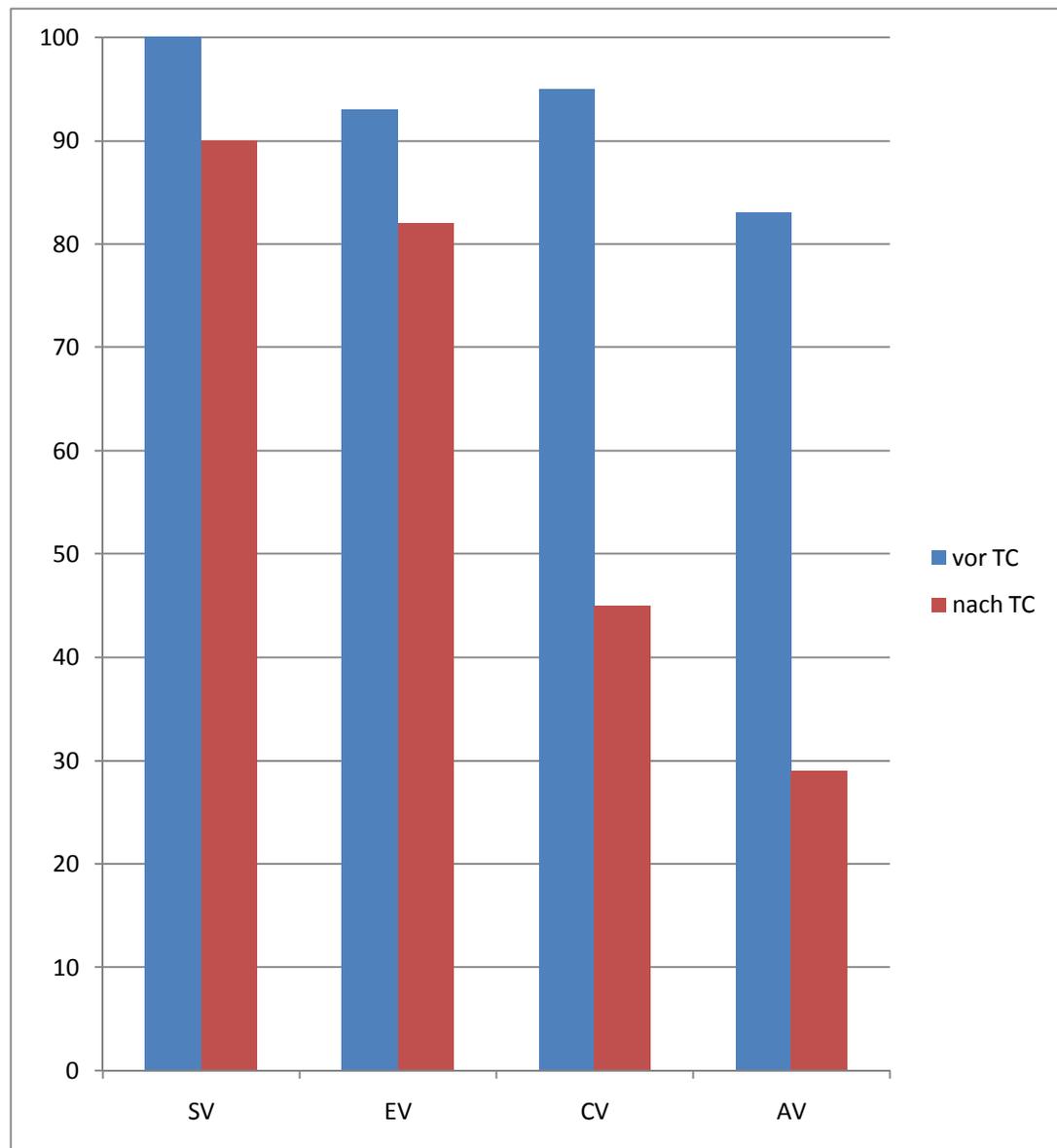
## 6.2 Schmelzbegrenzter Randanteil

Für den **schmelzbegrenzten Randanteil** der mit dem Kompositmaterial **Miris** gelegten Füllungen sind die Ergebnisse dem folgenden Diagramm (Tab. 7) zu entnehmen. Generell läßt sich aussagen, dass durch Thermocycling (TC) die Randqualität bei allen Proben abnimmt ( $p < 0,05$ ). Die mit Syntac (SM) und Excite DSC (EM) verarbeiteten Gruppen zeigten eine deutlich bessere Randqualität als die anderen beiden Gruppen ( $p < 0,05$ ).



Tab. 7: Füllungsmaterial Miris, schmelzbegrenzter Randanteil

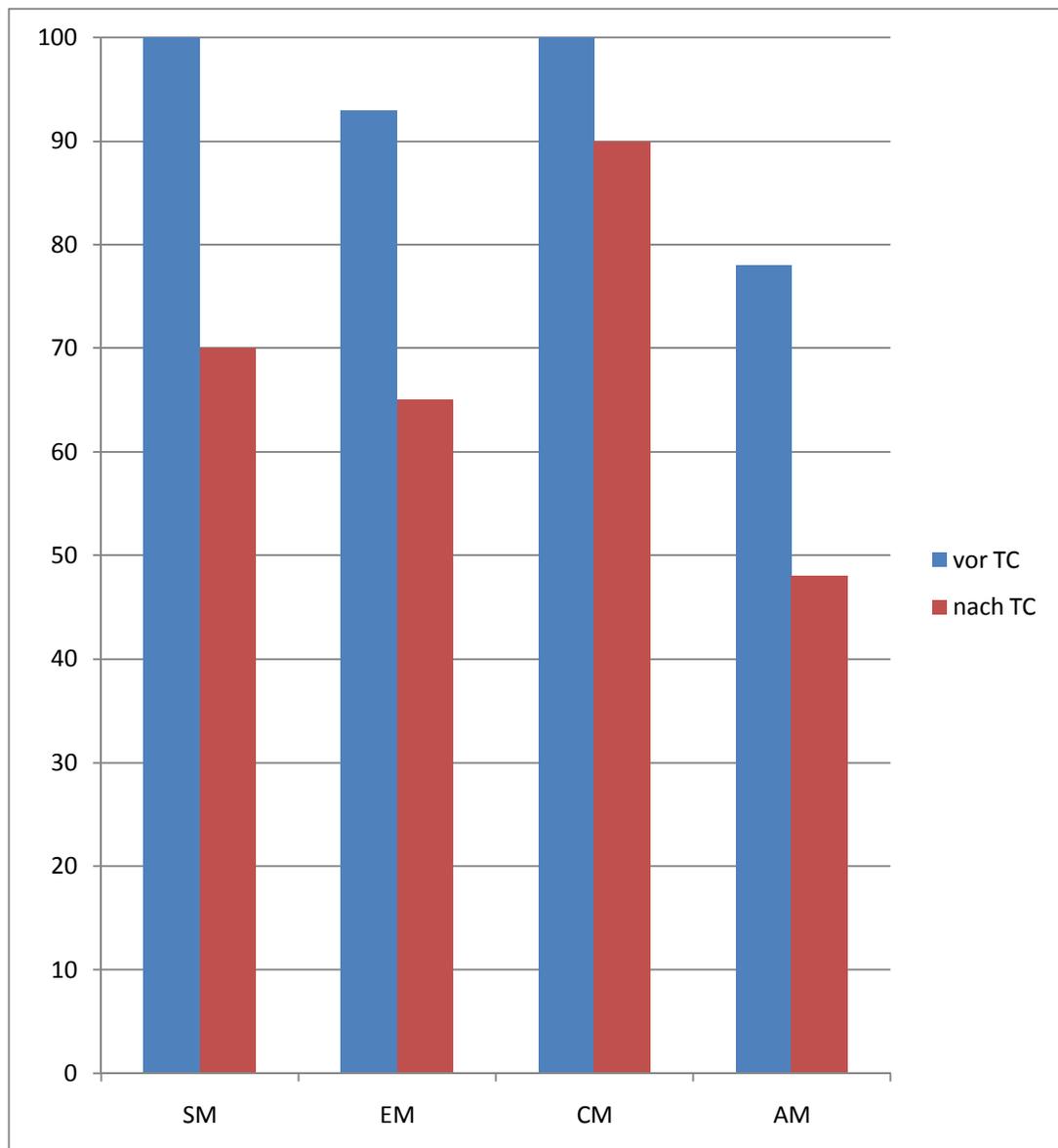
Tab. 8 zeigt die Ergebnisse der **schmelzbegrenzten Randanteile** des Füllungsmaterials **Venus**. Bei allen Proben nimmt die Randqualität nach Thermocycling (TC) ab ( $p < 0,05$ ). Die mit Syntac (SV) und Excite DSC (EV) verarbeiteten Gruppen wiesen hier ebenfalls eine signifikant bessere Randqualität als die restlichen Gruppen auf ( $p < 0,05$ ).



Tab. 8: Füllungsmaterial Venus, schmelzbegrenzter Randanteil

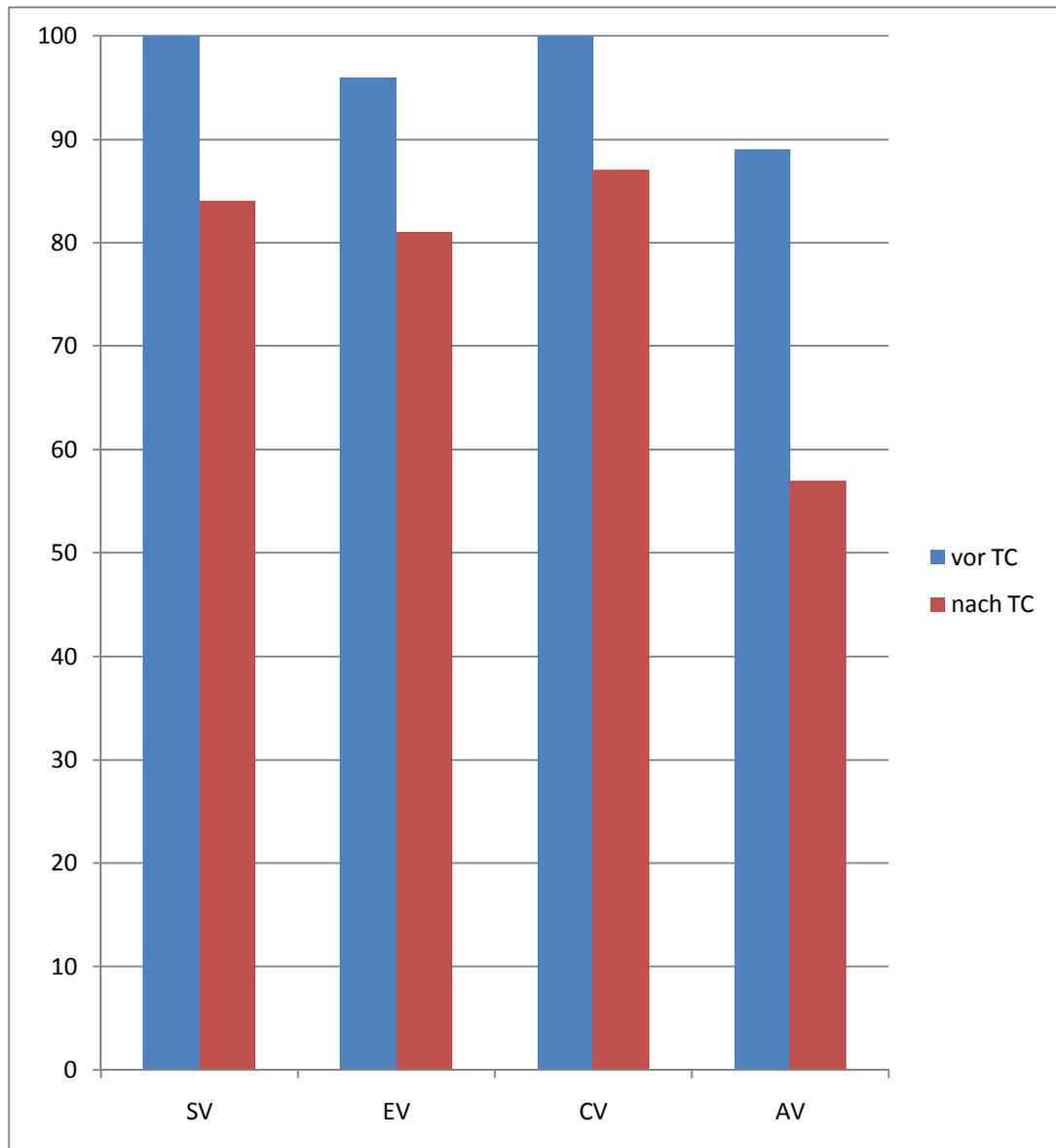
### 6.3 Dentinbegrenzter Randanteil

Im **dentinbegrenzten Randanteil** der mit dem Komposit **Miris** gelegten Füllungen kam es bei allen Gruppen nach Thermocycling zu einer Verschlechterung der Randqualität ( $p < 0,05$ ), wie in Tab. 9 veranschaulicht. Am besten schnitt hier das 2-Schritt-Self-Etch-Adhäsivsystem Clearfil Liner Bond 2V (CM) mit der geringsten Verlustrate des perfekten Randes ab.



Tab. 9: Füllungsmaterial Miris, dentinbegrenzter Randanteil

Die Ergebnisse der **dentinbegrenzten Randanteile** der **Venus**-Gruppen sind Tabelle 10 zu entnehmen. Auch hier nimmt die Randqualität durch Thermocycling bei allen Proben ab ( $p < 0,05$ ). Während die mit Syntac (SV), Excite DSC (EV) und Clearfil Liner Bond 2V (CV) verarbeiteten Gruppen eine ähnlich gute Randqualität zeigen, fällt die Adper Prompt L-Pop-Gruppe (AV) deutlich ab ( $p < 0,05$ ).



Tab. 10: Füllungsmaterial Venus, dentinbegrenzter Randanteil

## 7 Diskussion

Nach wie vor ist das Hauptproblem bei adhäsiven Restaurationen die bei der Photopolymerisation auftretende Volumenkontraktion der Kompositmaterialien. Während der Polymerisationsphase konkurriert der Kontraktionsstress mit dem Dentin-Komposit-Verbund. Dabei führen interne mechanische Spannungen zum Ablösen des Füllungsmaterials von der Zahnhartsubstanz und verursachen beim Überschreiten der Haftkräfte des Komposits Randspalte und Mikroleakage [7, 21, 23].

Die Reduktion dieser internen Spannungen war Inhalt vieler Studien. Dazu wurden verschiedene Füllungsmaterialien mit unterschiedlichen Verarbeitungstechniken untersucht.

Am Schmelz konnte dank der Einführung der Säure-Ätz-Technik mit Phosphorsäure durch Buonocore im Jahre 1955 eine ausreichende Haftung erzielt werden [21, 23, 30, 35]. Kritisch zu betrachten blieb der adäquate Verbund zwischen Dentin und Füllungsmaterial [54, 85, 120].

Besonders davon betroffen sind Klasse-V-Kavitäten, deren gingivaler Rand oftmals unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze liegt und somit ein spezielles Problem innerhalb der konservierenden Zahnheilkunde darstellen [56, 104]. Die Problematik des dichten Randschlusses mit möglicherweise auftretendem ungenügenden Verbund mit dem Dentin wurde in zahlreichen Studien beschrieben [54, 81, 85].

Das Dentin besteht aus einem hohen organischen Anteil, ca. 30% Kollagen und ca. 20% Wasser, sowie mit Liquor gefüllte Dentinkanälchen. Diesen chemischen und strukturellen Eigenheiten musste bei der Entwicklung neuer Dentinhaftvermittler Genüge geleistet werden. [37, 39, 40]. Dies gelang den Adhäsiven der dritten und vierten Generation durch die Bildung einer Hybridschicht, die das hydrophile Dentin mit dem hydrophoben Kompositmaterial verbinden konnte [23]. Auf diese Weise gelang es eine hohe Verbundfestigkeit zu erreichen [37, 44, 48].

Bedingt durch die Kavitätenform weisen Klasse-V-Füllungen ein sehr ungünstiges Verhältnis von gebundener zu ungebundener Oberfläche auf. Der daraus resultierende hohe C-Faktor wirkt sich negativ auf den Dentin-Komposit-Verbund aus. Durch die Erhöhung der Anzahl der Inkremente erhofft man sich eine Reduktion der Gesamtpolymerisationsschrumpfung, da jedes neue Inkrement den

Volumenverlust des vorhergehenden Inkrements auszugleichen versucht [106]. Diverse Studien ergaben die Überlegenheit der Inkrementtechnik beim Legen von Kompositfüllungen [11, 35, 91]. In der vorliegenden Studie wurden deshalb stets zwei Inkremente eingebracht, beginnend mit dem apikalen Inkrement.

Ziel dieser Untersuchung war es, zwei Feinpartikelhybridkomposite in Verbindung mit vier verschiedenen Dentinhaftvermittlern auf ihr Randspaltverhalten hin zu überprüfen.

Folgende Fragen standen hierbei im Vordergrund:

- Wie unterscheiden sich die beiden Feinpartikelhybridkomposite Venus und Miris im Hinblick auf ihre Randdichtigkeit?
- Welchen Stellenwert nehmen dabei die verschiedenen Dentinhaftvermittlern unterschiedlicher Adhäsionsstrategie ein?
- Welche Unterschiede ergeben sich für die beiden Zahnhartsubstanzen Dentin und Schmelz als Substrat?

## **7.1 Methode und Studiendesign**

An 40 kariesfreien Molaren wurden insgesamt 80 Klasse-V-Kavitäten präpariert und gefüllt. Um diese Proben möglichst genau miteinander vergleichen zu können wurden die Kavitäten standardisiert dimensioniert (siehe Abb. 1 und 2).

Für diese Studie wurden völlig karies- bzw. füllungsfreie menschliche Molaren ausgewählt. Der Unterschied zur klinischen Situation besteht darin, dass dort natürlich ein Zahnhartsubstanzverlust der konservierenden Füllungstherapie vorausgeht. Ausnahme hiervon sind keilförmige Defekte die durch falsche Putztechnik oder funktionelle Belastung zustande kommt. Deren konservierende Versorgung geht somit kein kariöses Geschehen voraus.

Durch die oberflächliche Hypermineralisation in exkaviertem sklerotischen Dentin wird eine ausreichende Hybridisierung verwehrt. Die Ablagerung von Whitlockite-Kristallen verschliessen tubuläre Strukturen und verhindern somit die Ausbildung der in die Dentintubuli ragenden Kunststofftags [57]. Im Gegensatz zu gesundem Dentin weist kariös verändertes Dentin einen geringeren Mineralisationsgrad und somit auch

eine geringere Härte bei simultanem Verschluss der Tubuli mit Whitlockite-Kristallen auf. Durch die Säurekonditionierung werden diese Kristalle nur bedingt aufgelöst und behindern das Adhäsiv die Tubuli zu infiltrieren [12]. Viele Studien attestieren deshalb dem Verbund zu gesundem Dentin höhere Haftwerte [107, 108]. Trotzdem kann die Adhäsivpenetration in pathologisch verändertem Dentin durch die Phosphorsäureätzung erleichtert werden, weshalb Dentinadhäsive, die nach der „Etch-and-Rinse“-Technik benutzt werden, selbstätzenden Produkten überlegen sind, da bei diesen eine sichere Ausbildung der Hybridschicht nicht garantiert werden kann [108].

Die vier in dieser Studie verwendeten Dentinadhäsive unterscheiden sich in ihrer Adhäsionsstrategie: Adper Prompt L-Pop ist ein 1-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv, während Clearfil Liner Bond 2V mit zwei getrennten und erst kurz vor der Applikation zu mischenden Primerflüssigkeiten aufwartet, jedoch auch auf die separate Phosphorsäureätzung verzichtet. Excite DSC und Syntac setzen dagegen eine separate Phosphorsäureätzung mit Absprayen und Trocknen der Kavität als getrennten Arbeitsvorgang voraus. In dieser Studie wurden beide Dentinadhäsive mit der Total-Etch-Technik, also simultanem Ätzen von Schmelz und Dentin angewandt, welche eine Verschlechterung des adhäsiven Verbundes nicht erwarten lässt [44].

Der Inhalt vorliegender Untersuchung ist der Vergleich zweier neuer ästhetischer Feinpartikelhybridkomposite kombiniert mit vier Dentinadhäsivsystemen unterschiedlicher Adhäsionsstrategie bei zervikalen nichtschmelzbegrenzten Defekten. Untersucht wurde die Effizienz der Verbindung zwischen dem Füllwerkstoff und den beiden Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung. Laut Crim et al. genügen bereits 2500 Zyklen bei 5°C und 55°C für eine ausreichende künstliche Alterung aus [19]. In dieser Studie wurden die beiden Temperaturen beibehalten, die Zyklen jedoch auf 10000 erhöht. Die anschließende rasterelektronenmikroskopische Auswertung wurde im Hinblick auf die Bildung von Randspalten vorgenommen.

Die Herstellung der dafür benötigten Epoxidharzreplikas birgt durch fehlerhafte Abdrucknahme und blasige Einschlüsse beim Ausgießen die Gefahr der Unbrauchbarkeit. Eine Auswertung wäre somit nicht mehr gewährleistet.

Mittels digitaler Bildanalyseverfahren und adäquater Auswertungssoftware lassen sich Strecken, denen die definierten Randqualitätskriterien direkt zugeordnet werden,

exakt markieren. Eine Quantifizierung der Ergebnisse wird dadurch möglich und eine Aussage kann auch bei geringer Probenanzahl getroffen werden [102].

## 7.2 Füllungsabschnitt im Schmelz

Das **4-Schritt-Total-Etch-Adhäsiv Syntac** lieferte bei beiden Kompositen vor Thermocycling (TC) perfekten Randschluss, danach zwischen 80% (Miris) und 90% (Venus).

Mit ähnlich guten Ergebnissen kann das **2-Schritt-Total-Etch-Adhäsiv Excite DSC** aufwarten: mit Werten von 94% (Miris) und 93% (Venus) vor der thermomechanischen Wechselbelastung, fielen die Ergebnisse nach TC im Schmelz auf 80% (Miris) bzw. 82% (Venus) ab.

Das Randschlussverhalten des **2-Schritt-Self-Etch-Adhäsivs Clearfil Liner Bond 2V** zeigte bei dem Komposit Venus eine deutliche Verlustrate von 93% auf 50%. Sehr ähnliche Ergebnisse konnten für Miris mit einem Absinken von 95% auf 45% festgestellt werden.

Das **1-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv Adper Prompt L-Pop** schnitt im Schmelz insgesamt am schlechtesten ab. Bereits vor der Temperaturwechselbelastung ergaben sich nur Werte von 70% (Miris) bzw. 83% (Venus), und sanken nachher auf 40% (Miris) bzw. 29% (Venus) ab.

In der Literatur attestieren mehrere Studien dem Schmelz ein besseres Randschlussverhalten [21, 23, 93, 94]. In dieser Studie konnte dies für die beiden Dentinadhäsive Syntac und Excite DSC bestätigt werden. Bei Clearfil Liner Bond 2V und Adper Prompt L-Pop hingegen traten nach der thermomechanischen Wechselbelastung massive Verlustraten des perfekten Randes auf, ein akzeptabler Verbund war somit nicht mehr gegeben. Auffällig dabei war, dass bei den deutlich besser abschneidenden Dentinadhäsiven das Total-Etch-Verfahren zur Anwendung kam.

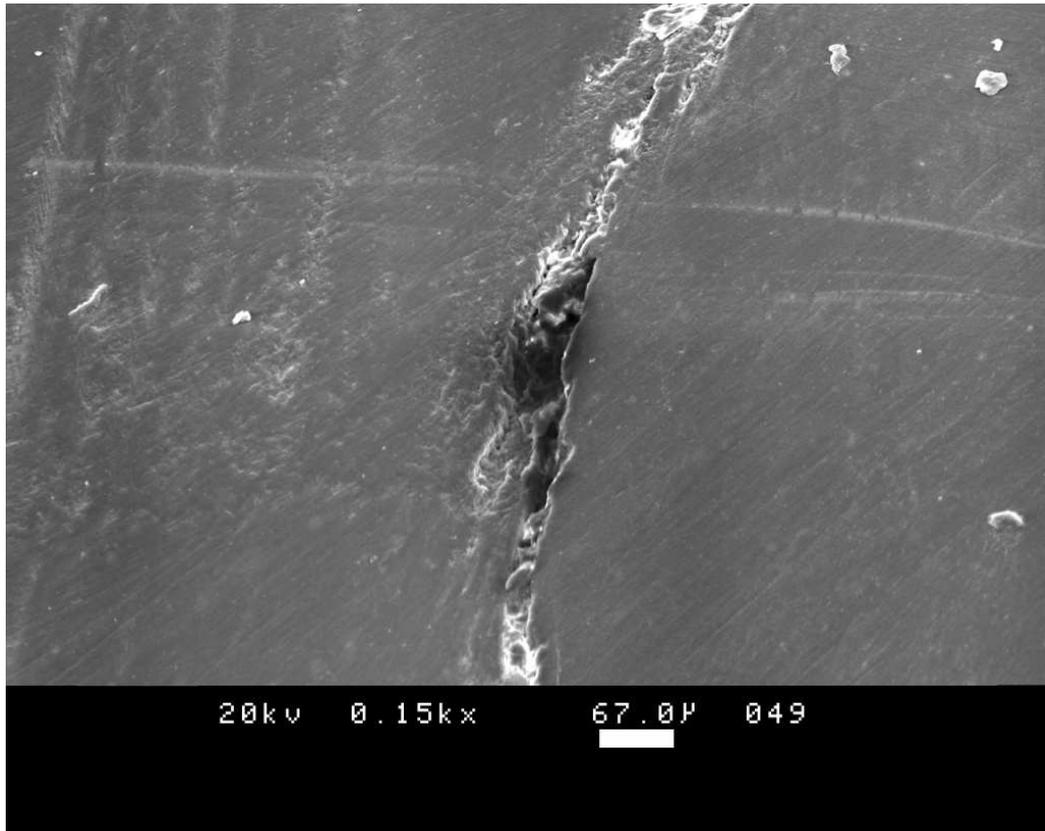


Abb. 7: Randspalt im Schmelz, 150-fache Vergrößerung

### 7.3 Füllungsabschnitt im Dentin

Verschiedene Studien belegen, dass eine längere Wasserlagerungszeit zur Beeinträchtigung des Verbundes zwischen Dentin und Komposit und somit zu verminderter Randqualität und Mikroleakage führt [3, 10, 42, 70]. Sogar mit den heutigen modernen Dentinadhäsiven kann ein perfekter Randschluss oftmals nicht erzielt werden.

Hier lieferte **Syntac** ebenfalls vor Thermocycling perfekten Randschluss, danach zwischen 80% (Miris) und 90% (Venus).

Mit Werten von 93% (Miris) und 96% (Venus) vor Thermocycling lieferte **Excite DSC** nach der Temperaturwechselbelastung deutliche Abfälle auf 65% (Miris) bzw. 65% (Venus).

**Clearfil Liner Bond 2V** erreichte die besten Werte im Dentin: vor Thermocycling bei beiden Kompositen perfekter Randschluss (100%), danach 90% (Miris) bzw. 87% (Venus).

Insgesamt schnitt **Adper Prompt L-Pop** im Dentin ebenfalls am schlechtesten ab. Bereits vor der Temperaturwechselbelastung ergaben sich Werte von 78% (Miris) bzw. 89% (Venus), und sanken auf 48% (Miris) bzw. 57% (Venus) ab.

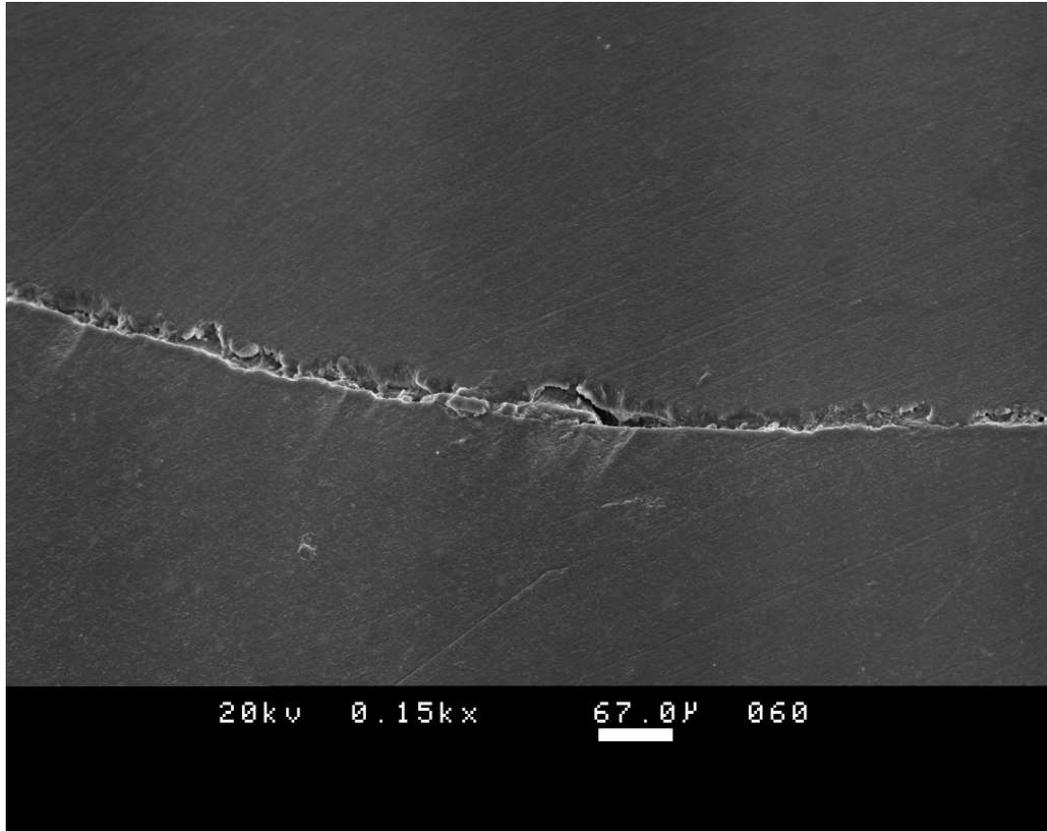


Abb. 8: Randspalt im Dentin, 150-fache Vergrößerung

## 7.4 Praktische Schlussfolgerungen

Für zervikale Füllungen ist Komposit das Mittel der Wahl. Sich aktuell auf dem Dentalmarkt befindliche Feinpartikelhybridkomposite erfüllen sowohl die ästhetischen Ansprüche der Patienten als auch die Gewährleistung eines ausreichenden Randschlusses.

Die Gegenüberstellung der beiden Feinpartikelhybridkomposite Venus und Miris zeigen bei der Anwendung mit dem jeweilig gleichen Adhäsivsystem nur geringe Unterschiede. Mit 73,4% weist Miris einen etwas geringeren anorganischen Füllstoffgehalt als Venus mit knapp über 78% auf. Dieser höhere Füllstoffgehaltsunterschied könnte verantwortlich für die marginal besseren Versuchsergebnisse dieser Studie sein.

Die beiden Dentinadhäsive mit separater Phosphorsäureätzung Syntac und Excite DSC werten in Schmelz und Dentin mit ansprechenden Ergebnissen auf, wobei Syntac insgesamt am besten abschnitt. Am auffälligsten waren die gegensätzlichen Ergebnisse von Clearfil Liner Bond 2V mit eher schlechtem Randspaltverhalten im Schmelz, dafür aber den geringsten Verlusten im Dentin. Adper Prompt-L Pop schnitt in beiden Zahnhartsubstanzen insgesamt am schlechtesten ab. Allerdings können laut Arisu et al. mehrere nacheinander aufgetragene Schichten eines 1-Schritt-Self-Etch-Adhäsivs die Verbundfestigkeit zwischen Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial erhöhen [5].

Für den Anwender in der freien zahnärztlichen Praxis wird die Frage nach dem richtigen Dentinbondingsystem häufig durch Unkompliziertheit und geringe Verarbeitungszeit beantwortet [8]. Er greift also vermehrt zu zeitsparenden Einflaschensystemen, welche aber meist nicht die Effizientesten sind. Trotz dieser Nachteile haben solche Dentinbondings den klassischen Mehrflaschensystemen wie z.B. Syntac den Rang abgelaufen und die Marktführung übernommen [37, 61, 97].

Die vorliegende Untersuchung wurde als in-vitro-Studie durchgeführt, die Füllungen konnten folglich unter einfachsten Bedingungen gelegt werden [29, 72, 92, 122]. In vivo spielen nicht standardisierbare Faktoren wie eine geringe Mundöffnung mit daraus resultierender schlechter Sicht in die Mundhöhle und die Unmöglichkeit des Anlegens von Kofferdam zur Vermeidung von Speichel- oder Blutkontamination eine wesentliche Rolle.

Weiterhin müssen mögliche Fehler des Anwenders im Flow-Chart des Legens der Füllung berücksichtigt werden. Potentielle Gefahren wie die Übertrocknung des Dentins, die Verwechslung der unterschiedlichen Flüssigkeiten bei Mehrflaschenadhäsiven und die fehlerhafte Verkürzung von Einwirkzeiten wirken sich stark auf den dauerhaften adhäsiven Erfolg aus [41, 53, 59, 76]. Somit muss in vivo von einem noch höheren Qualitätsverlust der adhäsiven Restaurationen ausgehen.

## 8 Literaturverzeichnis

- 1 Aguiar, F. H., Santos, A. J., Groppo, F. C, Lovadino, J. R.: Quantitative evaluation of marginal leakage of two resin composite restorations using two filling techniques.  
Oper Dent 27, 475-479 (2002).
- 2 Amsberry, W., Fraunhofer von, J. A., Hoots, J., Rodgers, H.: Marginal leakage of several acid-etch composite resin restorative systems.  
J Prosthet Dent 52, 647-653 (1989).
- 3 Ansari, Z. J., Sadr, A., Moezizadeh, M., Aminian, R., Ghasemi, A., Shimada, Y., Tagami, J., Ansari, S. J., Moayedi, S.: Effects of one-year storage in water on bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin.  
Dent Mater J 27, 266-272 (2008).
- 4 Aranha, A. C., Pimenta, L. A.: Effect of two different restorative techniques using resin-based composites on microleakage.  
Am J Dent 17, 99-103 (2004).
- 5 Arisu, H. D., Eligüzeloglu, E., Uctasli, M. B., Omürlü, H.: Effect of multiple consecutive applications of one-step self-etch adhesive on microtensile bond strength.  
J Contemp Dent Pract 10, 67-74 (2009).
- 6 Armstrong, S. R., Keller, J. C, Boyer, D. B.: The influence of water storage and c-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin.  
Dent Mater 17, 268-276 (2001).
- 7 Asmussen, E., Peutzfeldt, A.: Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites.  
Dent Mater 14, 51-56 (1998).

- 8 Attar, N., Korkmaz, Y., Ozel, E., Bicer, C. O., Firatli, E.:  
Microleakage of class V cavities with different adhesive systems prepared by a diamond instrument and different parameters of Er:YAG laser irradiation.  
Photomed Laser Surg 26, 585-591 (2008).
- 9 Barkmeier, W. W., Cooley, R. L.: Laboratory evaluation of adhesive systems.  
Oper Dent 5, 50-61 (1992).
- 10 Blunck, U., Zaslansky, P.:  
Effectiveness of all-in-one adhesive systems tested by thermocycling following short and long-term water storage.  
J Adhes Dent 9, 231-240 (2007).
- 11 Bouschlicher, M. R., Vargas, M. A., Boyer, D. B.: Effect of composite type light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces.  
Am J Dent 10, 88-96 (1997).
- 12 Brackett, W. W., Covey, D. A.: Resistance to condensation of 'condensable' resin composites as evaluated by a mechanical test.  
Oper Dent 25, 424-426 (2000).
- 13 Brännström, M., Mattson, B., Torstenson, B.: Materials techniques for lining composite resin restorations: a critical approach.  
J Dent 19, 71-79 (1991).
- 14 Buonocore, M. G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.  
J Dent Res 34, 849-853 (1955).
- 15 Calheiros, F. C., Sadek, F. T., Braga, R. R., Cardoso, P. E.: Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations.  
J Dent 32, 407-412 (2004).

- 16 Cenci, M. S., Pereira-Cenci, T., Donassollo, T. A., Sommer, L., Strapasson, A., Demarco, F. F.: Influence of thermal stress on marginal integrity of restorative materials.  
J Appl Oral Sci 16, 106-110 (2008).
- 17 Christensen, G. J.: Tooth sensitivity related to Class I and II resin restorations.  
J Am Dent Assoc 127, 4978-4982 (1996).
- 18 Costa Pfeifer, C. S., Braga, R. R., Cardoso, P. E.: Influence of cavity dimensions, insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V restorations.  
J Am Dent Assoc 137, 197-202 (2006).
- 19 Crim, G. H., Mattingly, S.: Evaluation of two methods for assessing marginal leakage.  
J Prosthet Dent 45, 160-163 (1981).
- 20 Davidson, C. L., De Gee, A., Feilzer, A. J.: The competition between the composite dentin bond strength and the polymerization contraction stress.  
J Dent Res 63, 1396-1399 (1984).
- 21 Davidson, C. L., Feilzer, A. J.: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives.  
J Dent 25, 435-440 (1997).
- 22 Deliperi, S., Bardwell, D. N., Wegley, C.: Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives.  
Oper Dent 32, 179-184 (2007).
- 23 De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Suzuki, K., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin.  
J Dent Res 82, 136-140 (2003).

- 24 Dietschi, D., Holz, J.: A clinical trial of four light-curing posterior composite resins: two-year report.  
Quintessence Int 21, 965-975 (1990).
- 25 Dietschi, D., De Siebenthal, G., Neveu-Rosenstand, L., Holz, J.: Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite Class II restorations: an in vitro evaluation.  
Quintessence Int 26, 217-727 (1995).
- 26 Douglas, W. H.: Posterior composites for modern operative dentistry.  
J Calif Dent Assoc 24, 44-47 (1996).
- 27 Duarte, S. Jr., Perdigao, J., Lopes, M. M.: Effect of dentin conditioning time on nanoleakage.  
Oper Dent 31, 500-511 (2006).
- 28 Eichner, K., Kappert, H. F.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1. Grundlagen und Verarbeitung, 6. Aufl., Hüthig GmbH, Heidelberg, 177-185 (1996).
- 29 Eick, J. D., Robinson, S. J., Chapell, R. P., Spencer, P.: The dentinal surface: Its influence on dentinal adhesion Part III.  
Quintessence Int 24, 571 (1993).
- 30 Eick, J. D., Gwinnett, A. J., Pashley, D. H., Robinson, S. J.: Current concepts on adhesion to dentin.  
Crit Rev Oral Biol Mad 8, 306-335 (1997).
- 31 Ernst, C. P., Kürschner, R., Willershausen, B.: Polymerisationsspannung in Kompositmaterialien bei Verwendung eines zweistufigen Lichtpolymerisationsgerätes.  
Acta Med Dent Helv 2, 208-215 (1997).

- 32 Ernst, C. P., Willershausen, B.: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite.  
Zahnärztl Mitt 7, 791-800 (2003).
- 33 Ernst, C. P., Galler, P., Willershausen, B., Haller, B.: Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration.  
Dent Mater 24, 319-327 (2008).
- 34 Estafan, D., Schulman, A., Calamia, J.: Clinical effectiveness of a Class V flowable composite resin system.  
Compend Contin Educ Dent 20: 11-15 (1999).
- 35 Feilzer, A. J., De Gee, A. J., Davidson, C. L.: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration.  
J Dent Res 66, 1636-1640 (1987).
- 36 Feilzer, A. J., De Gee, A. J., Davidson, C. L.: Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations.  
Dent Mater 6, 167-171 (1990).
- 37 Ferrari, M., Cagidiaco, M. C., Kugel, G., Davidson, C. L.: Dentin infiltration by three adhesive systems in clinical and laboratory conditions.  
Am J Dent 9, 240-244(1997).
- 38 Ferrari, M., Tay, F. R.: Technique sensitivity in bonding to vital, acid-etched dentin.  
Oper Dent 28, 3-8 (2003).
- 39 Frankenberger, R., Kramer, N., Sindel, J.: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer.  
Dtsch Zahnärztl Z 51, 556-560 (1996).

- 40 Frankenberger, R., Kramer, N., Sindel, J.: Zuverlässigkeit der Komposit-Dentin-Verbindung mit zwei experimentellen Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 51, 206-209 (1996).
- 41 Frankenberger, R., Sindel, J., Krämer, N.: Beeinflussen Dentinadhäsive und ihre Applikatoren die Schmelzhaftung? Dtsch Zahnärztl Z 52, 202-205 (1997).
- 42 Frankenberger, R., Sindel, J., Krämer, N., Oberschachtsiek, H., Petschelt, A.: Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbunds nach Total Etching. Dtsch Zahnärztl Z 53, 697-700 (1998).
- 43 Frankenberger, R., Sindel, J., Krämer, N., Petschelt, A.: Dentin bond strength and marginal adaption: direct composite resins vs. ceramic inlays. Oper Dent 24, 147-155 (1999).
- 44 Frankenberger, R.: Zur direkten Kompositfüllung im Seitenzahnbereich unter besonderer Berücksichtigung der Dentinhaftung. Habilitationsschrift, Universität Erlangen-Nürnberg (2000).
- 45 Frankenberger, R.: Schmelz und Dentinbonding - State of the Art 2000. Ästhet Zahnmed 5, 286-294 (2000).
- 46 Frankenberger, R.: Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. Die Adhäsivtechnologie, 3M Espe AG, 12-27 (2001).
- 47 Frankenberger, R., Perdigao, J., Rosa, B. T., Lopes, M.: "No-bottle" vs „multi-bottle“ dentin-adhesives – a microtensile bond strength and morphological study. Dent Mat 17, 373-380 (2001).

- 48 Frankenberger, R., Strobel, W. O., Lohbauer, U., Kramer, N., Petschelt, A.: The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin.  
J Biomed Mater Res 69, 25-32 (2004).
- 49 Frankenberger, R., Strobel, W. O., Taschner, M., Krämer, N., Petschelt, A.: Total Etch vs. Self-Etch-Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme.  
ZWR 5, 188-196 (2004).
- 50 Frankenberger, R., Tay, F. R.: Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations.  
Dent Mater 21, 397-412 (2005).
- 51 Geurtsen, W., Schoeler, U.: A 4-year retrospective clinical study of Class I and Class II composite restorations.  
J Dent 25, 229-232 (1997).
- 52 Geurtsen, W.: Kunststofffüllung. In: Heidemann, D. (Hrsg.) Praxis der Zahnheilkunde Band 2 - Kariologie und Füllungstherapie, 4. Aufl. Urban & Schwarzenberg München 179-216 (1999).
- 53 Giachetti, L., Scaminaci Russo, D., Bertini, F., Pierleoni, F., Nieri, M.: Effect of operator skill in relation to microleakage of total-etch and self-etch bonding systems.  
J Dent 35, 289-293 (2007).
- 54 Gilpatrick, R. O., Ross, J. A., Simonsen, R. J.: Resin-to-enamel bond strength with various etching times.  
Quintess Int 22, 47-49 (1991).

- 55 Gordan, V., Vargas, M., Cobb, D., Denehy, G.: Evaluation of acidic primers in microleakage of Class 5 composite resin restorations. *Oper Dent* 23, 244-249 (1998).
- 56 Haller, B., Hofmann, N., Klaiber, B., Pfannkuch, A.: Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 100-104 (1994).
- 57 Haller, B.: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 750-759 (1994).
- 58 Haller, B., Windsheimer, U., Hofmann, N., Klaiber, B.: Selektive Schmelzätzung oder Total Etching? *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 824-827 (1995).
- 59 Haller, B., Jakob, M. O.: Durability of the composite-dentin and compomer-dentin bond - an in vitro study over six years. *Acta Med Dent Helv* 3, 15-20 (1998).
- 60 Haller, B.: Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent* 13, 44-49 (2000).
- 61 Haller, B., Blunck, U.: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Dtsch Zahnärztl Mitt* 93, 809-818 (2003).
- 62 Hasegawa, T., Retief, D. H.: Quantitative microleakage of some dentinal bonding restorative systems. *Dent Mater* 9, 114-117 (1993).
- 63 Hashimoto, M., Fujita, S., Kaga, M., Yawaka, Y.: Effect of water on bonding of one-bottle self-etching adhesives. *Dent Mater J* 27, 172-178 (2008).

- 64 He, Z., Shimada, Y., Tagami, J.: The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities.  
Dent Mater 23, 533-538 (2007).
- 65 Hickel, R.: Moderne Füllungswerkstoffe.  
Dtsch Zahnärztl Z 52, 572-585 (1997).
- 66 Hickel, R., Manhart, J., Garcia-Godoy, F.: Clinical results and new developments of direct posterior restorations.  
Am J Dent 13, 41 -54 (2000).
- 67 Huang, M. S., Li, M. T., Huang, F. M., Ding, S. J.: The effect of thermocycling and dentine pre-treatment on the durability of the bond between composite resin and dentine.  
J Oral Rehabil 31, 492-499 (2004).
- 68 Kanca, J., 3<sup>rd</sup>: Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin.  
Quintessence Int 23, 39-41 (1992).
- 69 Krämer, N., Frankenberger, R., Ebert, J., Petschelt, A.: A total bonding of posterior composite restorations – two-year results.  
J Dent Res 78, 308, Abstr. Nr. 1621 (1999).
- 70 Krejci, I., Lutz, F.: Marginal adaptation of class V restorations using different restorative techniques.  
J Dent 19, 24-32 (1991).
- 71 Krejci, I., Sagasser, D., Lutz, F.: Optimierung der Dentinhaftung in gemischten Klasse V Kavitäten.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 102, 32-37 (1992).

- 72 Krejci, I., Kuster, M., Lutz, F.: Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaptation of resin composites.  
J Dent Res 72, 490-494 (1993).
- 73 Kultermann, G.: Moderne Adhäsivsysteme - Fortschritt oder Marketing.  
DFZ 5, 36-41 (2001).
- 74 Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Klinische Aspekte der Adhasivtechnik mit plastischen Werkstoffen. Die Adhasivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis.  
Dent Net Masters 3M Espe AG, Kap3 (2001).
- 75 Lodovici, E., Reis, A., Geraldeli, S., Ferracane, J. L., Ballester, R. Y., Rodrigues Filho, L. E.: Does adhesive thickness affect resin-dentin bond strength after thermal/load cycling?  
Oper Dent 34, 58-64 (2009).
- 76 Lührs, A. K., Guhr, S., Schilke, R., Borchers, L., Geurtsen, W., Günay, H.: Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching.  
Oper Dent 33, 155-162 (2008).
- 77 Lutz, F., Phillips, R. W.: A classification and evaluation of composite resin systems.  
J Prosthet Dent 50, 480-488 (1983).
- 78 Mair, L. H.: Ten-year clinical assessment of three posterior resin composites and two amalgams.  
Quintessence Int 29, 483-490 (1998).
- 79 Malmström, H., Schlueter, M., Roach, T., Moss, M. E.: Effect of thickness of flowable resins on marginal leakage in Class II composite restorations.  
Oper Dent 27, 373-380 (2002).

- 80 Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., Hickel, R.: Mechanical properties and wear behaviour of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 16, 33-40 (2000).
- 81 Manhart, J., Chen, H. Y., Mehl, A., Weber, K., Hickel, R.: Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent* 29, 123-130 (2001).
- 82 Marxkors, R., Meiners, H.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 4. Auflage. Hanser, München (1993).
- 83 McCabe, J. F., Rusby, S.: Dentine bonding – the effect of pre-curing the bonding resin. *Br Dent J* 176, 333-336 (1994).
- 84 Miyazaki, M., Mikitake, S., Onose, H., Moore, B. K.: Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 11, 118-122 (1998).
- 85 Munksgaard, E. C, Irie, M., Asmussen, E.: Dentin-polymer bond promoted by Gluma and various resins. *J Dent Res* 64, 1409-1411 (1985).
- 86 Murray, P.E., About, I., Lumley, P.J., Franquion, J.C., Remusat, M., Smith, A.J.: Cavity remaining dentin thickness and pulpal activity. *Am J Dent* 15, 41-46 (2002).
- 87 Nikolaenko, S. A., Lohbauer, U., Roggendorf, M, Petschelt, A., Dasch, W., Frankenberger, R.: Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 20, 579-585 (2004).
- 88 Nover, U.: Komposit-Füllungen: Lassen sich die Schrumpfungen verhindern? *ZBay* 4, 36 (2000).

- 89 Owens, B. M., Johnson, W. W.: Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V resin composite restorations. *J Adhes Dent* 7, 303-308 (2005).
- 90 Owens, B. M., Johnson, W. W.: Effect of single step adhesives on the marginal permeability of Class V resin composites. *Oper Dent* 32, 67-72 (2007).
- 91 Pashley, D. H., Ciucci, B., Sano, H.: Dentin as a bonding substrate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 760-763 (1994).
- 92 Perdigao, J., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Braem, M., Yildiz, E., Yucel, T., Vanherle, G.: The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent* 9, 167-173 (1996).
- 93 Perdigao, J., Van Meerbeek, B., Lopes, M. M., Ambrose, W. W.: The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 15, 282-295 (1999).
- 94 Perdigao, J., Lopes, M.: Dentin bonding – questions for the new millennium. *J Adhes Dent* 1, 191-209 (1999).
- 95 Perdigao, J.: Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am* 46, 277-301 (2002).
- 96 Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B.: Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 9, 7-10 (2007).

- 97 Prati, C., Chersoni, S., Mongiorgi, R., Montanari, G., Pashley, D. H.: Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, sclerotic dentin.  
*Oper Dent* 24, 66,72 (1999).
- 98 Rahiotis, C., Tzoutzas, J., Kakaboura, A.: In vitro marginal adaptation of high-viscosity resin composite restorations bonded to dentin cavities.  
*J Adhes Dent* 6, 49-53 (2004).
- 99 Retief, D.H.: Do adhesives prevent microleakage?  
*Int Dent J* 44, 19-26 (1994).
- 100 Rosa, B. T., Perdigao, J.: Bond strengths of nonrising adhesives.  
*Quintessence Int* 31, 353-358 (2000).
- 101 Roulet, J. F., Rang, R.: Das Problem des Randschlusses bei Kompositfüllungen.  
*Schweiz Mschr Zahnheilk* 85, 1039-1059 (1985).
- 102 Roulet, J.-F.: A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity.  
*Quintessence Int* 18, 543-552 (1987).
- 103 Roulet, J.-F.: Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam.  
*J Dent* 25, 459-473 (1997).
- 104 Salim, S., Santini, A., Husham, A.: An in-vitro study of microleakage around class V cavities bonded with a self-etching material versus a conventional two-bottle system.  
*Prim Dent Care* 13, 107-111 (2006).

- 105 Sensi, L. G., Marson, F. C., Baratieri, L. N., Monteiro Junior, S.: Effect of placement techniques on the marginal adaptation of Class V composite restorations.  
J Contemp Dent Pract 6, 17-25 (2005).
- 106 Sindel, J., Petschelt, A.: Einfluss der Schichttechnik auf die biaxiale Biegefestigkeit lichtgehärteter Komposite.  
Dtsch Zahnärztl Z 51, 273-275 (1996).
- 107 Suh, B. I.: Oxygen-inhibited layer in adhesion dentistry.  
J Esthet Restor Dent 16, 316-323 (2004).
- 108 Suzuki, S., Leinfelder, K. F., Kawai, K., Tsuchitani, Y.: Effect on particle variation on wear rates of posterior composites.  
Am J Dent 8, 173-178 (1995).
- 109 Swift, E. J., Perdigao, J., Heymann, H. O.: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art.  
Quintessence Int 26, 95-110 (1995).
- 110 Swift, E. J., Perdigao, J., Heymann, H. O., Wilder, A. D., Bayne, S. C., May, K. N., Sturdevant, J. R., Roberson, T. M.: Eighteen-month clinical evaluation of a filled and unfilled dentin adhesive.  
J Dent 29, 1-6 (2001).
- 111 Uno, S., Finger, W. J.: Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding.  
Quintessence Int 26, 733-738 (1995).
- 112 Tay, F. R., Gwinnett, J. A., Wei, S. H.: Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives.  
Dent Mater 12, 236-244 (1996).

- 113 Tay, F. R., Gwinnett, J. A., Pang, K. M., Wei, S. H.: Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers.  
J Dent Res 75, 1034-1044 (1996).
- 114 Tay, F. R., Carvalho, R. M., Yiu, C. K., King, N. M., Zhang, Y., Agee, K., Bouillaguet, S., Pashley, D. H.: Mechanical disruption of dentin collagen fibrils during resin-dentin bond testing.  
J Adhes Dent 2, 175-192 (2000).
- 115 Thonemann, B., Federlin, M., Schmalz, G., Hiller, K. A.: Kunststoffaufquellung bei Kavitätenrändern im Dentin.  
Dtsch Zahnärztl Z 50, 847-850 (1995).
- 116 Torres, C. R., De Araujo, M. A., Torres, A. C.: Effects of dentin collagen removal on microleakage of bonded restorations.  
J Adhes Dent 6, 33-42 (2004).
- 117 Uno, S., Finger, W. J.: Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding.  
Quintessence Int 26, 733-738 (1995).
- 118 Van Meerbeek, B., Peumans, M., Gladys, S., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions.  
Quintessence Int 27, 775-784 (1996).
- 119 Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P., Vanherle, G.: The clinical performance of adhesives.  
J Dent 26, 1-20 (1998).

- 120 Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Duke, E. S., Eick, J. D., Robinson, S. J.: A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res* 7, 50-59 (1998).
- 121 Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28, 215-235 (2003).
- 122 Wendt, S. L. Jr., Leinfelder, K. F.: Clinical evaluation of a posterior resin composite: 3-year results. *Am J Dent* 7, 207-211 (1994).
- 123 Woronko, G. A. Jr., St. Germain, H. A. Jr., Meiers, J. C: Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent* 21, 116-121 (1996).

## 10 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Anselm Petschelt für die freundliche Bereitstellung sämtlicher laboratorischer Einrichtungen der Zahnklinik 1 für Zahnerhaltung und Parodontologie, welche die praktische Durchführung dieser Arbeit ermöglichten.

Insbesondere danke ich meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Roland Frankenberger, für die Bereitstellung des Dissertationsthemas und die hervorragende Unterstützung und Betreuung meiner Arbeit.

Desweiteren möchte ich mich bei Frau Gudrun Amberger bedanken, die mich bei der Auswertung der Proben am Rasterelektronenmikroskop so tatkräftig unterstützt hat.

Schließlich möchte ich mich noch ganz herzlich bei meiner Familie für die Geduld und fortwährende Unterstützung bedanken, die mir während des Entstehens dieser Arbeit entgegengebracht wurde. Insbesondere meiner Mutter, die 2006 verstarb und die Fertigstellung dieser Arbeit leider nicht mehr erleben durfte.

## 11 Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name: Holger Täuber  
 Familienstand: ledig  
 Staatsangehörigkeit: deutsch  
 Geburtsdatum: 13.10.1975  
 Geburtsort: Bayreuth  
 Eltern: Reinhard Täuber und Ingrid Täuber, geb. Hartmann  
 Geschwister: Jürgen Täuber, Fernmeldetechniker

### Werdegang

1982-1986 Grundschule in Bindlach  
 1986-1987 Hauptschule in Bindlach  
 1987-1996 WWG in Bayreuth  
 28.06.2006 Abitur  
 8/1996 - 8/1997 Zivildienst als Rettungsdiensthelfer beim Bayerischen Roten Kreuz, Kreisverband Bayreuth

### Studium

1997-2004 Studium der Zahnheilkunde an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg  
 19.10.2004 Erteilung der Approbation als Zahnarzt

### Berufsleben

12/2004 - 11/2005 Assistenz Zahnarzt bei ZA Thomas Ixmann, Auerbach i. d. Oberpfalz  
 12/2005 - 08/2006 Assistenz Zahnarzt bei Dr. Thomas Großmann, Neudrossenfeld  
 23.11.2006 - 12/2007 Assistenz Zahnarzt bei Dr. Erich Bauer, Bayreuth  
 01/2008-09/2009 angestellter Zahnarzt bei Dres. Peter Döhla und Stefan Henkel, Bayreuth  
 seit 10/2009 angestellter Zahnarzt bei Dr. Mirjam Schwarzmann, Hollfeld