

Aus der Abteilung für Zahnerhaltungskunde  
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. dent. R. Frankenberger  
des Fachbereichs Medizin (Fb. 20) der Philipps-Universität Marburg

---



**Einfluss der Adhäsivtechnik auf die marginale  
Adaptation siloranbasierter Komposite**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Zahnmedizin  
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

dem Fachbereich Medizin (Fb. 20) der Philipps-Universität Marburg vorgelegt von

Zahnärztin

**Kathrin Buff**

aus Sonneberg

Marburg, November 2013

**Angenommen vom Fachbereich Medizin (Fb. 20) der Philipps-Universität Marburg  
am 19. November 2013.**

**Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin (Fb. 20).**

**Philipps**  
Medizin



**Universität**  
Marburg

**Dekan:** Prof. Dr. med. Matthias Rothmund  
**Referent:** Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger  
**1. Korreferent:** Prof. Dr. med. dent. Anahita Jablonski-Momeni

Die Untersuchungen zur vorliegenden Arbeit wurden von Juni 2008 bis November 2009 an der Zahnklinik 1 - Zahnerhaltung und Parodontologie - des Universitätsklinikums Erlangen (Direktor: Prof. Dr. med. dent. Anselm Petschelt) durchgeführt.

Die Disputation erfolgte am 19. November 2013 am Fachbereich Medizin (Fb. 20) der Philipps-Universität Marburg.

Hochschulkenziffer: 1180

**In Liebe und Dankbarkeit meiner Familie gewidmet.**



## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Zusammenfassung (DE)</b>	<b>8</b>
1.1	Hintergrund und Ziele	8
1.2	Materialien und Methode	8
1.3	Ergebnisse	9
1.4	Schlussfolgerung	9
<b>1</b>	<b>Summary (EN)</b>	<b>10</b>
1.1	Background and aims	10
1.2	Materials and methods	10
1.3	Results	11
1.4	Conclusion	11
<b>2</b>	<b>Einleitung</b>	<b>12</b>
<b>3</b>	<b>Literaturübersicht</b>	<b>13</b>
3.1	Zusammensetzung und Aufbau des Schmelzes	13
3.2	Zusammensetzung und Aufbau des Dentins	15
3.3	Adhäsivtechnik: struktureller Aufbau der Adhäsivsysteme	16
3.3.1	Haftung am Schmelz	17
3.3.2	Haftung am Dentin	19
3.3.2.1	Einteilung der Dentinadhäsive	20
3.3.2.2	Silorane System Adhäsiv	26
3.3.2.3	Essentielles zur Anwendung	28
3.4	Komposite als zahnfarbene, plastische Füllungsmaterialien	31
3.4.1	Historisches: die Entwicklung von Kompositmaterialien	31
3.4.2	Struktureller Aufbau und Klassifizierung von Kompositmaterialien	32
3.4.2.1	Organische Matrixkomponente	33
3.4.2.2	Anorganische Füllerkomponente	34
3.4.2.3	Verbindungsagentien der organischen und anorganischen Komponente	37
3.4.3	Siloranbasierte Komposite	38
3.4.3.1	Aufbau und Chemie	39
3.4.3.2	Essentielles zur Anwendung	42
3.4.3.3	Vor- und Nachteile	44
3.5	Optimierung der marginalen Adaptation	46

3.5.1	Bulk- vs. Inkrement-Technik.....	47
3.5.2	C(onfiguration)-Faktor .....	48
3.5.3	Soft-Start-Polymerisation.....	49
3.5.4	Lining-Technik und gefüllte Bonding Agents .....	50
3.5.5	Anschrägen der die Kavität begrenzenden Schmelzränder .....	51
<b>4</b>	<b>Frage- / Problemstellung .....</b>	<b>52</b>
<b>5</b>	<b>Material und Methode .....</b>	<b>53</b>
5.1	Auswahl und Lagerung der Probenzähne.....	56
5.2	Präparation der standardisierten Kavitäten .....	56
5.3	Übersicht über die Versuchsgruppen: Konditionierung der Kavitäten, Applikation des entsprechenden Adhäsivsystems und Legen der plastischen Kompositfüllungen .....	56
5.3.1	Testgruppe 1: Silorane System Adhäsiv ohne H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> in Kombination mit Filtek™ Silorane .....	57
5.3.2	Testgruppe 2: Xeno® V in Kombination mit Ceram • X™ .....	58
5.3.3	Testgruppe 3: Silorane System Adhäsiv mit H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> in Kombination mit Filtek™ Silorane .....	60
5.3.4	Testgruppe 4: Syntac® in Kombination mit Tetric EvoCeram® .....	61
5.3.5	Testgruppe 5: AdheSE® One F VivaPen® in Kombination mit Tetric EvoCeram® .....	63
5.3.6	Testgruppe 6: cmf adhesive system® in Kombination mit els extra low shrinkage® .....	64
5.3.7	Testgruppe 7: FL Bond® II Adhesive System in Kombination mit Beautifil® II Composite Restorative .....	65
5.3.8	Testgruppe 8: Syntac® in Kombination mit Filtek™ Silorane .....	66
5.4	Ausarbeitung und Politur der plastischen Kompositfüllungen .....	68
5.5	Feuchtigkeitslagerung.....	68
5.6	Abformung der Probenzähne und Herstellung der Replikas.....	69
5.7	Thermische Wechselbelastung und erneute Abformung der Replikas .....	70
5.8	Vorbereitung der Polyurethanreplikas .....	71
5.9	Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen .....	72
5.10	Qualitative Randanalyse, Bewertungskriterien für die Beurteilung der Randqualität .....	72
5.11	Statistische Auswertung.....	76
<b>6</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>78</b>
6.1	Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Füllungs­ränder.....	78
6.1.1	Randschlussverhalten im Bereich der schmelz­begrenzten Restaurations­ränder vor und nach Thermocycling.....	78

6.1.2	Randschlussverhalten im Bereich der dentinbegrenzten Restaurationsränder vor und nach Thermocycling.....	79
6.1.3	Randschlussverhalten in Schmelz und Dentin vor Thermocycling .....	81
6.1.4	Randschlussverhalten in Schmelz und Dentin nach Thermocycling .....	82
<b>7</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>83</b>
7.1	Diskussion von Material und Methode .....	84
7.1.1	Aufbau der Studie .....	84
7.1.2	Auswahl und Lagerung der Probenzähne .....	85
7.1.3	Präparation und Konditionierung der Kavität, Anwendung unterschiedlicher Adhäsivsysteme und Füllungsmaterialien .....	86
7.1.4	Künstlicher Alterungsprozess mittels Thermocyclings .....	90
7.1.5	Qualitative und quantitative Randanalyse sowie statistische Auswertung .....	91
7.2	Diskussion der Untersuchungsergebnisse .....	91
7.2.1	Diskussion für die Ergebnisse der schmelzbegrenzten Restaurationsränder.....	91
7.2.2	Diskussion für die Ergebnisse der dentinbegrenzten Restaurationsränder .....	93
<b>8</b>	<b>Schlussfolgerung und abschließende Evaluation zur Verbesserung der marginalen Adaptation siloranbasierter Komposite.....</b>	<b>95</b>
<b>9</b>	<b>Anlagen.....</b>	<b>97</b>
9.1	Abkürzungen .....	97
9.2	Verwendete Materialien und Hilfsmittel.....	103
<b>10</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>105</b>
<b>11</b>	<b>Abbildungs- und Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>129</b>
11.1	Abbildungen .....	129
11.2	Tabellen .....	131
<b>12</b>	<b>Curriculum Vitae .....</b>	<b>132</b>
<b>13</b>	<b>Verzeichnis der akademischen Lehrer/-innen.....</b>	<b>134</b>
<b>14</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>138</b>
<b>15</b>	<b>Ehrenwörtliche Erklärung.....</b>	<b>140</b>

## 1 Zusammenfassung (DE)

### 1.1 Hintergrund und Ziele

Adhäsive Zahnheilkunde und der Gebrauch zahnfarbener Kompositmaterialien haben sich nun schon seit mehreren Jahrzehnten als fester Bestandteil der zahnärztlichen Tätigkeit etabliert. Seit einigen Jahren werden diese Materialien nun auch erfolgreich für Restaurationen der Prämolaren- und Molarenregion eingesetzt. Da jedoch nach wie vor die Verlusten insbesondere im Seitenzahnggebiet erhöht sind und Sekundärkaries eine häufige, klinische Begleiterscheinung darstellt, bleiben ein langlebiger, suffizienter Randschluss sowie eine dauerhafte marginale Integrität der Adhäsivschicht ein immer noch zu forderndes Ziel bzw. zu verwirklichender Anspruch an heutige Kompositrestaurationen. Daher ist es eines der Ziele dieser Arbeit, die Leistungsfähigkeit und Effizienz siloranbasierter Füllungswerkstoffe zu evaluieren und sie methacrylatbasierten Systemen gegenüberzustellen. Zudem wurden vergleichende Untersuchungen zwischen Mehrflaschenadhäsiven unter Anwendung der Etch-and-rinse-Technik und selbstätzenden Einflaschensystemen angestellt, um auch hier Empfehlungen für den klinischen Einsatz geben zu können.

### 1.2 Materialien und Methode

Die vorliegende *in vitro* Studie schließt 64 humane, karies- und füllungsfreie Molaren, die mit standardisiert angelegten Klasse-II-Kavitäten okklusal-distal versehen wurden, in den Versuchsaufbau ein. Diese wurden in acht Versuchsgruppen zu je acht Zähnen eingeteilt. Nach der Applikation verschiedener Einschritt-Self-Etch-, Zweischritt-Self-Etch-, Dreischritt-Etch-and-rinse- sowie Vierschritt-Etch-and-rinse-Adhäsivsysteme, erfolgte das Legen der plastischen Füllungen unter Verwendung methacrylat- sowie siloranbasierter Komposite. Im Anschluss an die Ausarbeitung und Hochglanzpolitur der Restaurationen wurden die Zähne mittels eines hochzeichnenden, additionsvernetzenden Silikons abgeformt und Polyurethanreplikas hergestellt. Daraufhin fand während 10000 Zyklen die thermische Wechselbelastung (+5 °C / +55 °C) im Thermocycler statt. Nun wurden erneut Abformungen vorgenommen und Polyurethanreplikas angefertigt, um mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskopes und geeigneter



Software eine vergleichende Aussage hinsichtlich des Randschlusses und der marginalen Randqualität vor und nach eines künstlichen Alterungsprozesses treffen zu können.

### **1.3 Ergebnisse**

Im Zuge der während dieser Untersuchung gewonnenen Ergebnisse, kann konstatiert werden, dass Etch-and-rinse-Adhäsive auch heute noch selbstständigen One-bottle-Adhäsiven im Hinblick auf Schmelz- und Dentinhaftung überlegen sind. Auch mit neueren, weiterentwickelten Produkten bleibt das Bonding am Dentin die Schwachstelle der Adhäsivtechnik. Nach erfolgtem Thermocycling war die Randqualität in beiden Zahnhartsubstanzen signifikant schlechter ( $p < 0.05$ ). Zweischnitt-Self-Etch-Produkte erreichen jedoch durchaus Randqualitäten und Dentinhaftwerte, die äquivalent zu jenen der Drei- bzw. Vierschnitt-Etch-and-rinse-Systeme sind. Im Hinblick auf siloranbasierte Systeme bleibt festzuhalten, dass derartige Komposite nur in Kombination mit dem für sie entwickelten Adhäsivsystem verarbeitet werden sollten. Vorheriges Ätzen mittels 37%iger Phosphorsäure führte hierbei zu einer besseren Schmelz-, jedoch nachteiligeren Dentinhaftung.

### **1.4 Schlussfolgerung**

Siloranbasierte Kunststoffe zeigen gute und akzeptable mechanische wie physikalische Eigenschaften sowie ein sehr gutes ästhetisches Verhalten, was sie insgesamt sicherlich als eine Alternative zu konventionellen, methacrylatbasierten Systemen erscheinen lässt. Sie implementieren jedoch keine Änderung bisher bekannter klinischer Kautelen der Adhäsivtechnik. Selbst die als „optimal“ angesehene Volumenkontraktion von 0,9 % ist kein Garant für einen allzeit dichten Randschluss und das Ausbleiben einer Sekundärkaries. Vielmehr liegt es in den Händen des Behandlers, die Techniksensitivität und Anforderungen eines jeglichen Adhäsiv- und Kompositsystems, welches er anwendet, zu kennen, zu beachten und sein klinisches Handeln daran auszurichten.

## 1 Summary (EN)

### 1.1 Background and aims

Adhesive dentistry involving toothcolored resin-based composites as fundamental biomaterials have been considered as a vital part of dental occupation for many decades. For 20 years, these materials have also been successfully applied as stress-bearing restoration of posterior teeth. Since loss rates especially for posterior cavities are still considerable with secondary caries being a frequent failure mechanism, longlasting gap-free margins as well as permanent marginal integrity remain a demanding aim for contemporary resin composite restorations. Therefore it has been one of the thesis' ambitions to evaluate the performance and efficiency of silorane-based composites and to provide a contrast to methacrylate-based systems. In addition, comparative investigations between etch-and-rinse adhesives and self-etch one-step adhesives have been conducted to give recommendations for the clinical situation.

### 1.2 Materials and methods

The present *in vitro* study included 64 human, caries- and filling-free molars, which received occlusal-distal Class II cavities carried out in a standardized manner. Teeth were randomly divided into eight experimental groups (n = 8). After the application of several one-step self-etch, two-step self-etch, three-step etch-and-rinse as well as four-step etch-and-rinse adhesives, cavities were restored using methacrylate- and silorane-based composites. Specimens were subjected to impression with an adder-cross-linked high-definition silicone, and epoxy replicas were manufactured. 10,000 thermocycles (+5 °C / +55 °C) were applied, followed by a second set of replicas. Using scanning electron microscopy, at 200x-, a semi-quantitative margin analysis was carried out and the percentages of perfect marginal adaptation were computed.

### **1.3 Results**

The results confirm that etch-and-rinse adhesives are still superior to self-etch one-step adhesives with regard to enamel and dentin adhesion ( $p < 0.05$ ). Despite the development of the latest, more sophisticated products, bonding to dentin still remains the weak link in adhesive dentistry. After thermal loading, the marginal quality of both enamel and dentin dropped significantly ( $p < 0.05$ ). Hence two-step self-etch products accomplished a similar number of gap-free margins and resembling dentin bond strength in comparison with three-step and four-step etch-and-rinse systems. Furthermore silorane-based composites should only be applied in combination with the bonding system especially developed for them. "Pre-etching" by using 37 % phosphoric acid led to a better enamel but detrimental dentin bonding for this kind of composite.

### **1.4 Conclusion**

Silorane-based biomaterials do not only provide acceptable mechanical as well as physical qualities but also a very good esthetic performance which certainly make them appear as an alternative to conventional methacrylate-based composite systems. Yet they do not implement any change of previously known clinical algorithm regarding adhesive dentistry. Even with an optimal polymerization shrinkage of about 0.9 %, a permanently tight margin fit and the absence of secondary caries cannot be guaranteed. Moreover it is the dentist's responsibility to know and consider the technique sensitivity and the challenges of every adhesive and composite system he applies and to adjust them to his clinical practice.

## 2 Einleitung

**„Die Philosophen sind wie Zahnärzte, die Löcher aufbohren, ohne sie füllen zu können.“**

**- Giovanni Guareschi (1908 - 1968) -**

Dass dieses Zitat nicht mehr ganz zeitgemäß und zutreffend ist, sei unbestritten. Dass sich der klinisch tätige Zahnarzt heutzutage aber einer jährlichen Verlustrate seiner gelegten Kompositfüllungen in Höhe von 2,2 %, im Seitenzahnbereich sogar 21 %, gegenüber sieht, allerdings auch [Lohbauer et al. 2007 und 2008]. Geschuldet wird fast ein Drittel dieses klinischen Misserfolges der Sekundärkaries, welche ihren Ursprung u.a. in marginalen Randspalten und einem Verlust der Integrität des adhäsiven Verbundes nimmt.

Als Restaurations- und Füllungsmaterialien kommen heute aufgrund verschiedenster Aspekte überwiegend plastische Kompositmaterialien zum Einsatz. Nicht nur, dass sie eine zahnfarbene Restauration und hochästhetisches Arbeiten ermöglichen: sie erlauben auch ein minimalinvasives Vorgehen, indem sie keine Anforderungen an retentive Präparationsformen und Mindestmaterialstärken stellen. Waren Kompositmaterialien noch vor 20 Jahren fast ausschließlich dem Frontzahnbereich vorbehalten, werden sie mittlerweile auch erfolgreich im kaulasttragenden Seitenzahngebiet verwendet [68]. Dennoch wird die adhäsive Zahnmedizin insbesondere hier vor ein Problem gestellt, zu welchem es noch immer kein „Patentrezept“ gibt: der langzeitige Erhalt einer impermeablen, adhäsiven Verbundfläche zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit sowie die Herstellung eines dauerhaft dichten Randschlusses, vorwiegend im Bereich der marginalen Kavitätenränder. Ein Ansatz der Industrie und Forschung war es, dem Auftreten eines Randspaltes, welches man vornehmlich in einer mehr oder weniger großen Volumenkontraktion eines jeden Komposits während der Polymerisation begründet sah, durch eine möglichst geringe Polymerisationsschrumpfung zu begegnen. Dies führte u.a. zur Entwicklung niedrigschrumpfender, siloranbasierter Komposite, auf welchen das Augenmerk dieser Dissertation liegt. Ob eine geringe Volumenkontraktion allerdings die Lösung der Problematik bereithält? Die Antwort darauf sei den nachfolgenden Seiten dieser Arbeit überlassen.

### 3 Literaturübersicht

Die Kenntnis der Anatomie und Struktur der Zahnhartsubstanzen stellt die Basis für das erfolgreiche Ergreifen präventiv und invasiv konservierender Maßnahmen in der Zahnheilkunde dar. So nimmt das Wissen über diese morphologischen, strukturellen und chemischen Aspekte zum einen Einfluss auf die Wahl der zu verwendenden Präparationsinstrumente und die Gestaltung der Kavität, zum anderen ermöglicht das resultierende Verständnis für die sich ergebenden Interaktionen eine geeignete Auswahl des Adhäsivsystems und Restaurationsmaterials [105].

#### 3.1 Zusammensetzung und Aufbau des Schmelzes

Der Zahnschmelz (griech. „Enamelum“/ lat. „Substantia adamantina“) liegt als äußere Hartsubstanz im koronaren Anteil der Zähne aller Tetrapoden dem Dentin auf. Im menschlichen Körper ist posteruptionärer Schmelz das am höchsten mineralisierte Gewebe und somit die härteste Substanz (ca. Knoop 300) [68, 105].

Zahnschmelz setzt sich zu etwa 93 bis 98 Gew.% aus anorganischen Bestandteilen, wie Calcium, Phosphor, Carbonat, Magnesium, Natrium und mehr als vierzig nachgewiesenen Spurenelementen zusammen [105]. Mit ca. 1,5 bis 4 Gew.% bildet Wasser die zweithäufigste Komponente. Die nun noch verbleibende organische Substanz (ca. 1 Gew.%) ist reich an Proteinen (ca. 58 %), Lipiden (ca. 40 %), Kohlenhydraten, Citrat und Lactat [105]. Der größte Teil der organischen Materie ist in Form von Schmelzbüscheln im inneren Drittel der Schmelzschicht lokalisiert.

1969 veröffentlichten Dibdin *et al.*, dass sich das im Schmelz enthaltene Porengefüge nach Säurebehandlung wie folgt verhält: das Volumen einzelner Poren kann um den Faktor 8,5 von 0,05 Vol.% auf bis zu 0,425 Vol.% bei einem Porenradius von 56-80 Å vergrößert werden.

Unterschiede in der Schmelzzusammensetzung sind einerseits durch Alter und Ernährung bedingt. Andererseits entstehen aufgrund von lokalen Konzentrationsunterschieden Variabilitäten im Aufbau des Schmelzes an unterschiedlichen Stellen des Zahnes. Beispielsweise nimmt die Konzentration von Fluorid-Ionen von der Schmelzoberfläche bis zur Schmelz-Dentin-Grenze hin stetig

ab, steigt aber an der Schmelz-Dentin-Grenze selbst wieder an. Schmelz ist ein Gefüge nichtstöchiometrischer Apatitkristalle [Summenformel:  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ]. Hydroxylapatit kann durch den Austausch von jeweils zwei Hydroxyl-Ionen zum einen in Form von Fluorapatit, zum anderen aber auch in Form von Carbonatapatit vorliegen. Jedoch ist Carbonatapatit um ein Zehnfaches löslicher als Hydroxylapatit und dieser wiederum um den Faktor zehn löslicher als Fluorapatit, da letzterer eine stabilere Kristallgitterstruktur aufweist.

Schmelzkristalle sind ca. 160 nm lang, 40 bis 70 nm breit und etwa 26 nm dick. In der Aufsicht erscheinen sie bienenwabenähnlich in hexagonaler Anordnung. Durchschnittlich hundert Kristalle bilden ein Schmelzprisma. Charakteristisch für die Prismen ist ihr wellenförmiger Verlauf von der Schmelz-Dentin-Grenze bis unmittelbar unter die Schmelzoberfläche. Schmelzkristalle, die zentral im Prisma gelegen sind, verlaufen bezüglich ihrer Längsachse (c-Achse) annähernd parallel zu der des Prismas. Je näher Apatitkristalle am Rand der Prismen zu liegen kommen, umso mehr bildet die Längsachse des Kristalls einen rechten Winkel zur c-Achse des Prismas. Aufgrund dieser unterschiedlichen Anordnung der Kristalle sind jene im Zentrum des Prismas, entlang der c-Achse, leichter löslich als jene in der Prismenperipherie. Dieser Umstand bedingt unter anderem auch überhaupt erst die Entstehung eines Ätzreliefs, welches man sich bei der Adhäsivtechnik unter Verwendung von Phosphorsäure zur Konditionierung zu Nutze macht.

An der Oberfläche menschlicher Zahnkronen findet sich häufig eine 20-30  $\mu\text{m}$  dicke Schicht prismenfreien Schmelzes - eine Tatsache, die v.a. bei Fissurenversiegelungen, Versorgung keilförmiger Defekte im vestibulären Zervikalbereich und bei Anwendung der Adhäsivtechnik bei Milchzähnen berücksichtigt werden muss. Ganz oberflächlich findet sich das acquired pellicle dem Schmelz aufliegend.

In den inneren zwei Dritteln des Schmelzes lässt sich im Längsschnitt die sog. Hunter-Schreger-Faserstreifung [Hunter und Schreger, 18. Jhd.] erkennen. Erstmals beschrieben wurde diese jedoch bereits 70 Jahre vor ihren späteren Namensgebern durch den französischen Wissenschaftler Gabriel-Philippe de la Hire und den französischen Zahnarzt Pierre Fauchard [133]. Die hypomineralisierten Retzius-Streifen sind ein Ausdruck periodischer Ruhephasen der Ameloblasten während der Schmelzbildung. Als „micro pits“ werden approximale Vertiefungen im Bereich der Perikymatien (nehmen mit Zunahme des

Alters aufgrund von Attrition ab) bezeichnet, die oftmals Ausgangspunkt kariöser Läsionen sein können.

Nach Untersuchungen von He *et al.* hat Schmelz im Inneren des Zahnes einen niedrigeren E-Modul und eine geringere Härte, jedoch eine höhere Biegsamkeit und Fähigkeit zur Umverteilung von einwirkender mechanischer Belastung, (z.B. in Form von Kaukräften oder Kontraktionsstress bei der Polymerisation von Füllungsmaterialien) als die am Zahn außen und oberflächlich gelegenen Schmelzanteile, was sich auch in der unterschiedlichen Zusammensetzung des Schmelzes in diesen Kompartimenten widerspiegelt [103].

### **3.2 Zusammensetzung und Aufbau des Dentins**

Dentin bildet den größten Teil des menschlichen Zahnes und ist - im Gegensatz zum Schmelz - ein lebendes, weniger stark mineralisiertes Gewebe. Es bildet gemeinsam mit der Pulpa eine funktionelle Einheit und besteht zu 70 Gew.% aus anorganischem (Calcium und Phosphat als Apatit oder amorphes Calciumphosphat) und zu 20 Gew.% aus organischem Material (Kollagen) [105].

Kristalle sind im Dentin, verglichen mit dem Schmelz, erheblich kleiner und dünner (20 nm lang, 18-20 nm breit, 3,5 nm dick) und liegen nicht in Prismenform vor. Dentin ist hochelastisch und verformbar. Zudem zeigt sich eine wesentlich höhere Permeabilität als im Schmelz [105].

In den Dentinkanälchen finden sich die Fortsätze der Odontoblasten, die das Dentin bilden, deren Zellkörper jedoch in der Pulpa gelegen sind und zeitlebens diese Hartsubstanz produzieren. Die Odontoblastenfortsätze werden von Filamenten durchzogen und reichen aufgrund der Ausbildung von kleinen Seitenästen tief in das intertubuläre Dentin, wo sie in Kontakt zu benachbarten Fortsätzen treten. Im pulpanahen und -fernen Dentin ergeben sich unterschiedliche Werte für die Anzahl und Dichte der Dentinkanälchen (pulpanah:  $\varnothing$  4-5  $\mu\text{m}$ , 75000 /  $\text{mm}^2 \rightarrow$  80 % Gesamtquerschnittsfläche; pulpafern:  $\varnothing$  1  $\mu\text{m}$ , 20000 /  $\text{mm}^2 \rightarrow$  4 % der Gesamtquerschnittsfläche).

Die Odontoblastenfortsätze sind in den Dentinkanälchen von Flüssigkeit und organischen Strukturen umgeben. Nervenfasern lassen sich partiell nur im hypomineralisierten Prädentin, welches sich der Pulpa außen anschließt,

nachweisen. Diesem folgen nach peripher das Zwischendentin, zirkumpulpaie Dentin und Manteldentin. Letzteres bildet eine arkadenförmige Grenzlinie mit dem Zahnschmelz und enthält kleine, körnerartige Strukturen, die der Zahnoberfläche folgen (Tomes-Körnerschicht) und dem Interglobulardentin ähneln. Peritubuläres Dentin umgibt die Dentinkanälchen, kleidet sie aus und ist von allen Dentinarten am stärksten mineralisiert [105]. Weniger stark mineralisiertes, intertubuläres Dentin trennt die Dentinkanälchen voneinander. Ebner-Linien spiegeln als hypomineralisierte Bereiche die Ruhephase der Odontoblasten während der Entwicklung wider. Diese meist im zirkumpulpaalen, koronalen Dentin liegenden Konturlinien zeigen häufig kugelförmige, stark hypomineralisierte Bereiche, die auch als Interglobulardentin bezeichnet werden.

### **3.3 Adhäsivtechnik: struktureller Aufbau der Adhäsivsysteme**

Der Wunsch nach zahnfarbenen Restaurationen, insbesondere im Frontzahnbereich, führte neben der Entwicklung adäquater Füllungsmaterialien auch zur Entwicklung geeigneter Adhäsivsysteme (von lat. adhaerere = haften), die eine Verankerung dieser an den unterschiedlichen Zahnhartsubstanzen überhaupt erst ermöglichen, da Komposite, im Gegensatz zu Glasionomern, selbst keine Eigenadhäsion zu Schmelz und Dentin besitzen [166, 192]. Aufgrund des ungünstigen Wärmeausdehnungskoeffizienten und der Polymerisationsschrumpfung der Komposite ist das Integrieren adhäsiver Konzepte in den Gebrauch der plastischen Kompositmaterialien unabdingbar - möchte man langlebige, randspaltfreie Restaurationen gewährleisten und das Auftreten von Sekundärkaries vermeiden [68].

Seit nunmehr fast zwei Jahrzehnten findet die Adhäsivtechnik auch im kaulasttragenden Seitenzahnbereich Anwendung. Was noch vor 20 Jahren annähernd undenkbar schien, ist heute gängige Praxis [69].



### 3.3.1 Haftung am Schmelz

Mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik durch Buonocore, der Zähne für 120 Sekunden mit 85%iger Phosphorsäure anätzte, um Fissurenversiegler dauerhaft am Zahnschmelz zu verankern [68], wurde der Grundstein der Adhäsivtechnik in der zahnärztlichen Füllungstherapie gelegt [22]. Erstmalige Erwähnung fand das Prinzip der Schmelz-Ätzung zwar bereits 1948 durch Dr. Oskar Hagger, wirklich bahnbrechende Popularität erlangte es allerdings erst nach Veröffentlichung der Publikation von Dr. Michael Buonocore 1955. Auf ihn geht die Schmelz-Ätz-Technik, welche seit den 1970er Jahren hinsichtlich ihrer klinischen Eignung als unbedenklich und durchweg positiv angesehen wird, letztendlich zurück [68].

Wird der Schmelz mittels 30-40%iger Phosphorsäure behandelt, entsteht durch die zentral und peripher unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen eine optimale Oberflächenmorphologie für die mikromechanische Verankerung eines Kompositmaterials [69]. Darüber hinaus wird durch Säurekonditionierung neben dem Entstehen eines Mikroretentionsreliefs auch eine Vergrößerung der Oberfläche, Erhöhung der Reaktionsfähigkeit der Schmelzstrukturen und bessere Benetzbarkeit (um bis zu 400 %) erzielt. Besonders gut ist die Ätzwirkung bei senkrecht angeschnittenen Schmelzprismen, wie sie etwa durch vorheriges Anschrägen des Kavitätenrandes zu beobachten sind (siehe hierzu Kapitel 3.5.5). Kein ideales Ätzmuster entsteht dagegen - aufgrund von veränderten Löslichkeitseigenschaften - auf fluorotischem, fluoridreichem und aprismatischem Schmelz, woraus eine signifikant niedrigere Verbundfestigkeit mit Bondingharzen resultiert [94]. Jegliche Anwendung rotierender Instrumente zur Präparation einer Kavität bzw. Kariesexkavation bewirkt auch auf dem Schmelz das Entstehen einer Schmierschicht, die den adhäsiven Verbund beeinflussen kann.

Orthophosphorsäure zwischen 30 und 40 Gew.% zeigt eine konstante Ätzwirkung. Wird Säure mit Konzentrationen von unter 30 Gew.% verwendet, resultiert die Ablagerung von schwer löslichem Brushit. Dieser kann durch ölfreies Luft-Wasser-Spray schlecht entfernt werden und behindert das Bonding am Schmelz. Keinesfalls ergibt sich durch niedrigere Säurekonzentrationen eine gleichsam effektive und „schonende“ Konditionierung. Nutzt man allerdings Säurekonzentrationen von über 40 Gew.%, ergibt sich eine rasche Präzipitation von Calciumphosphatverbindungen, die ebenso die Haftung am Schmelz erschwert. Diese Verbindungen entstehen jedoch, wenn auch in geringerem Maße,

ebenfalls beim Gebrauch von 30- bis 40%iger Phosphorsäure und rechtfertigen somit u.a. das gründliche Absprayen der Kavität. Als ideal gilt heute am Schmelz das Verwenden 37%iger Phosphorsäure für 30 Sekunden, wengleich eine 15sekündige Dauer nicht schlechter abschnitt (Ausnahme: prismenloser Schmelz erfordert 60 Sekunden Applikationszeit) [68]. Dabei geht eine ca. 10 µm dicke Schmelzschicht irreversibel verloren. Das entstandene Ätzrelief erreicht Tiefen zwischen 30 und 50 µm [105]. Appliziert man nun ein entsprechendes Adhäsiv mit möglichst niedriger Oberflächenspannung, dringt dieses in die aufgeraute Oberfläche ein, bildet sog. „Tags“ und haftet aufgrund rheologischer und geometrischer Effekte (interkristalline Retention) mikromechanisch am Zahnschmelz, der, entsprechend konditioniert, eine hohe Oberflächenenergie aufweist. Mittels Photopolymerisation entsteht letztendlich ein dichter Zusammenschluss von Adhäsiv und Zahnhartsubstanz. Die so produzierte Schmelzhaftung ist absolut ausreichend, um als Antagonist der durch die Polymerisationsschrumpfung bedingten Kräfte zu fungieren und diesen suffizient entgegenzuwirken.

Da die Komplexität der Behandlungsschritte innerhalb der adhäsiven Zahnmedizin potentiell negative Einflüsse auf den klinischen Erfolg der Kompositrestaurationen haben kann, sind Hersteller seit über 15 Jahren bemüht, einfachere Algorithmen anzubieten und so z.B. die Phosphorsäureätzung des Schmelzes zu umgehen. Die 1994 eingeführten polyalkensäuremodifizierten Komposite (Kompomere) zeigten in Kombination mit Universaladhäsiven zwar eine gute Dentinhaftung, jedoch nur eine unzureichende Haftung am Schmelz, welche sich klinisch v.a. in Verfärbungen des marginalen Schmelzanteils äußert [68, 69]. Heutzutage erfreuen sich v.a. Self-Etch-Adhäsive ohne den vorherigen Gebrauch der Phosphorsäure zunehmender Beliebtheit. Diese Produkte versprechen, mehrere Funktionen am Schmelz wahrnehmen zu können: Auflösung der Schmierschicht, Demineralisation und Penetration. Tatsächlich schwanken jedoch ihre Eindringtiefen abhängig vom pH-Wert des sauren Primers zwischen 0,1 µm bei pH = 2 und 6 µm bei pH < 1 [68], was ihr Ätzmuster - vergleichend zur zusätzlichen Phosphorsäureapplikation - als relativ schwach ausgeprägt ausfallen lässt. Zudem haben unterschiedliche Verfahren der Kavitätenpräparation, v.a. die Körnung des verwendeten Präparierdiamanten und das Finieren der Kavitätenoberfläche, einen signifikanten Einfluss auf die Beschaffenheit der Schmierschicht und die Effektivität der mit dieser in Interaktion tretenden, selbstätzenden Einflaschenadhäsive. Wie Mine et

*al.* zeigen konnten, steigern das Finieren der Kavität und die Entfernung der Schmierschicht durch Phosphorsäure-Konditionierung in mit rotierenden Instrumenten präparierten Kavitäten die Schmelzhaftung signifikant [15, 143]. In Zeiten der selbstätzenden Einflaschenadhäsive, die nur über einen prozentual niedrigen Säuregehalt verfügen, muss mehr denn je auf eine adäquate Kavitätenpräparation und Oberflächenvorbereitung zur Aufnahme des Adhäsivsystems geachtet werden, als mit der Etch-and-rinse-Technik unter Verwendung 37%iger Phosphorsäure, da eine verbleibende Schmierschicht die Haftung des Bondings reduziert [143]. Nach Untersuchungen von Frankenberger *et al.* sind Ergebnisse hinsichtlich der Schmelzhaftung für Self-Etch-Adhäsive konsequent schlechter als für Etch-and-rinse-Adhäsive, wobei die Wirkung von selbstätzenden Zweischnitt-Adhäsivsystemen durch selektive Schmelzätzung signifikant verbessert werden kann [68, 76]. Selbiges konnte auch durch Studien von Beloica *et al.* gezeigt werden [11]. Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Phosphorsäureätzung unangefochtener Goldstandard für eine gute Haftung am Schmelz bleibt. Letztere sollte für den Behandler ebenso wie die Haftung am Dentin von höherem Stellenwert als die Wahl des zu verwendenden Kompositmaterials sein [68].

### 3.3.2 Haftung am Dentin

Im Vergleich zum Schmelz erschienen erste Publikationen zu einer möglichen Haftung am Dentin erst einige Jahre später [Buonocore *et al.*, 1958]. Nicht zuletzt wegen seiner tubulären Mikrostruktur, dem hohen Kollagenanteil, der ausgeprägteren, charakteristischen Schmierschicht (aus zermahlenden Dentinresten, Bakterien und Wasser) sowie der intrinsischen Feuchtigkeit durch den Dentinliquor stellt das Zahnbein einen wesentlich ungünstigeren Haftungspartner für Kompositrestaurationen dar und lässt die mikromechanische Haftung eines hydrophoben Kompositmaterials ohne vorherige Konditionierung nicht zu [105]. Eine Adhäsion am Dentin ist also weitaus schwieriger zu realisieren als am Schmelz - auch, weil die Oberflächenenergie des Dentins selbst nach Konditionierung relativ gering bleibt [68]. Erste Ansätze erfolgreichen Dentinbondings ließen daher bis Ende der 1980er Jahre auf sich warten [69]. Anfängliche Konzepte der Adhäsivtechnik sahen zwar lediglich eine selektive Schmelzätzung vor, jedoch wurde die Idee einer ähnlich effektiven Dentinhaftung

konsequent weiterverfolgt, um ein total-adhäsives Füllungskonzept zu bewerkstelligen [68]. Das zeitliche Aufeinanderfolgen sich weiterentwickelnder Strategien einer adäquaten Dentinhaftung vollzog sich anhand unterschiedlicher Entwicklungsstufen, die früher auch als „Generationen“ bezeichnet wurden. Nach heutigem Stand ist allerdings die Kenntnis der unterschiedlichen Wirk- und Anwendungsmechanismen gegenüber dem Wissen um den Zeitpunkt der Markteinführung vorzuziehen und es wird eine neue Einteilung der Adhäsivsysteme vorgenommen, welche nachfolgende Übersicht veranschaulicht.

### 3.3.2.1 Einteilung der Dentinadhäsive

<b>1. Vierschritt-Selective-Etch</b>				<b>Beispiel</b>
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent	Syntac®
nur Schmelz	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	
<b>2. Dreischritt-Selective-Etch</b>				<b>Beispiel</b>
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent	A.R.T. Bond®
nur Schmelz	Mischen und Applikation auf Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin	
<b>3. Vierschritt-Etch-and-rinse</b>				<b>Beispiel</b>
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent	Syntac®
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	
<b>4. Dreischritt-Etch-and-rinse</b>				<b>Beispiel</b>
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent	OptiBond® FL
Schmelz/Dentin	Mischen und Applikation auf Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin	
Phosphorsäure	Primer		Bonding Agent	Silorane System Adhäsiv, cmf adhesive system®
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin	

<b>5. Zweischnitt-Etch-and-rinse</b>			<b>Beispiel</b>
Phosphorsäure	Primer + Bonding Agent		Prime & Bond® NT
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		
<b>6. Zweischnitt-Self-Etch</b>			
Phosphorsäure	Primer	Bonding Agent	Silorane System Adhäsiv, FL Bond® II Adhesive System
-	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	
<b>7. Einschnitt-Self-Etch (Mischpräparate)</b>			<b>Beispiel</b>
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bonding Agent		Xeno® III
-	Schmelz/Dentin		
<b>8. Einschnitt-Self-Etch (Einflaschenpräparate / One-bottle-Systeme)</b>			<b>Beispiel</b>
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bonding Agent		Xeno® V, AdheSE® One F VivaPen®
-	Schmelz/Dentin		

**Tab. 3.1** Aktuelle Einteilung der Dentinadhäsive, nach Frankenberger *et al.*

Die Grundlage der Entwicklung geeigneter Dentinadhäsive bestand anfänglich darin, Substanzen zu kreieren, die einerseits eine chemische Bindung zum hydrophilen Dentin, andererseits aber auch zum hydrophoben Komposit eingehen würden. Da eine chemische Haftung zum Dentin allerdings unwahrscheinlich ist, kommt den Dentinhaftvermittlern dieser sogenannten ersten Generation heute keine Bedeutung mehr zu. Selbiges gilt auch für die Systeme der zweiten Generation, die die Schmierschicht des Dentins modifizieren. Beide „Generationen“ waren zwar in der Lage, die Schmierschicht gut zu infiltrieren, jedoch zeigt diese selbst nur eine geringe Haftung am Dentin und limitiert somit auch die Haftung des Komposits am Zahn. Des Weiteren unterliegt die Schmierschicht einem internen, hydrolytischen Degradationsprozess, was den klinischen Erfolg der beiden damaligen Systeme nochmals reduzierte.

Es wurden daher neue Adhäsive entwickelt, die die oben bereits erwähnte, mikromechanische Verankerung der hydrophoben Komposite am Dentin ermöglichen sollten und dem Konzept, die komplette Kavität für den Klebeverbund zu nutzen, wesentlich mehr Rechnung trugen (dritte Generation oder unter funktionellen Gesichtspunkten: Dreischritt- / Vierschritt-Selective-Etch). Hierzu erfolgte die Demineralisierung des Schmelzes konventionell mit 30-40%iger Phosphorsäure. Das Dentin wurde jedoch vorerst nur mit selbststützenden, schwach-sauren Primerlösungen (z.B. 1-4%ige Maleinsäure) behandelt. Dabei werden anorganische Phosphate und Hydroxylapatit aus dem Dentin gelöst und es kommt zum Verlust einer Dentinschicht von etwa 10 µm Dicke. Zurück bleibt ein schwammartiges, kollagenes Netzwerk, welches bis in einen Bereich von ca. 30 µm freigelegt wird [105]. Die in den damaligen Primern enthaltenen, amphiphilen Substanzen HEMA und TEGDMA imprägnieren die Kollagenfasern und bereiten diese für das Einfließen des Bonding Agents vor. Dieses füllt nach seiner Applikation die nanoskopischen Zwischenräume des kollagenen Netzwerks aus. Die so entstandene Verbundzone zwischen Dentin und Komposit stellt folglich eine Mischung aus Adhäsiv, gelösten Schmierschichtbestandteilen und kollagenen Fasern des Dentins dar. Diese Zone infiltrierte und demineralisierte Dentins wird als Hybridschicht bezeichnet (erstmalige Beschreibung 1991) und bildet eine Schlüsselstelle für erfolgreiches Bonding am Dentin [Nakabayashi *et al.*, 68]. Im Zuge klinischen Handlings stellte sich jedoch heraus, dass die selektive Anätzung des Schmelzes nicht immer einfach und optimal zu verwirklichen war und ein simultanes Konditionieren beider Zahnhartsubstanzen erstrebenswert wäre: die vierte Generation der Dentinadhäsive kam auf den Markt. Schmelz und Dentin werden hierbei gleichsam mit 30-40%iger Phosphorsäure angeätzt. Und zwar entweder beginnend mit der peripheren Applikation auf dem Schmelz (Dauer insgesamt: 30 Sekunden) und fortgesetzt nach zentral auf das Dentin (Dauer insgesamt: 15 Sekunden) oder gleichzeitig auf beiden Zahnhartsubstanzen für 15 bis 20 Sekunden (früher: Total-Etching, heute: Etch-and-rinse). Eine Phosphorsäurekonditionierung erhöht die Oberflächenrauigkeit insbesondere im Schmelz und führt anschließend zu signifikant höheren Scherwerten der Bondschicht [5]. Bisherige Daten sagen, dass auch Adhäsive der dritten Generation mittels Etch-and-rinse verarbeitet werden können. Im Gegensatz zur ursprünglichen Anwendung der dritten Generation (Dentinkonditionierung mittels eines schwach-sauren Condi-Primers) wird nun jedoch auch das Dentin nach Phosphorsäureapplikation abgesprüht und gelöste, anorganische Bestandteile

entfernt. Da durch das anschließende Trocknen der Kavitätenoberfläche zur Darstellung des Schmelzätzmusters häufig ein Kollaps der Kollagenfasern und damit eine schlechte Penetrierbarkeit interfibrillärer Räume resultiert, kam der Begriff des „rewetting“ oder „wet bonding“ auf: ein Auftragen von Wasser mittels einer Microbrush, was das Aufquellen des Kollagenschwammes bewirkt und die Penetration des amphiphilen Primers erleichtert. Der Begriff des „wet bonding“ muss jedoch unter Berücksichtigung des im Primer enthaltenen Lösungsmittels genauer erläutert werden. Die Lösungsmittel (in Form von Wasser, Ethanol oder Aceton) dienen dazu, die amphiphilen Moleküle an ihren Wirkort zu transportieren. „Wet bonding“ bezieht sich jedoch ursprünglich auf Untersuchungen acetonbasierter Primer. Und tatsächlich funktioniert ein Bonding mit aceton- oder ethanolhaltigen Primern nur auf feuchtem Dentin. Wird also jegliche Feuchtigkeit eliminiert, um ein Schmelzätzmuster sichtbar werden zu lassen, sind derartige Systeme signifikant weniger wirksam und es können nicht ausgefüllte interfibrilläre Spalten, die auch als „Nanoleakage“ bezeichnet werden, sowie postoperative Hypersensitivitäten resultieren [68, 69]. Weniger techniksensitiv zeigen sich dagegen wasserbasierte Primer. Da alle Mehrflaschensysteme auf Etch-and-rinse-Basis Wasser enthalten, erscheint es naheliegend, dass hier auf ein zusätzliches „rewetting“ verzichtet werden kann. Nach einer 2012 veröffentlichten Studie von Li *et al.* kann ein „wet bonding“ mit Ethanol jedoch die Effektivität des Bondings mit derzeitigen Etch-and-rinse Adhäsivsystemen vermutlich aufgrund der besseren Benetzbarkeit des ethanolgesättigten Dentins und der Struktur der Hybridschicht verbessern [125].

Unter Beachtung dieser Kautelen sind in der Literatur für diese sog. vierte Generation der Dentinhaftvermittler die höchsten Haftwerte beschrieben, wie zahlreiche Studien von Frankenberger *et al.*, Manhart *et al.*, Perdigao *et al.* und García-Godoy *et al.* belegen [5, 68, 69]. Charakteristisch sind für diese, wie auch für die dritte Generation, dass Primer und Bonding Agent getrennt werden. Da jedoch die Forderung nach weiterer Vereinfachung der Applikationsschritte immer stärker wurde, entstand letztendlich die fünfte Generation. Hierunter fallen sowohl selbstkonditionierende als auch reine Total-Etch-Bondings, welche die Funktionen Penetrationsfähigkeit (Primer) und Verbindungsmediator (Bonding Agent) nun in nur noch einer Flasche, die der Phosphorsäure folgt, vereinen sollen (Zweischritt-Etch-and-rinse). Da jedoch beide Eigenschaften nicht gleichwertig repräsentiert und ausgefüllt werden können und ihre Anwendung einen Kompromiss darstellt,

geht die „scheinbare“ Vereinfachung, die sich zeitlich aufgrund der erforderlichen Mehrfachapplikation nicht immer in einer beschleunigten Anwendung zeigt, spürbar zu Lasten der Effektivität und produziert ein schlechteres Bonding. Entgegen den Versprechungen und Postulaten einiger Hersteller im Hinblick auf den zeitlichen Rahmen einer adhäsiv befestigten Kompositrestauration sollte jedem Behandler klar sein, dass der Zeitaufwand für eine Füllung durch die Ausdehnung der Kavität (Präparation, Exkavation) und die klinischen Gegebenheiten determiniert wird, nicht jedoch durch die Applikationsschritte eines bestimmten Adhäsivsystems. Die zeitliche Komponente verschiedener Adhäsivsysteme soll durch nachfolgende Übersicht noch einmal veranschaulicht werden [68]:

Adhäsivsystem	Zeitdauer für die Applikation
Vierschritt-Selective-Etch	ca. 80 Sekunden
Dreischritt-Selective-Etch	ca. 80 Sekunden
Vierschritt-Etch-and-rinse	ca. 80 Sekunden
Dreischritt-Etch-and-rinse	ca. 75 Sekunden
Zweischritt-Etch-and-rinse	ca. 75 Sekunden (inkl. „rewetting“)
Zweischritt-Self-Etch	ca. 45 Sekunden
Einschritt-Self-Etch / All-in-one	ca. 30 bis 60 Sekunden

Tab. 3.2 Applikationsdauer verschiedener Adhäsivsysteme, nach Frankenberger *et al.*

Darüber hinaus enthalten Zweischritt-Etch-and-rinse-Adhäsive kein oder nur wenig Wasser, so dass ein „rewetting“ obligat erscheint. Mangelndes Verständnis für das Procedere des „wet bondings“ verursachte bei dieser Adhäsivklasse nicht selten Hypersensibilitäten. Abschließend bleibt festzuhalten, dass diesen Systemen in der Literatur im Vergleich zu Mehrschritt-Adhäsiven durchweg schlechtere Resultate bescheinigt werden [68].

Ein weiterer Schritt auf dem Weg der scheinbaren Vereinfachung führte unweigerlich zu den One-bottle-Adhäsiven, die nun auch auf die vorherige, separate Phosphorsäureätzung verzichten. Zuerst gab es diese Produkte zum Mischen und Applizieren, mittlerweile stehen sie auch als Einflaschenlösungen zur Verfügung. Es werden Schmelz und Dentin mit demselben Adhäsiv vorbehandelt, was zwar eine gewisse „Arbeitserleichterung“ darstellt, die Techniksensitivität jedoch nicht reduziert - im Gegenteil: sie eher noch steigert. Ein Charakteristikum



dieser Adhäsivsysteme ist ihre Hydrophilie. Diese verursacht selbst nach der Photopolymerisation eine nicht unerhebliche Permeabilität gegenüber Wasser und Dentinliquor, so dass erneut das Phänomen der Nanoleakage entsteht. Das Adhäsiv kann also mit einer Art permeablen Membran verglichen werden, die ein Risiko für das Versagen des adhäsiven Verbundes darstellt [68]. An dieser Stelle sei auch auf den Vorteil des Vorhandenseins eines hydrophoben Bonding Agents bei Mehrflaschenadhäsiven verwiesen. Bezug nehmend auf Untersuchungen von Taschner *et al.*, die 2010 publiziert wurden, sowie Rotta *et al.* und Erickson *et al.* wird die Applikation von Phosphorsäure vor dem Gebrauch eines selbstätzenden Einflaschen-Adhäsivsystems favorisiert, da der Dentin-Bond-Verbund selbstätzender Adhäsivsysteme durch vorherige Phosphorsäureapplikation und/oder Mehrfachapplikation des Adhäsivs signifikant verbessert werden kann [57, 171, 187].

Nach der Markteinführung derartiger Einflaschenlösungen wurden sog. Zweischnitt-Self-Etch-Adhäsive entwickelt. Auch sie verzichten auf ein „pre-etching“ mittels Phosphorsäure, schließen jedoch den Schritt eines hydrophoben Bondings an. Dass auch bei diesen Produkten eine doppelte bzw. (Mehrfach-) Applikation eines hydrophoben Bondingharzes am Dentin höhere Haftwerte erzielt (Microtensile), bestätigen Untersuchungen von Albuquerque *et al.* und Rotta *et al.* [2, 171]. Funktionelle Monomere, die in selbstätzenden Zweischnitt-Adhäsiven enthalten sind, beeinflussen die Leistungsfähigkeit des Bondes und die Ausbildung einer Säure-basierten Widerstandsschicht. Diese konnte bei Anwendung aller Adhäsivsysteme, die MDP (Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat) entweder in Primer oder Bond enthielten, durch Li *et al.* nachgewiesen werden [126]. Zusammenfassend zeigen Zweischnitt-Self-Etch-Adhäsive nicht nur eine Reduktion postoperativ auftretender Hypersensitivitäten, sondern auch gute, klinische Ergebnisse hinsichtlich Versiegelung und Haftung am Dentin, die auch durchaus mit jenen der Drei- und Vierschnitt-Adhäsive vergleichbar sind. Was bleibt, ist dennoch das Problem der reduzierten Schmelzhaftung, welches sicherlich mit einer selektiven Phosphorsäureätzung des Schmelzes umgangen werden kann. Wird jedoch aus Versehen das Dentin mit geätzt, verschlechtert sich - anders als bei Drei- oder Vierschnitt-Etch-and-rinse-Systemen - die Haftung am Dentin erheblich.

Ein weiterer Aspekt, der generell bei der Anwendung milder, selbstätzender Adhäsivsysteme zum Tragen kommt, ist, dass sie die Schmierschicht modifizieren

bzw. diese in das mit Bondingharz durchsetzte, demineralisierte Dentin integrieren. Die Dicke der Schmierschicht in Schmelz und Dentin wird u.a. durch die Körnung und Art des zur Kavitätenpräparation verwendeten Diamanten bzw. das Finieren der Kavität vor Konditionierung, aber auch durch die Anwendung von Wasserspray bestimmt. Unter Nutzung selbstätzender Primer gestaltet sich nun jedoch - unabhängig von diesen Faktoren - die Schmierschicht im Schmelz dicker als im Dentin [15]. Dies könnte abschließend einer der Gründe sein, weshalb alle Self-Etch-Adhäsive in puncto Schmelzhaftung schlechter abschneiden als Etch-and-rinse-Systeme und letztgenannten dementsprechend der Vorrang gegeben wird. Zweischritt-Self-Etch-Adhäsive sind zwar zumeist besser als reine All-in-one-Systeme, an Drei- und Vierschritt-Adhäsive mit vorheriger Phosphorsäurekonditionierung reichen sie jedoch beide nicht heran [38, 68, 69].

### 3.3.2.2 Silorane System Adhäsiv

Das Silorane System Adhäsiv (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld), welches den Zweischritt-Self-Etch- bzw. Dreischritt-Etch-and-rinse-Adhäsivsystemen zugeordnet werden kann, wurde eigens vom Hersteller für siloranbasierte Komposite, wie z.B. Filtek™ Silorane, entwickelt, um eine adäquate Haftung dieser Komposite an der Zahnhartsubstanz zu ermöglichen (Markteinführung 2007). Das Silorane System Adhäsiv besteht aus einem hydrophilen, selbstätzenden Primer und einem hydrophoben, viskösen Bond. Insgesamt lässt sich im Transmissionselektronenmikroskop der zweischichtige Aufbau der Adhäsivschicht mit einer Gesamtschichtstärke von 10 bis 20 µm erkennen [144]. Das Silorane System Adhäsiv, und hier vornehmlich der Primer, vermag einerseits die Lösung von Calcium-Ionen, andererseits aber auch die Bindung an die Apatit-Oberfläche des Schmelzes [90]. Der Effekt des selbstätzenden Primers auf Schmelz kann nur bei über 20000facher Vergrößerung sichtbar gemacht werden [51]. Der schwachsaure Primer (pH 2,7) lässt lediglich eine oberflächliche, interprismatische Demineralisierung auf intaktem Schmelz entstehen. Dass ein „pre-etching“ mit Phosphorsäure (Dreischritt-Etch-and-rinse) auf Schmelz erfolversprechender ist und diesem die höhere Haftwerte (27,7 MPa) bescheinigt werden [Duarte *et al.*, Sept. 2009] als der alleinigen Behandlung mit dem Primer, kann dadurch erklärt werden, dass eine tiefere intra- und interprismatische Penetration des Adhäsivs erzielt wird. Die selektive Applikation von Phosphorsäure auf Schmelz verspricht

für sämtliche Self-Etch-Adhäsive eine bessere klinische Performance [51, 68]. Auf dem Dentin ruft die Applikation des Primers hingegen eine intensive, intertubuläre Demineralisierung hervor, welche charakteristisch in Form eines freiliegenden Kollagennetzwerkes in Erscheinung tritt. Zumeist sind die Dentintubuli durch sog. „smear plugs“ verbolzt [Duarte *et al.*, 2009]. Nach der Applikation und Polymerisation des Bonding Agents entsteht eine 1,7 bis 2,0 µm starke Hybridschicht mit nur wenigen und schwach ausgebildeten Bond-„Tags“ [51, 144]. Das hydrophile Agens, welches eine Hybridschicht in Form eines durchdringenden Polymernetzwerkes bildet, gewährleistet in einer Studie von Grégoire *et al.* adäquate Impermeabilität über einen Zeitraum von einem Jahr, wobei jedoch auch die Nachteile, die die Hydrophilie eines Adhäsivs mit sich bringt, nicht zu vernachlässigen sind [90]. Auch Duarte *et al.* bestätigen dem Silorane System Adhäsiv akzeptable Haftwerte am Dentin - unabhängig davon, ob es nach Herstellerangaben oder mit zusätzlicher, vorheriger Phosphorsäureapplikation (als Dreischritt-Etch-and-rinse) aufgetragen wird. Jedoch ergab ein sog. „pre-etching“ auf Dentin keine zusätzliche Verbesserung hinsichtlich Verbundfestigkeit und Haftkraft der Bondschicht [52, Mai 2009]. Diese Publikation hält zudem aber auch fest, dass ein Altern der Bondschicht zu einer leichten bis moderaten Abnahme der Haftwerte führt und das Phänomen der Nanoleakage verstärkt.

Untersuchungen von Mine *et al.* ließen an einer mit einem rotierenden Instrument vorbehandelten Schmelzoberfläche eine dichte Verbindung mit dem Adhäsiv ohne merkliche Auflösung des Hydroxylapatits erkennen. Gleichsam behandeltes Dentin wies eine relativ dünne Hybridschicht mit einer maximalen Schichtstärke von wenigen hundert Nanometern sowie keine klar erkennbare Oberflächendemineralisation auf. Dies bestätigt die von Duarte *et al.* getroffenen Aussagen. Auch einer Publikation von Sauro *et al.* zufolge können in der Adhäsivschicht weder eine gewisse Mikropermeabilität, noch sog. „water trees“ nachgewiesen werden. Je höher die Mikropermeabilität einer Adhäsivschicht ist, desto höher ist auch ihr Risiko für Defekte im Bereich der Dentin-Bond-Grenzfläche, welche lt. Sauro *et al.* repräsentativ für den Weg der hydrolytischen und enzymatischen Degradation des Dentin-Bond-Verbundes über die Zeit stehen [177]. An nicht demineralisiertem Dentin erscheint die Interaktion mit dem Adhäsiv nur sehr oberflächlich (100 bis 200 nm). Hier sind jedoch Bond-Tags ausgeformt, „smear-plugs“ fehlen. Eine Infiltration mit Silber-Nitrat zeigte in denselben Untersuchungen ein variierendes Muster an Beidem: punktförmiges-

und großflächigeres Auftreten von Nanoleakage (sog. „Cluster“). Spuren von Silber wurden typischerweise an einigen Stellen des Schmelz-Adhäsiv-Überganges sowie zwischen den beiden Adhäsivschichten gefunden [144]. Signifikant mehr Silber wurde an der Grenzfläche zwischen demineralisiertem Dentin (im Vergleich zum nicht demineralisierten Dentin) und Adhäsiv nachgewiesen. Die Ergebnisse im Hinblick auf die Nanointeraktion des Silorane System Adhäsivs können größtenteils seinem relativ hohen und nur schwach-sauren pH-Wert von 2,7 zugeschrieben werden. Der zumeist erzielte, dichte Übergang zwischen Schmelz und Adhäsiv sowie Dentin und Adhäsiv bescheinigt dem System - bezüglich der Verbindung von hydrophiler Zahnhartsubstanz und hydrophobem Komposit (Filtek™ Silorane) - Effektivität [144].

Der DC (degree of conversion = Konversionsrate) des Silorane System Adhäsivs beträgt 69% in der Adhäsivschicht, 93% im Primer sowie 92% in der Hybridschicht. Damit zeigt es höhere Werte als vergleichbare Adhäsivsysteme. Da die Konversionsrate als Qualitätskriterium für die Beständigkeit der Bondschicht über die Zeit angesehen werden kann, sprechen die von Navarra *et al.* evaluierten Ergebnisse für eine gute Stabilität des Silorane System Adhäsivs. Dennoch sind Langzeit-Untersuchungen dahingehend unabdingbar [151].

### 3.3.2.3 Essentielles zur Anwendung

Stellt man sich zu Beginn die Frage, ob eine Phosphorsäureätzung die Permeabilität des Dentins für potentiell toxische Monomere erhöht, muss klar festgestellt werden, dass eine Erhöhung der Permeabilität von der Kavitätestiefe abhängig ist. Verbleibt eine Restdentindicke von 0,5 mm, spielt die Eröffnung der Dentintubuli für die Permeabilität keine Rolle. Zudem werden unter klinischen Bedingungen Schäden der Pulpa zumeist durch Bakterien im Randspalt und nicht über diffundierendes Monomer verursacht [69]. Dies zeigt im Umkehrschluss, dass Dentinadhäsive sogar dem Schutz der Pulpa zuträglich sind. Besteht in sehr tiefen Kavitäten allerdings nur noch eine Restdentindicke von < 0,2 mm, bewirkt das Ätzen sehr wohl eine Erhöhung der Permeabilität und eine Diffusion toxischer Monomere in die Pulpa wird durch mehrere Autoren diskutiert [68]. Zudem besteht dann die Gefahr von Mikroperforationen, die zu einer Kontamination mit Dentinliquor führen. Bei sehr tiefen Kavitäten ist also weiterhin die Applikation eines Calciumhydroxidpräparates obligat. Postoperative Hypersensibilitäten

treten - unabhängig von der Kavitätentiefe - aufgrund insuffizienter adhäsiver Versiegelung auf, der Flüssigkeitsverschiebungen in den Dentinkanälchen und Reizung der distalen Nervenendigungen folgen [68].

Bei der Anwendung aller Etch-and-rinse-Adhäsivsysteme gilt zu beachten, dass ein zu langes Ätzen des Dentins unbedingt vermieden werden sollte. Wird das Dentin länger als 15 Sekunden geätzt, kann der Primer die größere Distanz demineralisierten Dentins nicht mehr vollständig ausfüllen. Es resultiert die Hydrolyse der Kollagenfasern, die nicht vom Adhäsiv umschlossen sind, und folglich eine signifikant verschlechterte Dentinversiegelung mit Rand- sowie internen Undichtigkeiten, die sich letztendlich in Hypersensibilitäten klinisch äußern können. Optimal ist ein von zentral (Schmelz, ca. 30 Sekunden) nach peripher (Dentin, ca. 15 Sekunden) durchgeführter Ätzvorgang. Da dies klinisch nicht immer zu bewerkstelligen ist, kann vereinfacht auch eine Gesamtätzzeit für Schmelz und Dentin von 15 Sekunden angesetzt werden, da das nach 15-20 Sekunden erreichte Schmelzätzmuster ausreichend für eine tragfähige Schmelzhaftung ist [68]. Einen zweiten wesentlichen Punkt, den es zu beachten gilt, stellt der Umgang mit Feuchtigkeit und Trockenheit in der Kavität dar. Durch das Trocknen (Darstellung des Schmelzätzmusters) und Absprayen der Kavität nach der Phosphorsäureätzung können die durch die Demineralisation freigelegten Kollagenfasern leicht kollabieren und zerstört werden. Dadurch kann der Primer nur unzureichend zwischen das kollagene Netzwerk gelangen. Auch in diesem Fall würden Undichtigkeiten der adhäsiven Versiegelung sowie postoperative Hypersensibilitäten drohen. Wichtig ist, die Zusammensetzung des verwendeten Adhäsivsystems zu kennen und zu beachten, dass im Falle von aceton- bzw. ethanolhaltigen Systemen (alle All-in-one-Systeme) ein sog. „rewetting“ (Befeuchten der Kavität mittels H<sub>2</sub>O und z.B. einer Microbrush) dringend anzuraten ist, da sich das Lösungsmittel dieser Adhäsive aufgrund des höheren Verdunstungsdrucks schnell verflüchtigt. Relevant ist nach einer 2012 publizierten Untersuchung von Xu *et al.* auch, dass bei der Nutzung gegenwärtiger Adhäsivsysteme quervernetzende Substanzen, die direkt im Adhäsiv enthalten sind (z.B. Glutaraldehyd), die Kollagenfibrillen, die gerade an der Grenze zum Schmelz äußerst vulnerabel sind, in ihrer Intaktheit schützen können [213]. Nutzt man jedoch Mehrschritt-Systeme muss der Primer nach der Einwirkzeit getrocknet und nicht einfach nur verblasen werden, da diese Adhäsive Primer auf Wasser- oder Wasser-Ethanol-Basis enthalten und sich das Wasser - neben seiner

eigentlichen Funktion, die kollabierten Kollagenfasern wieder aufquellen zu lassen - eventuell mit dem nachfolgend applizierten Bond vermischen könnte. Zum Teil werden auch All-in-one-Systeme auf Wasserbasis hergestellt. Auch in diesem Fall gilt zu beachten, dass evtl. in der Kavität verbliebenes Restwasser vor Applikation des Komposits entfernt werden muss. Da bei diesen Einschnitt-Adhäsiven jedoch keine weitere Flüssigkeit folgt, ist die Gefahr, dass sog. „dry spots“ entstehen, entsprechend hoch [69]. Dem entgegenwirken kann man nur, in dem das Einschnitt-Adhäsiv mehrfach aufgetragen wird.

Appliziert man nach Anwendung eines Mehrflaschen-Adhäsivs die Bondingschicht, ist es auch hier essentiell, dass diese weder zu dünn, noch zu stark ausgeprägt ist. Ersteres birgt die Gefahr, dass durch die Sauerstoffinhibitionsschicht eine vollständige Polymerisation nicht mehr möglich ist. Wird die Bondschicht unter Verwendung eines ungefüllten Bonds jedoch zu dick aufgetragen, können aufgrund der fehlenden Röntgenopazität auf späteren Röntgenaufnahmen Randspalten / Sekundärkaries fehl- bzw. missinterpretiert werden. Im Zweifelsfall sollte das Bond eher dünn verblasen und mittels Lining-Technik eine dünne Schicht fließfähigen Komposits darüber gegeben werden, denn diese kann die vollständige Polymerisation der Adhäsivschicht trotz allem gewährleisten [69].

Darüber hinaus wird ein Unterschreiten der vom Hersteller geforderten Einwirkzeiten der Qualität des adhäsiven Verbundes grundsätzlich zum Nachteil gereichen. Gerade bei Einschnitt-Self-Etch-Systemen wird der mikromechanische Verbund mit Schmelz und Dentin initial über die Eigenschaften des sauren Primers und seine Einwirkzeit determiniert. Nicht zu vergessen sei an dieser Stelle, dass eine Mehrfachapplikation der All-in-one-Systeme in zahlreichen Studien stets bessere Haftwerte und klinische Ergebnisse ergab, als ihre ledigliche Einmalapplikation [2, 11, 68, 69, 171].

Entscheidend für eine gute Versiegelung des Dentins ist auch die Photopolymerisation des Adhäsivs. Denn nur, wenn bereits diese Schicht durch Polymerisation stabilisiert ist, kann sie den folgenden Polymerisationsspannungen standhalten. Obwohl die Polymerisation durch die Sauerstoffinhibitionsschicht oftmals erschwert ist, sollte das Adhäsiv immer separat lichtgehärtet werden.

### **3.4 Komposite als zahnfarbene, plastische Füllungsmaterialien**

Durch die Entwicklung eines suffizienten, adhäsiven Verbundes innerhalb der letzten 25 Jahre und unter Einhaltung einiger wesentlicher Kautelen bei der Anwendung adhäsiver Systeme wurde die Basis für die Verwendung von hydrophoben Kompositen als plastische Restaurationsmaterialien geschaffen: was noch vor 20 Jahren ausschließlich dem Frontzahnbereich vorbehalten war, kann heute auch im Seitenzahngebiet erfolgreich eingesetzt werden.

#### **3.4.1 Historisches: die Entwicklung von Kompositmaterialien**

Erste Anfänge der Entwicklung zahnfarbener Restaurationen, insbesondere für den Frontzahnbereich, führten zum Einsatz von Polymethylmethacrylaten (PMMA), die in den 1930er und 1940er Jahren als Prothesenkunststoffe Einzug in die Zahnmedizin hielten. Diese waren jedoch wenig abrasions- und farbstabil, besaßen eine hohe Polymerisationsschrumpfung und einen hohen Restmonomergehalt. Die Suche nach Materialien mit geeigneteren Eigenschaften führte Bowen 1962 zur Entwicklung des aromatischen Dimethacrylates 2,2-bis[4-(2-Hydroxy-3-Methacryloyloxypropyl)-Phenyl]Propan, kurz Bis-GMA, welches das Additionsprodukt eines Epoxidharzes (Bisphenol A) und der Methylmethacrylsäure (Glycidylmethacrylat) darstellt. Bis-GMA verleiht dem Komposit aufgrund seiner Viskosität gute Materialeigenschaften und gewährleistet durch eine höhere Hydrophobie eine bessere Farbstabilität. Es ist immer noch Hauptbestandteil konventioneller Komposite [68]. 1963 versah Bowen das Bis-GMA mit anorganischen Füllpartikeln (Quarzmehl), die wiederum mit einem Silan überzogen waren, was den Brückenschlag zur organischen Matrix vollziehen sollte. 1969 ließen sich Cleek und Bowen Barium-Aluminium-Silikate als Füllstoffe patentieren. Da Bis-GMA jedoch derart viskös ist, wurde eine Art „Verdünner“ benötigt, um dem Werkstoff „Komposit“ überhaupt einen Großteil an Füllstoffen zufügen zu können: das ebenfalls bifunktionale Triethylenglykol-Dimethacrylat (TEGDMA). Gemeinsam mit anderen „Verdünnermolekülen“ erlaubt es ein Anheben des Füllstoffgehaltes auf bis zu 85 Vol.%. Um den Anteil derartiger „Verdünner“ jedoch gering zu halten, wurde 1974 das Urethan-Dimethacrylat (UDMA) als weiterer möglicher, monomerer Bestandteil eingeführt. Noch im selben Jahr entstanden die ersten Komposite mit Mikrofüllern (Siliciumdioxid). Bereits drei Jahre später, 1977, waren Systeme zur Lichthärtung kommerziell verfügbar,



wenngleich die Idee hierzu schon 1970 durch Buonocore entstand. 1980 fanden dann sog. Hybridkomposite erstmalige Erwähnung in Publikationen. Ihre Markteinführung ließ noch weitere 5 Jahre auf sich warten. Die Entwicklung von zahnfarbenen Werkstoffen, die ggf. auch ohne die Anwendung von Kofferdam auskämen, mündete in der Einführung der Kompomere, die eine Matrix mit zusätzlichen Carboxylgruppen besitzen. 1998 entstanden mit der Entwicklung der Ormocere Makromoleküle mit einem Si-O-Si-Grundgerüst, die Methacrylatgruppen zur Lichtpolymerisation aufwiesen. Die bisherige Entwicklung zahnfarbener Restaurationsmaterialien gipfelte - unter der Prämisse einer möglichst geringen Polymerisationsschrumpfung, die als ursächlich für Randspaltbildung und Entstehung von Sekundärkaries, kurz klinischem Misserfolg, angesehen wurde - in der Markteinführung der Silorane 2007: siloranbasierte Komposite mit ringöffnenden Monomeren, kationischer Polymerisation, einem neuen Matrixsystem und Komponenten, die nicht oder nur schwierig mit Methacrylatbestandteilen kombinierbar sind.

### **3.4.2 Struktureller Aufbau und Klassifizierung von Kompositmaterialien**

Komposite (lat. componere = zusammenfügen) sind aus einer organischen Matrix und anorganischen Füllstoffen zusammengesetzte, plastische Werkstoffe [68], die nach Einbringen in die Kavität chemisch oder durch Energiezufuhr aushärten [105]. Die Matrix besteht dabei überwiegend aus Monomeren, Komonomeren, Initiatoren, Akzeleratoren, Stabilisatoren und Inhibitoren. Als Füllstoffe kommen hauptsächlich Quarze, Gläser, Keramiken und feinstteiliges Siliciumdioxid zum Einsatz, welche über einen sog. Haftvermittler, ein Silan, mit der organischen Matrix in Verbindung stehen und die Polymerisationsschrumpfung von ca. 10-15 % auf 2-3 % reduzieren. Moderne Komposite sind in der Lage, ein flexural fatigue limit (FFL) von > 30 MPa auch über einen längeren Zeitraum zu halten, was sie für den Einsatz im Seitenzahngebiet befähigt.



### 3.4.2.1 Organische Matrixkomponente

Als Bestandteile der organischen Matrix fungieren v.a. Monomere, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffe, Pigmente und andere Additiva [105]. Bei den verwendeten Monomeren handelt es sich überwiegend um multifunktionelle, langkettige Dimethacrylate. Die Methacrylgruppe ermöglicht hierbei den Ablauf der Polymerisation, die bekanntlich mit einer Volumenkontraktion einhergeht. Diese ist bedingt durch die räumlich kompaktere Anordnung der neu eingeführten, kovalenten Einzelbindungen zwischen den C-Atomen (Abstand C-Atome: 1,54 Å) im Vergleich zum anfangs ungeordneten, auf Van-der-Waals-Kräften beruhenden Monomerverband.

Die Kompositmatrixmoleküle weisen eine hohe Reaktivität, eine relative Farbstabilität und geringe toxische Wirkungen im Vergleich zu reinen Methacrylaten auf. Besitzen die Molekülanteile viele Sauerstoff- und Hydroxylgruppen, ist die Wasserabsorption der Matrix hoch [105]. Werden viele langkettige Monomere verwendet, ist die Polymerisationsschrumpfung geringer als bei kurzkettigen. Jedoch erhöht sich mit dem Anteil langkettiger Monomere auch die Viskosität, was das Zuführen von kurzkettigen Verdünnermonomeren unumgänglich macht und damit die Polymerisationsschrumpfung wieder steigert. Die in der Matrix außerdem enthaltenen Initiatoren (z.B. Kampherchinon) zerfallen nach Aktivierung (zumeist sichtbares Licht blauer Wellenlänge: 468 nm) in energiereichere Radikale, reagieren mit den Doppelbindungen der Monomere und bilden schließlich Polymerketten. Die Reaktionsfreudigkeit der Initiatoren ist für die vollständige Aushärtung bzw. den Konversionsgrad der Doppelbindungen (35 % - 77 %) essentiell [105]. Je höher der Umsetzungsgrad der Doppelbindungen (Abstand C-Atome: 1,34 Å) ist, umso besser können die physikalischen und mechanischen Matriceigenschaften bewertet werden. Des Weiteren sind Initiatoren für die Farbstabilität des Restaurationsmaterials verantwortlich. Stabilisatoren erfüllen vorwiegend die Aufgabe, eine vorzeitige Polymerisation zu verhindern und das Material lagerfähig zu machen. Eine Möglichkeit Komposite zu klassifizieren, besteht u.a. darin, das ihnen eigene Monomersystem zu Grunde zu legen. Es unterscheiden sich so methacrylatbasierte, konventionelle Komposite von Kompomeren, Ormoceren, Siloranen, Kompositen basierend auf Polymergläsern und jenen, die traditionelle und neue Monomere kombinieren.

Bezeichnung	Matrix- / Monomersystem	Beispiel
methacrylatbasierte, konventionelle Komposite	klassische Kompositmatrix: z.B. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA	Tetric EvoCeram® els extra low shrinkage® (ohne Komonomere HEMA+TEGDMA)
Kompomere = polyacrylsäuremodifizierte Komposite	hydrophilere Monomerbestandteile, Carbonsäuren mit vernetzbaren Doppelbindungen	Dyract® AP
Ormocere = organisch modifizierte „Keramik“materialien	Matrix aus anorganischem, z.T. vorpolymerisierten, Netzwerk (mit org. Methacrylatgruppen)	Definite® Admira® Ceram-X™
siloranbasierte Komposite	Siloranmonomere: Tetrakis- Tetramethylcyclotetrasiloxan, Pentakis-Pentamethylcyclo- pentasiloxan, Iodonium, Tetrakisborat, Poly- tetrahydrofuran, Decandisäure, Pyridiniumtosylat, Bis-Methyl- phenol, Benzoldicarbonsäure	Filtek™ Silorane
Poly(mer)gläser	tetra- und hexafunktionelle Moleküle; mehrfunktionelle vitroiden Polygläsern	Beautifil® II
Komposite mit traditionellen und neuen Monomeren	konventionelle Monomere + TCD-Urethan oder DuPont- Monomer (DX 511) + Dimer- säure-modifizierte Methacrylate	Venus® Diamond

**Tab. 3.3** Einteilung der Komposite nach dem Monomersystem ihrer Matrix

### 3.4.2.2 Anorganische Füllerkomponente

Um den fertiggestellten Werkstoff „Komposit“ dimensions- und abrasionsstabil, röntgenopak und mit möglichst niedriger Polymerisationsschrumpfung zu gestalten, werden der organischen Matrix Füllstoffe hinzugegeben. Außerdem sollen Druck- und Zugfestigkeit sowie der Elastizitätsmodul verbessert werden. Gleichzeitig wird aber auch eine Verringerung des linearen thermischen Expansionskoeffizienten und der Wasseraufnahme angestrebt. Verwendung finden u.a. pyrogenes Siliziumdioxid, mikrofeine Barium- oder Strontiumsilikatgläser,

Zirkoniumdioxidgläser, feingemahlener Quarz und Yttrium- oder Ytterbiumtrifluorid. Durch den Zusatz von Elementen mit hohen Atommassen kann auch dem klinischen Wunsch nach Röntgenopazität Rechnung getragen werden. Sowohl der Füllstoffgehalt also auch der verwendete Typ an Füllstoffen bestimmen zu einem Großteil das klinische Verhalten eines Komposits [68]. Dahingehend ergaben sich auch die ersten Klassifikationssysteme für Komposite: die Klassifikation nach Lutz und Phillips *et al.* aus dem Jahre 1983 ist wohl eine der bekanntesten und auch Grundlage vieler weiterer Systeme. Sie unterteilt die Kompositmaterialien, hier etwas modifiziert und ergänzt, nach der Art des enthaltenen Füllstofftyps, der sog. charakterisierenden Komponente, in Makrofüllerkomposite, homogene und inhomogene Mikrofüllerkomposite sowie Hybridkomposite:

Bezeichnung		Art und Größe der Füllkörper
Megafüller		> 100 µm
Makrofüller, konventionelle Komposite		Quarz, Glas, Keramik Partikelgröße 10-100 µm, im Durchschnitt 15 µm
Midifüller		1-10 µm, überwiegend 1-3 µm durchschnittliche Partikelgröße
	Feinpartikelkomposit	< 5 µm
	Feinstpartikelkomposit	< 3 µm
Mini- oder Submikrometerfüller		0,1-1 µm
Mikrofüller (0,01-0,1 µm)	Homogen	Teilchengröße zwischen 0,007-0,04 µm
	Inhomogen	splitter- und kugelförmige Vorphosphorsäure (100-200 µm) bzw. Mikrofülleragglomerate
Hybride		mit Makro- und Mikrofüllern aus SiO <sub>2</sub> , bis zu 10 µm Unterteilung nach der mittleren Teilchengröße der Makrofüller:
	Feinpartikelhybrid	< 5 µm
	Feinstpartikelhybrid	< 3 µm
	Submikrometerpartikelhybrid	< 1 µm
Nanofüller		0,005-0,01 µm

Tab. 3.4 Einteilung der Komposite nach Füllkörpergröße und -art, in Anlehnung an Lutz *et al.*

Makrofüller sind weder hochglanzpolierbar, noch abrasionsstabil. Durch mechanische Beanspruchung werden Füllkörper aus der Oberfläche gerissen und führen zu vermehrter Oberflächenrauigkeit. Sie werden heute nicht mehr vermarktet. Mikrofüller hingegen können aufgrund ihrer guten Polierbarkeit für den Gebrauch im Frontzahnbereich uneingeschränkt empfohlen werden, zeigen aber geringere Konversionsraten [68, 105].

Will man die positiven Eigenschaften der Makro- und Mikrofüller miteinander kombinieren, entstehen die sog. Hybridkomposite. Als Füllstoffe werden hier u.a. hochdisperse Siliciumdioxidpartikel eingesetzt. Feinstpartikelhybridkomposite sind durchaus mit guten klinischen Resultaten polierbar. Ihre Abriebfestigkeit ist jedoch geringer als bei konventionellen Kompositen [105]. Die inhomogene Gruppe der Hybridkomposite lässt sich, in Anlehnung an Kunzelmann *et al.*, anhand ihrer Füllkörpersysteme weiter unterteilen:

- $\text{SiO}_2$  ( $\pm$  Präpolymerisate) bzw. Quarz +  $\text{SiO}_2$
- kompakte Glaskeramikfüllkörper ( $\pm$  sphärische, gesinterte Mischoxide)
- poröse Gläser
- Fasern, E-Glas-Fasern (E = Electric)
- ionenfreisetzende Füllkörper
- multimodale, sphärische Füllkörper (Sol-Gel-Verfahren)
- nanogefüllte Primärpartikel ( $\pm$  calcinierte Nanofüller-Agglomerate oder Glaskeramikfüllkörper),  $\text{TiO}_2$ -Nanopartikel, Nanofaser-verstärkte Füller

In den letzten Jahren war ein wesentliches Ziel der Weiterentwicklungen des Kompositsektors die sehr gute Polierbarkeit der Mikrofüller mit der mechanischen Belastbarkeit der Hybride zu kombinieren. Es entstanden die sog. Nanofüllerkomposite - Hybride, bei denen es lediglich durch Clusterbildung (zwischen 5 und 20 nm messende Füllkörperagglomerate) gelungen ist, einen ausreichend hohen Füllstoffgehalt zu erzielen. Die zusammengefügte Komplexe erreichen eine maximale Gesamtgröße von 0,6 bis 1,4  $\mu\text{m}$ . Zudem werden sog. Nanomere, feinstkörnige Siliciumdioxidfüllkörper, in die Matrix integriert. Mit Hilfe nicht agglomerierter Mikrofüller (20 nm) in der Matrix wird der Füllstoffgehalt auf bis zu 75 Vol.% angehoben. Somit fand beides, eine geringere Polymerisationsschrumpfung und eine bessere Polierbarkeit, Berücksichtigung. Letzteres zeigt sich exemplarisch in einer Studie von Botta *et al.* aus dem Jahre 2009, in der nanogefüllte Komposite eine Oberflächenrauigkeit von 23 nm

erreichten. Zum Vergleich: die Rauigkeit von Schmelzoberflächen liegt bei etwa  $46 \text{ nm} \pm 11 \text{ nm}$ , Mikrohybride erreichen etwa  $13 \text{ nm}$  und Tetric EvoCeram® etwa  $15 \text{ nm}$ .

Publikationen zur Erhöhung der mechanischen Beanspruchbarkeit nanogefüllter Komposite mittels Zugabe kurzer E-Glas-Fasern gab es bereits 2008 durch Garoushi *et al.*, in Form von  $\text{TiO}_2$ -Nanopartikeln im selben Jahr durch Xia *et al.* oder mittels Nanofaser-verstärkter Füller durch Tian *et al.* im Jahre 2007. Darüber hinaus können ionenfreisetzende Nanokomposite, wie andere Füllungskunststoffe, die Ionen abgeben, auch eine Erhöhung des Mineralgehaltes in kariösen Läsionen bewirken [30]. Dies kann z.B. in Form von Calciumhydrogenphosphat-Kristallen [Xu *et al.*, 2007] oder Tetracalciumphosphat-Kristallen [Xu *et al.*, 2009] geschehen, um Calcium- und Phosphationen freizusetzen oder durch die gemeinsame Nutzung von  $\text{CaF}_2$  und Calciumhydrogenphosphat-Kristallen, um Fluorid-, Calcium- und Phosphationen abzugeben [Xu *et al.*, 2008]. Im Hinblick auf eine demineralisierungsprotektive Wirkung sind jedoch fluoridhaltige Glasionomerezemente wirkungsvoller als fluoridhaltige Kompomere und Komposite [87]. Da viele nanogefüllte Komposite zwar nach einem Tag sehr gute Festigkeitswerte erreichen, diese aber bereits nach einigen Monaten um bis zu 50 % abnehmen können [30], ist es klinisch wichtig, dauerhaft belastbare und widerstandsfähige Komposite zu entwickeln – dies trifft insbesondere auf jene Komposite zu, die mit der zusätzlichen Freisetzung von Ionen werben.

Einer Untersuchung aus dem Jahr 2011 von Krämer *et al.* zufolge, konnten Nanohybrid- und Feinhybrid-Kompositfüllungen (Klasse-II-Kavitäten) nach sechsjähriger Beobachtungszeit *in vivo* als zufriedenstellend bewertet werden. Abhängig von der Ausdehnung der Füllung waren Abrasions- / Abnutzungserscheinungen deutlich sichtbar, jedoch 91 % der Füllungen in einem guten und akzeptablen Zustand.

### **3.4.2.3 Verbindungsagentien der organischen und anorganischen Komponente**

Durch Einbindung der Füllstoffe in die organische Matrix werden die mechanischen Werte des Werkstoffes wie Biege- und Druckfestigkeit sowie Vickershärte deutlich gesteigert. Diese Verbindung wird durch Silanisierung der Füllkörperoberflächen

zumeist mit 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxysilan erzielt. Silane setzen sich aus einem hydrophoben und hydrophilen Molekülanteil zusammen; Reaktionspartner ist die hydrolysierbare Siliciumgruppe. Die Schichtdicke des Silans beträgt zwischen 5 und 20 nm. Aus der erfolgten Silanisierung resultiert eine Hydrophobierung des Füllstoffes und die Voraussetzung für eine Polymerisation der Monomere mit dem Methacrylsäurerest des Silans wird geschaffen. Der Verbund kann jedoch durch saure Hydrolyse gelöst werden.

Karabela und Sideridou *et al.* fanden heraus, dass die jeweilige Silanstruktur, die die Füllkörper z.B. von Nanofüllerkompositen umgibt, Einfluss auf die Absorption von Flüssigkeiten und die Löslichkeit der Komposite hat. So zeigten Komposite, bei denen UDMS (3-[(1,3(2)-Dimethacryloyloxypropyl)-2(3)-Oxycarbonylamido]Propyl-Triethoxysilane, mit hydrophiler Urethangruppe) verwendet wurde, die höchste Absorption von Wasser [30]. Komposite mit OTMS (n-Octyltrimethoxysilane, nicht reaktive, aliphatische Silane, van der Waals Kräfte) wiesen die höchste Löslichkeit in Wasser und Ethanol auf und Komposite mit MPTS (3-Methacryloxypropyltrimethoxysilane, kovalente und Wasserstoffbrückenbindungen) absorbierten am wenigsten Wasser und Ethanol. Außerdem können  $\gamma$ -Glycidoxypropyltrimethoxysilane als Verbindungsmolekül zwischen Matrix und Nanofüllstoffen verwendet werden [Chen *et al.*, 2006]. Eine Nutzung von Organosilan-Allyltriethoxysilanen hingegen steigert die Verteilung und Kopplung von  $\text{TiO}_2$ -Nanopartikeln innerhalb der Kompositmatrix [30].

### 3.4.3 Siloranbasierte Komposite

Methacrylatbasierte Komposite liefern zweifelsohne akzeptable klinische Ergebnisse, dennoch wird die ihnen eigene Polymerisationsschrumpfung immer noch als großer Nachteil und Ursache von Randspalt- und Sekundärkariesbildung angesehen. Polymerisationsschrumpfung resultiert in einer Volumenkontraktion, die einen Volumenverlust verursacht und Kontraktionsstress in geklebten Restaurationen induziert, zu Deformationen der Höckerspitzen, Mikroleakage und zu einer Verminderung der marginalen Adaptation, Mikrorissen im Schmelz und postoperativen Hypersensibilitäten führen kann [51]. Um besagtem Volumenverlust entgegenzuwirken, erhöhten einige Hersteller den Füllergehalt ihrer Kompositmaterialien (packable, condensable oder compactable composites). Entgegen der Erwartungen zeigten diese Komposite allerdings ähnliche, z.T. jedoch

sogar höhere Werte im Hinblick auf die Polymerisationsschrumpfung [Amore et al., 2003, Herrero et al., 2005, Ernst et al., 2004] und wiesen zudem reduzierte Eigenschaften hinsichtlich Polierbarkeit und Transluzenz auf. Letztendlich wurde 2007 der Weg für eine neue Kategorie der Polymere für zahnärztliche Restaurationen bereitet: die siloranbasierten Komposite.

Der Name „Silorane“ leitet sich aus ihren Bestandteilen ab: Siloxane und Oxirane. Bereits Bowen, der Bis-GMA-Systeme einführte, fand heraus, dass Oxirane als mögliche Bestandteile der Kunststoffmatrix dienen könnten. Bedenken über die Widerstandsfähigkeit gegenüber Wasser und dem oralen Milieu sowie hinsichtlich ihrer Biokompatibilität sorgten indes dafür, dass eine Weiterentwicklung der Oxirane als Restaurationsmaterialien zum damaligen Zeitpunkt präkludiert wurde. Siloranbasierte Komposite bestehen zu 23 % aus organischer Matrix, zu 76 % aus Füllstoffen, zu 0,9 % aus Initiatoren sowie zu 0,13 % aus Stabilisatoren und 0,005 % Pigmenten [64]. Während der Polymerisation derartiger Materialien findet eine kationische, ringöffnende Reaktion statt. Durch diese Ringöffnung wird ein erheblicher Teil der während der Aushärtung auftretenden Volumenkontraktion kompensiert. Im Gegensatz zur Gruppe der methacrylatbasierten Komposite, bei denen lineare Additionsreaktionen stattfinden, setzt die ringöffnende Siloranchemie mit der Spaltung und Öffnung der Ringsysteme ein. Dieser Prozess führt vorerst zu einem Platzgewinn und wirkt dem Volumenverlust entgegen, der im darauffolgenden Schritt auftritt, wenn die chemischen Bindungen gebildet werden. Insgesamt resultiert eine reduzierte Volumenkontraktion von weniger als 1 % [64].

#### **3.4.3.1 Aufbau und Chemie**

Siloranbasierte Komposite sind, wie bereits erwähnt, ebenfalls aus einer organischen Matrix, Füllstoffen, Initiatoren, Stabilisatoren und Pigmenten zusammengesetzt. Die Matrix dieser Komposite ist es aber eben auch, die die Entwicklung neuer, adaptierter Adhäsivsysteme erforderte [Guggenberger und Weinmann et al., 2000].

Bestandteile der organischen Matrix sind eine neue Klasse von ringöffnenden, multifunktionellen Siloranmonomeren, die zentral ein Silangerüst und peripher mehrere Oxiranmoleküle aufweisen. Somit vereint das neu kreierte Molekül auch die Vor- und Nachteile beider Stoffe in sich. Unter chemischen Aspekten kommen

vorwiegend Tetrakis-Tetramethylcyclotetrasiloxan und Pentakis-Pentamethylcyclopentasiloxan zum Einsatz. Seine starke Hydrophobie erhält das Material durch das Siloxan, eine Sauerstoff-Silicium-Verbindung. Das Oxiran ist hingegen ein zyklisches, organisches Molekül. Es stellt als reaktive Gruppe des Monomers den kationischen, ringöffnenden Schritt in der Polymerisationsreaktion, welcher einen Teil der Polymerisationsschrumpfung kompensiert, sicher.

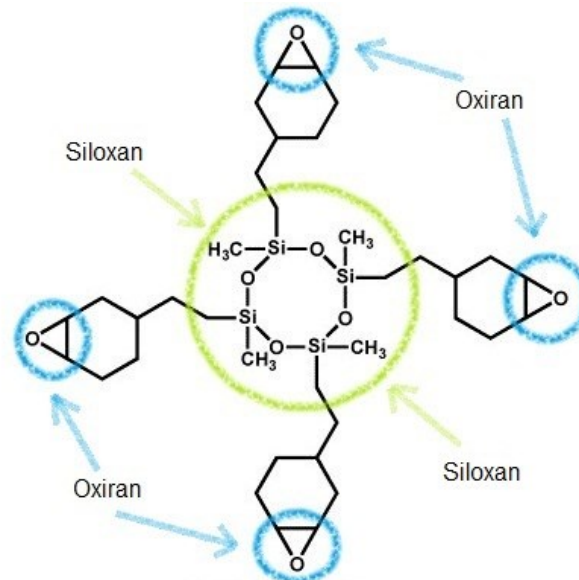


Abb. 3.1 Siloran-Molekül

Eine der drei Komponenten des Initiatorsystems ist das Kampherchinon, das dem Lichtspektrum von Halogen- und dentalen LED-Polymerisationslichtquellen entspricht. Bei den beiden anderen Komponenten handelt es sich um Iodoniumsalz und einen Amin-Akzelerator (Elektronendonator). Diese Bestandteile finden ausschließlich im Initiatorsystem von Filtek™ Silorane Anwendung. Die kationische Polymerisation wird initiiert durch den Elektronendonator des Redoxsystems, welches die Reduktion des Iodoniumsalzes zu einem Säurekation katalysiert. Dieses reaktive Kation wiederum startet mit der Öffnung eines Oxiranringes den Polymerisationsprozess und generiert ein neues saures Zentrum: ein Carbokation. Nach der Addition eines Oxiranmonomers ist die Ringöffnung vollzogen und es kann eine Kette - bzw. im Fall einer Addition von bi- oder multifunktionellen Polymeren - ein ganzes Netzwerk entstehen. Hierbei agiert das terminale Ende eines Polymers mit seinem positiv geladenen Kohlenstoffatom als reaktives Zentrum, welches das Ringsystem zyklischer Monomere öffnet. Diese schließen sich dann der Polymerkette an und verlängern diese beliebig bis zum Kettenabbruch.



Die anorganische, disperse Phase (76 Vol.%) wird in Filtek™ Silorane vorwiegend durch eine Mischung aus feinen Quarz- und radioopaken Yttriumfluoridpartikeln eckiger und kugelförmiger Gestalt repräsentiert. Die Füllergröße bewegt sich zwischen 0,04 und 2,29 µm, im Mittel ca. 0,55 µm [51]. Hiernach kann man Silorane als Mikrohybridkomposite klassifizieren. Auch ihre Oberflächenrauigkeit kann mit derartigen Kompositen verglichen werden. Die Quarzoberfläche ist mit einer speziell auf die Silorantechnologie abgestimmten Silanschicht, die u.a. Methylbisphenylsilan enthält, modifiziert. Die Hauptvorteile dieser Neuentwicklung sind im Wesentlichen in der sehr geringen Volumenkontraktion bzw. Polymerisationsschrumpfung und dem Fehlen einer Sauerstoffinhibitionsschicht [Weinmann *et al.*, 2005] zu sehen. Die reduzierte Schrumpfung kann in einer besseren marginalen Adaptation und minimierter Deflexion der Höckerspitzen - im Vergleich zu methacrylatbasierten Kompositen - resultieren. Es konnte darüber hinaus gezeigt werden, dass siloranbasierte Komposite gute mechanische Eigenschaften besitzen, die mit denen klinisch erfolgreicher methacrylatbasierender Komposite vergleichbar sind [Ilie und Hickel *et al.*, 2006 und 2009]. 0,9 Vol.% können als durchschnittlicher Wert für die Polymerisationsschrumpfung siloranbasierter Kunststoffe angenommen werden, wenngleich theoretisch die Möglichkeit bestünde, ein Komposit ohne jegliche Volumenkontraktion herzustellen. Untersuchungen von Weinmann *et al.* ergaben jedoch, dass aufgrund der in jedem Fall stattfindenden Wasseraufnahme im oralen Milieu ein Wert von etwa 1,0 Vol.% als ideal anzusehen sei. Demgegenüber werten methacrylatbasierte Komposite mit Werten zwischen 2,3 und 3,0 Vol.% auf. Als ein Resultat dieser Volumenabnahme bewegen sich die Kavitätenwände minimal aufeinander zu. Diese Spannungen im Material werden auf die Zahnhartsubstanz übertragen. Deformationen im Bereich der Höckerspitzen werden allerdings nicht nur in ausgedehnten Klasse-I- und Klasse-II-Kavitäten beobachtet, die mit methacrylatbasierten Kompositen versorgt wurden, sondern, wenn auch auf geringerem Niveau, in siloranbasierten Kunststoffen [51]. Daher ist für dieses Material das Einbringen mittels Inkrementtechnik ebenfalls angezeigt. Siloranbasierende Komposite wurden *in vitro* auf eventuelle Zyto- und Genotoxizität untersucht. Im Hinblick auf die Zytotoxizität liegen siloranbasierte Komposite im Bereich der Monomere methacrylatbasierter Komposite. Eine Genotoxizität konnte nicht nachgewiesen werden. Auch Chromosomenschäden wurden nicht beobachtet [Schweikl *et al.*, 2004].

### 3.4.3.2 Essentielles zur Anwendung

Siloranbasierte Komposite können aufgrund ihrer Matrixzusammensetzung lediglich mit dem für sie speziell entwickelten Adhäsivsystem klinisch erfolgreich eingesetzt werden [52]. Dabei verbesserte vorheriges Ätzen mittels Phosphorsäure die Verbundfestigkeit und Haftkraft des Bondings am Schmelz, nicht jedoch am Dentin. Ein gewisses Maß an Nanoleakage fand sich in allen von Duarte *et al.* untersuchten Gruppen [52].

Auch für diese Materialien ist ein Einbringen mittels Inkrementtechnik Pflicht: Van Ende *et al.* fanden heraus, dass bei Anwendung von Filtek™ Silorane in Kombination mit Silorane System Adhäsiv signifikant schlechtere Werte im  $\mu$ -TBS resultierten, wurde das Material in Bulk-Technik in die Kavität eingebracht [200]. Bezüglich der Stärke eines Inkrementes können - abhängig von Kompositfarbe, Abstand und Intensität der Polymerisationslampe - Werte zwischen 2 und 3 mm angenommen werden. Nach einer Publikation von Stefan-Dogar *et al.* konnte bei hoher (Abstand 6 mm) und niedriger (Abstand 4 mm) Intensität sowie Kompositfarbe A2 eine hohe Qualität und Güte des Werkstoffes bis zu einer Schichtdicke des Inkrements von 3 mm gewährleistet werden.

Siloranbasierte Komposite sind derart hydrophobe Materialien, dass die Ausbildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht unterbleibt. Die Zeit zwischen der Applikation zweier Siloraninkremente sollte allerdings nicht zu lange gewählt werden. Ein fünfminütiges Hinauszögern der Applikation des Folgeinkrements reduziert beispielsweise die Verbindung und Festigkeit zwischen den Schichten signifikant und erhöht die Fehlerquote innerhalb des adhäsiven Verbundes erheblich [196]. Eine Erklärung hierfür könnte sein, dass eine adäquate Verbindung der einzelnen Inkremente u.a. von der Reaktivität der einzelnen Komponenten abhängt und sich diese chemische Reaktionsfreudigkeit invers zur fortschreitenden Zeit beim Legen der Füllung verhält und folglich also abnimmt [51].

Kationisch polymerisierende Systeme sind sehr empfindlich gegenüber Feuchtigkeit. Geraten sie einmal in Kontakt mit ihr, konkurriert das Wasser mit dem Monomer um die Oxonium-Ionen (= protonierte Wassermoleküle  $[H_3O^+]$ ), kationische Initiatoren werden inhibiert und die Polymerisation ist beeinträchtigt. Für klinisch erfolgreiche Restaurationen ist daher die Anwendung von Kofferdam obligat. Sind siloranbasierte Komposite jedoch einmal polymerisiert, behalten sie

auch in wässrigem bzw. oralem Milieu eine zuverlässige Stabilität bei und gewährleisten darüber hinaus nur eine sehr geringe Wasseraufnahme. Dies spiegelt sich auch in Studien von *Wie et al.* wider, die Filtek™ Silorane während wechselnden Wasserab- und -adsorptionszyklen eine sehr geringe Sorptionsrate bescheinigen [208].

Um siloranbasierte Komposite reparieren zu können, erfordert dieser Kunststoff das Vorhandensein einer Phosphat-Methacrylat-basierten Intermediärschicht. Diese Schicht kann durch das spezielle Silorane-Bond appliziert werden. Zuvor ist jedoch Sandstrahlen mittels CoJet™ (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) und Silanisierung empfehlenswert [130]. Der zusätzliche Gebrauch des Silorane Primers wirkt sich, der Untersuchung von *Lührs et al.* zufolge, allerdings nachteilig aus [130]. Bei der Reparatur reagiert die Phosphatgruppe innerhalb des Bonds mit dem Oxiran. Dadurch, dass auch eine Acrylatgruppe vorhanden ist, die sich mit Dimethacrylaten verbinden kann, funktioniert die Anwendung auch im Hinblick auf methacrylatbasierte Komposite. Es können demnach also zwei unterschiedliche Komposite mit einem Bond verbunden werden. An dieser Stelle sei jedoch erwähnt, dass eine Verbindung von siloran- und dimethacrylatbasierten Kompositen, einer Studie von *Tezvergil-Mutluay et al.* zufolge, Scher- bzw. SBS (shear bond strength)-Werte lediglich um 4,0 MPa erreichte [196]. Im Vergleich dazu lagen siloranbasierte Komposite ohne Phosphat-Methacrylat-basierte Intermediärschicht jeweils bei 26,7 MPa und konventionelle, methacrylatbasierte Komposite bei 33,0 MPa. Mit fortschreitendem Alterungsprozess nahmen diese Werte jedoch im Hinblick auf die Silorane entschieden ab (22,4 MPa bereits nach 5 Minuten). Die adhäsive Fehlerrate stieg von 25 % auf 75 %. An dieser Stelle sei noch einmal auf die Notwendigkeit klinischer Langzeitdaten verwiesen.

Die Polierbarkeit aller Komposite hängt von ihrem Matrixcharakter, der Beschaffenheit und Größe ihrer Füllkörper, der jeweiligen prozentualen Zusammensetzung ihrer Komponenten und natürlich vom Poliermittel / -körper selbst ab. Die Form und Größe der Füllstoffe beeinflusst signifikant die Rauheit eines bestimmten Restaurationsmaterials. Die besten Ergebnisse hinsichtlich Mikrorauheit und Polierbarkeit lassen sich bei Anwendung siloranbasierter Komposite mit Polierkörpern aus einer Polyestermatrix erreichen:  $R = 5,3 \pm 1,3$  nm [51]. Die Politur mit Aluminiumoxid-Scheibchen (z.B. Sof-Lex® Pop-On, Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) oder walzenförmigen Silikonpolierern (Jiffy Cups und Jiffy Points, Fa. Ultradent Dental-Medizinische Geräte GmbH & Co. KG) produzierte

Mikrorauigkeiten in einer Größenordnung von 39,8 bis 54,4 nm [51]. Polierte Kompositrestaurationen sollten eine niedrigere oder zumindest ähnliche Oberflächenrauigkeit wie intakter Zahnschmelz aufweisen (46,0 nm). In Bezug auf siloranbasierte Komposite kann also konstatiert werden, dass sich die Oberfläche der Füllung, wenn sie mit Silikonpolierern bearbeitet wurde, ähnlich zu der des natürlichen Zahnschmelzes gestaltet. Die Farbstabilität und der Erhalt der Politur bzw. des Glanzes siloranbasierter Restaurationen unter den Bedingungen künstlichen Alterns zeigten *in vitro* eine klare Überlegenheit gegenüber dimethacrylatbasierten Kompositen. Die Fähigkeit, den Glanz und die Farbe über längere Zeit beizubehalten, unterstützt eine möglichst gute und beständige Imitation des natürlichen Zahnes. Eine klinisch optimale farbliche Adaptationsfähigkeit der Restauration zum umgebenden Zahn kann gewährleistet und nach spätestens zwei Wochen erwartet werden [51].

### 3.4.3.3 Vor- und Nachteile

Betrachtet man nun zusammenfassend alle Eigenschaften, die die Kombination von Siloxanen und Oxiranen ergibt, lässt sich wohl als größter Vorteil des entstandenen Werkstoffes seine minimale Volumenkontraktion und Polymerisationsschrumpfung von ca. 0,9 Vol.% herausarbeiten. Dass dies auch klinisch eine Revolution im Hinblick auf die Entstehung von Randspalten, Sekundärkaries oder den generellen Kautelen zur Verarbeitung eines Komposits unter *in vivo* Bedingungen darstellt, bleibt allerdings zu bezweifeln. Sicher ist jedoch, dass der Kontraktionsstress, der in der Füllung durch Polymerisationsschrumpfung induziert wird, reduziert ist. Darüber hinaus wurde nun auch durch mehrere Studien belegt, dass siloranbasierte Komposite gute mechanische Eigenschaften aufweisen, die mit denen methacrylatbasierter Komposite vergleichbar sind [Ilie und Hickel *et al.*] - dies gilt ebenso für die Zytotoxizität der Monomere. Aufgrund der Hydrophobie des Materials bildet sich keine Sauerstoffinhibitionsschicht aus. Zudem können weiterhin dentale Halogen- und LED-Lichtquellen zur Polymerisation verwendet werden. Die Füllung ist aufgrund von Yttriumfluorid radioopak und dank ihrer Eigenschaften als Mikrohybridkomposit gut polierbar. Silorane überzeugen auch durch ihre sehr gute Farb- und Politurstabilität. An dieser Stelle und unter den Bedingungen künstlichen Alterns zeigen sie eine klare Überlegenheit gegenüber methacrylatbasierten Kompositen. In polymerisiertem Zustand fallen auch niedrige Wasserad- und

-absorptionsraten positiv auf. Im oralen Milieu zeigen sie Stabilität und Unlöslichkeit und sind konventionellen, Oxiran-funktionalisierten Kompositen weit überlegen [55]. Es konnte darüber hinaus keinerlei Genotoxizität nachgewiesen, noch Chromosomenschäden beobachtet werden.

Neueren Studien von Hahnel *et al.* und Buegers *et al.* aus dem Jahr 2009 ist zu entnehmen, dass die initiale Adhäsion von *Streptococcus mutans* an das Silorane System Adhäsiv signifikant geringer als z.B. an Clearfil® Protect Bond oder Adper® Scotchbond SE ist. Diese Daten korrelieren mit den allgemeinen thermodynamischen Erkenntnissen, die die Anheftung von Streptokokken an solide Oberflächen erklären [21, 95].

Als nachteilig kann jedoch empfunden werden, dass ein spezielles Adhäsivsystem für den Gebrauch siloranbasierter Komposite verwendet werden muss [52] und diese nicht beliebig mit methacrylatbasierten Materialien kombiniert werden können.

Sog. „pre-etching“ erzielt auf Dentin keine zusätzliche Verbesserung der Haftwerte. Auch in Versuchsgruppen siloranbasierter Komposite trat das Phänomen der Nanoleakage auf [51, 52]. Zudem zeigen siloranbasierte Kunststoffe gegenüber ormocer- und methacrylatbasierten Kompositen eine merklich höhere Temperatur innerhalb des Inkrementes während der Photopolymerisation [Miletic *et al.*]. Kann jedoch ein Mindestabstand des Kavitätenbodens zur Pulpa von 1 mm gewährleistet werden, senkt dies das Risiko für Irritationen und Traumata der Pulpa signifikant [142].

Für die Reparatur empfiehlt sich vorheriges Sandstrahlen. Möchte man mittels methacrylatbasierten Kompositen eine Reparatur durchführen, ergibt sich eine Phosphat-Methacrylat-basierte Intermediärschicht mit nur unbefriedigenden Scherwerten. Generell liegen die Scherwerte siloranbasierter Komposite etwas unter denen methacrylatbasierter Systeme. Hinsichtlich der adhäsiven Fehlerrate während eines künstlichen Alterungsprozesses gibt es widersprüchliche Aussagen in der Literatur: einerseits steigt sie mit zunehmendem Alter von 25 % auf bis zu 75 % [196], andererseits schnitt bei vergleichenden Untersuchungen von Mahmoud *et al.* zwischen siloran-, ormocer- und methacrylatbasierten Kompositen keine Gruppe mit 100 % randspaltfreien Kavitätenrändern ab. Die Gruppe siloranbasierter Systeme wies jedoch die beste marginale Adaptation während unterschiedlicher Zeitpunkte künstlichen Alterns auf [134].

Letztendlich befähigt aber auch ein niedriger Volumenschumpf nicht, bisherige „states of the art“ außer Acht zu lassen: Kofferdam und Inkrementtechnik sind weiterhin Pflicht. Eine kationische Polymerisation verlangt nach ombrophober Umgebung und ein Inkrement sollte 2 bis 3 mm Stärke nicht überschreiten - beides bekannte Schritte klinischen Handlings und sicherlich nicht als Nachteil zu bewerten, aber eben auch nicht der erwartete Durchbruch. Eine Studie von Schmidt *et al.* zeigte, dass die unter Laborbedingungen eruierte Volumenschumpfung von  $< 1\%$  bei Filtek™ Silorane klinisch nicht signifikant war [179].

### 3.5 Optimierung der marginalen Adaptation

Für Keramikinlays und -onlays, deren Dimensionierung die Schmelz-Zement-Grenze überschreitet, gibt es gute Evidenz, dass Versorgungen dieser Art und in diesen Bereichen erfolgreich sind [Krämer *et al.*, 2006 und 2008; Frankenberger *et al.*, 2007; 118; 136]. Selbiges gilt für Klasse-V-Kavitäten, in denen naturgemäß 50 % der Randlänge im Dentin liegt [Van Meerbeck *et al.*, 1994; Van Nieuwenhuysen *et al.*, 2003; 203; 204]. Für Klasse-II-Kavitäten sieht die Datenlage allerdings eher spärlich aus. In einer Studie von Krämer *et al.* waren 35 % der Kavitäten proximal nicht schmelzbegrenzt und 49 % besaßen am Kavitätenrand weniger als 0,5 mm Schmelz. Trotz dieser unkomfortablen Umstände hatte die o.g. Tatsache nach vierjähriger klinischer Tragezeit keinen nachteiligen Einfluss auf das Outcome der beiden verwendeten Materialien Grandio® und Tetric® EvoCeram: nach vier Jahren war Bonding unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze immer noch erfolgreich. Ein Problem bleibt jedoch weiter bestehen: wenn ein Komposit *in vitro* sehr gute Randqualität erreicht, wird automatisch erwartet, dass dies *in vivo* ähnlich ist. Andererseits ist es unter Laborbedingungen unmöglich, ein exaktes Level für die marginale Randqualität zu definieren, das in der Lage wäre, eine akzeptables klinisches Verhalten vorherzusagen. Es bleibt also nach wie vor Zielsetzung, die marginale Adaptation eines jeglichen Füllungsmaterials, respektive der Komposite, weiter zu optimieren.

### 3.5.1 Bulk- vs. Inkrement-Technik

Unter Bulk-Technik (engl. Bulk = Großmenge) versteht man eine Füllungstechnik, die z.B. beim Amalgam oder diversen Zementen eingesetzt und bei der die gesamte Kavität mit einer Portion gefüllt wurde. Im Hinblick auf Kompositrestaurationen gilt es jedoch die Polymerisationsschrumpfung zu beachten. Diese ist direkt proportional zur Menge des polymerisierten Komposits. Daher ist es sinnvoll, Komposite in kleinen, separat zu polymerisierenden Portionen, den sog. Inkrementen, mit einer maximalen Schichtstärke von 2 mm in die Kavität einzubringen, um mit dem nachfolgenden Inkrement die Schrumpfung des zuvor applizierten zu kompensieren und die Polymerisationsschrumpfung so auf ein Mindestmaß zu reduzieren. Lohbauer *et al.* fanden heraus, dass die Haftfestigkeit des Komposit-Dentin-Verbundes unter Anwendung der Inkrement-Technik um das Dreifache im Gegensatz zur Bulk-Technik steigerbar ist. Die Stärke eines Inkrementes, das verwendete Kompositmaterial und die Dauer der darauf einwirkenden Photopolymerisation beeinflussen signifikant dessen Mikrohärtigkeit. Diese Faktoren sollten stets durch den Kliniker beachtet werden. Gute Härtewerte wurden für Schichtdicken von 3 bis 3,5 mm nach 80 bis 120 Sekunden Polymerisationszeit sowie für Schichtstärken unter 2 mm nach 40 Sekunden erreicht [40].

Insgesamt scheint es nicht verwunderlich, dass Untersuchungen von Nikolaenko *et al.* die deutliche Überlegenheit der Inkrement- gegenüber der Bulktechnik im Hinblick auf die Anwendung bei Kompositrestaurationen herausstellten [152] - und dies gilt auch für siloranbasierte Komposite mit minimalem Volumenschrumpf [200]. Dieselbe Publikation verdeutlicht aber auch, dass es sich - unabhängig von der Fülltechnik - schwierig gestaltet, eine optimale marginale Adaptation in dentinbegrenzten Restorationsabschnitten zu erzielen [152].



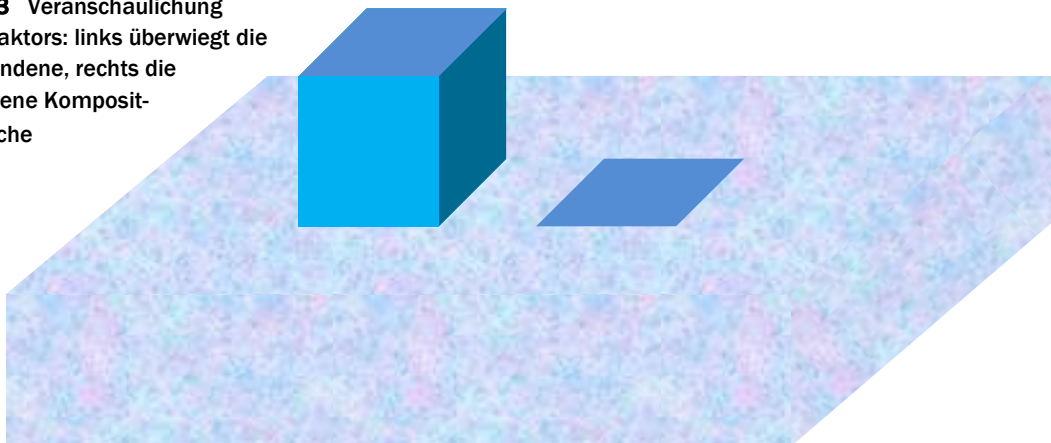
Abb. 3.2 Inkrementtechnik nach PETSCHOLT und KREJCI



### 3.5.2 C(onfiguration)-Faktor

Wird das Kompositmaterial nun mittels Inkrementtechnik appliziert, ist es wichtig, beim Schichten der einzelnen Portionen den sog. Configuration- oder C-Faktor zu beachten. Hierunter wird nach Feilzer *et al.* das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Kompositoberfläche verstanden [62, 120, 135, 152]. Dieses Verhältnis hat essentiellen Einfluss auf die maximal erreichbare Verbundfestigkeit adhäsiv befestigter Kompositfüllungen. Dies wird durch nachfolgende Abbildung, die zwei Kompositportionen (als blaue Würfel dargestellt) gleichen Volumens zeigt, veranschaulicht. Der C-Faktor ( $\frac{\text{gebundene Oberfläche}}{\text{ungebundene Oberfläche}} = \frac{1}{5}$ ) für den linken Würfel beträgt 0,2 - der des rechten Würfels jedoch 5. Ein derart hoher C-Faktor kann aufgrund des Maximums an gebundener Fläche beispielsweise bei einer okklusalen Klasse-I-Kavität, die mittels Bulk-Technik versorgt wird, auftreten. Insgesamt zeigt sich ein 25fach höherer C-Faktor des rechten im Vergleich zum linken Würfel. Überträgt man dies nun auf die entstehende Dentinhftung, so wäre diese im linken Würfel (Kompositinkrement) etwa viermal höher als im rechten.

**Abb. 3.3** Veranschaulichung des C-Faktors: links überwiegt die ungebundene, rechts die gebundene Kompositoberfläche



Jedes Inkrement sollte daher sorgfältig unter Berücksichtigung des C-Faktors in die Kavität eingebracht werden. Anhand der bereits gezeigten Vorgehensweise beim Schichten einer plastischen Kompositfüllung werden die jeweils gebundenen (blau) und ungebundenen (rot) Oberflächen in nachfolgender Grafik verdeutlicht:



**Abb. 3.4** Verhältnis der gebundenen zu den ungebundenen Kompositoberflächen am Beispiel der beiden Inkrementtechniken



### 3.5.3 Soft-Start-Polymerisation

Um die bei der Polymerisationsreaktion auftretende Volumenschrumpfung und den somit induzierten Kontraktionsstress im Material zu reduzieren, wird von manchen Autoren eine Lichthärtung von Kompositen mit niedrigen Lichtintensitäten oder dem sog. Soft-Start-Verfahren empfohlen [Koran und Kürschner *et al.*, 1998; Sakaguchi und Berge *et al.*, 1998]. Dies soll dem Material ermöglichen, interne Spannungen auszugleichen, in dem das Erreichen des Gelpunktes bei der Polymerisationsreaktion hinausgezögert und die „Flow-Phase“ somit prolongiert wird [Burgess *et al.*, 1999; Feilzer *et al.*, 1995; Mehl *et al.*, 1997; Uno und Asmussen *et al.*, 1991]. Zur Durchführung einer Soft-Start-Polymerisation gibt es prinzipiell zwei verschiedene Möglichkeiten: entweder das sog. „ramp curing“ oder das „step curing“. Beiden gemein ist, dass mit einer relativ niedrigen Lichtintensität begonnen und diese für ca. 20 Sekunden beibehalten wird. Durch die niedrige Energie wird die Anzahl der gebildeten Startradikale vermindert, was zu einer anfänglich geringeren Konversionsrate führt. Die verlängerte Zeit vor dem Einsetzen des Sol-Gel-Überganges sorgt dafür, dass mehr Monomere, die maßgeblich die rheologischen Eigenschaften des Komposits bestimmen, einen Reaktionspartner finden können. Zusätzlich erlaubt es dem Komposit, Material von noch ungebundenen Oberflächen nachfließen zu lassen [Bouschlicher und Rueggeberg *et al.*, 2000]. Um aber gute mechanische Eigenschaften und eine hohe Biokompatibilität des Restaurationsmaterials sicherzustellen, müsste bei gleichbleibend niedriger Lichtintensität die Polymerisationszeit deutlich verlängert werden. Alternativ hierzu kann ein Hinauszögern des Gelpunktes aber auch durch eine Regulation des Abstandes zwischen Polymerisationslampe und Komposit bewerkstelligt werden.

Letztendlich sollen durch ein derartiges Vorgehen eine verbesserte Füllungsrandqualität [Mehl *et al.*, 1997; Unterbrink und Muessner *et al.*, 1995], eine mit Standardhalogenlampen vergleichbare Konversionsrate sowie verringerte Spannungen im Restaurationsmaterial [Bouschlicher *et al.*, 1997] resultieren. Jedoch wird auch für die Lichthärtung mittels eines Soft-Start-Verfahrens eine Schichttechnik mit maximal 2 mm starken Inkrementen gefordert.

### 3.5.4 Lining-Technik und gefüllte Bonding Agents

Herkömmliche Kompositmaterialien, die im Seitenzahnggebiet eingesetzt werden können, verdanken ihre Materialeigenschaften überwiegend der Art, Größe und Menge ihrer Füllstoffe sowie einer daran angepassten Matrix. Diese Zusammensetzung geht häufig zu Lasten einer optimalen Adaptation an den Kavitätenboden und zeigt diesem gegenüber nur eine geringe Benetzbarkeit.

Durch Verringerung des Füllstoffanteils und / oder Zusatzes von z.B. TEGDMA als „Verdüner“ der Matrix entstehen fließfähige Komposite, die sog. „Flowables“. Sie zeigen zwar im Vergleich mit konventionellen Kompositen niedrigere mechanische Festigkeitswerte, ein niedrigerer E-Modul, eine geringere Vickershärte und eine höhere Polymerisationsschrumpfung [33, 34, 109, 122], benetzen jedoch den Kavitätenboden besser und fließen leichter an die Kavitätenwände an [105]. Damit eröffnen sie die Möglichkeit, zentrale oder im approximalen Kasten gelegene Bereiche der Kavität mit einer dünnen Schicht dieses „Flowables“ zu versehen und diese anschließend zu polymerisieren. Damit wird die Adaptation der sich anschließenden Kompositfüllung verbessert [105]. Es muss jedoch bei dieser Technik darauf geachtet werden, röntgenopake, fließfähige Komposite zu verwenden, um keinen Spalt unter der eigentlichen Füllung zu suggerieren, der auch als Sekundärkaries interpretiert werden könnte [105].

Darüber hinaus wird von einigen Autoren auch eine sog. „stress breaker“ Funktion dieser potentiell elastischeren, intermediären Verbundzone diskutiert [72]. Durch den geringeren Elastizitätsmodul können sich, lt. Frankenberger *et al.*, die auf die Grenzflächen wirkenden Polymerisationskontraktionsspannungen reduzieren, was einen positiven Einfluss auf das Randverhalten ausübt.

Einen ähnlichen Effekt kann man auch durch Applikation eines gefüllten Bonding Agents (z.B. Opti Bond® FL) erzielen. Durch die hier zusätzlich in das Bond eingebrachten Füller, erhöht sich die Viskosität des Agents. Verbläst man nun im Zuge der adhäsiven Konditionierung der Kavität das Bond, wird zusätzlich - dank der veränderten Materialeigenschaften - das Risiko, die Bondschicht zu dünn werden zu lassen, minimiert.

### 3.5.5 Ansträngen der die Kavität begrenzenden Schmelzränder

Durch das Ansträngen der Kavität im Schmelzrandbereich soll ein senkrechtes Anschneiden der Schmelzprismen erreicht werden [105]. Bei senkrecht angeschnittenen Schmelzprismen ist die Ätzwirkung grundsätzlich besser als bei jenen, die lateral getroffen sind [105]. Darüber hinaus kann durch eine Schmelzanschrägung auch oberflächlich gelegener, aprismatischer Schmelz, der kein retentives Ätzmuster ergibt, entfernt werden. *In vitro* Studien bescheinigen der Schmelzrandabschrägung tatsächlich eine Verbesserung der marginalen Randqualität [156]. Dennoch wird ihre Notwendigkeit gerade im Seitenzahnggebiet noch heute diskutiert. Im Seitenzahnbereich wird unter klinischen Bedingungen, insbesondere bei größeren Kavitäten, im gesamten Füllungsbereich auf eine ausgeprägte Ansträgung der Schmelzränder verzichtet - denn obwohl *in vitro* Untersuchungen die Überlegenheit der Schmelzrandabschrägung klar herausstellten, gibt es klinisch bislang keinen Beweis dafür [68, 176]. Eine minimale Ansträgung ist, wenn auch nicht immer einfach zu bewerkstelligen, trotz allem empfehlenswert, da sie das Auftreten paramarginaler Schmelzrisse verhindern kann [68, 105].

Einer *in vitro* Untersuchung von Swanson *et al.* zufolge führen die Anwendung der Etch-and-rinse-Technik sowie eine marginale Ansträgung des Schmelzes am wenigsten zur Bildung von Mikroleakage. Dabei soll die Schmelzanschrägung einen größeren Einfluss auf die Reduzierung von Mikroleakage haben als der Typ des verwendeten Adhäsivsystems [182].

Frankenberger *et al.* konnten zudem zeigen, dass der Effekt der Schmelzrandabschrägung bei Self-Etch-Adhäsiven wesentlich ausgeprägter ist als bei Etch-and-rinse-Systemen [68].

**4 Frage- / Problemstellung**

Vergegenwärtigt man sich erneut die einleitenden Worte dieser Arbeit, so wurde dort die Frage aufgeworfen, ob niedrigschrumpfende Komposite, die Silorane, tatsächlich im Stande wären, durch ihre geringe Volumenkontraktion Einfluss auf eine signifikant geringere Randspaltbildung und bessere marginale Adaptation plastischer Restaurationen zu nehmen. Könnten sie die adhäsive Zahnmedizin revolutionieren? Um dies zu beantworten, wurde einerseits das Silorane System Adhäsiv in Kombination mit dem ihm zugehörigen Komposit Filtek™ Silorane als Zweischnitt-Self-Etch- und Dreischnitt-Etch-and-rinse-System appliziert und vergleichend untersucht. Zudem wurde eine Gegenüberstellung mit anderen, bereits bewährten oder eben auch neu auf den Markt eingeführten Kompositen und Adhäsivsystemen durchgeführt, um eine, wenn vorhandene, Überlegenheit siloranbasierter Materialien herausarbeiten und aufzeigen zu können. Ein weiterer wesentlicher Punkt dieser Arbeit sollte belegen, dass siloranbasierte Komposite nur mit dem an sie adaptierten Adhäsivsystem verwendet werden können. Schlussendlich ist es ebenso ein Anliegen dieser Studie, bereits bewährte Mehrflaschenadhäsive, die in Etch-and-rinse-Technik Anwendung finden, selbstätzenden Einflaschenadhäsiven mit kürzlicher Markteinführung gegenüberzustellen und deren Resultate hinsichtlich Randspaltbildung in Schmelz und Dentin zu evaluieren.

**5 Material und Methode**

Die Basis der hier durchgeführten *in vitro* Studie bildeten 64 extrahierte, menschliche Molaren, die frei von kariösen Läsionen und Füllungen waren. Unter Einbeziehung der okklusalen und distalen Füllungsfläche wurde jeweils ein Klasse-II-Slot pro Molar präpariert und anschließend mit einer der insgesamt acht Testgruppen zugeordneten, vordefinierten Kombination aus Adhäsiv und Komposit versorgt. Im Einzelnen beinhalteten die o.g. Testgruppen folgende Adhäsiv-Komposit-Kombinationen:

1. Silorane System Adhäsiv (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) ohne H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> in Verbindung mit Filtek™ Silorane (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld)
2. Xeno® V (Fa. Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) in Verbindung mit Ceram•X™ (Fa. Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)
3. Silorane System Adhäsiv (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) mit H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> in Verbindung mit Filtek™ Silorane (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld)
4. Syntac® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) in Verbindung mit Tetric EvoCeram® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein)
5. AdheSE® One F VivaPen® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) in Verbindung mit Tetric EvoCeram® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein)
6. cmf adhesive system® (Fa. Saremco Dental AG, Rebstein/Schweiz) in Verbindung mit els extra low shrinkage® (Fa. Saremco Dental AG, Rebstein/Schweiz)
7. FL Bond® II Adhesive System (Fa. Shofu Dental GmbH, Ratingen) in Verbindung mit Beautifil® II Composite Restorative (Fa. Shofu Dental GmbH, Ratingen)
8. Syntac® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) in Verbindung mit Filtek™ Silorane (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld)

Dabei unterschieden sich die einzelnen Versuchsgruppen nicht nur im Hinblick auf die verwendeten Adhäsivsysteme und Kompositmaterialien, sondern auch in Bezug auf die diesen eigenen, herstellereigenen, herstellerspezifischen Applikationstechniken. In allen Gruppen standardisiert und gleich waren das Vorgehen zur Kavitätenpräparation sowie die Kriterien zum Legen und Ausarbeiten der Füllungen. Im Anschluss wurden die so bearbeiteten Molaren abgeformt und Polyurethanreplikas hergestellt, um mittels Rasterelektronenmikroskops (REM) vergleichend die initiale Randqualität und die nach erfolgter thermischer

Wechselbelastung in einem Thermocycler (10000 Zyklen, 5 °C / 55 °C) beurteilen zu können.

Die nachfolgende Grafik soll das detaillierte Vorgehen veranschaulichen:

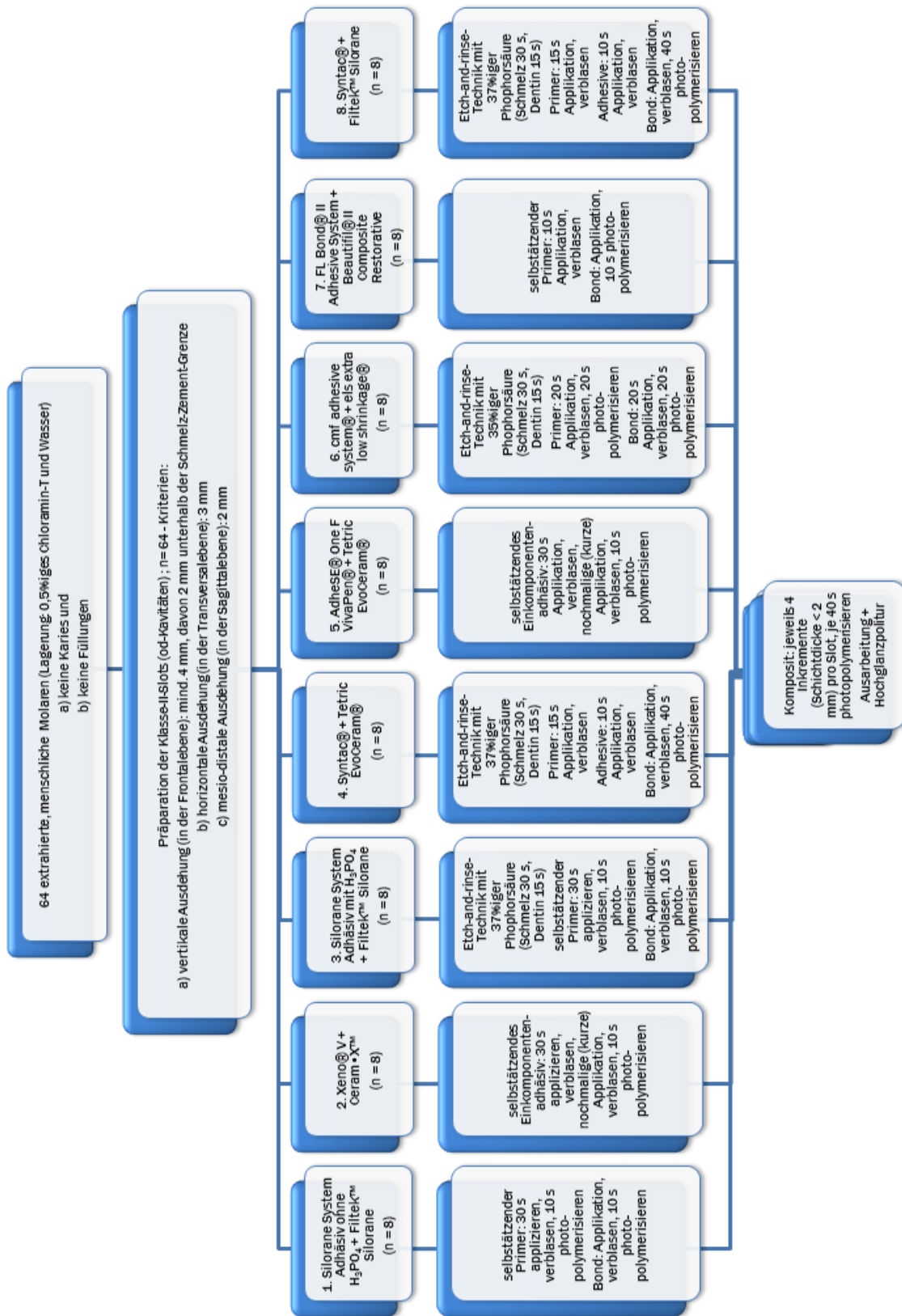


Abb. 5.1 Übersicht über den Versuchsaufbau der Studie, Teil 1

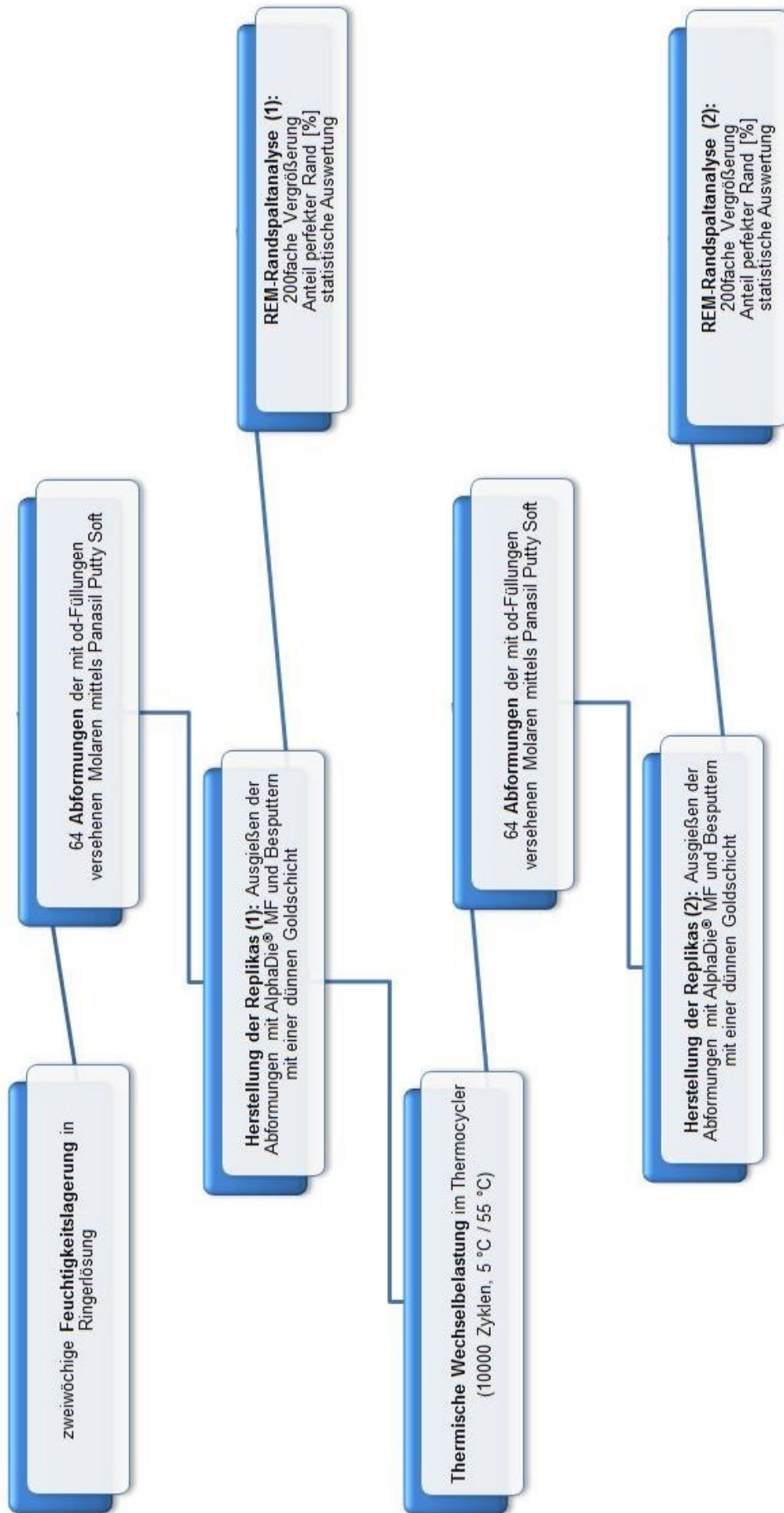


Abb. 5.2 Übersicht über den Versuchsaufbau der Studie, Teil 2



### **5.1 Auswahl und Lagerung der Probenzähne**

Die für die vorliegende Arbeit ausgewählten menschlichen Probenzähne, welche die Kriterien Karies- und Füllungsfreiheit erfüllen mussten, wurden nach Extraktion umgehend in einer 0,5%igen Chloramin-T-Lösung gelagert und danach maximal sieben Wochen in der genannten Lösung aufbewahrt. Zudem sind dicht verschließbare Kunststoffbehältnisse zur Lagerung verwendet worden. Vor der Präparation wurden die Molaren mittels Scalern und Küretten (*Fa. Hu-Friedy Mfg. Co., LLC., Tuttlingen-Möhringen*) sorgfältig von Zahnstein, Konkrementen sowie anhaftendem Weichgewebe (Gingiva, Desmodont) befreit. Es erfolgte die zufällige Einteilung der 64 Molaren in acht Testgruppen zu jeweils acht Zähnen.

### **5.2 Präparation der standardisierten Kavitäten**

Alle 64 ausgewählten Molaren wurden mittels sphärisch abgerundeten, zylindrischen Diamantschleifern (Durchmesser 1,0 mm, 30 µm Korngröße; *Fa. Hager & Meisinger GmbH, Neuss*) mit Klasse-II-Slots (od-Kavitäten) versehen, welche folgende Kriterien hinsichtlich der Dimensionierung der Kavität erfüllen mussten. Die vertikale Ausdehnung (Frontalebene) betrug mindestens 4 mm, davon wiederum mindestens 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze. Die Kavitäten wurden in ihrer horizontalen bzw. oro-vestibulären Ausdehnung (Transversalebene) so angelegt, dass sie 3 mm maßen. In der Sagittalebene (mesio-distale Ausdehnung) ist die Präparation der Molaren derart gestaltet worden, dass 2 mm resultierten. Zur Präparation wurde eine stete Kühlung mit Wasserspray (mind. 50 ml/min) bei maximaler Drehzahl des Mikromotors (40000 U/min, *KaVo INTRAmatic LUX KL700, Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß*) gewährleistet. Zudem fand ein rotes Winkelstück (Übersetzung 1:5, *KaVo 25LH, Fa. KaVo Dental GmbH Biberach/Riß*) Verwendung.

### **5.3 Übersicht über die Versuchsgruppen: Konditionierung der Kavitäten, Applikation des entsprechenden Adhäsivsystems und Legen der plastischen Kompositfüllungen**


Die einzelnen Versuchsgruppen unterschieden sich nicht nur im Hinblick auf die verwendeten Adhäsivsysteme und Kompositmaterialien, sondern auch in Bezug auf die diesen eigenen, herstellereigenen Applikationstechniken. Dies sei nun für jede Versuchsgruppe näher erläutert.




**5.3.1 Testgruppe 1: Silorane System Adhäsiv ohne H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> in Kombination mit Filtek™ Silorane**

In der ersten Versuchsgruppe (insgesamt acht Molaren) wurde vor der Applikation des Adhäsivsystems ausdrücklich auf die Konditionierung der Kavitätenoberfläche mittels 37%iger Phosphorsäure verzichtet. Nach Präparation erfolgte ein Trocknen der Kavität durch zwei bis drei kurze Luftstöße. Anschließend wurde für 30 Sekunden der selbstätzende Primer als hydrophiler Bestandteil des Silorane System Adhäsivs (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) appliziert, kurz verblasen und für 10 Sekunden photopolymerisiert. Daraufhin erfolgte das Auftragen der Bond-Komponente des Silorane System Adhäsivs (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld), die auch verblasen und ebenfalls für 10 Sekunden photopolymerisiert worden ist. Als Komposit wurde Filtek™ Silorane (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) in jeweils vier Inkrementen, welche wiederum je 40 Sekunden photopolymerisiert wurden, in die Kavitäten eingebracht. Dabei ist eine Schichtdicke von weniger als 2 mm pro Inkrement stets gewährleistet worden.

Die Zusammensetzungen der beiden Komponenten des Silorane System Adhäsivs (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) sowie des Komposits Filtek™ Silorane (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) können nachstehender Tabelle entnommen werden.

Produktbezeichnung	Komponente	Zusammensetzung (Herstellerangaben)
<p><b>Silorane System Adhäsiv</b></p> 	<p><b>Primer, selbstätzend (pH 2,7)</b></p>	<p>HEMA, Bis-GMA, Hexandioldimethacrylat, Tri-/Di-/Mono-HEMA Phosphat, Hydrochinon, Ethanol, Methanol, Butanon, Wasser, Propensäure, Siliciumdioxid, DMAEMA, DMAEB, Acryl- und Itaconsäure, Kampherchinon, Methylphenol, Phosphinoxid</p>
<p><b>Abb. 5.3</b> Produkt Silorane System Adhäsiv</p>	<p><b>Bond</b></p>	<p>Bis-Methacryloylpropoxyphenylpropan, TEGDMA, Propensäure, Siliciumdioxid, Tri-/Di-/Mono-HEMA Phosphat, Hydrochinon, Kampherchinon, DMAEB, Methylphenol</p>

<p><b>Filtek™ Silorane</b></p>  <p><b>Abb. 5.4</b> Produkt Filtek™ Silorane</p>	<p><b>siloranbasierter Komposit</b></p>	<p>76 % Füllstoffe  23 % Silorankunststoff  0,9 % Initiatoren  0,13 % Stabilisatoren  0,005 % Pigmente  Quarz, Yttriumfluorid, Tetrakis-Tetramethylcyclotetrasiloxan, Pentakis-Pentamethylcyclopentasiloxan, Ethyldimethoxyanthracen, Methylbisphenylsilan, Iodonium, Tetrakisborat, Polytetrahydrofuran, Kampherchinon, diverse Eisenoxide, Anthracen, Decandisäure und -ester, Pyridiniumtosylat, Bis-Methylphenol, Benzoldicarbonsäure und -ester, Phenole</p>
--	---	---

**Tab. 5.1** Zusammensetzung von Silorane System Adhäsiv und Filtek™ Silorane

### 5.3.2 Testgruppe 2: Xeno® V in Kombination mit Ceram • X™

Auch in der zweiten Versuchsgruppe (insgesamt acht Molaren) wurde ein selbstätzendes Adhäsivsystem verwandt und keine explizite Konditionierung der Kavitätenoberfläche mit 37%iger Phosphorsäure durchgeführt. Nach der Präparation erfolgte auch hier ein Trocknen der Kavität durch zwei bis drei kurze Luftstöße. Anschließend wurde für 30 Sekunden das selbstätzende Einkomponentenadhäsiv Xeno® V (Fa. Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) appliziert, kurz verblasen, nochmals kurzzeitig appliziert, wiederum verblasen und für 10 Sekunden photopolymerisiert. Als Komposit fand Ceram • X™ (Fa. Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) Anwendung, welches in jeweils vier Inkrementen, die je 40 Sekunden photopolymerisiert wurden, in die Kavitäten eingebracht worden ist. Dabei wurde, wie bereits zuvor beschrieben, eine Schichtdicke von weniger als 2 mm pro Inkrement stets gewährleistet.

Die Zusammensetzungen des Einkomponentenadhäsivs Xeno® V (Fa. Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) sowie des Komposits Ceram • X™ (Fa. Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) können nachstehender Tabelle entnommen werden.


Produktbezeichnung	Komponente	Zusammensetzung (Herstellerangaben)
<p><b>Xeno® V</b></p>  <p><b>Abb. 5.5</b> Produkt Xeno® V</p>	<p><b>Einkomponentenadhäsiv, selbstätzend</b></p>	<p>bifunktionelle Acrylmonomere mit Amidfunktion als Quervernetzer, Acryloylaminoalkylsulfonsäure als Ätz- und Netzmittel, „inverse“ funktionalisierte Phosphorsäure-ester als Ätzmittel, Adhäsionsverstärker und Benetzer, Acrylsäure als Benetzer, Kampherchinon und Co-Initiator als Photoinitiator-System, butyliertes Benzoldiol zur Stabilisation der Monomere während der Lagerung, Wasser als Lösungsmittel für die Harze und zur Unterstützung des Ätzzvorgangs, Tert-Butanol ebenfalls als Lösungsmittel für die Harze + milder Stabilisator</p>
<p><b>Ceram • X™</b></p>  <p><b>Abb. 5.6</b> Produkt Ceram-X™</p>	<p><b>nanogefüllter Komposit, Ormocer</b></p>	<p>Methacrylat-modifiziertes Polysiloxan, Dimethacrylat-Harz, Fluoreszenzpigment, UV-Stabilisator, Stabilisatoren, Kampherchinon, Ethyl-4-(dimethylamino-)benzoat, Barium-Aluminium-Borosilikat-Glas, Methacrylat-funktionalisierter Siliziumdioxid-Nanofüllstoff, Eisenoxid-, Titanoxid- und Aluminiumsulfosilikat-Pigmente  Füllstoffgehalt: 76 Gew.%  Füllergröße (Mittel): 1,1-1,5 µm  Nano-Füllergröße (Mittel): 10 nm  Nano-Partikelgröße (Mittel): 2,3 nm</p>


**Tab. 5.2** Zusammensetzung von Xeno® V und Ceram-X™

### 5.3.3 Testgruppe 3: Silorane System Adhäsiv mit H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> in Kombination mit Filtek™ Silorane

In der dritten Versuchsgruppe (acht Molaren) fand die Konditionierung der Kavitätenoberflächen nach der Präparation mittels 37%iger Phosphorsäure in Form eines thixotropen Gels (Total Etch®, Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) statt. Dieses Vorgehen kann, laut Hersteller, optional zur alleinigen Konditionierung mittels selbstätzenden Primers und Bonds durchgeführt werden. Dabei wurde nach dem Prinzip Etch-and-rinse verfahren. Dies bedeutet, dass Schmelz und Dentin gleichsam geätzt werden - jedoch die Applikation des Ätzigels peripher am Schmelz begonnen und zentral am Dentin beendet wird, so dass Ätzzeiten von 30 Sekunden am Schmelz und 15 Sekunden am Dentin zu realisieren sind. Darauffolgend wurde das Phosphorsäuregel mit Wasser abgespült, die Kavität für 30 Sekunden mit Luft-Wasser-Spray von noch verbliebenen Bestandteilen befreit und durch zwei bis drei kurze Luftstöße getrocknet. Anschließend ist für 30 Sekunden der selbstätzende Primer des Silorane System Adhäsivs (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) appliziert, kurz verblasen und für 10 Sekunden photopolymerisiert worden. Daraufhin wurde die Bond-Komponente des Silorane System Adhäsivs (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) aufgetragen, verblasen und ebenfalls für 10 Sekunden photopolymerisiert. Filtek™ Silorane (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) ist erneut als Komposit in jeweils vier Inkrementen, welche wiederum je 40 Sekunden photopolymerisiert wurden, in die Kavitäten eingebracht worden. Es gelang auch hier, eine Schichtdicke von weniger als 2 mm pro Inkrement sicherzustellen.

Die Zusammensetzungen des Ätzigels, der beiden Komponenten des Silorane System Adhäsivs (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) sowie des Komposits Filtek™ Silorane (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) können nachstehender Tabelle entnommen werden.

Produktbezeichnung	Komponente	Zusammensetzung (Herstellerangaben)
<b>Total Etch®</b>  <b>Abb. 5.7</b> Produkt Total Etch®	<b>Ätzigel (37%ige Phosphorsäure)</b>	Destilliertes Wasser (44,3 Gew.%), Phosphorsäure, 85%ig (43,5 Gew.%), Verdickungsmittel (12 Gew.%), Pigmente (< 0,2 Gew.%)

<p><b>Silorane System Adhäsiv</b></p>  <p><b>Abb. 5.8</b> Produkt Silorane System Adhäsiv</p>	<p><b>Primer, selbständig</b> (pH 2,7)</p>	<p>HEMA, Bis-GMA, Hexandioldimethacrylat, Tri-/Di-/Mono-HEMA Phosphat, Hydrochinon, Ethanol, Methanol, Butanon, Wasser, Propensäure, Siliciumdioxid, DMAEMA, DMAEB, Acryl- und Itaconsäure, Kampherchinon, Methylphenol, Phosphinoxid</p>
<p><b>Filtek™ Silorane</b></p>  <p><b>Abb. 5.9</b> Produkt Filtek™ Silorane</p>	<p><b>siloranbasierter Komposit</b></p>	<p>76 % Füllstoffe 23 % Silorankunststoff 0,9 % Initiatoren 0,13 % Stabilisatoren 0,005 % Pigmente Quarz, Yttriumfluorid, Tetrakis-Tetramethylcyclotetrasiloxan, Pentakis-Pentamethylcyclopentasiloxan, Ethyldimethoxyanthracen, Methylbisphenylsilan, Iodonium, Tetrakisborat, Polytetrahydrofuran, Kampherchinon, diverse Eisenoxide, Anthracen, Decandisäure und -ester, Pyridiniumtosylat, Bis-Methylphenol, Benzoldicarbonsäure und -ester, Phenole</p>

**Tab. 5.3** Zusammensetzung von Total Etch®, Silorane System Adhäsiv und Filtek™ Silorane

**5.3.4 Testgruppe 4: Syntac® in Kombination mit Tetric EvoCeram®**

Die Kavitätenoberflächen der vierten Versuchsgruppe (acht Molaren) sind ebenso wie die der vorangegangenen Gruppe nach der Präparation mittels 37%iger Phosphorsäure (Total Etch®, *Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein*) konditioniert und das Prinzip Etch-and-rinse angewandt (Ätzzeit Schmelz: 30 Sekunden; Ätzzeit Dentin: 15 Sekunden) worden. Das Phosphorsäuregel wurde mit Wasser abgespült, die Kavitäten für 30 Sekunden mit Luft-Wasser-Spray von noch verbliebenen Bestandteilen befreit und durch zwei bis drei kurze Luftstöße getrocknet. Anschließend wurde der Syntac® Primer (*Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein*) für 15 Sekunden appliziert und kurz verblasen. Es erfolgte nun die Applikation des Syntac® Adhesive (*Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein*) für 10 Sekunden - auch dieses wurde kurz verblasen. Daraufhin ist das Heliobond® (*Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein*)

aufgetragen, verblasen und für 40 Sekunden photopolymerisiert worden. Als Komposit kam Tetric EvoCeram® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) in bekannter Vorgehensweise in jeweils vier Inkrementen, welche wiederum je 40 Sekunden photopolymerisiert wurden, zur Anwendung. Eine Schichtdicke von weniger als 2 mm pro Inkrement war in allen Kavitäten gegeben.

Die Zusammensetzungen des Ätzgels, der drei Komponenten des verwendeten Adhäsysystems sowie des Komposits Tetric EvoCeram® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) können nachstehender Tabelle entnommen werden.



Produktbezeichnung	Komponente	Zusammensetzung (Herstellerangaben)
<p><b>Total Etch®</b></p>  <p><b>Abb. 5.10</b> Produkt Total Etch®</p>	<p><b>Ätzel (37%ige Phosphorsäure)</b></p>	<p>Destilliertes Wasser (44,3 Gew.%), Phosphorsäure, 85%ig (43,5 Gew.%), Verdickungsmittel (12 Gew.%), Pigmente (&lt; 0,2 Gew.%)</p>
<p><b>Syntac®</b></p>  <p><b>Abb. 5.11</b> Produkt Syntac®</p>	<p><b>Primer</b></p>	<p>Polyethylenglycoldimethacrylat, Maleinsäure, Keton in wässriger Lösung</p>
	<p><b>Adhesive</b></p>	<p>Polyethylenglycoldimethacrylat, Glutaraldehyd in wässriger Lösung</p>
	<p><b>Heliobond</b></p>	<p>Bis-GMA (60 Gew.%), Triethylenglycoldimethacrylat (40 Gew.%)</p>
<p><b>Tetric EvoCeram®</b></p>  <p><b>Abb. 5.12</b> Produkt Tetric EvoCeram®</p>	<p><b>Nanohybridkomposit</b></p>	<p>Monomermatrix aus: Dimethacrylaten (17-18 Gew.%)                      Füllstoffe aus: Bariumglas, Ytterbiumfluorid, Mischoxid und Präpolymer (82-83 Gew.%)                      Zusätzlich: Additive, Katalysatoren, Stabilisatoren und Pigmente (&lt; 1 Gew.%)                      Gesamtgehalt an anorganischen Füllern (abh. von der Farbe): zw. 53-80 Gew.%                      Partikelgröße: zw. 40-3000 nm, mittlere Größe 550 nm</p>

**Tab. 5.4** Zusammensetzung von Total Etch®, Syntac® und Tetric EvoCeram®

### 5.3.5 Testgruppe 5: AdheSE® One F VivaPen® in Kombination mit Tetric EvoCeram®

In Versuchsgruppe fünf (insgesamt acht Molaren) wurde erneut ein selbstätzendes Adhäsivsystem verwandt und keine explizite Konditionierung der Kavitätenoberfläche mit 37%iger Phosphorsäure durchgeführt. Nach der Präparation erfolgte auch hier ein Trocknen der Kavität durch zwei bis drei kurze Luftstöße. Anschließend wurde für 30 Sekunden das selbstätzende Einkomponentenadhäsiv AdheSE® One F VivaPen® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) appliziert, kurz verblasen, nochmals kurzzeitig appliziert, wiederum verblasen und für 10 Sekunden photopolymerisiert. Tetric EvoCeram® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) ist auch hier als Komposit in jeweils vier Inkrementen, welche je 40 Sekunden photopolymerisiert wurden, verwendet worden. Dabei gelang es, wie bereits zuvor beschrieben, eine Schichtdicke von weniger als 2 mm pro Inkrement zu gewährleisten.

Die Zusammensetzungen des Einkomponentenadhäsivs AdheSE® One F VivaPen® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) sowie des Komposits Tetric EvoCeram® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) können nachstehender Tabelle entnommen werden.

Produktbezeichnung	Komponente	Zusammensetzung (Herstellerangaben)
 <p><b>Abb. 5.13</b> Produkt AdheSE® One F VivaPen®</p>	<p>selbstätzendes Einkomponentenadhäsiv</p>	<p>Bisacrylamidderivat, Wasser, Alkohol, Bismethacrylamidodihydrogenphosphat, Acrylamidaminosäure, Hydroxyalkylmethacrylamid, Acrylamidoalkylsulfonsäure, hochdisperses Siliziumdioxid, Initiatoren, Stabilisatoren, Kaliumfluorid</p>
 <p><b>Abb. 5.14</b> Produkt Tetric EvoCeram®</p>	<p>Nanohybridkomposit</p>	<p>Monomermatrix aus: Dimethacrylaten (17-18 Gew.%) Füllstoffe aus: Bariumglas, Ytterbiumfluorid, Mischoxid und Präpolymer (82-83 Gew.%) Zusätzlich: Additive, Katalysatoren, Stabilisatoren + Pigmente (&lt; 1 Gew.%) Gesamtgehalt an anorganischen Füllern (abh. von der Farbe): zw. 53-80 Gew.%) Partikelgröße: zw. 40-3000 nm, mittlere Größe 550 nm</p>


**Tab. 5.5** Zusammensetzung von AdheSE® One F VivaPen® und Tetric EvoCeram®





### 5.3.6 Testgruppe 6: cmf adhesive system® in Kombination mit els extra low shrinkage®

Die Kavitätenoberflächen der sechsten Versuchsgruppe (acht Molaren) sind nach der Präparation mit 35%iger Phosphorsäure (cmf etch®, Fa. Saremco Dental AG, Rebstein/Schweiz) behandelt und das Prinzip Etch-and-rinse angewandt worden (Ätzzeit Schmelz: 30 Sekunden; Ätzzeit Dentin: 15 Sekunden). Das Phosphorsäuregel wurde mit Wasser abgespült, die Kavität für 30 Sekunden mit Luft-Wasser-Spray behandelt und durch zwei bis drei kurze Luftstöße getrocknet. Anschließend ist der Primer des cmf adhesive system® (Fa. Saremco Dental AG, Rebstein/Schweiz) für 20 Sekunden appliziert, kurz verblasen und für weitere 20 Sekunden photopolymerisiert worden. Es erfolgte nun das Auftragen des zum cmf adhesive system® zugehörigen Bonds (Fa. Saremco Dental AG, Rebstein/Schweiz) für 20 Sekunden; auch dieses wurde kurz verblasen und abschließend 20 Sekunden photopolymerisiert. Als Komposit ist els extra low shrinkage® (Fa. Saremco Dental AG, Rebstein/Schweiz) in jeweils vier Inkrementen, welche wiederum je 40 Sekunden photopolymerisiert wurden, in die Kavitäten eingebracht worden. Eine Schichtdicke von weniger als 2 mm pro Inkrement konnte sichergestellt werden.

Die Zusammensetzungen des cmf adhesive system® (bestehend aus cmf etch®, cmf prime® und cmf bond®, Fa. Saremco Dental AG, Rebstein/Schweiz) sowie des Komposits els extra low shrinkage® (Fa. Saremco Dental AG, Rebstein/Schweiz) können nachstehender Tabelle entnommen werden.

Produktbezeichnung	Komponente	Zusammensetzung (Herstellerangaben)
cmf etch® des cmf adhesive system®  <b>Abb. 5.15</b> Produkt cmf etch® des cmf adhesive system®	Ätzgel (35%ige Phosphorsäure)	Destilliertes Wasser, Phosphorsäure, Verdickungsmittel, Pigmente
cmf prime® und cmf bond® des cmf adhesive system®	Primer	Ethanol, Aceton, methacryliertes Salz der Phosphorsäure



 <p><b>Abb. 5.16</b> Produkt cmf prime® und cmf bond® des cmf adhesive system®</p>	<p><b>Bond</b></p>	<p>Bis-EMA, silanisiertes Bariumglas</p>
 <p><b>Abb. 5.17</b> Produkt els extra low shrinkage®</p>	<p><b>Mikrohybridkomposit</b></p>	<p>Anorganische Komponente: Bariumglas Organische Komponente: Monomere mit hoher Molekülmasse (Bis-EMA, Bis-GMA) KEIN TEGDMA, HEMA oder andere Komonomere niedriger Molekülmasse Zusatzstoffe: Katalysatoren, Initiatoren, Photo- und Koinitiatoren</p>



**Tab. 5.6** Zusammensetzung von cmf etch®, cmf prime® und cmf bond® des cmf adhesive system® sowie von els extra low shrinkage®

### 5.3.7 Testgruppe 7: FL Bond® II Adhesive System in Kombination mit Beautifil® II Composite Restorative

In der siebten Versuchsgruppe (insgesamt acht Molaren) ist erneut ein selbststützendes Adhäsivsystem verwendet und keine explizite Konditionierung der Kavitätenoberfläche mit 37%iger Phosphorsäure durchgeführt worden. Optional bietet der Hersteller eine 6,5%ige Phosphorsäure (FL Bond II Etchant®, Fa. Shofu Dental GmbH, Ratingen) an, die hier jedoch nicht zur Anwendung kam. Nach der Präparation wurde analog zu den vorangegangenen Gruppen auch hier die Kavität durch zwei bis drei kurze Luftstöße getrocknet. Anschließend erfolgte die Applikation des Primers des FL Bond® II Adhesive Systems (Fa. Shofu Dental GmbH, Ratingen) für 10 Sekunden und das kurzzeitige Verblasen. Danach wurde das Bond („Haftvermittler“) des FL Bond® II Adhesive Systems (Fa. Shofu Dental GmbH, Ratingen) aufgetragen, verblasen und für 10 Sekunden photopolymerisiert. Als Komposit ist Beautifil® II Composite Restorative (Fa. Shofu Dental GmbH, Ratingen) in bekannter Vorgehensweise in jeweils vier Inkrementen, welche wiederum je 40 Sekunden photopolymerisiert wurden, in die Kavitäten eingebracht worden. Eine Schichtdicke von weniger als 2 mm pro Inkrement war durchgehend gegeben.

Die Zusammensetzungen der zwei Komponenten des FL Bond® II Adhesive Systems (Fa. Shofu Dental GmbH, Ratingen) sowie des Komposits Beautifil® II

Composite Restorative (Fa. Shofu Dental GmbH, Ratingen) können nachstehender Tabelle entnommen werden.

Produktbezeichnung	Komponente	Zusammensetzung (Herstellerangaben)
<b>FL Bond® II Adhesive System</b>  <b>Abb. 5.18</b> Produkt FL Bond® II Adhesive System	<b>Primer, selbstätzend</b>	Wasser, Ethanol 40 %, Carbonsäuremonomer, Phosphorsäuremonomer, Initiator
	<b>Bond / Haftvermittler</b>	S-PRG-Füllmaterial auf der Basis von Fluorboroaluminiumsilikatglas, UDMA, TEGDMA, 2-HEMA, Initiator
<b>Beautifil® II Composite Restorative</b>  <b>Abb. 5.19</b> Produkt Beautifil® II Composite Restorative	<b>Nanohybridkomposit mit S-PRG (surface pre-reacted glass-ionomer)</b>	Füllmaterial: Multifunktionale Glasfüllstoffe und S-PRG-Füllstoffe auf der Basis von Fluorboroaluminiumsilikat-Glas 70 % Anteil Füllmaterial: 83,3 Gew. % Partikelbereich: 0,01 - 4,0 µm Mittlere Partikelgröße: 0,8 µm Basisharz: Bis-GMA 7,5 % / TEGDMA-Harz < 5 %, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> DL-Kampherchinon

**Tab. 5.7** Zusammensetzung von FL Bond® II Adhesive System und Beautifil® II Composite Restorative

### 5.3.8 Testgruppe 8: Syntac® in Kombination mit Filtek™ Silorane

In der achten und letzten Versuchsgruppe (insgesamt acht Molaren) wurden die Oberflächen der Kavitäten nach der Präparation mit 37%iger Phosphorsäure (Total Etch®, Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein) konditioniert und das Prinzip Etch-and-rinse beibehalten (Ätzzeit Schmelz: 30 Sekunden; Ätzzeit Dentin: 15 Sekunden). Das Phosphorsäuregel ist mit Wasser abgespült, die Kavität für 30 Sekunden mit Luft-Wasser-Spray gereinigt und durch zwei bis drei kurze Luftstöße getrocknet worden. Anschließend erfolgte, analog zu Versuchsgruppe vier, die Applikation von Syntac® Primer, Adhesive und Heliobond (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein). Als Komposit wurde nun jedoch Filtek™ Silorane (Fa. 3M ESPE, Seefeld) in jeweils vier Inkrementen, welche wiederum je 40 Sekunden photopolymerisiert wurden, in die Kavitäten eingebracht. Eine

Schichtdicke von weniger als 2 mm pro Inkrement konnte auch hier realisiert werden.

Die Zusammensetzungen des Ätzgels, der drei Komponenten des verwendeten Adhäsysystems sowie des Komposits Filtek™ Silorane (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) können nachstehender Tabelle entnommen werden.

Produktbezeichnung	Komponente	Zusammensetzung (Herstellerangaben)
<p><b>Total Etch®</b></p>  <p><b>Abb. 5.20</b> Produkt Total Etch®</p>	<p><b>Ätzel (37%ige Phosphorsäure)</b></p>	<p>Destilliertes Wasser (44,3 Gew.%), Phosphorsäure, 85%ig (43,5 Gew.%), Verdickungsmittel (12 Gew.%), Pigmente (&lt; 0,2 Gew.%)</p>
<p><b>Syntac®</b></p>  <p><b>Abb. 5.21</b> Produkt Syntac®</p>	<p><b>Primer</b></p>	<p>Polyethylenglycoldimethacrylat, Maleinsäure, Keton in wässriger Lösung</p>
	<p><b>Adhesive</b></p>	<p>Polyethylenglycoldimethacrylat, Glutaraldehyd in wässriger Lösung</p>
	<p><b>Heliobond</b></p>	<p>Bis-GMA (60 Gew.%), Triethylenglycoldimethacrylat (40 Gew.%)</p>
<p><b>Filtek™ Silorane®</b></p>  <p><b>Abb. 5.22</b> Produkt Filtek™ Silorane</p>	<p><b>siloranbasierter Komposit</b></p>	<p>76 % Füllstoffe                  23 % Silorankunststoff                  0,9 % Initiatoren                  0,13 % Stabilisatoren                  0,005 % Pigmente                  Quarz, Yttriumfluorid, Tetrakis-Tetramethylcyclotetrasiloxan, Pentakis-Pentamethylcyclopentasiloxan, Ethyldimethoxyanthracen, Methylbisphenylsilan, Iodonium, Tetrakisborat, Polytetrahydrofuran, Kampherchinon, diverse Eisenoxide, Anthracen, Decandisäure und -ester, Pyridiniumtosylat, Bis-Methylphenol, Benzoldicarbonsäure und -ester, Phenole</p>

**Tab. 5.8** Zusammensetzung von Total Etch®, Syntac® und Filtek™ Silorane

#### 5.4 Ausarbeitung und Politur der plastischen Kompositfüllungen

Mittels eines roten Winkelstückes (Übersetzung 1:5, KaVo 25LH, Fa. KaVo Dental GmbH Biberach/Riß; Umdrehungen Mikromotor: 40000/min, KaVo INTRAmatic LUX KL700, Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß) und eines flammenförmigen Finierdiamanten (Körnung: 8-10 µm, 0,8 mm Durchmesser, Fa. Hager & Meisinger GmbH, Neuss) wurde die Okklusalfäche konturiert und finiert sowie vorhandene Überschüsse im Bereich des approximalen Kastens entfernt.

Die Politur der gelegten Füllungen erfolgte unter Kontrolle mittels eines OP-Mikroskops und Anwendung flexibler Sof-Lex™ Pop-On Polierscheiben (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) abnehmender Rauigkeit (Körnungen: mittel bis sehr fein) in Kombination mit einem Mandrell (Fa. 3M Deutschland GmbH, 3M ESPE, Seefeld) und einem blauen Winkelstück (Übersetzung 1:1, KaVo 20LH, Fa. KaVo Dental GmbH Biberach/Riß; Umdrehungen Mikromotor: 8000/min, KaVo INTRAmatic LUX KL700, Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß). Anschließend wurden für die Okklusalfächen Bürstchen (Occlubrush®, Fa. Kerr GmbH, Ratstatt) mit eingearbeiteten Siliciumcarbidpolierkörpern verwendet. Es ist stets unter Wasserkühlung gearbeitet worden.









1. Silorane System Adhäsiv ohne H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> + Filtek™ Silorane	2. Xeno V® + Ceram • X™	3. Silorane System Adhäsiv mit H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> + Filtek™ Silorane	4. Syntac® + Tetric EvoCeram®	5. AdheSE® One F VivaPen® + Tetric EvoCeram®	6. cmf adhesive system® + els extra low shrinkage®	7. FL Bond® II Adhesive System + Beautifil® II Composite Restorative	8. Syntac® + Filtek™ Silorane
							

Abb. 5.23 Hochglanzpolierte Füllungen der jeweils acht Versuchsgruppen

#### 5.5 Feuchtigkeitslagerung

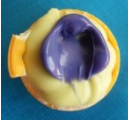
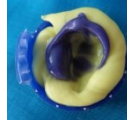


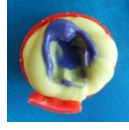
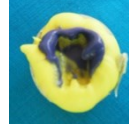
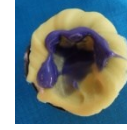
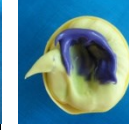








Die Molaren wurden nach Ausarbeitung und Politur der gelegten Füllungen für 2 Wochen bei Raumtemperatur in Ringerlösung gelagert. So gelang es, die hygroskopische Expansion der Kompositmaterialien zu berücksichtigen.

## 5.6 Abformung der Probenzähne und Herstellung der Replikas

Um die approximalen Füllungsänder jeweils vor und nach der elftägigen thermischen Wechselbelastung mittels Thermocyclers im Rasterelektronenmikroskop (REM) beurteilen zu können, sind nach Fertigstellung der 64 zweiflächigen Füllungen und anschließender zweiwöchiger Feuchtigkeitslagerung Polyurethanreplikas von den so behandelten Zähnen hergestellt worden.

Hierzu wurden die Probenzähne abgesprüht, nochmals gereinigt und mit dem Luftbläser getrocknet. Für die Doppelmischabformungen der Zähne sind das additionsvernetzende, elastomere Präzisions silikon Panasil® Putty Soft (Fa. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) auf Vinylpolysiloxanbasis sowie das sehr dünnfließende, elastomere Panasil® contact plus X-Light (Fa. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg), ebenfalls additionsvernetzend und auf Vinylpolysiloxanbasis, verwendet worden. Als Abformträger fanden Kunststoffdrehverschlüsse von Getränkeflaschen Gebrauch. Panasil® Putty Soft (Fa. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) wurde mit Hilfe eines Pentamix™ 2-Gerätes (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld) maschinell angemischt, in die entsprechenden Verschlusskappen appliziert und das dünnfließende Panasil® contact plus X-Light (Fa. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) sofort darüber gegeben. Für eine jeweils gekennzeichnete Verschlusskappe sind der zugehörige, ebenfalls markierte Zahn mit der zu untersuchenden Approximalfläche parallel zur Arbeitsplatte in das Abformmaterial gedrückt worden. Die so entstandenen Doppelmischabdrücke wurden qualitativ (Vollständigkeit der zu untersuchenden Region, etwaige Verunreinigungen, Blasen-/ Porenbildung, mangelnde Zeichenschärfe im Hinblick auf die Füllungsgrenze, etc.) unter dem OP-Mikroskop bewertet und bei Bedarf wiederholt. Am nächsten Tag erfolgte die sorgfältige Reinigung der 64 Abformungen, die - frei von Fremdpartikeln - mit dem elfenbeinfarbenen Modellmaterial AlphaDie™ MF (Fa. Schütz Dental GmbH, Rosbach) ausgegossen worden sind. Das Material wurde streng nach Herstellerangaben angemischt und härtete zunächst für 30 Minuten bei 2 bar im Drucktopf VA 4,5 I (Fa. New-Sono Ltd., Oberhausen) aus, bevor es anschließend für weitere 24 Stunden bei Raumtemperatur und atmosphärischem Luftdruck ruhte. Abschließend erfolgte die Entformung und das Entfernen von groben Überständen mit einer Hartmetallfräse (Fa. Hager & Meisinger GmbH, Neuss) und einem Trimmer

(HSS88, Fa. Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg). Die gewonnenen Replikas wurden auf der getrimmten Rückseite markiert.

1. Silorane System Adhäsiv ohne H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> + Filtek™ Silorane	2. Xeno V® + Ceram•X™	3. Silorane System Adhäsiv mit H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> + Filtek™ Silorane	4. Syntac® + Tetric EvoCeram®	5. AdheSE® One F VivaPen® + Tetric EvoCeram®	6. cmf adhesive system® + els extra low shrinkage®	7. FL Bond® II Adhesive System + Beautifil® II Composite Restorative	8. Syntac® + Filtek™ Silorane
							
							

**Abb. 5.24** Abformungen der Versuchszähne und Herstellung der Polyurethanreplikas vor thermischer Wechselbelastung

## 5.7 Thermische Wechselbelastung und erneute Abformung der Replikas

Nach Herstellung der Replikas wurden die Probenzähne, sortiert nach den zugehörigen Versuchsgruppen, in markierte Beutel aus wasserdurchlässigen Gazetupfern gepackt und in einem Thermocycler (Willytec Type V2.8, Fa. Willy Tec., München) 10000 Zyklen thermischer Wechselbelastung unterzogen. Hierbei sind die Zähne abwechselnd für jeweils 30 Sekunden in im Median 6,9 °C (range: 6,2 °C - 10,7 °C) kaltes bzw. im Median 55 °C (range: 55,0 °C - 55,1 °C) warmes Wasser getaucht worden. Der Wechsel zwischen beiden Bädern bei Zimmertemperatur nahm jeweils 18 Sekunden in Anspruch, welche sich aus einer Abtropfzeit von 10 Sekunden und einer Wegezeit von 8 Sekunden zusammensetzten. Die Entfernung der Proben aus dem Thermocycler erfolgte nach 10 Tagen. Umgehend wurden, wie in Kapitel 5.5 beschrieben, erneut Doppelmischabformungen der Zähne angefertigt sowie wiederum 64 Polyurethanreplikas hergestellt und analog zum bereits beschriebenen Vorgehen bearbeitet. Die Gesamtheit der so entstandenen Replikas erlaubte nun vergleichende Aussagen hinsichtlich der Randqualität vor und nach thermischer Wechselbelastung in der Randspaltanalyse mittels REMs.



### 5.8 Vorbereitung der Polyurethanreplikas

Die Replikas der Probenzähne wurden zuerst mit dem Luftbläser von Staubpartikeln befreit sowie mit 96%igem Isopropylalkohol (Fa. Kerr GmbH, Ratstatt) gereinigt und entfettet. Anschließend sind sie, nach Gruppen sortiert, mit Hilfe einer elektrisch leitenden Graphitpaste (Leit-C-Plast™, Fa. G. Neubauer Chemikalien GmbH, Telgte/Münster) auf den Probenträgern des REMs (G301 Fa. Plano GmbH, Wetzlar) fixiert und mit der zu untersuchenden, approximalen Füllungsfläche waagrecht zum Probenträger ausgerichtet worden, um die Fokussierung unter dem REM optimal zu gestalten. Es erfolgte nochmalig eine Entfettung mittels 96%igen Isopropylalkohols (Fa. Kerr GmbH, Ratstatt). Mit einem Sputter Coater (SCD 050, Fa. Bal-Tec AG, Balzers/Liechtenstein) wurden die Replikas unter Vakuum in einer Argon-Atmosphäre bei 25 mA und für 120 Sekunden mit einer 50 nm dünnen Goldschicht versehen, um eine möglichst hochwertige Bildgebung im REM zu erzielen. Die REM-Träger sind zum Schutz vor Staub und anderen Einflüssen in vorgesehenen, gekennzeichneten Behältnissen gelagert worden.



**Abb. 5.25**  
Sputter Coater  
SCD 050, Fa. Bal-  
Tec AG,  
Balzers/Liechten-  
stein

1. Silorane System Adhäsiv ohne H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> + Filtek™ Silorane	2. Xeno V® + Ceram•X™	3. Silorane System Adhäsiv mit H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> + Filtek™ Silorane	4. Syntac® + Tetric EvoCeram®	5. AdheSE® One F VivaPen® + Tetric EvoCeram®	6. cmf adhesive system® + els extra low shrinkage®	7. FL Bond® II Adhesive System + Beautifil® II Composite Restorative	8. Syntac® + Filtek™ Silorane

**Abb. 5.26** Besputterte Polyurethanreplikas nach Anfertigung rasterelektronenmikroskopischer Aufnahmen

### 5.9 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen

Nacheinander wurden die beiden Replikas (vor und nach thermischer Wechselbelastung) je eines Probenzahnes im Rasterelektronenmikroskop ISI SR 50 (Z-Wert = 63, magnification: 20, working distance: 40, high voltage: 20 kV; *Fa. Leitz GmbH, Wetzlar* und *Fa. Akashi, Tokio/Japan*) untersucht. Hierbei entstanden zunächst Übersichtsaufnahmen der approximalen Füllungen bei 20facher Vergrößerung. Nachfolgend sind die Füllungsänder bei 200facher Vergrößerung Ausschnitt für Ausschnitt abgefahren und erneut festgehalten worden. Die Visualisierung und Dokumentation aus dem rasterelektronenmikroskopischen Live-Bild erfolgte mit der Software Tiffmess® V 1.9. Die gespeicherten Bilder wurden anschließend mit Hilfe von Adobe Photoshop 7.0 (*Fa. Adobe Systems GmbH, München*) in Kontrast und ggf. Bildschärfe nachbearbeitet.

### 5.10 Qualitative Randanalyse, Bewertungskriterien für die Beurteilung der Randqualität

Die qualitative und semiquantitative Auswertung der Übergänge zwischen eingebrachtem Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz jeweils vor und nach Thermocycling erfolgte bei 200facher Vergrößerung des REM-Bildes am PC unter Verwendung der Software Quanti-Gap®. Quanti-Gap® ist ein Programm zur qualitativen und quantitativen Randanalyse, welches eine Beurteilung des gesamten Restaurationsrandes - in Einzelbilder aufgegliedert - am Computerbildschirm ermöglicht. Die quantitative Randanalyse wird durch den im Programm bestehenden Längenmodus durchgeführt, d.h. das abgebildete Randsegment kann mit einer Geraden nachgezogen werden. Durch das Ändern der Bewertungskriterien A-C an jedem Bildabschnitt kann jedes Randsegment einem speziellen Kriterium zugeordnet werden. Die während der Messung gewonnenen Einzellängen sind durch Quanti-Gap® addiert und gespeichert worden. Folgende Kriterien wurden zur Beurteilung der Randqualität definiert:

- Gruppe A: perfekter Rand zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz (Rand ist nur „schwer“ erkennbar, keine Randunregelmäßigkeiten, keine Spaltbildung)
- Gruppe B: nicht perfekter Rand, Spaltbildung vorhanden/erkennbar (mit und ohne Randunregelmäßigkeiten)



Gruppe C: Übergänge zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz nicht beurteilbar

Entscheidend für das Resultat der qualitativen Analyse war einzig Kriterium A (perfekter Rand im approximalen Kasten). Die Anzahl der Proben, die mit Kriterium B oder C bewertet wurden, wurde addiert und mit der Anzahl der Proben des Kriteriums A zu 100 % aufsummiert.

Beispiele Gruppe A:

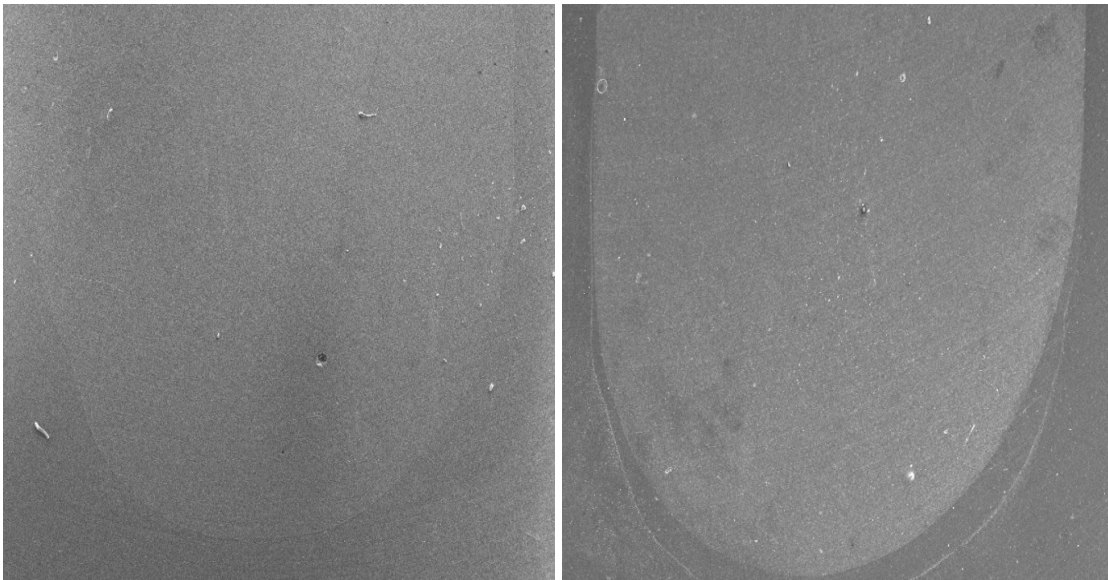
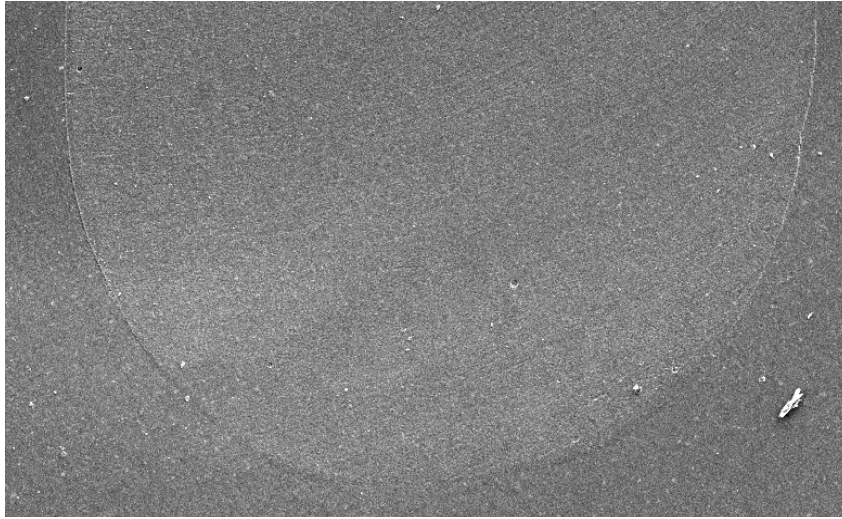


Abb. 5.27 zwei Übersichtsaufnahmen mit 20facher Vergrößerung, beide Male perfekter Rand

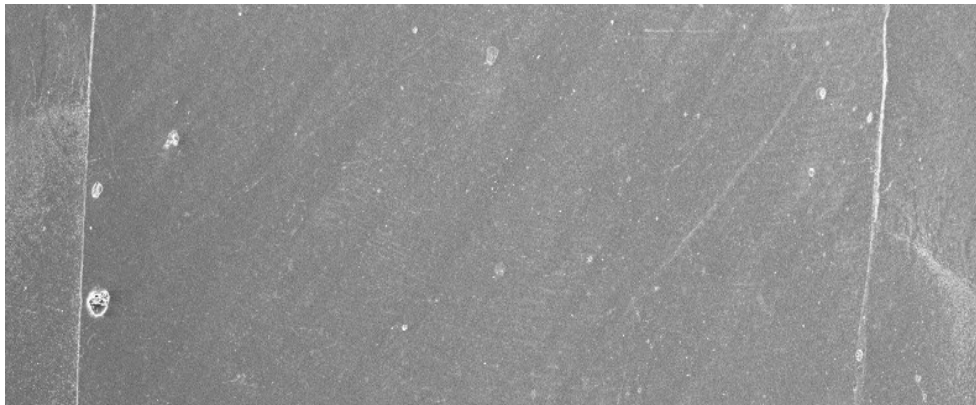


Abb. 5.28 Detailaufnahme der Schmelz-Zement-Grenzen mit 20facher Vergrößerung, perfekter Rand

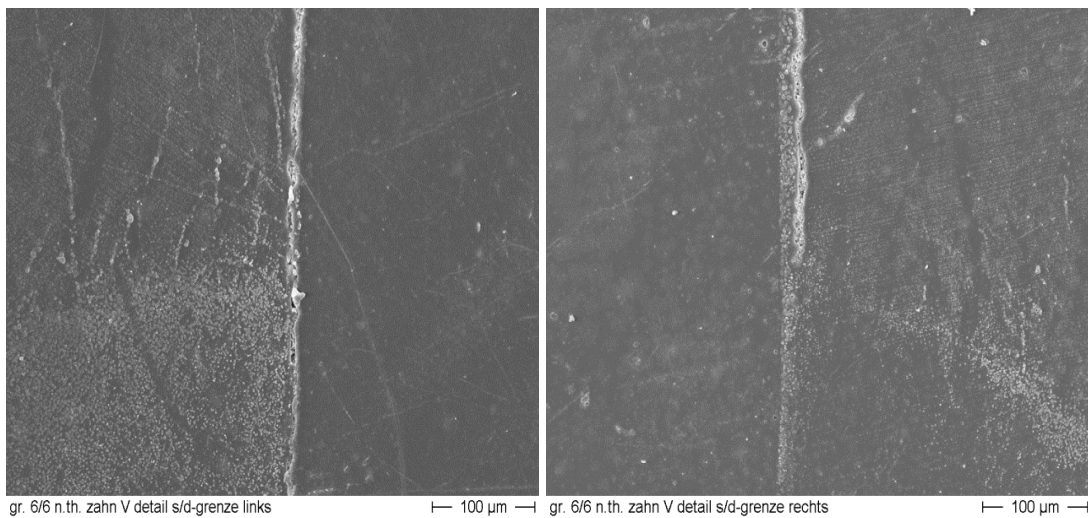


**Abb. 5.29** Detailaufnahme Kastenboden mit 20facher Vergrößerung, perfekter Rand

### Beispiele Gruppe B:

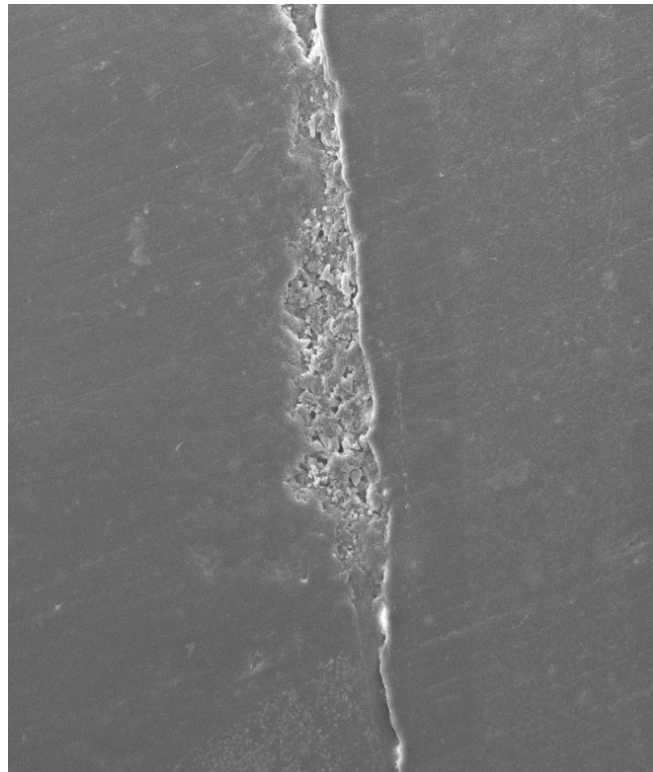


**Abb. 5.30** Detailaufnahme der Schmelz-Dentin-Grenzen mit 20facher Vergrößerung, Randspaltbildung in diesen Bereichen beidseits



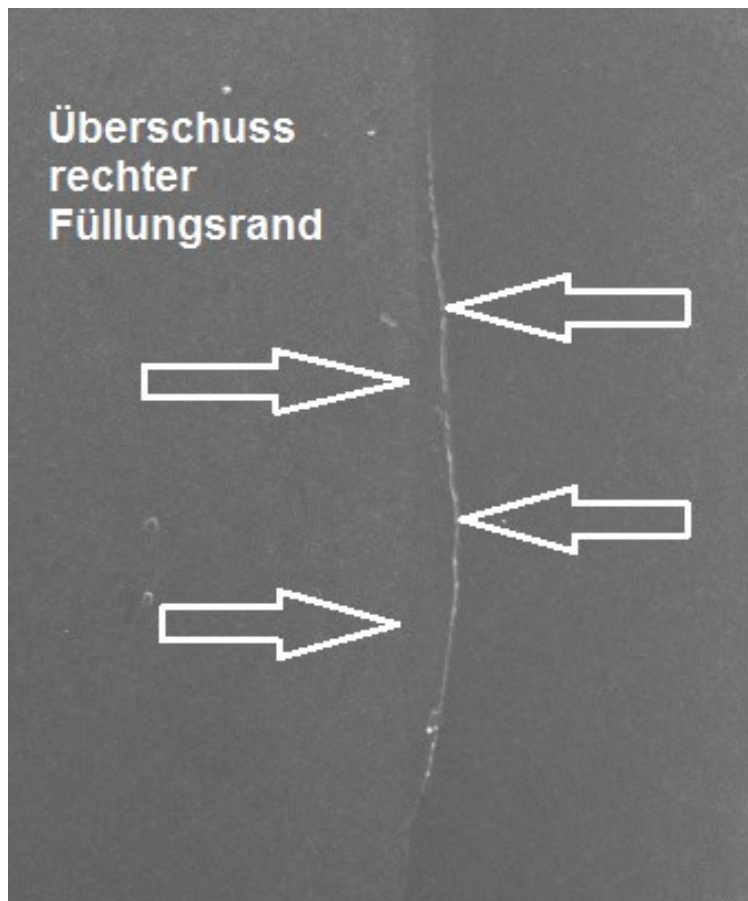
**Abb. 5.31** Detailaufnahmen der Abb. 5.30 beidseits mit jeweils 200facher Vergrößerung





**Abb. 5.32** Detailaufnahme einer Randspaltbildung an der Füllungsgrenze bei 200facher Vergrößerung

**Beispiel Gruppe C:**



**Abb. 5.33** Detailaufnahme des rechten Füllungsrandes bei 20facher Vergrößerung, keine eindeutige Beurteilbarkeit möglich

## 5.11 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung der Datensätze wurde die Software SPSS® für Windows, Version 14.0 (Fa. SPSS Inc., Chicago, Illinois/USA) zu Hilfe genommen.

Nachfolgend werden die angewandten statistischen Testverfahren näher erläutert:

### 1. Kolmogorov-Smirnov-Test

Der KS-Test, nach Andrei Nikolajewitsch Kolmogorow und Wladimir Iwanowitsch Smirnow, ist ein statistischer Test auf Übereinstimmung zweier Wahrscheinlichkeitsverteilungen bzw. Prüfung auf Normalverteilung [110]. Aufgrund der hier gewonnenen Ergebnisse wurden entweder parametrische (Normalverteilung vorausgesetzt) oder nicht-parametrische Tests (nicht-normalverteilte Testwerte) zur weiteren Auswertung herangezogen. Im Falle einer Normalverteilung wurde der ANOVA-Mittelwertvergleich durchgeführt. Als Varianzanalyse (ANOVA, engl. für „analysis of variance“) bezeichnet man eine große Gruppe datenanalytischer und strukturprüfender, statistischer Verfahren. Sie berechnen Varianzen und Prüfgrößen, um Aufschlüsse über die Gesetzmäßigkeiten zu geben, denen Daten eines definierten Datensatzes folgen [4, 60, 61, 102].

### 2. Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test

Dieser nicht-parametrische, statistische Test prüft anhand zweier gepaarter, abhängiger Stichproben mit ordinal skalierten Werten die Gleichheit der zentralen Tendenzen der zugrundeliegenden Grundgesamtheit bzw. ob die positiven und negativen Rangunterschiede voneinander abweichen. Er ergänzt, im Hinblick auf die Anwendung, den Vorzeichentest, da sich in seinem Ergebnis nicht nur das Vorzeichen, sondern auch die Größe der Differenzen zwischen zwei gepaarten Stichproben niederschlägt [16]. Mit Hilfe des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests wurde überprüft, ob die thermische Belastung einen signifikanten Einfluss auf die Verbundfestigkeit der Füllungen hatte.

### 3. Mann-Whitney-U-Test

Dieses ebenfalls nicht-parametrische, statistische Testverfahren nach Henry Mann, Donald Whitney und Frank Wilcoxon erlaubt auf der Basis der

Rangordnungen Aussagen bezüglich der Zugehörigkeit zweier unabhängiger Stichproben zu derselben Grundgesamtheit. Das heißt, er prüft, ob die Nullhypothese, dass zwei zu vergleichende Stichproben aus homomer verteilten Populationen mit identischem Medianwert stammen, zutrifft [139, 209]. Wird der Test signifikant, ist davon auszugehen, dass sich die Mediane der zugrunde gelegten Populationen unterscheiden. Nicht-parametrische Daten wurden in der vorliegenden Arbeit mit dem Mann-Whitney-U-Test auf signifikante Unterschiede zwischen den Verbundfestigkeiten der Füllungen der Gruppen untereinander jeweils vor und nach der thermischen Belastung geprüft:

- a) statistisch signifikanter Unterschied  $p < 0.05$
- b) statistisch nicht signifikanter Unterschied  $p > 0.05$

#### 4. Bonferroni-Korrektur und Bonferroni-Holm-Prozedur

Führt man in derselben Stichprobe multiple Tests (z.B. Überprüfen mehrerer Nullhypothesen) durch, erhöht sich mit der Zunahme der angewandten Hypothesen auch die Wahrscheinlichkeit, dass eine davon (fehlerhaft) als zutreffend angenommen wird (= Erhöhung der  $\alpha$ -Fehler-Wahrscheinlichkeit). Dieser Fehler 1. Art ( $\alpha$ -Fehler) beschreibt das Zurückweisen einer tatsächlich richtigen Nullhypothese. Dies bezeichnet man als  $\alpha$ -Fehler-Kumulierung oder  $\alpha$ -Fehler-Inflation. Um dies zu umgehen bzw. zu korrigieren, stellt die Bonferroni-Korrektur die einfachste und konservativste Form zur Anpassung des multiplen  $\alpha$ -Niveaus dar. Dabei erfolgt eine Verteilung des globalen  $\alpha$ -Niveaus zu gleichen Teilen auf die verschiedenen Einzeltests. Jedoch hat dieses Verfahren den Nachteil, dass das Ergebnis einen sehr geringen  $\alpha$ -Wert ausweisen muss, um als statistisch signifikant zum Tragen zu kommen. Um diesen Nachteil zu vermeiden, wurde die Bonferroni-Korrektur zur Bonferroni-Holm-Prozedur (nach Sture Holm und Carlo Emilio Bonferroni) erweitert. Es werden nun unabhängige Stichproben auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  untersucht. Die Signifikanzebene wurde auf  $\alpha = 1 - (1-\alpha)^{1/k}$  festgelegt, wobei  $k$  der Anzahl der durchgeführten Paarvergleiche entspricht.

Jedoch weist auch diese Prozedur, ebenso wie die Bonferroni-Korrektur, den Nachteil auf, dass eventuelle logische und stochastische Abhängigkeiten zwischen den Teststatistiken nicht genutzt werden [172, 173, 205].

## 6 Ergebnisse

Die auszuwertenden Ergebnisse der durchgeführten Studie können in insgesamt vier Untergruppen gegliedert werden. Hierbei unterscheiden sich schmelzbegrenzte Restaurationsränder des approximalen Kastens vor und nach Thermocycling von jenen, die dentinbegrenzt sind (jeweils auch vor und nach Thermocycling).

### 6.1 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Füllungs­ränder

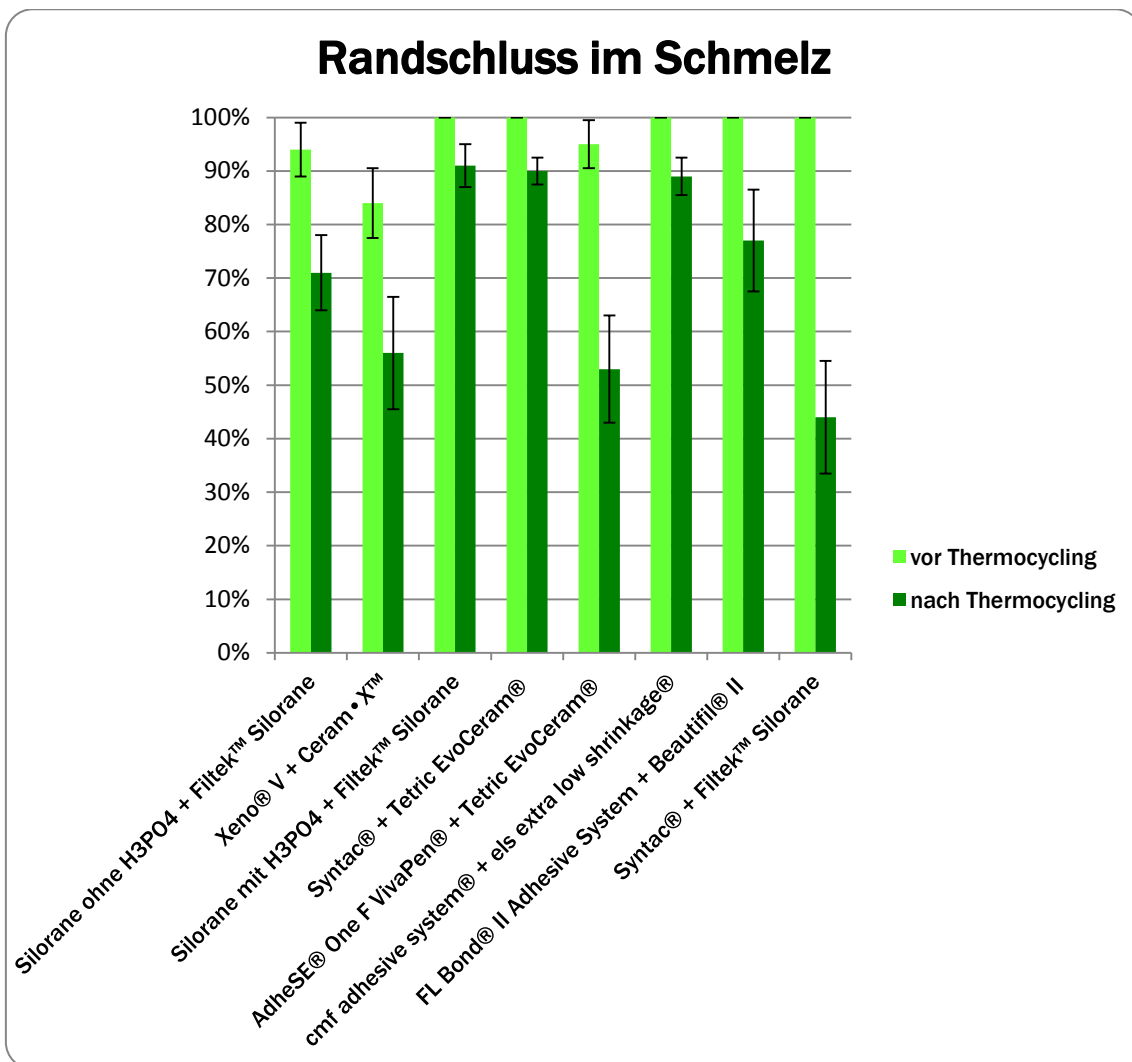
Um den Randschluss der approximalen Slots beurteilen zu können, wurden die Gruppenmittelwerte der prozentualen Randlängenanteile der vordefinierten Qualitätskriterien (A = perfekter Rand, B = nicht perfekter Rand, C = nicht beurteilbar) bestimmt und qualitativ mit der Software Quanti-Gap® ausgewertet. Für die statistische Auswertung ist, wie bereits beschrieben, die Software SPSS® für Windows V 14.0 (Fa. SPSS Inc., Chicago, Illinois/USA) verwendet worden.

#### 6.1.1 Randschlussverhalten im Bereich der schmelzbegrenzten Restaurationsränder vor und nach Thermocycling

Betrachtet man die erhobenen Daten hinsichtlich des Randschlussverhaltens der gelegten Füllungen vor thermischer Wechselbelastung, lässt sich erkennen, dass bei fünf der insgesamt acht Gruppen alle Füllungs­ränder (n = 40) perfekt waren. Drei Gruppen wiesen Füllungs­ränder auf, in denen 84 % bis 95 % der gelegten Füllungen hinsichtlich ihres Randschlusses optimal gestaltet waren.

Vergleicht man nun die Füllungs­ränder nach thermischer Wechselbelastung, fällt auf, dass die Randqualität in allen Versuchsgruppen signifikant ( $p < 0.05$ ) abfiel. Besonders hervorzuheben sei an dieser Stelle Versuchsgruppe acht (Syntac® in Verbindung mit Filtek™ Silorane), welche verdeutlicht, warum siloranbasierte Komposite nicht mit herkömmlichen Adhäsivsystemen kombiniert werden sollten (Gruppe acht = Kontrollgruppe zu der o.g., vom Hersteller getroffenen Aussage). Ebenso wiesen die Gruppen zwei (Xeno® V in Verbindung mit Ceram•X™) und fünf (AdheSE® One F VivaPen® in Kombination mit Tetric EvoCeram®) die geringsten Anteile an perfekten, schmelzbegrenzten Rändern auf. Positiv

hervorzuheben sind jedoch die Gruppen drei (Silorane System Adhäsiv mit H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> in Verbindung mit Filtek™ Silorane), vier (Syntac® in Verbindung mit Tetric EvoCeram®) und sechs (cmf adhesive system® in Kombination mit els extra low shrinkage®). Nachfolgendes Diagramm soll das Ergebnis noch einmal veranschaulichen.

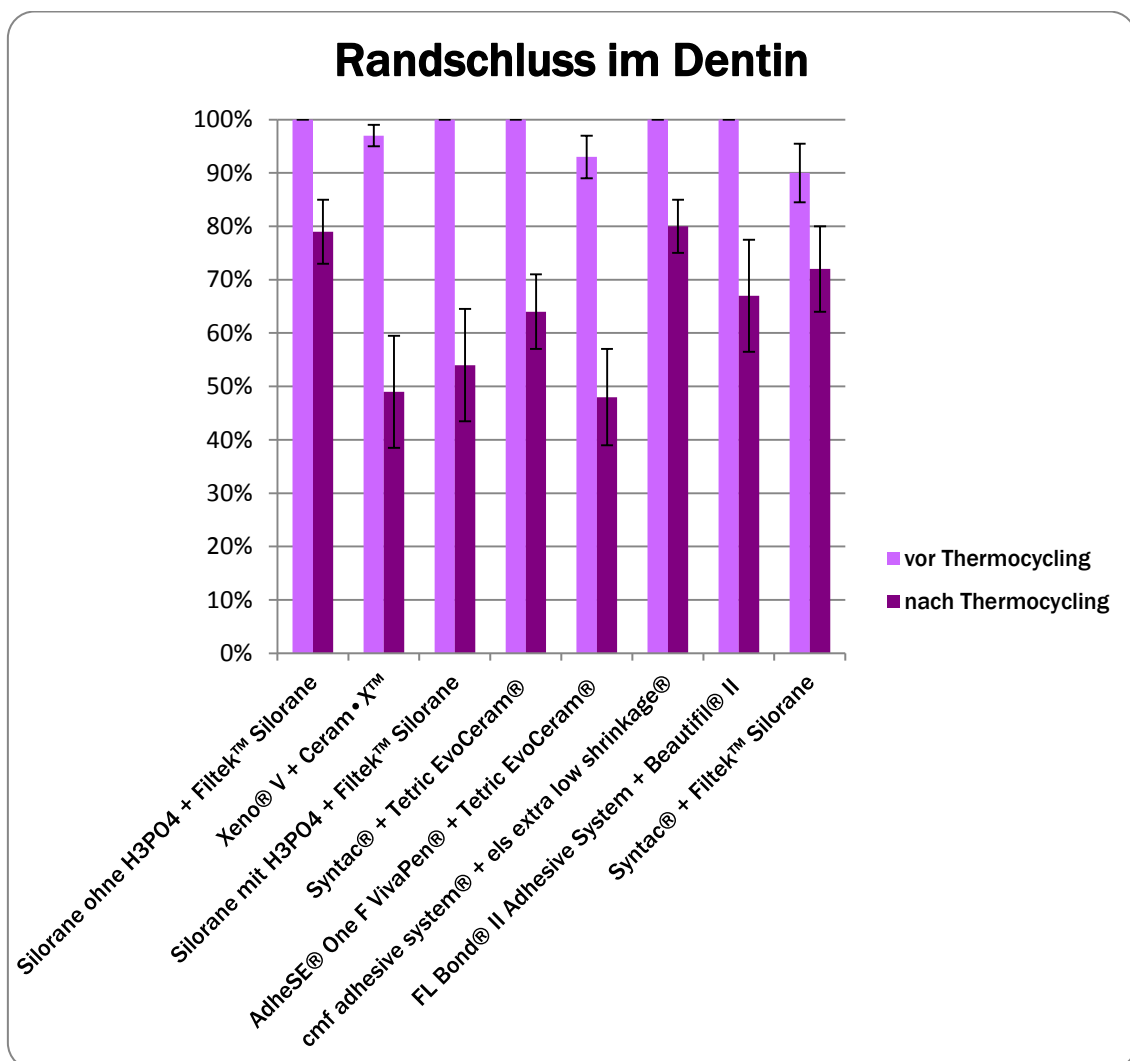


**Abb. 6.1** Randschluss im Schmelz vor und nach Thermocycling

### 6.1.2 Randschlussverhalten im Bereich der dentinbegrenzten Restaurationsränder vor und nach Thermocycling

Auch im Hinblick auf das Randschlussverhalten im Dentin waren alle Füllungs­ränder in fünf der insgesamt acht Versuchsgruppen perfekt (n = 40). Die verbleibenden drei Gruppen wiesen zu 90 % - 97 % randspaltfreie, einwandfrei beurteilbare Füllungs­ränder auf.

Das Randschlussverhalten im Bereich der dentinbegrenzten Restaurationsränder war nach Thermocycling ebenfalls in allen Gruppen signifikant ( $p < 0.05$ ) schlechter als vor Thermocycling, darüber hinaus jedoch weitaus ( $p < 0.05$ ) unbefriedigender als bei den schmelzbegrenzten Füllungsändern nach Thermocycling. Gute Ergebnisse im Dentin, sowohl vor als auch nach thermischer Wechselbelastung, ergaben sich für die beiden Gruppen eins (Silorane System Adhäsiv ohne  $H_3PO_4$  in Verbindung mit Filtek™ Silorane) und sechs (cmf adhesive system® in Kombination mit els extra low shrinkage®). Unzureichende Resultate fanden sich erneut in den Gruppen zwei (Xeno® V in Verbindung mit Ceram•X™) und fünf (AdheSE® One F VivaPen® und Tetric EvoCeram®).

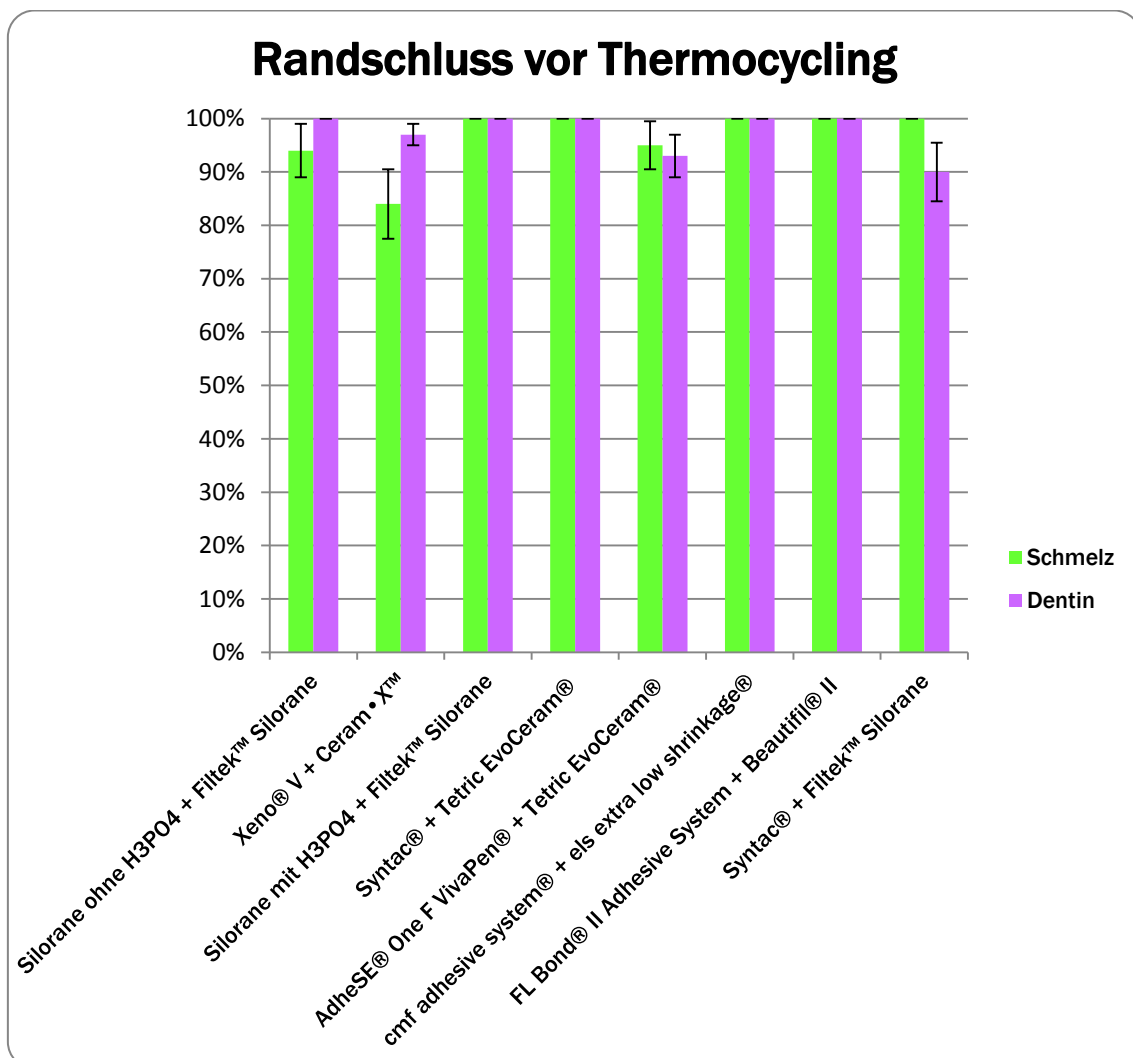


**Abb. 6.2** Randschluss im Dentin vor und nach Thermocycling



### 6.1.3 Randschlussverhalten in Schmelz und Dentin vor Thermocycling

Beurteilt man den initialen Randschluss der gelegten Füllungen in Schmelz und Dentin vor thermischer Intervention, so lässt sich konstatieren, dass alle Füllungs­ränder in vier der acht Versuchsgruppen in beiden Zahn­harts­substanzen perfekt gestaltet waren ( $n = 32$ ). In zwei weiteren Gruppen waren die Restaura­tions­ränder jeweils einmal im Dentin und einmal im Schmelz optimal. Lediglich in den beiden Gruppen zwei (Xeno® V in Verbindung mit Ceram • X™) und fünf (AdheSE® One F VivaPen® und Tetric EvoCeram®) lag der Anteil an perfekten Füllungs­rändern in Schmelz und Dentin einerseits zwischen 84 % und 97 %, andererseits zwischen 93 % und 95 %.



**Abb. 6.3** Randschluss in Schmelz und Dentin vergleichend vor Thermocycling

### 6.1.4 Randschlussverhalten in Schmelz und Dentin nach Thermocycling

Eine abschließende Beurteilung der Restaurationsränder in Schmelz und Dentin nach durchgeführter thermischer Wechselbelastung ergibt in beiden Zahnhartsubstanzen signifikant ( $p < 0.05$ ) schlechtere Werte im Vergleich zur Ausgangssituation. Mit Ausnahme der Gruppe acht (Syntac® kombiniert mit Filtek™ Silorane) lässt sich in allen anderen Versuchsgruppen auch ein reduziertes Ergebnis des Randschlusses im Dentin vergleichend zum Schmelz konstatieren.

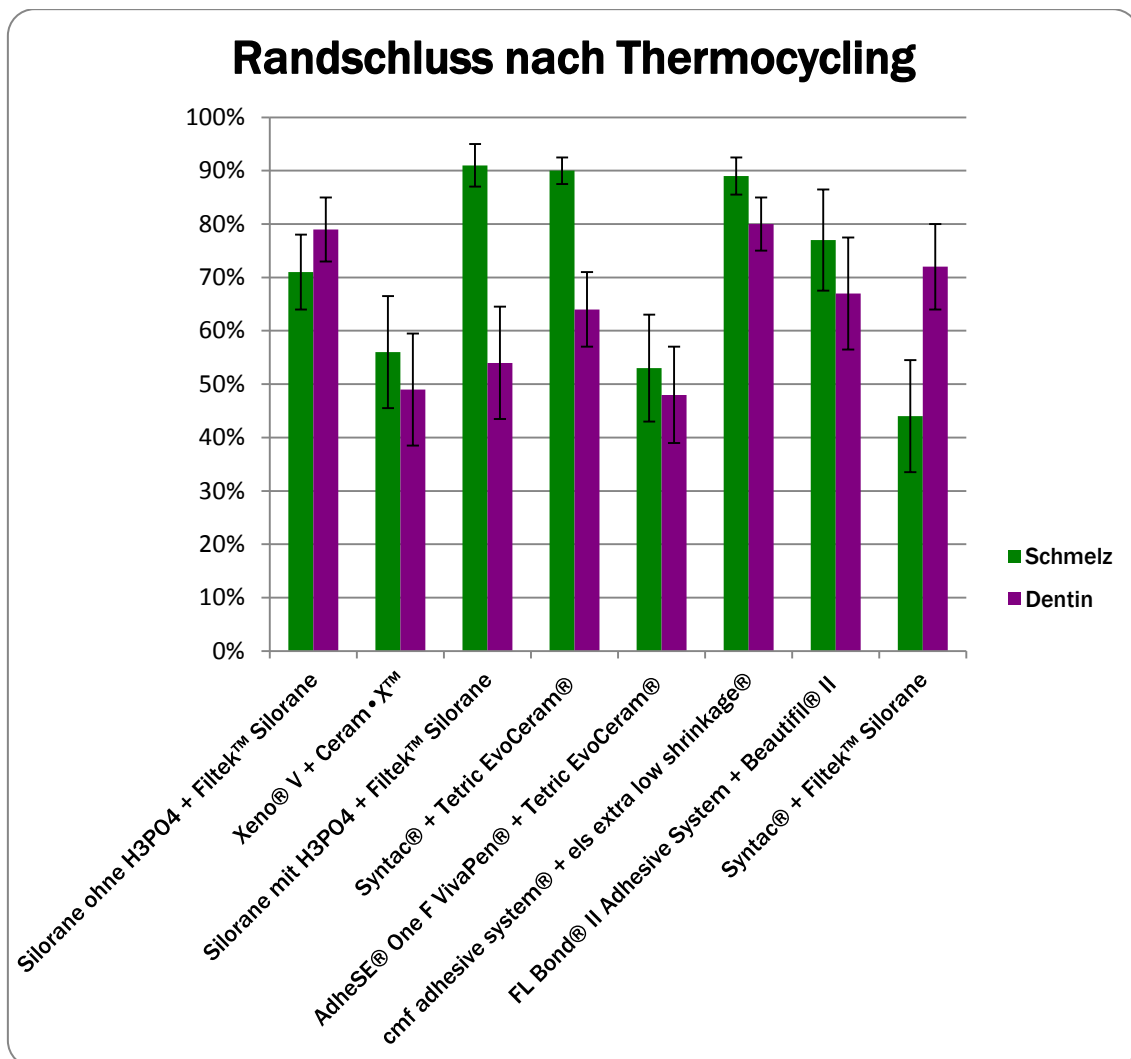


Abb. 6.4 Randschluss in Schmelz und Dentin vergleichend nach Thermocycling

## 7 Diskussion

Um die in dieser *in vitro* Studie erhobenen Daten und erhaltenen Ergebnisse auf den klinischen Alltag anwendbar und praktizierbar zu gestalten sowie für diese Situation ggf. Handlungsempfehlungen aussprechen zu können, ist es erforderlich, die *in vivo* Situation dem hier vorliegenden Versuchsaufbau und dessen Auswertung vergleichend und v.a. kritisch gegenüberzustellen.

Eine Problematik, mit der die Zahnmedizin seit dem Etablieren der Komposite als plastische Füllungsmaterialien bis zum heutigen Tag konfrontiert wird, bildet die Entstehung von Randspalten und Mikroleakage [42, 46, 47]. Ursächliche Volumenänderungen der Komposite sind zwar überwiegend der Polymerisationsschrumpfung zuzuschreiben, jedoch sind ein unterschiedliches thermisches Expansionsverhalten sowie eine hygroskopische Adsorption der angewandten Materialien nicht außer Acht zu lassen. An den adhäsiven Verbundflächen kann so, v.a. im Bereich dentinbegrenzter Restaurationsflächen, eine Ablösung der Bondingschicht und / oder Kompositschicht von der Kavitätenoberfläche resultieren und den klinischen Erfolg aufgrund von Sekundärkariesbildung oder Hypersensibilitäten der Pulpa in Frage stellen. Es ist daher unerlässlich, für die Anwendung der Adhäsivtechnik und das Einbringen plastischen Füllungskomposits einen dichten, langlebigen Randschluss zu fordern und diesen durch Einhaltung klinischer Standards und Algorithmen erfolgreich umzusetzen.

Da sich bisher viele Studiendesigns mit der Problematik der Randspaltbildung auseinandersetzen und durch Anwendung unterschiedlicher Füllungstechniken sowie Materialien und Auswertungsmethoden ein Großteil oben genannter klinischer Standards für die heute zur Verfügung stehenden Materialien eruiert ist, war es Ziel dieser Studie:

- a. die Anwendung eines Komposits (Filtek™ Silorane), der mit einer Volumenschrumpfung von  $< 1\%$  unter Laborbedingungen aufwartet, in Kombination mit dem ihm eigenen selbstätzenden Adhäsivsystem (mit und ohne zusätzliche, vorherige Etch-and-rinse-Technik) zu untersuchen,

- b. eine, wenn vorhandene, Überlegenheit gegenüber herkömmlichen Kompositmaterialien (Volumenschrumpfung um 3 %) herauszuarbeiten und aufzuzeigen,
- c. die Anwendung von Filtek™ Silorane in Kombination mit herkömmlichen Adhäsivsystemen zu untersuchen und die Aussage des Herstellers, diesen Füllungskunststoff nur mit dem zugehörigen Adhäsivsystem anzuwenden, zu verifizieren sowie
- d. die Applikation von bereits bewährten Mehrflaschenadhäsiven in Etch-and-rinse-Technik selbstätzenden Einflaschenadhäsiven mit kürzlicher Markteinführung gegenüberzustellen und deren Resultate hinsichtlich Randspaltbildung in Schmelz und Dentin zu evaluieren.

## **7.1 Diskussion von Material und Methode**

### **7.1.1 Aufbau der Studie**

Vorliegender Versuchsaufbau wurde als *in vitro* Studie konzipiert, welche 64 menschliche, karies- und füllungsfreie Molaren in die Untersuchungen einbezog und die Applikation verschiedener Adhäsivsysteme und Füllungskunststoffe in definiert präparierten Kavitäten vor und nach thermischer Wechselbelastung hinsichtlich ihres Randschlusses in Schmelz und Dentin mittels REMs analysieren sollte. Hierfür wurden insgesamt acht Gruppen zu jeweils acht Zähnen gebildet. Die relativ geringe Anzahl von Zähnen pro Versuchsgruppe kann durch die Standardisierung des Versuchsablaufs sowie der Versuchsauswertung gerechtfertigt werden.

Für eine definitive Beurteilung der Randschlussqualität eignen sich prinzipiell jedoch nur prospektive Langzeitstudien, wie durch Frankenberger *et al.* gezeigt werden konnte [80]. Bei derartigen *in vivo* Untersuchungen wird unmittelbar nach dem Legen der Füllungen sowie an Kontrollterminen in definierten Intervallen die intraorale Situation abgeformt [39] und ähnlich zu *in vitro* Untersuchungen eine Randspaltanalyse mittels REMs durchgeführt. Da diese Form des Studienaufbaus nicht nur zeitlich, sondern auch finanziell aufwendig ist, kommen heute

wissenschaftlich anerkannte Testverfahren zum Einsatz [80, 89, 127]. Eines dieser Verfahren stellt die in dieser Studie zur Anwendung gekommene Randspaltanalyse dar. Durch Praktizieren der Inkrementtechnik unter Berücksichtigung des C-Faktors und Ausarbeitung der Füllungen in Kombination mit der sich anschließenden, thermischen Wechselbelastung orientiert sich vorliegender Studienaufbau stark an den intraoralen Gegebenheiten. Klinisch relevant sind die Aspekte Haftung an Dentin und Schmelz sowie deren Ermüdungserscheinungen, welche in dieser Arbeit respiziert wurden.

### **7.1.2 Auswahl und Lagerung der Probenzähne**

Die Basis dieser Arbeit bildeten 64 humane, karies- und füllungsfreie Molaren, deren Alter und genauer Extraktionszeitpunkt nicht bekannt waren. Die Charakteristika Alter und Extraktionszeitpunkt beeinflussen nach Untersuchungen von Oliveira, Goodis sowie Mitchem *et al.* die Wirksamkeit eines Adhäsivsystems jedoch nicht [88, 146, 153]. Möchte man allerdings das Kriterium der Dentinhaftung von der hier durchgeführten *in vitro* Studie auf die *in vivo* Situation übertragen, gilt es zu beachten, dass in diesen Untersuchungen eine Adhäsion an kariesfreies Dentin bewerkstelligt wurde, wohingegen dies unter klinischen Bedingungen zumeist an sklerotisches Dentin erfolgt. Sklerotisches Dentin bildet sich in Folge eines Reizes durch z.B. eine kariöse Läsion. Es findet sich u.a. in der Zone der Transparenz, die nach der Kariesexkavation im Dentin sichtbar wird. Die Dentinkanälchen sind hier durch Einlagerung peri- und intratubulären Dentins sowie Verbolzung durch Whitlockit-Kristalle obliteriert [215]. Durch diese Form der Hypermineralisation wird eine suffiziente Demineralisation selbst durch Phosphorsäureapplikation erschwert [215]. Es erschließt sich daher vollkommen logisch, dass Self-Etch-Systeme dem Etch-and-rinse-Verfahren an dieser Stelle unterlegen sind [191, 214, 215]. Die Ausbildung einer adäquaten Hybridschicht ist zudem behindert: in die obliterierten und verbolzten Dentinkanälchen können weder Primer noch Bonding Agent gut einfließen und die typische Verzäpfung ausbilden [96, 191]. Es scheint daher wenig verwunderlich, dass ein Großteil der Studien der Adhäsion an gesundes Dentin die besseren Haftwerte bescheinigt [191, 214, 215].

Die für die vorliegende Arbeit ausgewählten Probenzähne wurden nach ihrer Extraktion sofort in einer 0,5%igen Chloramin-T-Lösung gelagert und maximal

sieben Wochen, dicht verschlossen, darin aufbewahrt, um eine Besiedlung durch Mikroorganismen zu verhindern. Chloramin-T wirkt einerseits als Desinfiziens, andererseits lässt es den Wassergehalt der einzelnen Zahnhartsubstanzen nahezu unbeeinflusst und übt auch auf proteinogene Strukturen keinerlei denaturierenden Effekt aus [124, 169]. Chloramin-T zeigt sich dementsprechend als optimales Lagerungsmedium für eine möglichst unverfälschte, spätere Beurteilung des adhäsiven Verbundes. Der Gebrauch anderer Lagerungsmedien wäre in dieser Studie dahingehend ungeeignet, als dass entweder eine Wasserabsorption durch den Zahn erfolgt oder diesem Feuchtigkeit entzogen und die Zahnhartsubstanz spröde wird. Durch Flüssigkeiten, wie z.B. Formalin, kann darüber hinaus ein denaturierender Einfluss auf die kollagenen Bestandteile des Dentins ausgeübt werden [108]. Alle drei genannten Aspekte würden zu einer deutlichen Verfälschung der Haftwerte führen.

Nach der Fertigstellung der 64 plastischen Kompositfüllungen wurden die Molaren für zwei Wochen bei Raumtemperatur in Ringerlösung gelagert, bevor eine erste Abformung stattfand. So wurde versucht, die hygroskopische Expansion der Kompositmaterialien zu berücksichtigen, da sich eine längere Wasserlagerung negativ auf den Verbund zwischen Dentin, Adhäsiv und Komposit auswirken kann [46, 81]. Laut Lohbauer *et al.* relativieren sich eine geringere Wasseraufnahme und erhöhte Komposithärte, wie sie beispielsweise durch eine längere initiale Polymerisationszeit hervorgerufen werden können, bereits nach 90 Tagen in einem dem oralen Milieu nachempfundenen Lagerungsmedium.

### **7.1.3 Präparation und Konditionierung der Kavität, Anwendung unterschiedlicher Adhäsivsysteme und Füllungsmaterialien**

Bereits bei der Präparation der Klasse-II-Slots wurde auf die Einhaltung der vordefinierten Kavitätendimensionen großer Wert gelegt, um eine größtmögliche Vergleichbarkeit der Proben untereinander zu gewährleisten. Zudem fand auch das sorgfältige Finieren jeder Kavität Beachtung, um gerade bei Verwendung selbstätzender Systeme, die nur über einen prozentual niedrigen Säuregehalt verfügen, eine Entfernung der Schmierschicht des Schmelzes gewährleisten zu können, da diese die Haftung des Bondings am Schmelz reduziert. Das Finieren der Kavität und die Entfernung der Schmierschicht durch Phosphorsäure-

Konditionierung steigern in Kavitäten, welche mit rotierenden Instrumenten präpariert wurden, die Schmelzhaftung signifikant [58, 143].

Zur Anwendung kamen zum einen vier neuere, selbstätzende Ein- und Zweischnittadhäsivsysteme, ohne vorherige Phosphorsäureapplikation, die streng nach Herstellerangaben appliziert und verarbeitet wurden (Silorane System Adhäsiv, Xeno® V, AdheSE® One F VivaPen®, FL Bond® II Adhesive System). Zum anderen wurden drei Mehrschritt-Adhäsivsysteme (Silorane System Adhäsiv, Syntac® (zweimal), cmf adhesive system®), für die die Nutzung der Etch-and-rinse-Technik vorgesehen ist, aufgetragen. Die zentrale Rolle kommt hierbei dem Silorane System Adhäsiv zu. Es findet sich in beiden Vierergruppen, da auch der Hersteller das alleinige Verwenden von selbstätzendem Primer und Bond (Zweischnitt-Self-Etch) oder ein vorheriges zusätzliches Ätzen mittels Orthophosphorsäure (Dreischnitt-Etch-and-rinse) als mögliche Verarbeitung vorsieht. Im Hinblick auf das cmf restorative system® (Adhäsivsystem und Komposit) ist festzuhalten, dass es frei von TEGDMA, HEMA und anderen Komonomeren niedriger Molekülmasse ist. Damit verspricht das Material zum einen ein geringeres Allergisierungspotential, andererseits nimmt aber auf Schmelz- und Dentinoberflächen auch der Benetzungs-/ Kontaktwinkel mit abnehmendem HEMA-Gehalt zu, was deutlich schwieriger benetzbare Oberflächen erzeugt [14]. Studien von Mine *et al.* 2008 zeigen dennoch: das cmf adhesive system® weist eine gute Effektivität sowie - im Vergleich mit einem „Goldstandard“-Adhäsivsystem wie z.B. Syntac® oder OptiBond® FL - vergleichbare Haftwerte im Schmelz und nur etwas geringere Haftwerte im Dentin auf. Letzteres mag an der HEMA-/ TEGDMA-freien Konzipierung und den etwas schwächeren mechanischen Eigenschaften liegen [145].

Wurde bei einem der Adhäsivsysteme die Etch-and-rinse-Technik angewendet, fand ein Anätzen des Schmelzes jeweils für 30 Sekunden, des Dentins für 15 Sekunden statt. Obwohl in der Literatur für ein sog. „pre-etching“ selbstätzender Systeme bessere Haftwerte angegeben werden [57, 171, 187], wurde in dieser Untersuchung explizit darauf verzichtet. Eine Mehrfachapplikation des Adhäsivs wurde bei den Einflaschensystemen (Xeno® V, AdheSE® One F VivaPen®) hingegen durchgeführt. Auch diese verbessert signifikant den Dentin-Adhäsiv-Komposit-Verbund [57, 171, 187]. Für die vorliegende Studie wurden lediglich Adhäsivsysteme, die im Stande sind, die am Komposit-Dentin-Übergang entstehenden Zugspannungen von ca. -10,2 MPa zu überbrücken, ausgewählt

[Lohbauer *et al.*, 2007 und 2008]. Sie erreichen Werte zwischen 20 und 50 MPa [1, 37, 64, 65, 66, 104, 168, 184, 212].

Hinsichtlich der verwendeten Kompositmaterialien wurde dreimal das siloranbasierte, niedrugschrumpfende Mikrohybridkomposit Filtek™ Silorane verwendet, dem auch hier die tragende Rolle zukommt. Des Weiteren wurden ein nanogefülltes Ormocer (Ceram-X™), ein Nanohybridkomposit (zweimal Tetric EvoCeram®), ein Mikrohybridkomposit (els extra low shrinkage®) und ein fluoridionenfreisetzender Nanohybridkomposit (Beautiful® II Composite Restorative) in die Kavitäten eingebracht. Hinsichtlich ihrer demineralisierungsprotektiven Wirkung sind jedoch konventionelle Glasionomerezemente gegenüber den fluoridionenfreisetzenden Kompositen weitaus effizienter [87]. In einer vergleichenden, klinischen Studie von Schmidt *et al.* wurden Filtek™ Silorane und Ceram-X™ gegenübergestellt. Im Follow-up nach einem Jahr schnitt Ceram-X™ in Bezug auf die marginale Adaptation okklusal und approximal etwas besser ab. Der niedrige  $\kappa$ -Wert (32 %) reflektiert allerdings, wie schwierig eine optimale marginale Adaptation des Füllungskunststoffes unter klinischen Bedingungen umzusetzen ist. Die unter Laborbedingungen eruierte Volumenschrumpfung von < 1 % bei Filtek™ Silorane war klinisch nicht signifikant [179].

Die Applikation des jeweiligen Restaurationsmaterials erfolgte bei Raumtemperatur. Lohbauer *et al.* sehen für eine optimale marginale Adaptation eine Temperatur von 23 °C vor. Höhere Temperaturen korrelieren nachweislich mit einer erhöhten Volumenkontraktion des Materials [Lohbauer *et al.*, 2007]. Jedes Restaurationsmaterial wurde in jeweils vier Inkrementen, die wiederum je 40 Sekunden photopolymerisiert wurden, appliziert. Es ist allzeit eine maximale Schichtdicke von 2 mm pro Inkrement sichergestellt worden, was gute Mikrohärtewerte für das Kompositmaterial garantiert [40]. Wiederholt konnte gezeigt werden, dass die Anwendung der Inkrement- gegenüber der Bulktechnik die durch die Polymerisation bedingte Schrumpfung und den somit im Restaurationsmaterial induzierten Kontraktionsstress signifikant reduziert [152, 158, 159]. Zudem ist die Haftfestigkeit hierdurch um das Dreifache im Gegensatz zur Bulktechnik steigerbar [Lohbauer *et al.*, 2007, 2008].

Alle im Zuge dieser Arbeit gelegten Füllungen wurden standardisiert ausgearbeitet und unter dem OP-Mikroskop unter Verwendung von Sof-Lex™ Pop-On



Polierscheiben sowie Occlubrushes® hochglanzpoliert. Ziel war hierbei, die Rauigkeit der unbehandelten Schmelzoberfläche ( $46 \text{ nm} \pm 11 \text{ nm}$ ) zu unterschreiten. Für nanogefüllte Komposite können Werte um  $23 \text{ nm}$  und für Mikrohybride um  $13 \text{ nm}$  angenommen werden. Tetric EvoCeram® erreicht etwa Werte um  $15 \text{ nm}$  [17]. Für siloranbasierte Komposite wurden unter diesen Gegebenheiten Mikrorauigkeiten in einer Größenordnung von  $39,8 \text{ nm}$  bis  $54,4 \text{ nm}$  festgehalten [51]. Diese können unter alternativer Nutzung von Polyesterpolierkörpern bis auf eine Größe von  $5,3 \text{ nm} \pm 1,3 \text{ nm}$  reduziert werden [51].

Da der Fokus vorliegender Arbeit auf den siloranbasierten Kompositen liegt, seien an dieser Stelle noch einmal die wichtigsten Vorzüge und auch Schwächen von Adhäsivsystem und Komposit zusammengefasst:

Vorteile	Nachteile
geringe Polymerisationsschrumpfung und Volumenkontraktion (0,9 Vol.%) [51, 64]	Anwendung nur mit eigenem, kompatiblen Adhäsivsystem [51, 52]
geringere interne Spannungen / reduzierter Kontraktionsstress [51, 64]	Dentinhaftwerte werden durch „pre-etching“ nicht verbessert [52, 51]
gute mechanische Eigenschaften & Haftwerte an Schmelz & Dentin, keine „water trees“, initial keine Mikropermeabilitäten [41, 51, 52, 134, 177, 200]	Ausbildung einer dünnen Hybridschicht, keine klar erkennbare Oberflächendemineralisation des Dentins [144]
keine Ausbildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht [51]	bei Reparatur und Kombination mit methacrylatbasierten Kompositen: Entstehung einer Intermediärschicht mit sehr niedrigen Scherwerten [196]
Radioopazität [64]	Anwendung des Primers bei der Reparatur ist nachteilig [130]
gut polierbar, sehr gute Farb- und Politurstabilität über die Zeit [51]	hoher pH-Wert des Primers: 2,7 [64]
niedrige Wasserab- / -adsorptionsrate [208]	vor Polymerisation sehr feuchtigkeitsempfindlich [51]
Stabilität und annähernde Unlöslichkeit im oralen Milieu [55]	höhere Temperatur innerhalb eines Inkrements während Polymerisation → Mindestabstand zur Pulpa: 1 mm [142]
äußerst geringe Adhäsion von Streptococcus mutans [21, 95]	auch hier gewisses Maß an Nanoleakage im Intervall [52]
hohe Konversionsrate des Adhäsivsystems [151]	
keine Genotoxizität [64]	

**Tab. 7.1** Vor- und Nachteile siloranbasierter Restaurationsmaterialien

#### 7.1.4 Künstlicher Alterungsprozess mittels Thermocyclings

Zur Simulation des im oralen Milieu stattfindenden Alterungsprozesses wurden die Proben einer thermischen Wechselbelastung unterzogen. Diese erfolgte mittels Thermocyclers für insgesamt 10000 Zyklen, in denen die Proben abwechselnd 5 °C kaltem und 55 °C warmem Wasser ausgesetzt wurden. Derartige Temperaturen sollen beispielsweise den Verzehr von heißen und kalten Speisen simulieren. Bedingt durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial werden so alternierend Spannungen sowohl an den jeweiligen Grenzflächen als auch intern im Material induziert. Es nimmt daher die Häufigkeit der Randspaltbildung nach erfolgtem Thermocycling zu [9, 10]. Nach Untersuchungen von Lohbauer *et al.* sind nach dem Abkühlen von 55 °C auf 5 °C Schrumpfungsspalte bis 2 µm möglich. Ungeachtet dessen führen bereits Wasserlagerung und erhöhte Temperatur zu einer hydrolytischen Degradation der adhäsiven Verbundfläche [73, 74, 86, 92, 207].

Obwohl unter Laborbedingungen initial annähernd 100 % perfekte Ränder in beiden Zahnhartsubstanzen erreicht werden, resultieren nach Thermocycling zumeist noch 87 % - 90 % im Schmelz und lediglich 55 % - 66 % im Dentin [86]. Frankenberger *et al.* stellten vergleichend fest, dass nach alleiniger 6jähriger Wasserlagerung: 97 % - 99 % der Schmelzränder und 67 % - 75 % der Dentinränder randspaltfrei waren. Nach kombinierter Wasserlagerung und thermomechanischer Belastung waren es hingegen nur noch 85 % - 87 % im Schmelz und 42 % - 52 % im Dentin [86]. Unter *in vivo* Bedingung können für den Schmelz initial 86 % - 90 % und nach 6 Jahren 74 % - 80 % randspaltfreie Restaurationsränder festgehalten werden [86]. Thermocycling ist demnach ein besserer Prädiktor als alleinige Wasserlagerung über einen Zeitraum von 6 Jahren. Daher hat sich alleiniges Thermocycling als adäquate Methode zur Simulation der klinischen Beanspruchung von Kompositrestaurationen bewährt [25]. Eine Kombination von beidem wäre jedoch die beste Methode, die klinische Situation nachzuahmen. Und trotzdem gelänge es nicht, durch Laboruntersuchungen klinische Ergebnisse sicher vorherzusagen. Ein Grund hierfür ist, dass es immer noch keine klare Definition gibt, wie viele Zyklen Thermocycling wie vielen Jahren Tragedauer im Patientenmund gleichkommen. Die Aussagen, wie viele Zyklen im Rahmen von Studien durchlaufen werden sollten, schwanken daher ebenso: von 4000 bis zu 1200000. Nach Schweizer Daten aus den 1980er Jahren entsprechen

1,2 Millionen Zyklen in etwa 5 Jahren - 10000 Zyklen kommen somit etwa zwei Wochen gleich [50]. Durch Frankenberger *et al.* konnte 2007 gezeigt werden, dass 100000 Belastungszyklen kombiniert mit 2500 Zyklen reinem Thermocycling eine klinische Situation für Klasse-I-Kavitäten über einen Zeitraum von zwei Jahren annähernd simulieren können.

#### **7.1.5 Qualitative und quantitative Randanalyse sowie statistische Auswertung**

Nach zweimaliger Abformung der Proben mittels hochzeichnenden, additionsvernetzenden Silikons und Herstellung der Polyurethanreplikas konnten vergleichende Untersuchungen hinsichtlich der Randschlussqualität der einzelnen Versuchsgruppen und etwaiger Randspaltbildung vor und nach Thermocycling mit Hilfe des REMs durchgeführt werden. Für die qualitative und quantitative Beurteilung der Füllungsänder in Schmelz und Dentin wurde die Software Quanti-Gap® verwendet. So konnten bestimmten Randsegmenten definierte Qualitätskriterien zugeordnet und eine quantifizierende Aussage auch bei geringer Probenzahl ermöglicht werden [154]. Laut Frankenberger *et al.* sind Randspaltanalysen und anschließende rasterelektronenmikroskopische Auswertung sowie Microtensile- und Microshear-Versuche zwar aufwendig und zeitraubend, aber derzeit die einzige und beste Möglichkeit um Restaurationsmaterialien zu evaluieren [86]. Dies unterstreicht noch einmal die Bedeutung, die den *in vitro* Untersuchungen zukommt.

### **7.2 Diskussion der Untersuchungsergebnisse**

#### **7.2.1 Diskussion für die Ergebnisse der schmelzbegrenzten Restaurationsränder**

Vor thermischer Wechselbelastung wiesen fünf der insgesamt acht Versuchsgruppen 100 % perfekte, schmelzbegrenzte Restaurationsränder auf. Darunter befanden sich alle Etch-and-rinse-Systeme und ein Zweischnitt-Self-Etch-Adhäsiv (FL Bond® II Adhesive System). Die übrigen drei Gruppen, entsprechend allen anderen Self-Etch-Präparaten, zeigten zu 84 % bis 95 % ein optimales Randverhalten. Das initial schlechtere Abschneiden der Self-Etch- gegenüber den

Etch-and-rinse-Systemen bestätigt die Ergebnisse mehrerer Publikationen [2, 76, 126, 171, 182, 187]. Nach erfolgter thermischer Wechselbelastung wurden für die Etch-and-rinse-Systeme immer noch gute Werte zwischen 89 % und 91% erreicht. Die selbstätzenden Adhäsive konnten jedoch nur noch mit 53 % bis 77 % randspaltfreien Füllungsrandern aufwarten, wobei hierunter die Einfaschensysteme (Xeno® V und AdheSE® One F VivaPen®) die schlechtesten Resultate mit lediglich 53 % und 56 % perfektem Rand zeigten. Dies deckt sich mit zahlreichen weiteren Untersuchungen [11, 15, 58, 68, 76]. Als Ausnahme und mit einer gewissen Sonderstellung ist Versuchsgruppe acht zu bewerten. Hier wurde absichtlich, entgegen der Herstellerangaben, ein herkömmliches „Goldstandard“-Adhäsiv (Syntac®) mit einem siloranbasierten Komposit kombiniert, um deren postulierte Inkompatibilität nachzuweisen [52, 64]. Und tatsächlich: nach dem Thermocycling bestätigt sich mit nur noch 44 % perfektem Rand und dem insgesamt schlechtesten Wert der schmelzbegrenzten Restaurationsränder die o.g. These.

Das Silorane System Adhäsiv in Kombination mit Filtek™ Silorane schnitt im Hinblick auf die Schmelzhaftung vor Thermocycling besser ab, wurde zuvor eine Phosphorsäureätzung durchgeführt: 100 % vs. 94 % perfekter Rand. Auch nach Thermocycling zeigt sich die Überlegenheit der Verwendung als Dreischritt-Etch-and-rinse- gegenüber jener als Zweischritt-Self-Etch-System: 91 % vs. 71 % randspaltfreie Restaurationsränder. Dies entspricht auch den Ergebnissen anderer Autoren [38, 51, 52, 57, 196, 200]. Schlussfolgernd kann dem Silorane System Adhäsiv zusammen mit Filtek™ Silorane mit zusätzlicher Anwendung der Etch-and-rinse-Technik eine akzeptable Schmelzhaftung, die mit der von guten methacrylatbasierten Systemen vergleichbar ist, bescheinigt werden [51, 52, 134].

Studien von Mine *et al.* aus dem Jahre 2008 bestätigen in Bezug auf das cmf adhesive system® ebenfalls die hier evaluierten Ergebnisse: es weist eine gute Effektivität sowie - im Vergleich mit einem „Goldstandard“-Adhäsivsystem wie z.B. Syntac® oder OptiBond® FL - vergleichbare Haftwerte im Schmelz (initial beide 100 % randspaltfrei, nach Thermocycling: 90 % vs. 89 %) auf [145].

### 7.2.2 Diskussion für die Ergebnisse der dentinbegrenzten Restaurationsränder

Initial zeigten auch hier fünf der insgesamt acht Versuchsgruppen 100 % perfekte, dentinbegrenzte Restaurationsränder. Darunter befanden sich erneut alle Etch-and-rinse-Systeme, mit Ausnahme des Sonderfalls Gruppe acht, sowie zwei Zweischnitt-Self-Etch-Adhäsive (FL Bond® II Adhesive System, Silorane System Adhäsiv). Untersuchungen von Frankenberger *et al.* weisen auf die mit Drei- und Vierschnittadhäsivsystemen vergleichbare Dentinhaftung der Zweischnitt-Self-Etch-Präparate hin [68]. Die übrigen drei Gruppen, entsprechend den zwei Einflaschenpräparaten und Versuchsgruppe acht, zeigten zu 90 % bis 97 % ein optimales Randverhalten vor Thermocycling. Das initial schlechtere Abschneiden der Self-Etch- gegenüber den Etch-and-rinse-Systemen bestätigt auch hier die einschlägige Literatur [68, 76]. Nach erfolgter thermischer Wechselbelastung wurden für die Etch-and-rinse-Systeme noch Werte zwischen 54 % und 80 % erzielt; für die selbstätzenden Einflaschensysteme (Xeno® V und AdheSE® One F VivaPen®) wiederholt die schlechtesten Resultate mit lediglich 48 % und 49% perfektem Rand. Dies spiegelt die gängige Lehrmeinung wider [11, 15, 58, 68, 76]. Eine Ausnahme stellt auch hier wieder die Kombination der Präparate Syntac® und Filtek™ Silorane (Gruppe acht) dar: nach Thermocycling waren immerhin noch 72 % der dentinbegrenzten Restaurationsränder randspaltfrei.

Das Silorane System Adhäsiv in Kombination mit Filtek™ Silorane schnitt im Hinblick auf die Dentinhaftung vor Thermocycling in beiden Gruppen, unabhängig von einer zusätzlich erfolgten Phosphorsäureätzung, sehr gut ab: beide Male 100 % perfekter Rand. Nach durchgeführtem Thermocycling zeigt sich jedoch, entgegen den Ergebnissen im Schmelz, ein besseres Randschlussverhalten der als Zweischnitt-Self-Etch verwendeten Gruppe gegenüber jener, die als Dreischnitt-Etch-and-rinse-Präparat appliziert wurde: 79 % vs. 54 % randspaltfreie Restaurationsränder. Dies deckt sich weitestgehend mit den Ergebnissen von Duarte *et al.*, die konstatieren, dass ein „pre-etching“ auf dem Dentin keine Verbesserung der Haftkraft des Bondings ergibt [52]. Schlussfolgernd kann dem Silorane System Adhäsiv zusammen mit Filtek™ Silorane ohne zusätzliche Anwendung von Orthophosphorsäure eine zufriedenstellende Dentinhaftung, die annähernd mit der von guten methacrylatbasierten Systemen vergleichbar ist, bestätigt werden [51, 52].

Um noch einmal Bezug auf eine Studie von Mine *et al.* zu nehmen: das cmf adhesive system® wies hier im Dentin etwas geringere Haftwerte auf. Letzteres erklärte der Autor mit Blick auf die HEMA-/TEGDMA-freie Konzipierung und die etwas schwächeren mechanischen Eigenschaften [145].

In dieser Arbeit zeigte das cmf adhesive system® jedoch sogar geringfügig bessere Haftwerte als beispielsweise Syntac® (80 % vs. 64 % randspaltfreie Füllungsråder im Dentin).

Dass nach Thermocycling im Dentin schlechtere Haftwerte resultieren als im Schmelz, wird ebenfalls durch zahlreiche Untersuchungen belegt [24, 44, 68, 116]. *In vitro* unterstützt allerdings die hydrolytische Degradation die mechanische Ermüdung des Dentin-Komposit-Verbundes im Verlauf der Zeit. *In vivo* dagegen überlagern mechanische Abnutzungs- und Verschleißerscheinungen die Qualität des marginalen Randes. Etwaige Randspalten zwischen Schmelz und Bondingharz spielten hierbei, lt. García-Godoy *et al.*, keine tragende Rolle [86].

## **8 Schlussfolgerung und abschließende Evaluation zur Verbesserung der marginalen Adaptation siloranbasierter Komposite**

Abschließend können folgende, wesentliche Punkte als Resultate dieser Arbeit eruiert werden. Zum einen sind Etch-and-rinse-Adhäsive den neueren, optimierten und selbstätzenden Einfaschensystemen in puncto Schmelz- und Dentinhaftung auch heute noch überlegen. Andererseits erreichen Zweischritt-Self-Etch-Produkte im Hinblick auf ihre Dentinhaftung annähernd die Werte und Randqualität von Drei- bzw. Vierschritt-Etch-and-rinse-Adhäsiven. Am Schmelz schneiden sie jedoch geringfügig schlechter ab. Ein möglicher Vorteil für eine vorherige Phosphorsäure-Konditionierung wurde in dieser Studie nicht untersucht.

Bezug nehmend auf die hier fokussierten, siloranbasierten Komposite wird bestätigt, dass eine Anwendung nur mit dem zugehörigen Adhäsivsystem erfolgen sollte, da andernfalls eine signifikant höhere Randspaltbildung, v.a. in schmelzbegrenzten Füllungsrandern, zu erwarten ist. Um optimale Ergebnisse in Schmelz und Dentin zu erhalten, kann eine selektive Schmelz-, nicht aber Dentinkonditionierung mittels Phosphorsäure erfolgen. Ein „pre-etching“ auf Dentinoberflächen führt zu signifikant höheren Raten an nicht perfekten Restaurationsrändern.

Eine initiale Evaluation dieser neuen Kategorie dentaler Komposite zeigt in vorliegender Untersuchung durchaus akzeptable mechanische und physikalische Eigenschaften sowie ein sehr gutes ästhetisches Verhalten, welches jedoch, im Vergleich zur klinischen Situation, nur über einen kurzen Zeitraum untersucht wurde.

Zusammenfassend muss auch dieser neuen Errungenschaft kritisch gegenüber getreten werden. Sie implementiert keine neuen Algorithmen klinischer Handlungsweise: es bleibt nach wie vor bei der Anwendung von Kofferdam. Auch für ein Komposit mit derart geringer Polymerisationsschrumpfung ist das Einbringen mittels Inkrementtechnik obligat, wobei ein Inkrement eine Schichtdicke von idealerweise 2 mm, maximal jedoch 3 mm aufweisen sollte [40, 181, 200].

Obwohl das Material eine „optimale“ Volumenschrumpfung [Weinmann *et al.*] von 0,9 % besitzt, ist es kein Garant für Randspalt- und Sekundärkariesfreiheit. Ein



gewisses Maß an Nanoleakage zeigte jede bisher untersuchte Adhäsiv-Komposit-Verbindung [134]. Und marginale Integrität ist nur einer von vielen Parametern, die über den Erfolg oder Misserfolg einer plastischen Kompositfüllung entscheiden. Das Vorhandensein eines Randspaltes hat klinisch nicht zwangsläufig eine Sekundärkariesbildung zur Folge [Kidd *et al.*, 1992, 1996].

Auch für das etwaige Auftreten postoperativer Hypersensitivitäten stellen siloranbasierte Systeme keine „Patentlösung“ dar. Vielmehr liegt es in den Händen des Behandlers, die technischen Ansprüche des jeweils verwendeten Adhäsiv- und Kompositsystems zu kennen, zu beachten und umzusetzen, so dass qualitativ hochwertige und langlebige Restaurationen mit siloranbasierten aber auch konventionellen methacrylatbasierten Systemen in Kombination mit einem Drei- oder Vierschrittadhäsivsystem erzielt werden können.

So repräsentieren siloranbasierte Komposite sicherlich eine Alternative zu konventionellen, methacrylatbasierten Restaurationsmaterialien im Seitenzahnggebiet. Jedoch sind *in vivo* und *in vitro* Untersuchungen weiterhin angezeigt, um das klinische Verhalten dieser Komposite vollständig zu verstehen und über längere Zeit adäquat evaluieren zu können - und dies v.a. unter dem Aspekt des Abrasions- und Abnutzungsverhaltens sowie des Bondings an unterschiedliche Zahnhartsubstanzen.

**9 Anlagen****9.1 Abkürzungen**

<b>AG</b>	<b>=</b>	<b>Aktiengesellschaft</b>
<b>Am Inst Oral Biol</b>	<b>=</b>	<b>American Institute of Oral Biology</b>
<b>Am J Dent</b>	<b>=</b>	<b>American Journal of Dentistry</b>
<b>Am J Orthod Dentofacial Orthop</b>	<b>=</b>	<b>American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics</b>
<b>Ann Math Stat</b>	<b>=</b>	<b>Annals of Mathematical Statistics</b>
<b>ANOVA</b>	<b>=</b>	<b>engl. für „analysis of variance“</b>
	<b>=</b>	<b>Mittelwertvergleich bei Normalverteilung</b>
<b>Arch Oral Biol</b>	<b>=</b>	<b>Archives of Oral Biology</b>
<b>Bis-EMA</b>	<b>=</b>	<b>Bisphenol-A-Ethoxydimethacrylat</b>
<b>Bis-GMA</b>	<b>=</b>	<b>2,2-bis[4-(2-Hydroxy-3-Methacryloyloxypropyl)-Phenyl]Propan</b>
<b>Br Dent J</b>	<b>=</b>	<b>British Dental Journal</b>
<b>bzw.</b>	<b>=</b>	<b>beziehungsweise</b>
<b>CaF<sub>2</sub></b>	<b>=</b>	<b>Calciumfluorid</b>
<b>C-Atome</b>	<b>=</b>	<b>Kohlenstoff-Atome</b>
<b>C-Faktor</b>	<b>=</b>	<b>engl. für configuration factor, = Verhältnis von gebundener zu ungebundener Kompositoberfläche</b>
<b>CH<sub>3</sub></b>	<b>=</b>	<b>Methylgruppe</b>
<b>Clin Oral Investig</b>	<b>=</b>	<b>Clinical Oral Investigations</b>
<b>Co.</b>	<b>=</b>	<b>Company</b>

## Anlagen

CoJet™	=	Verbundsystem für die intraorale, adhäsive Reparatur
Compend Contin Educ Dent	=	Compendium of Continuing Education in Dentistry
Crit Rev Oral Biol Med	=	Critical Reviews in Oral Biology & Medicine
DC	=	degree of conversion (Konversionsrate)
Dent Clin North Am	=	Dental Clinics of North America
Dent Mater	=	Dental Materials
Dent Today	=	Dentistry Today
d.h.	=	das heißt
Dipl.	=	Diplom
DMAEB	=	Dimethylaminoethanol-Bitartrate
DMAEMA	=	Dimethylaminoethylmethacrylat
Dtsch Arztebl Int	=	Deutsches Ärzteblatt International
Dtsch Zahnärztl Z	=	Deutsche Zahnärztliche Zeitung
E	=	Electric
e.V.	=	eingetragener Verein
Epub	=	Online-Publikation
<i>et al.</i>	=	lat. für „und andere“
Eur J Oral Sci	=	European Journal of Oral Sciences
Eur J Prosthodont Restor Dent	=	European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry
<i>Fa.</i>	=	Firma
FFL	=	Flexural Fatigue Limit

## Anlagen

Gen Dent	=	General Dentistry
Gew. %	=	Gewichtsprozent
ggf.	=	gegebenenfalls
GmbH	=	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
H <sub>2</sub> O	=	Wassermolekül
H <sub>3</sub> O <sup>+</sup>	=	Oxonium-Ion, protoniertes Wassermolekül
H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub>	=	Phosphorsäure; hier: 37%ige Phosphorsäure
HEMA	=	Hydroxyethyl-Methacrylat
Inc.	=	Incorporated
Int.	=	International
J Adhes Dent	=	Journal of Adhesive Dentistry
J Am Dent Assoc	=	Journal of the American Dental Association
J Biomed Mater Res	=	Journal of Biomedical Materials Research
J Dent Res	=	Journal of Dental Research
J Dent	=	Journal of Dentistry
J Esthet Restor Dent	=	Journal of Esthetic and Restorative Dentistry
J Mater Sci	=	Journal of Materials Science
J Oral Rehabil	=	Journal of Oral Rehabilitation
J Orofac Orthop	=	Journal of Orofacial Orthopedics
J Pediatr Dent	=	Journal of Pediatric Dentistry

## Anlagen

J Prosthet Dent	=	Journal of Prosthetic Dentistry
Jhd.	=	Jahrhundert
KG	=	Kommanditgesellschaft
kV	=	Kilovolt
LED	=	Leuchtdiode (engl.: light-emitting diode)
LLC.	=	Limited Liability Company
Ltd.	=	Limited
lt.	=	laut
MDP	=	Methacryloyloxydecyl- Dihydrogenphosphat
Mfg.	=	Manufacturing
min	=	Minute
mind.	=	mindestens
ml	=	Milliliter
mm	=	Millimeter
mm <sup>2</sup>	=	Quadratmillimeter
MPa	=	Megapascal (1 MPa = 1 Newton pro Quadratmillimeter [N / mm <sup>2</sup> ])
MPTS	=	3-Methacryloxypropyltrimethoxysilane
n	=	number, engl. für Anzahl
nm	=	Nanometer
Nr.	=	Nummer
O	=	chemisches Element Sauerstoff
od	=	okklusal-distal
o.g.	=	oben genannt(-e/-er/-es)

## Anlagen

Oper Dent	=	Operative Dentistry
Oral Sci	=	Oral Science
OT	=	Ortsteil
OTMS	=	n-Octyltrimethoxysilane
p	=	p-Wert, Signifikanzwert / Überschreitungswahrscheinlichkeit
pH	=	pH-Wert
PMMA	=	Polymethylmethacrylate
R	=	Rauheit, Rauigkeit
REM	=	Rasterelektronenmikroskop
S.	=	Seite
SBS	=	engl. für shear bond strength (Scherkraft /-wert)
Scand J Stat	=	Scandinavian Journal of Statistics
Si	=	chemisches Element Silicium
SiO <sub>2</sub>	=	Siliciumdioxid
sog.	=	sogenannt(e/er/es)
S-PRG	=	surface pre-reacted glass ionomer, Fluorboroaluminiumsilikatglas-Füllstoff in Beautifil® II Composite Restorative
SPSS	=	Superior Performing Software System
Srp Arh Celok Lek	=	Serbian Archives of Medicine
TCD-Urethan	=	TriCycloDekan-Urethan
TEGDMA	=	Triethylenglykol-Dimethacrylat
TiO <sub>2</sub>	=	Titandioxid

## Anlagen

™	=	Unregistered Trade Mark
U	=	Umdrehung(en)
u.a.	=	unter anderem
UDMA	=	Urethan-Dimethacrylat
UDMS	=	(3-[(1,3(2)-Dimethacryloyloxypropyl)- 2(3)Oxycarbonylamido]- Propyltriethoxysilane
UV	=	ultraviolett
V	=	Version
v.a.	=	vor allem
Vol.%	=	Volumenprozent
vs.	=	versus, lat. für „gegenübergestellt“
z.B.	=	zum Beispiel
Zahnärztl Mitt	=	Zahnärztliche Mitteilungen
z.T.	=	zum Teil
Å	=	Ångström (1 Å = 0,1 nm)
α	=	griechischer Buchstabe alpha
κ	=	griechischer Buchstabe kappa
°C	=	Grad Celcius
µm	=	Mikrometer
µ-TBS	=	Microtensile, Mikrozugversuch
3D	=	dreidimensional



## Anlagen

**9.2 Verwendete Materialien und Hilfsmittel**

AdheSE® One F VivaPen® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein)

AlphaDie™ MF (Fa. Schütz Dental GmbH, Rosbach)

Beautifil® II Composite Restorative (Fa. Shofu Dental GmbH, Ratingen)

Ceram-X™ (Fa. Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)

Chloramin-T-Lösung, 0,5%ig

cmf etch®, cmf prime®, cmf bond® des cmf adhesive system® (Fa. Saremco Dental AG, Rebstein/Schweiz)

Drucktopf VA 4,5 l (Fa. New-Sono Ltd., Oberhausen)

els extra low shrinkage® (Fa. Saremco Dental AG, Rebstein/Schweiz)

Filtek™ Silorane (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld)

Finierdiamant Ø 0,8 mm; 8-10 µm Korngröße (Fa. Hager & Meisinger GmbH, Neuss)

FL Bond® II Adhesive System (Fa. Shofu Dental GmbH, Ratingen)

Graphitpaste Leit-C-Plast™ (Fa. G. Neubauer Chemikalien, Telgte/Münster)

Hartmetallfräse (Fa. Hager & Meisinger GmbH, Neuss)

Isopropylalkohol, 96%ig (Fa. Kerr GmbH, Ratstatt)

Kunststoffbehälter, 16 Stück

Mandrell (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld)

Mikromotor KaVo INTRAmatic LUX KL700 (Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß)

Molaren: menschlich, karies- und füllungsfrei, 64 Stück

Occlubrush® (Fa. Kerr GmbH, Ratstatt)

OP-Mikroskop

Panasil® contact plus X-Light (Fa. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg)

Panasil® Putty Soft (Fa. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg)

## Anlagen

Pentamix™ 2-Gerät (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld)

Präparierdiamant Ø 1,0 mm; 30 µm Korngröße (Fa. Hager & Meisinger GmbH, Neuss)

Probenträger G301 des Rasterelektronenmikroskops (Fa. Plano, Wetzlar)

Rasterelektronenmikroskop ISI SR 50 (Fa. Leitz, Wetzlar und Fa. Akashi, Tokio/Japan)

Ringerlösung

Scaler und Küretten (Fa. Hu-Friedy Mfg. Co., LLC., Tuttlingen-Möhringen)

Silorane System Adhäsiv (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld)

Sof-Lex™ Pop-On Polierscheiben (Fa. 3M ESPE GmbH, Seefeld)

Software Adobe Photoshop 7.0 (Fa. Adobe Systems GmbH, München)

Software Quanti-Gap®

Software SPSS® für Windows V14.0 (Fa. SPSS Inc., Chicago, Illinois/USA)

Software Tiffmess® V1.9

Sputter Coater SCD 050 (Fa. Bal-Tec AG, Balzers/Liechtenstein)

Syntac® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein)

Tetric EvoCeram® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein)

Thermocycler Willytec Type V2.8 (Fa. Willy Tec., München)

Total Etch® (Fa. Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein)

Trimmer HSS88 (Fa. Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg)

Verschlusskappen von Getränkeflaschen, 128 Stück

Winkelstück, blau: KaVo 20LH (Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß)

Winkelstück, rot: KaVo 25LH (Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß)

Xeno® V (Fa. Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz)

**10 Literaturverzeichnis**

- [1] AdheSE® One F Gebrauchsinformation 2008, Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan / Liechtenstein.
- [2] Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Reis A, Loguerico AD: Effect of double-application or the application of a hydrophobic layer for improved efficacy of one-step self-etch systems in enamel and dentin. *Oper Dent* 2008; 33: 564-570.
- [3] Asmussen E, Peutzfeldt A: Influence of UDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998; 14: 51-56.
- [4] Backhaus K: *Multivariate Analysemethoden. Eine anwendungsorientierte Einführung.* 11. überarbeitete Auflage. Springer, Berlin u. a. 2006.
- [5] Barkmeier WW, Erickson RL, Klimmes NS, Latta MA, Wilwerding TM: Effect of enamel etching time on roughness and bond strength. *Oper Dent* 2009; 34: 217-222.
- [6] Bassiouny MA, Grant AA: A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. *Br Dent J* 1978; 145: 327-330.
- [7] **Beautifil® II Composite Restorative - dauerhaft Fluorid abgebendes ästhetisches Restaurationsmaterial: Gebrauchsinformation 2008, Shofu Inc., 11 Kamitakamatsucho, Fukuine, Higashiyamaku, Kyoto 605-0983, Japan.**
- [8] **Beautifil® II Composite Restorative - EG-Sicherheitsdatenblatt gemäß EG-Richtlinie 91/155 EWG 11.02.2008, Shofu Inc., 11 Kamitakamatsucho, Fukuine, Higashiyamaku, Kyoto 605-0983, Japan.**

- [9] Bedran-de-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY: Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. *Oper Dent* 2004; 29: 150-156.
- [10] Bedran-de-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY: Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *J Adhes Dent* 6; 2004: 221-226.
- [11] Beloica M, Goracci C, Carvalho CA, Radovic I, Margvelashvili M, Vulicevic ZR, Ferrari M: Microtensile vs. microshear bond strength of all-in-one adhesives to unground enamel. *J Adhes Dent* 2010; 12: 427-433.
- [12] Bergholtz G: Evidence for bacterial causation of adverse pulpa I responses in resin-based dental restorations. *Oral Biol Med* 2000; 11: 467-480.
- [13] Beznos C: Microleakage at the cervical margin of composite Class II cavities with different restorative techniques. *Oper Dent* 2001; 26: 60-69.
- [14] Bortolotto T, Ferrari M, Krejci I: Wetting ability of single-component self-etching adhesives on enamel and dentin. *Am J Dent* 2008; 21: 59-63.
- [15] Bortolotto T, Ferrari M, Susin A, Krejci I: Morphology of the smear layer after the application of simplified self-etch adhesives on enamel and dentin surfaces created with different preparation methods. *Clin Oral Investig* 2009; 13: 409-417.
- [16] Bortz J, Lienert GA, Boehnke K: Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik. 3. Auflage. Springer Verlag, 2008: 256, 259.

- [17] Botta AC, Duarte S Jr., Paulin Filho PI, Gheno SM, Powers JM: Surface roughness of enamel and four resin composites. *Am J Dent* 2009; 22(5): 252-254.
- [18] Brackett WW, Covey DA: Resistance to condensation of 'condensable' resin composites as evaluated by a mechanical test. *Oper Dent* 2000; 25: 424-426.
- [19] Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J Dent* 1994; 22: 97-102.
- [20] Breustedt A, Lenz E: *Stomatologische Werkstoffkunde*. Johann Ambrosius Barth. Leipzig 1978.
- [21] Buegers R, Schneider-Brachert W, Hahnel S, Rosentritt M, Handel G: Streptococcal adhesion to novel low-shrinkage-based restorative. *Dent Mater* 2009; 25: 269-275.
- [22] Buonocore, MG: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849-854.
- [23] Buonocore MG: Restorations with adhesives. *Annu Meet Am Inst Oral Biol* 1975: 30-33.
- [24] Buonocore MG: Retrospections on bonding. *Dent Clin North Am* 1981; 25: 241-255.
- [25] Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ: Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2008; 16: 158-165.
- [26] Cavalcante LM, Peris AR, Amaral CM, Ambrosano GM, Pimenta LA: Influence of polymerization technique on microleakage and microhardness of resin composite restorations. *Oper Dent* 2003; 28: 200-206.

- [27] Ceballos L, Camejo DG, Victoria Fuentes M, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH: Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *J Dent* 2003; 31: 469-477.
- [28] Ceram•X™ - Nanokeramisches Füllungsmaterial, Scientific Compendium 17.03.2005, DENTSPLY DeTrey GmbH, De-Trey-Str. 1, 78467 Konstanz.
- [29] Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH: Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2001; 17: 253-259.
- [30] Chen M-H: Update on Dental Nanocomposites. *J Dent Res* 2010; 89: 549-560.
- [31] Chikawa H, Inai N, Cho E, Kishikawa R, Otsuki M, Foxton RM, Tagami J: Effect of incremental filling technique on adhesion of light-cured resin composite to cavity floor. *Dent Mater J* 2006; 25: 503-508.
- [32] Christensen, GJ: Tooth sensitivity related of Class I and II resin restorations. *Am Dent Assoc* 1996; 127: 497-498.
- [33] Chuang SF, Jin YT, Liu JK, Chang CH, Shieh DB: Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *Oper Dent* 2004; 29: 301-308.
- [34] Chuang SF, Liu JK, Chao CC, Liao FP, Chen YH: Effects of flowable composite lining and operator experience on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 177-183.
- [35] Civelek A, Ersoy M, L'Hotelier E, Soyman M, Say EC: Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Oper Dent* 2003; 28: 635-641.

- [36] Cobb DS, MacGregor KM, Vargas MA, Denehy GE: The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. *J Am Dent Assoc* 2000; 131: 1610-1615.
- [37] Cmf restorative system 2008, Saremco Dental AG, Gewerbestraße 4, 9445 Rebstein, Schweiz.
- [38] Dacić S, Dacić-Simonović D, Zivković S, Radicević G, Mitić A, Stanojević I, Veselinović A: SEM investigation of composite restoration adaptation to enamel after use of total etch and self-etch adhesive system. *Srp Arh Celok Lek* 2009; 137: 475-481.
- [39] Dagostin A, Ferrari M: *In vivo* bonding mechanism of an experimental dual-cure enamel-dentin bonding system. *Am J Dent* 2001; 14: 105-108.
- [40] D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, Carluccio F, Vitalone LM, D'Amario M: Influence of Curing Time, Overlay Material and Thickness on Three Light-curing Composites Used for Luting Indirect Composite Restorations. *J Adhes Dent* 2012; 14: 377-384.
- [41] Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer AJ: The competition between the composite dentin bond strength and the polymerisation contraction stress. *J Dent Res* 1984; 63: 1396-1399.
- [42] Davidson CL, Feilzer AJ: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1997; 25: 435-440.
- [43] Deliperi S, Bardwell DN, Papathanasiou A, Kastali S, Garcia-Godoy E: Microleakage of a microhybrid composite resin using three different adhesive placement techniques. *J Adhes Dent* 2004; 6: 135-139.
- [44] De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B: A critical review of the durability of



- adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84: 118-132.
- [45] De Munck J, Van Meerbeek B, Satsoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, Lambrechts P, Vanherle G: Microtensile bond strength of one- and two-step self-etching adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003; 16: 414-420.
- [46] 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* 2003; 82: 136-140.
- [47] Deliperi S, Bardwell DN, Papathanasiou A: Effect of different polymerization methods on composite microleakage. *Am J Dent* 2003; 16.
- [48] Dibdin GH: The Internal Surface and Pore Structure of Enamel. *J Dent Res* 1969; 48: 771-776.
- [49] Dietrich T, Lösche AC, Lösche GM, Roulet JF: Marginal adaptation of direct composite and sandwich restorations in Class II cavities with cervical margins in dentine. *J Dent* 1999; 27: 119-128.
- [50] Dietschi D, Herzfeld D: *In vitro* evaluation of marginal and internal adaptation of Class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci* 1998; 106: 1033-1124.
- [51] Duarte S Jr., Botta AC, Phark JH, Sadan A: Selected mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restoration. *Quintessence Int* 2009; 40: 631-638.
- [52] Duarte S Jr, Phark JH, Varjão FM, Sadan A: Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging. *Dent Mater* 2009; 25: 589-600.

- [53] Eichner K, Kappert HF: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung - Bd. 1 Grundlagen und ihre Verarbeitung. Thieme, Stuttgart 2000.
- [54] Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ: Current concepts on adhesion to dentin. Crit Rev Oral Biol Med 1997; 8: 306-335.
- [55] Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL: Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. J Dent 2006; 34: 405-410.
- [56] Eliades G: Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. J Dent 1994; 22: 73-81.
- [57] Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS: Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. Dent Mater 2009; 25: 1187-1194.
- [58] Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA: The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. Dent Mater 2009; 25: 1459-1467.
- [59] Ernst CP, Willershausen B: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. Zahnärztl Mitt 2003; 1: 23-34.
- [60] Fahrmeir L: Multivariate statistische Verfahren. 2. überarbeitete Auflage. Walter de Gruyter, Berlin u. a. 1996.
- [61] Fahrmeir L: Statistik. Der Weg zur Datenanalyse. 2. verbesserte Auflage. Springer, Berlin u. a. 1999.
- [62] Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res 1987; 66: 1636-1639.
- [63] Ferracane JL, Condon JR: *In vitro* evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. Dent Mater 1999; 15: 262-267.

- [64] Filtek™ Silorane - Studienbroschüre: eine Zusammenstellung wissenschaftlicher Ergebnisse 2008, 3M ESPE AG, ESPE Platz, 82229 Seefeld.
- [65] FL-Bond® II Gebrauchsinformation 2008, Shofu Inc., 11 Kamitakamatsucho, Fukuine, Higashiyamaku, Kyoto 605-0983, Japan.
- [66] FL-Bond® II - Selbstätzendes, Fluorid abgebendes Bonding-System 2008, Shofu Inc., 11 Kamitakamatsucho, Fukuine, Higashiyamaku, Kyoto 605-0983, Japan.
- [67] Flessa H-P, Kunzelmann KH, Neubauer J, Hickel R: Randschluß zervikaler Füllungen bei verschiedenen Füllungstechniken. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 800-804.
- [68] Frankenberger R: Adhäsiv-Fibel. Spitta, Balingen 2008: 20-115.
- [69] Frankenberger R: Bonding 2006 - Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. Quintessenz 2006; 57: 485-495.
- [70] Frankenberger R: Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. Dtsch Zahnärztl Z 2002; 57: 154-171.
- [71] Frankenberger R: Zur direkten Kompositfüllung im Seitenzahnbereich unter besonderer Berücksichtigung der Dentinhaftung. Habilitationsschrift, Universität Erlangen-Nürnberg 2000.
- [72] Frankenberger R, Krämer N, Pelka M, Petschelt A: Internal adaptation and overhang formation of direct Class II resin composite restorations. Clin Oral Investig 1999; 3: 208-215.
- [73] Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Fatigue behavior of different dentin adhesives. Clin Oral Investig 1999; 3: 11-17.

- [74] Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 2000; 25: 324-330.
- [75] Frankenberger R, Krämer N, Sindel J: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer. *Dtsch Zahnärztl Z* 1996; 51: 556-560.
- [76] Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M: Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 2008; 10: 339-344.
- [77] Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M: "No-bottle" vs "multibottle" dentin adhesives - a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001; 17: 373-380.
- [78] Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A: Die Verbindung von Adhäsivsystemen unterschiedlicher Generationen mit Schmelz und Dentin der ersten und zweiten Generation. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997; 52: 795-799.
- [79] Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Oberschachtsiek H, Petschelt A: Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbunds nach Total Etching. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998; 53: 697-700.
- [80] Frankenberger R, Strobel WO, Krämer N, Lohbauer U, Winterscheidt J, Winterscheidt B, Petschelt A: Evaluation of the fatigue behavior of the resin - dentin bond with the use of different methods. *J Biomed Mater Res* 2003; 15: 712-721.
- [81] Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Krämer N, Petschelt A: The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 69: 25-32.

- [82] Frankenberger R, Strobel WO, Taschner M, Krämer N, Petschelt A: Total etch vs. Self-etch - Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. *Quintessenz* 2004; 5: 188-196.
- [83] Frankenberger R, Tay FR: Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005; 21: 397-412.
- [84] Fritz UB, Diedrich P, Finger WJ: Self-etching primers - an alternative to the conventional acid etch technique? *J Orofac Orthop* 2001; 62: 238-245.
- [85] Gao BT, Lin H, Han JM, Zheng G: Polymerization characteristics, flexural modulus and microleakage evaluation of silorane-based and methacrylate-based composites. *Am J Dent* 2011; 24: 97-102.
- [86] García-Godoy F, Krämer N, Feilzer AJ, Frankenberger R: Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results *in vitro* vs. *in vivo*. *Dent Mater* 2010; 26: 1113-1118.
- [87] Gjorgievska E, Nicholson WJ, Iljovska S, Slipper I: The potential of fluoride-releasing dental restoratives to inhibit enamel demineralization: a SEM study. *Prilozi*. 2009; 30: 191-204.
- [88] Goodis HE, Marshall GW, Jr., White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ: Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater* 1993; 9: 79-84.
- [89] Göhring, T.N., Schönenberger, K.A., Lutz, F.: Potential of restorative systems with simplified adhesives: Qualitative analysis of wear and marginal adaptation *in vitro*. *Am J Dent* 2003; 16: 275-282.
- [90] Grégoire G, Dabsie F, Delannée M, Akon B, Sharrock P: Water permeability, hybrid layer long-term integrity and reaction

- mechanism of a two-step adhesive system. *J Dent* 2010; 38: 526-533.
- [91] Grégoire, G., Jonoit, S., Guignes, P., Millas, A.: Dentin permeability: self-etching and one bottle dentin bonding systems. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 42-49.
- [92] Gueders AM, Charpentier JF, Albert AI, Geerts SO: Microleakage after thermocycling of 4 etch and rinse and 3 self-etch adhesives with and without a flowable composite lining. *Oper Dent* 2006; 31: 450-455.
- [93] Gwinnett, A.J., Matsui, A.: A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol* 1967; 12: 1615-1620.
- [94] Hadad R, Hobson RS, McCabe JF: Microtensile bond strength to surface and subsurface enamel. *Dent Mater* 2006; 22: 870-874.
- [95] Hahnel S, Leyer A, Rosentritt M, Handel G, Bürgers R: Surface properties and *in vitro* Streptococcus mutans adhesion to self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 2009; 11: 263-269.
- [96] Haller B: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 49: 750-759.
- [97] Haller B, Blunck U: Übersicht und Wertung aktueller Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 2003; 1: 1-15.
- [98] Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Pfannkuch A: Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993; 48: 100-104.
- [99] Hanning M, Bock H, Bott B, Hoth-Hanning W: Inter-cristallite nanoretention of self-etching adhesives at enamel imaged by electron microscopy. *Oral Sci* 2002; 110: 464-470.

- [100] Hannig M, Bott B: Randschlussverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55: 134-136.
- [101] Hannig M, Bott B: Randschlussverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55: 137-138.
- [102] Hartung J, Elpelt B: Multivariate Statistik. Lehr- und Handbuch der angewandten Statistik. 6. unwesentlich veränderte Auflage. Oldenbourg, München u. a. 1999.
- [103] He LH, Swain MV: Enamel - a functionally graded natural coating. J Dent 2009; 37: 596-603.
- [104] Heliobond Gebrauchsinformation 2008, Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan / Liechtenstein.
- [105] Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 3. Auflage. Urban & Fischer, München (2004).
- [106] Holm S: A simple sequentially rejective multiple test procedure. In: Scand J Stat 1979; 6: 65-70.
- [107] Inoue S, Vargas M, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B: Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. J Adhesive Dent 2001; 3: 237-245.
- [108] Jaffer S, Oesterle LJ, Newman SM: Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 136: 83-86.
- [109] Jain P, Belcher M: Microleakage of Class II resin-based composite restorations with flowable composite in the proximal box. Am J Dent 2000; 13: 235-238.



- [110] Janssen J, Laatz W: Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows. 6. Auflage. Springer 2007: 569.
- [111] Kanca J: The all-etch bonding technique/wetbonding. Dent Today 1991; 10: 51-60.
- [112] Kanca J: Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. Quintessence Int 1992; 23: 39-41.
- [113] Kanca J: Wet bonding: effect of drying time and distance. Am J Dent 1996; 9: 273-276.
- [114] Kanic T, Arikawa H, Fuji K, Inoue K: Physical and mechanical properties of PMMA resins containing gamma-methacryloxypropyltrimethoxysilane. J Oral Rehabil 2004; 31: 166-171.
- [115] Koase K, Inoue S, Noda M, Tanaka T, Kawamoto C, Takahashi A, Sano H: Effect of bur-cut dentin on bond strength using two all-in-one and one two-step adhesive system. J Adhes Dent 2004; 6: 97-104.
- [116] Krämer N, Ebert J, Petschelt A, Frankenberger R: Ceramic inlays bonded with two adhesives after 4 years. Dent Mater 2006; 22: 13-21.
- [117] Krämer N, García-Godoy F, Reinelt C, Feilzer AJ, Frankenberger R: Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended Class II cavities after six years. Dent Mater 2011; 27: 455-464.
- [118] Krämer N, Reinelt Ch, Richter G, Petschelt A, Frankenberger R: Nanohybrid vs. fine hybrid composite in Class II cavities: Clinical results and margin analysis after four years. Dent Mater 2009; 25: 750-759.

- [119] Krejci I, Besek M, Lutz F: Clinical and SEM study of Tetric resin composite in posterior teeth: 12-month results. *Am J Dent* 1994; 7: 27-30.
- [120] Krejci I, Krejci D, Lutz F: Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years. *Quintessence Int* 1992; 23: 181-186.
- [121] Krejci I, Sparr D, Lutz F: Three-layer-light-hardening procedure with traditional composites for Black Class II restorations. *Quintessence Int* 1987; 38: 1217-1229.
- [122] Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G: Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999; 15: 128-137.
- [123] Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Powers JM: Changes of optical properties of dental nano-filled resin composites after curing and thermocycling. *J Biomed Mater Res* 2004; 15, 71 B: 16-21.
- [124] Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Jr., Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV: Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 2007; 138: 1599-1603.
- [125] Li F, Liu XY, Zhang L, Kang JJ, Chen JH: Ethanol-wet Bonding Technique May Enhance the Bonding Performance of Contemporary Etch-and-rinse Dental Adhesives. *J Adhes Dent* 2012; 14: 113-120.
- [126] Li N, Nikaido T, Takagaki T, Sadr A, Makishi P, Chen J, Tagami J: The role of functional monomers in bonding to enamel: acid-base resistant zone and bonding performance. *J Dent* 2010; 38: 722-730.
- [127] Loguerico AD, de Oliveira Bauer JR, Reis A, Grande RH: *In vitro* microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence Int* 2004; 35: 29-34.

- [128] Lohbauer U, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Time-dependent strength and fatigue resistance of dental direct restorative materials. *J Mater Sci: Mater Med* 2003; 14: 1047-1053.
- [129] Lopes GC, Vieira LC, Arajo E: Direct composite resin restorations, a review of some clinical procedures to achieve predictable results in posterior teeth. *J Esthet Restor Dent* 2004; 16: 19-31.
- [130] Lührs AK, Görmann B, Jacker-Guhr S, Geurtsen W: Repairability of dental siloranes *in vitro*. *Dent Mater* 2011; 27: 144-149.
- [131] Lutz F, Krejci I, Barbakow F: The importance of proximal curing in posterior composite resin restorations. *Quintessence Int* 1992; 23: 605-607.
- [132] Lutz F, Phillips RW: A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 480-488.
- [133] Lynch CD, McGillicuddy CT, O'Sullivan VR, Sloan AJ: Gabriel-Philippe de la Hire and the discovery of Hunter-Schreger bands. *Br Dent J* 2010; 209: 461-465.
- [134] Mahmoud SH, Al-Wakeel EES: Marginal adaptation of ormocer-, silorane-, and methacrylate-based composite restorative systems bonded to dentin cavities after water storage. *Quintessence Int* 2011; 42: 890.
- [135] Manhart J: Direct composite restorations in posterior region: a case history using a nanohybrid composite. *Dent Today* 2004; 23: 66-70.
- [136] Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R: Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004; 29: 481-508.

- [137] Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R: Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent* 2001; 29: 123-130.
- [138] Manhart J, Schmidt M, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R: Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. *Oper Dent* 2001; 26: 357-366.
- [139] Mann H, Whitney D: On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other. *Ann Math Stat* 1947; 18: 50-60.
- [140] McLeod ME, Price RB, Felix CM: Effect of configuration factor on shear bond strengths of self-etch adhesive systems to ground enamel and dentin. *Oper Dent* 2010; 35: 84-93.
- [141] Miguez PA, Castro PS, Nunes MF, Walter R, Pereira PN: Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems. *J Adhes Dent* 2003; 5: 107-112.
- [142] Miletic V, Ivanovic V, Dzeletovic B, Lezaja M: Temperature changes in silorane-, ormocer- and dimethacrylate-based composites and pulp chamber roof during light-curing. *J Esthet Restor Dent* 2009; 21: 122-131.
- [143] Mine A, De Munck J, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Poitevian A, Kuboki T, Yoshida Y, Suzuki K, Van Meerbeek B: Enamel-smear compromises bonding by mild self-etch adhesives. *J Dent Res* 2010; 89: 1505-1509.
- [144] Mine A, De Munck J, Van Ende A, Cardoso MV, Kuboki T, Yoshida Y, Van Meerbeek B: TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin. *Dent Mater* 2010; 26: 524-532.
- [145] Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B: Bonding effectiveness and

- interfacial characterization of a HEMA-/TEGDMA-free three-step etch-and-rinse adhesive. *J Dent* 2008; 36: 767-773.
- [146] Mitchem JC, Gronas DG: Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *J Am Dent Assoc* 1986; 113: 285-287.
- [147] Mitsui FH, Bedran-de-Castro AK, Ritter AV, Cardoso PE, Pimenta LA: Influence of load cycling on marginal microleakage with two total etching and two one-bottle dentin adhesive systems in dentin. *J Adhes Dent* 2003; 5: 209-216.
- [148] Miyazaki M, Mikitake S, Onose H, Moore K: Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am Dent* 1998; 11: 118-122.
- [149] Nakabayashi, N., Ashizawa, M., Nakamura, M.: Identification of resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created *in vivo*: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int* 1992; 23: 135-141.
- [150] Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982; 16: 265-273.
- [151] Navarra CO, Cadenaro M, Armstrong SR, Jessop J, Antonioli F, Sergio V, Di Lenarda R, Breschi L: Degree of conversion of Filtek Silorane Adhesive System and Clearfil SE Bond within the hybrid and adhesive layer: an in situ Raman analysis. *Dent Mater* 2009; 25: 1178-1185.
- [152] Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R: Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 2004; 20: 579-585.

- [153] Oliveira GCB, Oliveira GMS, Ritter AV, Heymann HO, Swift, EJ Jr., Yamauchi M: Influence of Tooth Age and Etching Time on the Microtensile Bond Strengths of Adhesive Systems to Dentin. *J Adhes Dent* 2012; 14: 229-234.
- [154] Opdam NJM, Roeters JJM, Burgersdijk RC: Microleakage of Class II boxtype composite restorations. *Am J Dent* 1998; 11: 160-164.
- [155] Opdam NJM, Roeters JJM, Feilzer AJ, Smale I: A radiographic and scanning electron microscopic study of approximal margins of Class II resin composite restorations placed *in vivo*. *J Dent* 1998; 26: 319-327.
- [156] Opdam NJM, Roeters JJM, Kuijs R, Burgersdijk RC: Necessity of bevels for box only Class II composite restorations. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 274-279.
- [157] Pallesen U, Quist V: Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig* 2003; 7: 71-79.
- [158] Pashley D, Ciucchi B, Sano H: Dentin as a bonding substrate. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 49: 760.
- [159] Pearson JD, Bouschlicher MR, Boyer DB: Polymerization shrinkage forces of condensable composites. *J Dent Res* 1999; 78/483: 3017.
- [160] Perdigao J, Frankenberger R: Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 2001; 32: 385-390.
- [161] Perdigao J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L: New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 2000; 13.
- [162] Perdigao, J., Geradelli, S., Hodges, J.S.: Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc* 2003; 134: 1621-1629.

- [163] 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* 1996; 9: 167-173.
- [164] Perdigao J, Lambrechts P, van Meerbeek B, Tome AR, Vanherle G, Lopes AB: Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mater* 1996; 12: 262-271.
- [165] Perdigao J, Lopes M: Dentin bonding-questions for the new millennium. *J Adhes Dent* 1999; 1: 191-209.
- [166] Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B: Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005; 21: 864-881.
- [167] Powers JM, Farah JW: Technique sensitivity in bonding to enamel and dentin. *Compend Contin Educ Dent* 2010; 31: 1-8.
- [168] Restorative system with cmf - Gebrauchsanweisung 2008, Saremco Dental AG, Gewerbestraße 4, 9445 Rebstein, Schweiz.
- [169] Retief DH, Wendt SL, Bradley EL, Denys FR: The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *Am J Dent* 1989; 2: 269-273.
- [170] Ritter A: Ask the experts. Enamel bonding. *J Esthet Restor Dent* 2001; 13: 153.
- [171] Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RH, Hilgert LA, Baratieri LN, Loguerico AD, Reis A: Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *J Adhes Dent* 2007; 9: 537-545.



- [172] Roulet JF: Marginal integrity: clinical significance. *J Dent* 1994; 21: 9-12.
- [173] Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M: Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microscopy* 1989; 3: 147-159.
- [174] Salz U, Bock T: Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *J Adhes Dent* 2010; 12: 343-371.
- [175] Sano H, Yoshikawa T, Perreira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH: Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, *in vivo*. *J Dent Res* 1999; 78: 906-911.
- [176] Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E: Influence of marginal bevels on microleakage around Class V cavities bonded with seven self-etching agents. *Am J Dent* 2004; 17: 257-261.
- [177] Sauro S, Pashley DH, Mannocci F, Tay FR, Pilecki P, Sherriff M, Watson TF: Micropermeability of current self-etching and etch-and-rinse adhesives bonded to deep dentine: a comparison study using a double staining/confocal microscopy technique. *Eur J Oral Sci* 2008; 116: 184-193.
- [178] Schoch M, Kramer N, Frankenberger R, Petschelt A: Direct posterior composite restorations with a new adhesive system: one-year results. *J Adhes Dent* 1999; 1: 167-173.
- [179] Schmidt M, Kirkevang LL, Hørsted-Bindslev P, Poulsen S: Marginal adaption of a low-shrinkage silorane-based composite: 1-year randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 2011; 15: 291-295.
- [180] Simmer JP, Papagerakis P, Smith CE, Fisher DC, Rountrey AN, Zheng L, Hu JC: Regulation of dental enamel shape and hardness. *J Dent Res* 2010; 89: 1024-1038.

- [181] Stefan-Dogar D, Vandewalle KS: Photocurability of a new silorane-based restorative material. *Gen Dent* 2010; 58: 495-502.
- [182] Swanson TK, Feigal RJ, Tantbirojn D, Hodges JS: Effect of adhesive systems and bevel on enamel margin integrity in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent* 2008; 30: 134-140.
- [183] Swift EJ Jr: Dentin / enamel bonding. *J Esthet Restor Dent* 2010; 22: 352-353.
- [184] Syntac® Gebrauchsinformation 2008, Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan / Liechtenstein.
- [185] Taschibana K, Kuroe T, Tanino Y, Satoh N, Ohata N, Sano H, Caputo V: Effect of incremental curing on contraction stresses associated to various resin composite buildups. *Quintessence Int* 2004; 35: 299-306.
- [186] Taschner M, Nato F, Mazzoni A, Frankenberger R, Falconi M, Petschelt A, Breschi L: Influence of preliminary etching on the stability of bonds created by one-step self-etch bonding systems. *Eur J Oral Sci* 2012; 120: 239-248.
- [187] Taschner M, Nato F, Mazzoni A, Frankenberger R, Krämer N, Di Lenarda R, Petschelt A, Breschi L: Role of preliminary etching for one-step self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci* 2010; 118: 517-524.
- [188] Tanumiharaja M, Burrow MF, Tyas MJ: Microtensile bond strength of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater* 2000; 16: 180-187.
- [189] Tay FR, Carvalho R, Sano H, Pashley DH: Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. *J Adhes Dent* 2000; 2: 99-116.
- [190] Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM, Lai CN: Single-bottle adhesives behave as permeable

- membranes after polymerization. *In vivo* evidence. *J Dent* 2004; 32: 611-621.
- [191] Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, Pashley DH: Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent* 2000; 2: 9-28.
- [192] Tay FR, Pashley DH: Dentin bonding - is there a future? *J Adhes Dent* 2004; 6: 263.
- [193] Tay FR, Pashley DH, Garcia-Godoy F, Yiu CK: Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent* 2004; 17: 315-322.
- [194] Tay FR, Pashley DH, Yiu C, Cheong C, Hashimoto M, Itou K, Yoshiyama M, King NM: Nanoleakage types and potential implications: evidence from unfilled and filled adhesives with the same resin composition. *Am J Dent* 2004; 17: 182-190.
- [195] Tetric EvoCeram® Gebrauchsinformation 2008, Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan / Liechtenstein.
- [196] Tezvergil-Mutluay A, Lassila LV, Vallittu PK: Incremental layers bonding of silorane composite: the initial bonding properties. *J Dent* 2008; 36: 560-563.
- [197] Thonemann B, Federlin M, Schmalz G, Grundler W: Total bonding vs. selective bonding: Marginal adaptation of Class II composite restorations. *Oper Dent* 1999; 24: 261-271.
- [198] Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CA, Tay FR: Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent* 2003; 16: 292-298.

- [199] Turkun SL: Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. *J Dent* 2003; 31: 527-534.
- [200] Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B: Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? *Dent Mater* 2010; 26: 215-222.
- [201] Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B: Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007; 28: 3757-3785.
- [202] 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* 2003; 28: 215-235.
- [203] Van Meerbeek B, Kanumilli PV, De Munck J, Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M: A randomized, controlled trial evaluating the three year clinical effectiveness of two etch & rinse adhesives in cervical lesions. *Oper Dent* 2005; 29: 376-385.
- [204] Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G: The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26: 1-20.
- [205] Victor A, Elsässer A, Hommel G, Blettner M: Wie bewertet man die p-Wert-Flut? *Dtsch Arztebl Int* 2010; 107: 50-56.
- [206] Wang Y, Spencer P: Hybridisation efficiency of the adhesive/dentin Interface with wet bonding. *J Dent Res* 2003; 82: 141-145.
- [207] Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL: The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 1992; 8: 181-184.

- [208] Wie YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC: Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater* 2011; 27: 197-205.
- [209] Wilcoxon F: Individual Comparisons by Ranking Methods. *Biometrics Bulletin* 1945; 1: 80-83.
- [210] Wilson MA, Cowan AJ, Randall RC, Crisp RJ, Wilson NH: A practice based, randomized, controlled clinical trial of a new resin composite restorative: one-year results. *Oper Dent* 2002; 27: 423-429.
- [211] Wilson NH, Wilson MA, Offtell DG, Smith GA: Performance of occlusin in butt-joint and bevel-edged preparations: five-year results. *Dent Mater* 1991; 7: 92-98.
- [212] Xeno® V - Selbstätzendes Einkomponenten-Dentaladhäsiv, Wissenschaftliches Kompendium 14.03.2008, DENTSPLY DeTrey GmbH, De-Trey-Str. 1, 78467 Konstanz.
- [213] Xu C, Wang Y: Collagen Cross Linking Increases Its Biodegradation Resistance In Wet Dentin Bonding. *J Adhes Dent* 2012; 14: 11-18.
- [214] Yazici AR, Akca T, Ozgunaltay G, Dayangac B: Bond strength of a self-etching adhesive system to caries-affected dentin. *Oper Dent* 2004; 29: 176-181.
- [215] Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M, Pashley DH: Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 2002; 81: 556-560.
- [216] Young H, Suzuki S: Wear of composite used to restore dentin compared to enamel. *J Dent Res* 1998; 77: IADR Abstracts.

**11 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis****11.1 Abbildungen**

Abb. 3.1 Siloran-Molekül .....	40
Abb. 3.2 Inkrementtechnik nach PETSCHLT und KREJCI .....	47
Abb. 3.3 Veranschaulichung des C-Faktors: links überwiegt die ungebundene, rechts die gebundene Kompositoberfläche.....	48
Abb. 3.4 Verhältnis der gebundenen zu den ungebundenen Komposit- oberflächen am Beispiel der beiden Inkrementtechniken.....	48
Abb. 5.1 Übersicht über den Versuchsaufbau der Studie, Teil 1.....	54
Abb. 5.2 Übersicht über den Versuchsaufbau der Studie, Teil 2.....	55
Abb. 5.3 Produkt Silorane System Adhäsiv.....	57
Abb. 5.4 Produkt Filtek™ Silorane .....	58
Abb. 5.5 Produkt Xeno® V .....	59
Abb. 5.6 Produkt Ceram-X™ .....	59
Abb. 5.7 Produkt Total Etch® .....	60
Abb. 5.8 Produkt Silorane System Adhäsiv.....	61
Abb. 5.9 Produkt Filtek™ Silorane .....	61
Abb. 5.10 Produkt Total Etch®.....	62
Abb. 5.11 Produkt Syntac® .....	62
Abb. 5.12 Produkt Tetric EvoCeram® .....	62
Abb. 5.13 Produkt AdheSE® One F VivaPen® .....	63
Abb. 5.14 Produkt Tetric EvoCeram® .....	63
Abb. 5.15 Produkt cmf etch® des cmf adhesive system® .....	64
Abb. 5.16 Produkt cmf prime® und cmf bond® des cmf adhesive system®.....	65
Abb. 5.17 Produkt els extra low shrinkage® .....	65
Abb. 5.18 Produkt FL Bond® II Adhesive System.....	66

Abb. 5.19 Produkt Beautifil® II Composite Restorative .....	66
Abb. 5.20 Produkt Total Etch®.....	67
Abb. 5.21 Produkt Syntac®.....	67
Abb. 5.22 Produkt Filtek™ Silorane .....	67
Abb. 5.23 Hochglanzpolierte Füllungen der jeweils acht Versuchsgruppen .....	68
Abb. 5.24 Abformungen der Versuchszähne und Herstellung der Polyurethanreplikas vor thermischer Wechselbelastung.....	70
Abb. 5.25 Sputter Coater SCD 050, Fa. Bal-Tec AG, Balzers/Liechtenstein .....	71
Abb. 5.26 Besputterte Polyurethanreplikas nach Anfertigung rasterelektronenmikroskopischer Aufnahmen .....	71
Abb. 5.27 zwei Übersichtsaufnahmen mit 20facher Vergrößerung, beide Male perfekter Rand .....	73
Abb. 5.28 Detailaufnahme der Schmelz-Zement-Grenzen mit 20facher Vergrößerung, perfekter Rand .....	73
Abb. 5.29 Detailaufnahme Kastenboden mit 20facher Vergrößerung, perfekter Rand .....	74
Abb. 5.30 Detailaufnahme der Schmelz-Dentin-Grenzen mit 20facher Vergrößerung, Randspaltbildung in diesen Bereichen beidseits.....	74
Abb. 5.31 Detailaufnahmen der Abb. 5.30 beidseits mit jeweils 200facher Vergrößerung .....	74
Abb. 5.32 Detailaufnahme einer Randspaltbildung an der Füllungsgrenze bei 200facher Vergrößerung .....	75
Abb. 5.33 Detailaufnahme des rechten Füllungsrandes bei 20facher Vergrößerung, keine eindeutige Beurteilbarkeit möglich .....	75
Abb. 6.1 Randschluss im Schmelz vor und nach Thermocycling.....	79
Abb. 6.2 Randschluss im Dentin vor und nach Thermocycling.....	80
Abb. 6.3 Randschluss in Schmelz und Dentin vergleichend vor Thermocycling ...	81
Abb. 6.4 Randschluss in Schmelz und Dentin vergleichend nach Thermocycling.....	82



**11.2 Tabellen**

Tab. 3.1	Aktuelle Einteilung der Dentinadhäsive, nach Frankenberger <i>et al.</i> .....	21
Tab. 3.2	Applikationsdauer verschiedener Adhäsivsysteme, nach Frankenberger <i>et al.</i> .....	24
Tab. 3.3	Einteilung der Komposite nach dem Monomersystem ihrer Matrix .....	34
Tab. 3.4	Einteilung der Komposite nach Füllkörpergröße und -art, in Anlehnung an Lutz <i>et al.</i> .....	35
Tab. 5.1	Zusammensetzung von Silorane System Adhäsiv und Filtek™ Silorane.....	58
Tab. 5.2	Zusammensetzung von Xeno® V und Ceram-X™ .....	59
Tab. 5.3	Zusammensetzung von Total Etch®, Silorane System Adhäsiv und Filtek™ Silorane .....	61
Tab. 5.4	Zusammensetzung von Total Etch®, Syntac® und Tetric EvoCeram®...	62
Tab. 5.5	Zusammensetzung von AdheSE® One F VivaPen® und Tetric EvoCeram® .....	63
Tab. 5.6	Zusammensetzung von cmf etch®, cmf prime® und cmf bond® des cmf adhesive system® sowie von els extra low shrinkage®.....	65
Tab. 5.7	Zusammensetzung von FL Bond® II Adhesive System und Beautifil® II Composite Restorative .....	66
Tab. 5.8	Zusammensetzung von Total Etch®, Syntac® und Filtek™ Silorane .....	67
Tab. 7.1	Vor- und Nachteile siloranbasierter Restaurationsmaterialien .....	89

**12 Curriculum Vitae**



**13 Verzeichnis der akademischen Lehrer/-innen**

Meine akademischen Lehrer und Lehrerinnen an der Friedrich-Alexander-Universität in Erlangen waren:

Agaimy, Prof. Dr.

Bauer, Dr.

Bauersachs, Dr.

Beck, Dr.

Becker, Prof. Dr.

Berthold, Dr.

Beuscher, Prof. Dr.

Boegershausen, Dr.

Brehmer, Prof. Dr.

Dill, Dr.

Ebert, Dr.

Eichhorn, Prof. Dr.

Eitner, Prof. Dr.

Engelkamp, PD Dr.

Enz, Prof. Dr.

Falk, Dr.

Forster, Dr.

Frank, Prof. Dr.

Frankenberger, Prof. Dr.

Gasteiger, Prof. Dr.

Göhl, Prof. Dr.

## Verzeichnis der akademischen Lehrer/-innen

Hamel, Dr.

Handwerker, Prof. Dr.

Hannappel, Prof. Dr.

Hartmann, Prof. Dr.

Heckmann, PD Dr.

Hertrich, Dr.

Hirschfelder, Prof. Dr.

Holst A., PD Dr.

Holst S., PD Dr.

Ikas, Dr.

Karl, PD Dr.

Kirchner, Dr.

Korbmacher, Prof. Dr.

Kramer, Dr.

Kressel, PD Dr.

Kunzi, Dr.

Lechner, Dr.

Lohbauer, PD Dr.

Lütjen-Drecoll, Prof. Dr.

Malzer, Dr.

Mark, Dr.

Meier, Dr.

Müller, Prof. Dr.

Neuhuber, Prof. Dr.

## Verzeichnis der akademischen Lehrer/-innen

Neukam, Prof. Dr. Dr. Dr.

Nkenke, Prof. Dr. Dr.

Oberschachtsiek, Dr.

Ogilvie, Prof. Dr.

Paleczek, Dr.

Parsch, Dr.

Pelka, Prof. Dr.

Petschelt, Prof. Dr.

Ristein, PD Dr.

Roggendorf, Dr.

Rohen, Prof. Dr. Dr.

Rumi, Dr.

Schatz, Prof. Dr.

Schlegel, Prof. Dr. Dr.

Schneider, Prof. Dr.

Simon, Prof. Dr.

Sokol, geb. Ugrinovic, Dr.

Stelzle, PD Dr. Dr.

Sticht, Prof. Dr.

Stockmann, Dr. Dr.

Strobel, Dr.

Taschner, Dr.

Volk, Prof. Dr.

Voß, Prof. Dr.

Verzeichnis der akademischen Lehrer/-innen

Wegner, Prof. Dr.

Wehrhan, Dr. Dr.

Wichmann, Prof. Dr.

Wörl, Prof. Dr.

Würker, geb. Bienert, Dr.

Zolk, PD Dr.

**14 Danksagung**

Ganz besonders und ganz herzlich danke ich an dieser Stelle meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Roland Frankenberger. Großer Dank einerseits für die Überlassung dieses Dissertationsthemas. Andererseits ein sehr großes Dankeschön für die jahrelange Unterstützung, Erinnerung und Motivation, Ihre stete Erreichbarkeit trotz der vielen Kilometer, die uns seit 2009 trennten, das unermüdliche Beantworten zahlreicher Fragen und natürlich Danke für die Adhäsiv-Fibel 😊.

Danksagen möchte ich auch Herrn Prof. Dr. Anselm Petschelt dafür, dass er mir die Durchführung dieser Dissertation in der Zahnerhaltung und Parodontologie der Zahnklinik 1 ermöglicht und sämtliche hierfür notwendigen Materialien und Geräte bereitgestellt hat. Großer Dank gilt ihm darüber hinaus für die Freude und Erfüllung, die er in den klinischen Jahren des Zahnmedizinstudiums an und in diesem Beruf vermittelt hat.

Vielen herzlichen Dank auch an alle Mitarbeiter des Forschungslabors der Zahnklinik 1, Zahnerhaltung und Parodontologie, die jederzeit mit Rat und Tat zur Seite standen. Mein besonderer Dank gilt hier Frau Gudrun Amberger. Zum einen für die Unterstützung während der Bildgebung am Rasterelektronenmikroskop, zum anderen auch für die Ermöglichung der Langzeitaufbewahrung sämtlicher Unterlagen, die mit der Dissertation in Verbindung standen.

Schließlich gilt ein liebevolles und sehr großes Dankeschön meiner Familie, die mich stets und ständig motiviert und mir den Rücken gestärkt hat. Sie war es auch und ist es noch, die meine Wünsche, das Studium der Zahnmedizin und nun auch der Humanmedizin zu absolvieren, jederzeit und auf ihre ganz eigene Art und Weise unterstützt hat. Ohne Euch wäre beides nicht möglich (gewesen). Vielen, vielen lieben Dank!

Zum Schluss gilt ein großer Dank auch allen Freunden, die die vielen Berg- und Talfahrten dieser Arbeit und auch des Studiums tapfer mit mir durchgestanden haben und Freunde geblieben sind. An dieser Stelle richte ich ein ganz liebes Dankeschön an Carmen Piltz, die in einer wunderbaren Zusammenarbeit gemeinsam mit mir sämtliche Kavitäten ihrer 64 Molaren angelegt, Abformungen und Polyurethanreplikas angefertigt, rasterelektronenmikroskopische Bilder



aufgenommen sowie Mikrozugversuche durchgeführt hat. Ich wünsche Dir auf Deinem weiteren Weg alles erdenklich Gute.

***„Die Dankbarkeit verwandelt die Erinnerung in eine stille Freude.“***

- nach einem Zitat von Dietrich Bonhoeffer (1906 - 1945) -

***„Lehre tut viel, aber Aufmunterung tut alles.“***

- Johann Wolfgang von Goethe (1749 - 1832) -

**15 Ehrenwörtliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Einfluss der Adhäsivtechnik auf die marginale Adaptation siloranbasierter Komposite“ in der Zahnklinik 1, Zahnerhaltung und Parodontologie, der Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg unter Leitung von Herrn Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.