

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie des  
Zentrums für Zahn-, Mund- und Kiefergesundheit  
der Universität Würzburg  
Direktor: Professor Dr. med. dent. Gabriel Krastl

**Randdichtheit und Randqualität von Kl. II-Füllungen aus einem  
Siloran bzw. methacrylatbasierten Kompositen unter Verwen-  
dung eines selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlers bei  
vorheriger Schmelz- und Dentinätzung  
*in vitro***

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde  
an der Medizinischen Fakultät der  
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von  
Daniela Claudia Häfner, geb. Wagner  
aus Hirschaid

Würzburg, März 2017

Referent: Priv.-Doz. Dr. N. Hofmann

Korreferent: Prof. Dr. U. Gbureck

Dekan: Prof. Dr. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 29.09.2017

Die Promovendin ist Zahnärztin.

Für Emily und Maximilian



## Inhalt

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	1
<b>1.1</b>	<b>Komposite - Zusammensetzung</b> .....	3
1.1.1	Organische Komponente.....	3
1.1.2	Anorganische Komponente.....	4
1.1.3	Verbindung von organischer und anorganischer Komponente .....	5
<b>1.2</b>	<b>Einteilung der Komposite</b> .....	5
1.2.1	Konventionelle Komposite.....	6
1.2.2	Mikrofüllerkomposite .....	6
1.2.3	Hybridkomposite .....	7
<b>1.3</b>	<b>Neuere Kompositmaterialien</b> .....	7
1.3.1	Komposite mit reduzierter Schrumpfkraft.....	9
1.3.2	Ormocere .....	10
1.3.3	Silorane .....	11
<b>1.4</b>	<b>Verarbeitung der Komposite</b> .....	14
<b>1.5</b>	<b>Methoden der Randalalyse</b> .....	18
<b>1.6</b>	<b>Problemstellung</b> .....	20
<b>2</b>	<b>Material und Methode</b> .....	21
<b>2.1</b>	<b>Versuchsplanung der <i>In-vitro</i>-Studie in der Übersicht:</b> .....	21
<b>2.2</b>	<b>Material</b> .....	23
2.2.1	Probenmaterial.....	23
2.2.2	Restaurationsmaterialien.....	25
2.2.3	Dentinhaftvermittler .....	26
<b>2.3</b>	<b>Methode</b> .....	28
2.3.1	Präparation der Zähne.....	28
2.3.2	Matrizentechnik zur Gestaltung der Approximalfächen .....	30
2.3.3	Schmelz- und Dentinkonditionierung.....	31

---

2.3.4	Lichtpolymerisation.....	31
2.3.5	Füllungsapplikation.....	31
2.3.6	Ausarbeitung und Politur .....	38
2.3.7	Lagerung und Thermocycling .....	39
2.3.8	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung .....	40
2.3.9	Farbstoffpenetrationstest.....	48
2.3.10	Statistische Auswertung .....	50
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>51</b>
<b>3.1</b>	<b>Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests.....</b>	<b>51</b>
3.1.1	Randdichtheit okklusal.....	52
3.1.2	Randdichtheit im Schmelz.....	53
3.1.3	Randdichtheit im Dentin .....	54
<b>3.2</b>	<b>Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop.....</b>	<b>56</b>
3.2.1	Abschnitt okklusal.....	57
3.2.2	Abschnitt axial .....	61
3.2.3	Abschnitt zervikal.....	65
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>73</b>
<b>4.1</b>	<b>Bewertung der Methoden.....</b>	<b>73</b>
4.1.1	Problematik <i>in vitro</i> -Studien .....	73
4.1.2	Herstellung der Proben.....	74
4.1.3	Alterung der Proben .....	78
4.1.4	Auswertung der Proben.....	79
<b>4.2</b>	<b>Diskussion der Ergebnisse.....</b>	<b>82</b>
4.2.1	Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop – Ergebnisse .....	82
4.2.2	Farbstoffpenetrationstest – Ergebnisse .....	90
4.2.3	Vergleich mit früheren Untersuchungen mit selektiver Schmelzätzung bzw. mit Selbstkonditionierung in Schmelz und Dentin .....	92

<b>4.3</b>	<b>Schlussfolgerungen</b> .....	94
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	96
<b>6</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	98
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	99
<b>8</b>	<b>Herstellerverzeichnis</b> .....	121





# 1 Einleitung

Die Geschichte der Zahnerhaltungskunde reicht weit zurück. So verwendete man bereits im 19. Jahrhundert Vorformen des heutigen Amalgamalloys zum Verschluss kariöser Kavitäten.

Mit der wachsenden Nachfrage nach Ästhetik machte man sich auf die Suche nach zahnfarbenen Materialien. Schon 1904 wurde der erste Silikatzement eingeführt (HELLWIG, 2007). Jedoch war dieser mit erheblichen Nachteilen wie z. B. Pulpatoxizität, hoher Hydrophilität, Plaqueretention und Verfärbungen verbunden (GEURTSSEN, 1989; HEIDEMANN, 1999).

Mit der Entdeckung der selbsthärtenden Acrylate 43 Jahre später begann die Ära der Füllkunststoffe. Diese bestanden aus Methylmethacrylaten und wiesen offensichtliche Schwächen wie Dimensionsuntreue, hohen Restmonomergehalt und folglich Pulpaunverträglichkeit auf.

Der entscheidende Durchbruch bei den zahnfarbenen Restaurationsmaterialien gelang BOWEN 1963 mit der Entwicklung eines Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) - dem Additionsprodukt eines Epoxidharzes und der Methylmethacrylsäure als Matrix (HELLWIG et al., 2013). Durch Kombination mit anorganischen Silikatpartikeln gelang es einen Kunststoff zu schaffen, der eine höhere Abriebfestigkeit und eine geringere Polymerisationsschrumpfung besitzt (GEURTSSEN, 1989; HEIDEMANN, 1999). An dieser Grundzusammensetzung hat sich in den letzten Jahren wenig geändert. Heute nehmen Kompositfüllungen einen herausragenden Stellenwert in der rekonstruktiven Zahnheilkunde ein – ein minimalinvasives, defektorientiertes Vorgehen ist möglich. Jedoch stellt die Randspaltbildung als Folge der Polymerisationsschrumpfung nach wie vor ein biologisches und funktionelles Problem dar (ROULET & RENG, 1975; VIOHL, 1981).

Neben den Kompositen finden auch noch gelegentlich Kompomere, Hybrid-Ionomere und Glasionomerzemente situationsabhängig für ästhetische Restaurationen Verwendung. Allerdings muss man bei der Auswahl des Füllwerkstoffes Vor- und Nachteile abwägen. Während Komposite eine relativ hohe

Abriebfestigkeit haben - der Verschleiß nimmt mit der Kavitätengröße zu (LURZ et al., 1984) -, haben sie im Gegensatz zu Kompomeren, Hybrid-Ionomeren und Glasionomerzementen keine oder nur eine geringe Fluoridfreisetzung (HICKEL, 1997; ERNST & WILLERSHAUSEN, 2003). Die Abnutzungsresistenz sinkt von Kompomeren zu Hybrid-Ionomeren zu Glasionomerzementen. Die Indikation von Glasionomerzementen für okklusionstragende Füllungen in der bleibenden Dentition ist umstritten (CRAIG et al., 2006).

Haltbarkeit und Qualität von Restaurationen sind im Wesentlichen abhängig von Randdichtheit, Randqualität und dem Verbund mit der Zahnhartsubstanz. Diese Eigenschaften müssen deshalb bei Werkstoffen untersucht werden.

## 1.1 Komposite - Zusammensetzung

Komposite sind einfach übersetzt zusammengesetzte Werkstoffe.

In der Zahnmedizin versteht man darunter zahnfarbene Füllungsmaterialien, die nach Adaption in einer Kavität durch Energiezufuhr oder chemisch initiiert aushärten.

Als Hauptbestandteile enthalten sie eine organische Komponente, die Kunststoffmatrix, eine anorganische Komponente, die Füllkörper, und eine Verbundphase.

### 1.1.1 Organische Komponente

Die Kunststoffmatrix setzt sich zusammen aus Monomeren - meist wird heutzutage das von Bowen entwickelte Bis-GMA verwendet (GEURTSEN, 1989) -, niedermolekularen Comonomeren, die eine Erhöhung des Füllkörperanteils ermöglichen, und verschiedenen Additiven.

Zu diesen Additiven gehören Katalysatoren (z. B. Kampherchinon), Coinitiatoren (z. B. tertiäres Amin), Inhibitoren (z. B. Butyliertes Hydroxytoluol) und Fotostabilisatoren (z. B. 2-Hydroxy-4-Methoxybenzophenon), die die Polymerisation steuern, eine ausreichende Verarbeitungszeit ermöglichen und eine UV-induzierte Diskoloration verhindern (HEIDEMANN, 1999). Photoinitiatoren wie Kampherchinon starten durch Freisetzung sog. freier Radikale die Lichtpolymerisation (ASMUSSEN, 1981). Andererseits können sie für Farbunterschiede zwischen gehärtetem und ungehärtetem Komposit verantwortlich sein (GEURTSEN, 1989).

Die Kunststoffmatrix ist verantwortlich für die Polymerisationsschrumpfung, der Füllkörperanteil hingegen bleibt volumenstabil (ERNST & WILLERSHAUSEN, 2003). Auch die Quellung durch Wasseraufnahme, die Abrasions- und Verfärbungsanfälligkeit der Komposite werden durch die organische Komponente bestimmt (SETZ et al., 1991).

Bis-GMA ist alleine hochviskös. Deshalb wird es, um eine bessere Verarbeitbarkeit zu erzeugen, in Kombination mit kurzkettigen Monomeren wie z. B. TEGDMA verwendet. Je höher der Anteil an kurzkettigen Monomeren, desto größer ist die Polymerisationsschrumpfung und die Zugfestigkeit. Die Biegefestigkeit ist jedoch vermindert (HELLWIG et al., 2013).

### 1.1.2 Anorganische Komponente

Der Füllkörperanteil ist entscheidend für die physikalisch-mechanischen Eigenschaften des Komposits: Er beeinflusst indirekt die Polymerisationsschrumpfung - ein geringer Füllkörperanteil korreliert mit einer größeren Polymerisationsschrumpfung -, thermische Expansion und Kontraktion sowie die Wasseraufnahme. Zudem erhöht er direkt die Druck-, Zug-, Biege- und Abrasionsfestigkeit (GEURTSEN, 1989; ZIMMERLI et al., 2010; ILIE & HICKEL, 2011b; HELLWIG et al., 2013).

Als Füllkörper verwendet man Makrofüller ( $> 0,1-100 \mu\text{m}$ ) und Mikrofüller ( $< 0,1 \mu\text{m}$ ).

Den Makrofüllern wie z. B. Quarz, Glas oder Keramik werden Elemente wie Barium, Strontium, selten auch Zink oder Zirkonium (HEIDEMANN, 1999) beigemischt, um eine Röntgenopazität zu erreichen, die die des Schmelzes geringfügig überschreitet.

Mikrofüller werden synthetisch hergestellt. Hierbei handelt es sich meist um  $\text{SiO}_2$ -Partikel mit Durchmessern im Nanobereich. Sie ermöglichen einen geringen Abstand der einzelnen Partikel untereinander und erhöhen somit die Verschleißfestigkeit.

Um auch Kompositen, die nur Mikrofüller enthalten und somit eine bessere Polierbarkeit aufweisen, eine genügende Röntgenopazität zu verleihen, kann Ytterbium-Trifluorid beigemischt werden (HEIDEMANN, 1999; GEURTSEN, 1989). Der Oberflächenglanz bleibt bei Kompositen mit Füllerpartikeln  $< 0,4 \mu\text{m}$  länger erhalten (ZIMMERLI et al., 2010).

### 1.1.3 Verbindung von organischer und anorganischer Komponente

Eine Verbundphase, ein sog. „Kopplungsagens“, das zugleich hydrophil als auch hydrophob ist, ist von Nöten, da eine direkte Verbindung der unterschiedlichen Komponenten nicht möglich ist. Hierzu wird meist ein Silan, z. B. 3-Methacryloxypropyl-Trimethoxysilan, verwendet (HEIDEMANN, 1999).

## 1.2 Einteilung der Komposite

Komposite werden heute nach der von LUTZ und Mitarbeitern 1983 auf Füller basierenden Klassifikation eingeteilt:

Tab. 1 Füllerorientierte Klassifikation der Komposite

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

aus „Klinik der Kompositfüllung“ (GEURTSEN, 1989); mit freundlicher Abdruckgenehmigung von Prof. Dr. W. Geurtsen

Denkbar wäre auch eine Einteilung hinsichtlich Konsistenz (geschmeidig, stopfbar, hochfest und Flowables) oder Basischemie (Matrix) wie von ERNST (2010) oder auch ZIMMERLI et al. (2010) propagiert.

### 1.2.1 Konventionelle Komposite

Konventionelle Komposite enthalten ausschließlich Makrofüller aus Quarz, Glas oder Keramik mit einem Partikeldurchmesser von mindestens 1 µm. Sie sind nicht polierbar, haben eine relativ raue Oberfläche, neigen daher zur Plaqueakkumulation und weisen eine hohe Verfärbungstendenz auf (SCHWENZER, 1985; FERRACANE, 2011; HELLWIG et al., 2013). Des Weiteren haben sie eine hohe Abrasion (ERNST & WILLERSHAUSEN, 2003) und sind daher für den Einsatz im Seitenzahnbereich absolut ungeeignet (ROULET et al., 1980). Sie werden heute kaum noch verwendet (HEIDEMANN, 1999; ERNST, 2010).

### 1.2.2 Mikrofüllerkomposite

Mikrofüllerkomposite werden in homogene und inhomogene unterteilt.

Unter homogenen Mikrofüllerkompositen versteht man Komposite, die ausschließlich Füller enthalten, die kleiner sind als die Wellenlänge des sichtbaren Lichts (SCHWENZER, 1985).

Sie haben aufgrund der sehr großen Oberfläche der feinen Partikel den Nachteil eines geringen Füllstoffgehalts und somit eine große Polymerisations-schrumpfung. Andererseits zeichnen sie sich aber durch die dichte Packung der Füllkörper durch eine gute Polierbarkeit und ein gutes Verschleißverhalten aus (HEIDEMANN, 1999; ERNST & WILLERSHAUSEN, 2003).

Bei inhomogenen Mikrofüllerkompositen werden feinstteiliges SiO<sub>2</sub> und Monomere vorpolymerisiert und zermahlen. Diese Vorpolymerisate werden mit weiterem SiO<sub>2</sub> und der organischen Matrix vermischt.

Hierdurch ist eine Erhöhung des Füllstoffgehaltes und somit eine Senkung der Polymerisationsschrumpfung möglich (HEIDEMANN, 1999), da durch die Vorpolymerisation die Schrumpfung in Teilbereichen vorweggenommen und außerhalb des Mundes verlagert wird (ERNST, 2010).

Problematisch bei der Verwendung von Vorpolymerisaten ist jedoch, dass die Anbindung an die restliche Matrix erschwert sein kann (ERNST, 2010). Auch

eine Mischung von Mikrofüllern und agglomerierten Mikrofüllerkomplexen mit organischer Matrix ist möglich.

Empfehlenswert ist, Mikrofüllerkomposite lediglich in Bereichen ohne große mechanische Belastung einzusetzen (HEIDEMANN, 1999; ILIE & HICKEL, 2011b).

### 1.2.3 Hybridkomposite

Hybridkomposite weisen eine höhere Verschleißfestigkeit auf als konventionelle Komposite und haben eine geringere Polymerisationsschrumpfung.

Sie enthalten neben den auch in konventionellen Kompositen enthaltenen Makrofüllern noch pyrogenes SiO<sub>2</sub> (SCHWENZER, 1985; ERNST & WILLERSHAUSEN, 2003).

Hybridkomposite sind in ihren physikalischen und mechanischen Eigenschaften den inhomogenen Mikrofüllerkompositen überlegen (NOACK, 1988b) und sind somit Materialien der Wahl für alle zahnfarbenen plastischen Restaurationen im bleibenden Gebiss (HEIDEMANN, 1999).

## 1.3 Neuere Kompositmaterialien

Bei der Weiterentwicklung zahnärztlicher Komposite steht die Verringerung der Polymerisationsschrumpfung und der damit verbundenen Kontraktionskräfte im Vordergrund. Diese werden nämlich für die Verschlechterung des Randschlusses von Füllungen und für das Auftreten von postoperativen Überempfindlichkeiten verantwortlich gemacht (WEINMANN et al., 2005; KWON et al., 2012).

Faktoren, die den Polymerisationsstress beeinflussen, sind der c-Faktor, die viskoelastischen Materialeigenschaften, der Füllstoffvolumenanteil, die Matrixzusammensetzung, die Konversionsrate und die Polymerisationskinetik (ELSAHN et al., 2011; JULOSKI et al., 2013). Aber auch das Adhäsivsystem und die Applikationstechnik beeinflussen den Schrumpfstress (FERRACANE, 2005; SOARES et al., 2014). CARVALHO et al. (1996) konnten zeigen, dass

durch dünne Schichten die Härtetiefe erhöht und somit auch der Stress an den Kavitätenwänden niedriger ist. BRAGA & FERRACANE konnten (2002) demonstrieren, dass ein Härten mit der sogenannten „Soft-Start“-Methode wohl zu einer Reduktion der Reaktionsrate, jedoch nicht zu einer signifikanten Reduktion des Kontraktionsstresses führt.

Es gibt grundsätzlich zwei Möglichkeiten, die Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren: Erstens durch Reduktion von Reaktionsstellen pro Volumeneinheit durch Erhöhung des Molekulargewichtes pro Reaktionsgruppe sowie Erhöhung des Füllkörpergehaltes. Zweitens durch Einsatz verschiedener Monomertypen (WEINMANN et al., 2005; EL-SAHN et al., 2011).

Der Füllkörpergehalt eines Komposites lässt sich nicht beliebig erhöhen, da sonst mit dem vermehrtem Auftreten von Defekten zu rechnen ist (ILIE & HICKEL, 2011b) und das restliche Monomer nicht mehr in der Lage ist, die Füller zu binden (WEINMANN et al., 2005). Auch die Erhöhung des Molekulargewichtes der Methacrylate ist limitiert, da sie die Handlingeigenschaften des Komposites in Bezug auf Klebrigkeit, Viskosität und Fließverhalten verschlechtern (WEINMANN et al., 2005).

Versuche gehen dahin, durch Änderung der Methacrylatmatrix die Polymerisationsschrumpfkraft zu reduzieren bzw. die Materialeigenschaften im Allgemeinen zu verbessern. Es handelt sich um Modifikationen der ursprünglichen Fein- und Feinstpartikelhybridkomposite (HELLWIG et al., 2013).

Neben Änderungen der Monomerstruktur oder –chemie wurden auch Änderungen der Dynamik der Polymerisationsreaktion eingeführt (ILIE & HICKEL, 2011b).

Weitere Bestrebungen gehen dahin, die antimikrobiellen und kariesinhibierenden Eigenschaften zu verbessern. So wird z. B. in vielen fluoridabgebenden Kompositen und Kompomeren Ytterbiumtrifluorid als Füllertyp eingesetzt (ZIMMERLI et al., 2010).

Während die Freisetzung von Calcium- und Phosphationen eine Remineralisation angrenzender Zahnhartsubstanz ermöglichen soll (XU et al., 2011; MEHDAWI et al., 2013), erniedrigen Silbernanopartikel und quarternäres Ammoni-



umdimethacrylat die Titerzahlen von adhärenen Streptococcus mutans Biofilmen (CHENG et al., 2012). Auch die Beimengung von Zinkoxid-Nanopartikeln in fließfähigen Kompositen verspricht eine signifikante Reduktion des Wachstums von Streptococcus mutans (HOJATI et al., 2013).

### 1.3.1 Komposite mit reduzierter Schrumpfkraft

Um die Schrumpfkraft von Kompositen zu verringern wird versucht, die Polymerisation zu verlangsamen, damit auf diese Weise die Polymerisations-schrumpfung über einen längeren Zeitraum durch ein Nachfließen des Komposits ausgeglichen werden kann. Zu diesem Zweck hat die Firma DentSply ein neu entwickeltes und patentiertes Monomer vorgestellt (JIN et al., 2009), bei dem ein Urethandimethacrylat durch einen Fotoinitiator modifiziert ist. Dabei soll nach Herstellerangaben die Polymerisation langsamer ablaufen und zu längeren, stärker verzweigten Ketten mit weniger Quervernetzungen und einem geringeren E-Modul führen (SDR Wissenschaftliches Kompendium, 2011 und Produktbroschüre, 2012). Tatsächlich konnte gezeigt werden, dass sowohl die Matrix (JIN et al., 2009) als auch das so formulierte fließfähige Komposit SDR Flow (ILIE & HICKEL, 2011a) geringere Kontraktionskräfte aufweisen als entsprechende Vergleichsmaterialien. Auch der spätere eintretende Gelpunkt ( $3,1 \pm 0,1$  s gegenüber 2-2,5 s bei konventionellen fließfähigen Kompositen) und die geringere Schrumpfungsgeschwindigkeit konnten experimentell belegt werden (ILIE & HICKEL, 2011a). Hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften weist SDR Flow einerseits einen höheren E-Modul, andererseits aber auch einen höheren Creep auf als konventionelle fließfähige Komposite. Somit sei die Auswirkung auf die Ausbildung von Spannungen am Übergang zwischen Zahn und Füllungsmaterial schwer abschätzbar (ILIE & HICKEL, 2011a). Van Ende et al. (2013) konnten zeigen, dass für SDR unabhängig von Füllungstechnik und Kavitätentiefe eine befriedigende Haftfestigkeit vorliegt.

Inzwischen haben weitere Hersteller fließfähige Materialien auf den Markt gebracht, für die ebenfalls eine geringere Kontraktionskraft angegeben wird. Dabei wird für das Material Bulk Fill Flow (3M ESPE) ein Ersatz des Verdünnermono-

mers TEGDMA durch niedrigvisköse größere Monomere wie Bis-EMA angegeben (Technical Product Profile Filtek™ Bulk Fill, 2012). Diese Erklärung erscheint nachvollziehbar, da insbesondere TEGDMA die Quervernetzung steigert, sodass einerseits eine hoher E-Modul, andererseits aber auch eine hohe Polymerisationskontraktion entsteht (ASMUSSEN, 1982; ASMUSSEN & PEUTZFELD, 2001), die sich angesichts des hohen E-Moduls in einer entsprechend hohen Kontraktionskraft manifestiert.

### 1.3.2 Ormocere

Bei Ormoceren handelt sich um organisch modifizierte Keramikmaterialien. Die Methacrylatmatrix wurde durch ein anorganisches Netzwerk teilweise ersetzt - Monomere werden dadurch besser eingebettet und die Monomerfreisetzung ist geringer (ZIMMERLI et al., 2010; HELLWIG et al., 2013). Füllstoffe, Additiva und Dimethacrylate kommen aus der Kompositstechnologie.

CAVALCANTE et al. (2011) führen hierzu aus: „Während die organische Komponente (organisches Polymer) für die Netzwerkbildung, die Flexibilität sowie die optischen Eigenschaften verantwortlich ist, erniedrigt die anorganische Komponente (Gläser, Keramik) die thermische Expansion und sorgt für chemische und thermische Stabilität“.

Ormocere haben einen ähnlichen thermischen Expansionskoeffizienten wie natürliches Zahnmaterial (ILIE & HICKEL, 2011b).

Laut Herstellerangaben sollen Abrasion und Polymerisationsschrumpfung geringer sein. „Man weiß jedoch (...), dass die Schrumpfung im Bereich moderner Feinpartikelhybridkomposite liegt“ (HELLWIG et al., 2013) trotz niedrigem Füllstoffgehalt (CATTANI-LORENTE et al., 2001).

Eine bessere Biokompatibilität konnte bisher nicht belegt werden (ERNST, 2010; ZIMMERLI et al., 2010).

Neu entwickelte experimentelle Omocere – synthetisiert aus Aminen oder Amiden von Dimethacrylat-Trialkoxylsilanen – versprechen eine Wiederbelebung dieser Materialkategorie (ILIE & HICKEL, 2011b).

### 1.3.3 Silorane

WEINMANN et al. propagierten (2005) die Synthese eines neuen Monomersystems, einem sogenannten „Siloran“. Bei Siloranen werden ringförmige Moleküle aus Siloxanen und Oxiranen eingesetzt und mit traditionellen Füllerpartikeln kombiniert (SCHMIDT et al., 2011). Es handelt sich um den Versuch, die Polymerisationsschrumpfung durch Monomermoleküle, die sich bei der Polymerisation nicht verkürzen, zu reduzieren (HELLWIG et al., 2013). Weitere Ziele sind eine geringere Umgebungslichtempfindlichkeit und weniger Randverfärbungen (ZIMMERLI et al., 2010). Sie weisen eine gute Biokompatibilität auf (SCHWEIKL et al., 2004).

Die Siloxane sind für die hydrophoben Eigenschaften, also die exogenen Verfärbungen und die Wasseraufnahme, verantwortlich, während die Oxirane als reaktionsfähige, zyklische organische Verbindungen hauptsächlich für die Schrumpfung und die physikalischen Eigenschaften verantwortlich sind.

Die mechanischen Eigenschaften, wie z. B. Biegefestigkeit und E-Modul, von Siloranen sind vergleichbar mit oder sogar geringfügig besser als klinisch erfolgreich erprobte methacrylatbasierte Komposite (WEINMANN et al., 2005; ILIE & HICKEL, 2006; EICK et al., 2006; ILIE & HICKEL, 2009; DUARTE et al., 2009a; LIEN & VANDEWALLE, 2010; CLARO-PEREIRA et al., 2011). Sie sind stabil und unlöslich in biologischen Flüssigkeiten (EICK et al., 2006) und zeigen eine niedrigere Wasseraufnahme als methacrylatbasierte Komposite (WEINMANN et al., 2005; ILIE & HICKEL, 2009; KHOSRAVI et al., 2015). Das könnte die Erklärung für die geringere Anzahl an adhärenenten Streptokokken auf Siloranen sein (BUERGERS et al., 2009).

Bei methacrylatbasierten Kompositen kommt es durch Öffnung von C-C-Doppelbindungen und Knüpfung neuer covalenter Bindungen zwischen vormals separaten Monomer-Molekülen zur Ausbildung von Polymerketten bei gleichzeitig auftretendem Volumenschwund (FERRACANE, 2005). Silorane hingegen können durch Ringöffnung des Oxiranrings Platz gewinnen und im nächsten Zug, wenn kovalente Bindungen ausgebildet werden, der Volumenreduktion entgegenwirken (WEINMANN et al., 2005; BOARO et al., 2010) und somit den

Schrumpfungsstress besser kompensieren (ILIE & HICKEL, 2006). Die Schrumpfkraft ist deutlich reduziert (ERNST, 2010). Die Netzwerkbildung von Siloranen ist nur mit einer minimalen Volumenreduktion verbunden, auch wird der Schrumpfungsstress durch eine längere Gelphase reduziert (ELSAHN et al., 2011). Die kationische Polymerisation läuft für eine längere Zeit bei einer niedrigen Rate ab (MARCHESI et al., 2010). PALIN et al. (2005a) konnten zeigen, dass eine geringere Höckerdeformation bei Verwendung eines Silorans im Gegensatz zu konventionellen methacrylatbasierten Kompositen vorliegt. Ein „besserer Spannungsabbau“ wird als Ursache diskutiert.

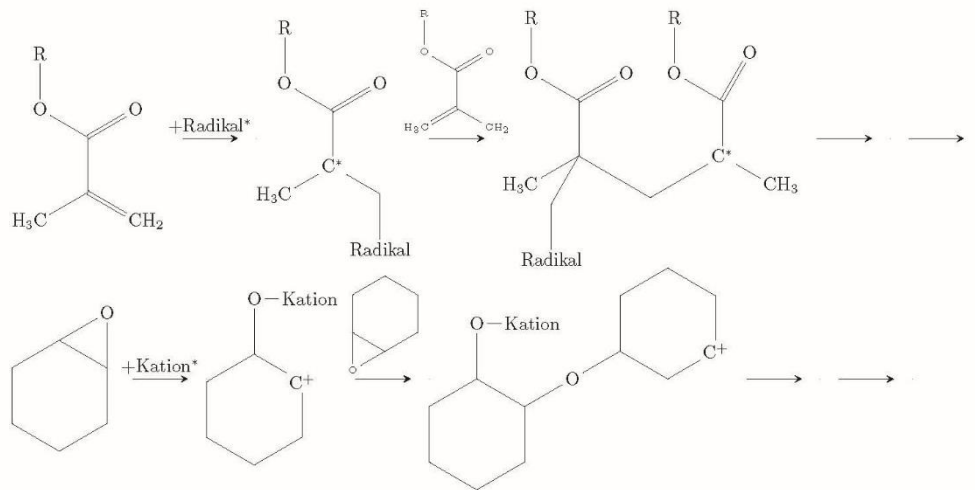


Abb. 1 Polymerisationsreaktion: oben radikalische Polymerisation, unten kationische Polymerisation (eigene Abbildungen)

Methacrylate verbinden sich über Radikale. Bei Siloranen erfolgt die Vernetzung jedoch durch Kationen (ZIMMERLI et al., 2010), die unempfindlich gegenüber Sauerstoff sind (ILIE & HICKEL, 2006). Das Photoinitatorsystem besteht aus drei Komponenten: dem lichtabsorbierenden Kampherchinon, einem Elektronendonator und einem Iodoniumsalz. Durch einen Redoxprozess liefert das Iodoniumsalz das saure Kation, das den ringöffnenden Prozess der Oxirane startet. Die Polymerisation wird erst gestartet, wenn genügend Kampherchinon mit dem Elektronendonator reagiert hat. Mit dem richtigen Verhältnis von vorhandenem Kampherchinon, Iodoniumsalz und Elektronendonator ist eine Verarbeitungszeit von mehr als 10 Minuten bei Raumlichtbedingungen möglich (WEIN-

MANN et al., 2005). Durch den Einsatz von Kampherchinon können konventionelle Lichthärtegeräte verwendet werden (ILIE & HICKEL, 2006).

Bei Siloranen ist die Reaktivität des Materials allein verantwortlich für die Bindung zwischen einzelnen Füllungsschichten (TEZVERGIL-MUTLUAY et al., 2008). Bei methacrylatbasierten Kompositen hingegen ist die Sauerstoffinhibitionschicht, entstanden nach der radikalischen Polymerisation, in der Lage die Bindung zu verstärken (EICK et al., 2006). TEZVERGIL-MUTLUAY et al. (2008) konnten zeigen, dass die Rate an adhäsivem Versagen mit der Wartezeit zwischen der Adaption der einzelnen Füllungsschichten bei Siloranen ansteigt.

Aufgrund der kationischen Polymerisation sind Silorane nicht mit den klassischen Kompositwerkstoffen kompatibel und ein spezielles Adhäsivsystem ist notwendig (HELLWIG et al., 2013). Der Primer ist aufgrund seiner hohen HEMA-Konzentration hydrophil, wird lichtgehärtet und ermöglicht eine Interaktion mit Schmelz/Dentin auf einer Tiefe von wenigen 100 nm. Das Bond ist methacrylatbasiert, mit laut Herstellerinformationen bifunktionellen Monomeren, und hydrophob, was vorteilhaft sein könnte um die Zahnoberfläche gegen eintretendes Wasser zu versiegeln. Der genaue Mechanismus, wie das Adhäsivsystem funktioniert, ist noch nicht bekannt (MINE et al., 2010). Uneinigkeit besteht über die Effektivität der Haftfestigkeit des Adhäsivsystems (OZER et al., 2014): Während einige Studien keinen Unterschied in der Haftfestigkeit zu einem konventionellen Adhäsiv auf Methacrylatbasis sehen (SANTINI et al., 2008; WALTER et al., 2014; YAZICI et al., 2014), kommen andere Studien zu der Ansicht, dass konventionelle Adhäsive eine bessere Hafteffektivität zeigen (BOUSHELL et al., 2011; OZER et al., 2014). Das Adhäsivsystem ist vergleichbar mit „All-in-one“-Adhäsiven, da der Primer ätzende Monomere enthält (SANTINI & MILETIC, 2008). Andere Autoren (MINE et al., 2010) sind der Ansicht, dass es als Zwei-Schritt-Adhäsivsystem mit einem relativ hohen pH-Wert von 2,7 eingestuft werden kann.

PUCCI et al. (2013) und auch DUARTE et al. (2009b) konnten zeigen, dass eine zusätzliche Behandlung des Dentins mit Phosphorsäure die Haftfestigkeit des Siloran-Adhäsivsystems verstärkt.

FURUSE et al. (2008) zeigten, dass Silorane eine höhere Farbstabilität und weniger Veränderungen hinsichtlich Glanz als methacrylatbasierte Komposite aufweisen. Die Transluzenz ist geringer (PÉREZ et al., 2010).

Der Konversionsgrad für Silorane variiert in der Literatur zwischen 50% und 80% (PAPADOGIANNIS et al., 2009; PALIN et al., 2005a; TORRES et al., 2014).

Bisher gab es nur ein einziges Material auf dem Markt. Dieses wird jedoch nicht mehr vertrieben.

## **1.4 Verarbeitung der Komposite**

Um eine bessere Haftung des Komposits am Zahn zu erreichen, wird dieser zuvor mit einer Säure, meist Orthophosphorsäure in einer Konzentration von 30-40 Gewichts-%, wie erstmals 1955 von BUONOCORE beschrieben, konditioniert und danach mit Wasser abgespült. Säurekonzentrationen unter 30 Gewichts-% würden zu einer Ablagerung von schwerlöslichem Brushit auf dem Zahnschmelz führen, über 40 Gewichts-% käme es zu einer raschen Präzipitation von Kalziumphosphatverbindungen (HELLWIG et al., 2013). Durch dieses Anätzen werden organische Auflagerungen entfernt und die Benetzbarkeit des Schmelzes durch Steigerung der Oberflächenenergie erhöht. Des Weiteren wird die Oberfläche vergrößert und eine mikromechanische Verankerung ermöglicht. Annähernd senkrecht getroffene Schmelzprismen weisen ein besseres retentives Ätzmuster auf. Je nach Verlauf der Schmelzprismen kann es daher sinnvoll sein, bei der Kavitätenpräparation Schmelzränder anzuschrägen.

Im Dentin kommt es durch die Ätzung zur einer Entfernung des „smear layers“ und Eröffnung von Tubulis.

Ein sogenannter Primer sorgt dafür, dass das feuchte, hydrophile Dentin für hydrophobe Kunststoffmonomere besser benetzbar wird (HEIDEMANN, 1999; VAN MEERBEEK et al., 1994; HALLER & BLUNCK, 2003).

Alternativ zu einer getrennten Anwendung von Phosphorsäure und Primern gibt es sogenannte selbstkonditionierende Primer, die den Vorteil haben, dass sie nur die oberste Dentinschicht entmineralisieren. Das Konditionieren ist somit leichter steuerbar. Sie werden nicht abgespült, was zur Folge hat, dass zunächst aufgelöste anorganische Anteile wieder ausfallen und zum Verschluss der Hohlräume im Kollagengeflecht beitragen (HEIDEMANN, 1999). Jedoch ist nicht bekannt welche Langzeitauswirkungen das eingeschlossene aufgelöste Hydroxylapatit und die verbleibende Schmierschicht auf den Verbund haben (VAN MEERBEEK et al., 2003).

Anschließend wird ein Haftvermittler, ein sog. Adhäsiv, appliziert, das in das Ätzmuster eindringt, es somit zu weniger Poren in der Grenzschicht zwischen Zahn und Komposit kommt und folglich eine bessere Randständigkeit des Komposits erzielt werden kann (GEURTSEN, 1989; LUTZ et al., 1993).

Mittlerweile sind auch sogenannte „all-in-one-Adhäsive“ verfügbar. Es handelt sich um selbstkonditionierende, selbstprimende Adhäsive. Auch hier sind die Langzeitauswirkungen durch eingeschlossenes aufgelöstes Hydroxylapatit und die verbleibende Schmierschicht auf den Verbund nicht bekannt (VAN MEERBEEK et al., 2003). Vorteilhaft sind die Anwendungsfreundlichkeit und die geringere technische Fehleranfälligkeit.

In die durch Auflösung des Hydroxylapatits freigelegten Mikroporositäten von Schmelz und Dentin dringen durch Diffusion die Adhäsive ein. Durch sog. „macro-tags“ werden die Hohlräume zwischen den Schmelzprismen verschlossen. „Micro-tags“ um einzelne Hydroxylapatitkristalle herum sind verantwortlich für die Schmelzhaftung (VAN MEERBEEK et al., 2003). Im Dentin infiltriert das Adhäsiv in die vollständig von Hydroxylapatitkristallen befreiten Kollagenfasern. Eine chemische Bindung der funktionellen Monomere an das „nackte“ Kollagen gilt als unwahrscheinlich (VAN MEERBEEK et al., 2003; BRESCHI et al., 2008).

Bisher ist es so, dass ein „2-Schritt-Adhäsiv“, also ein Adhäsiv mit selbstkonditionierendem Primer und getrenntem Adhäsiv, eine höhere Haftungseffektivität zeigt als „all-in-one-Adhäsive“ (VAN MEERBEEK et al., 2010; AMARAL et al., 2010). Sogar mit „all-in-one-Adhäsiven“ gibt es eine Diskrepanz zwischen Demineralisation und Penetrationszone (TAY et al., 2002).

Durch den Dentinadhäsivverbund wird die Restauration und der Zahn stabilisiert (DERAND, 1991).

Um der Füllung eine Form zu geben und die inhibierende Sauerstoffschicht weitestgehend von der Kunststoffoberfläche fernzuhalten ist es sinnvoll, das Komposit unter einer Matrize zu polymerisieren. Die Matrize wird mit Hilfe eines Keiles fixiert, der gleichzeitig dazu dient, die Zähne zu separieren, folglich einen besseren Approximalkontakt zu ermöglichen und die Gingiva zu verdrängen.

Während chemisch härtende Komposite in einer Schicht eingebracht werden können und eine Verarbeitungszeit von 4-5 Minuten haben, ist diese bei lichthärtenden Kompositen deutlich länger, wenn eine Photoinitiation durch Reduzierung der Lichtintensität der OP-Lampe vermieden wird. Sie können in einzelnen Schichten eingebracht, modelliert und mittels Lichthärtegerät auspolymerisiert werden (GEURTSSEN, 1989). Durch diese Schichttechnik kann das Problem der initialen Randspaltbildung weitestgehend beherrscht werden. Früher wurde davon ausgegangen, dass chemisch-initiiert härtende Komposite zum Massenzentrum hin schrumpfen, während licht-initiiert härtende Komposite auf die Lichtquelle zu schrumpfen (KLAIBER & HALLER, 1988). Neuere Studien legen jedoch nahe, dass Komposite unabhängig von der Art der Initiierung von freien Flächen weg auf gebundene Flächen zu schrumpfen (VERSLUIS et al., 1998). Die Schrumpfrichtung scheint abhängig vom Kavitätendesign und der Art der Haftung an der Zahnschicht zu sein (HELLWIG et al., 2013). CHIANG et al. zeigten (2010a und 2010b), dass ungebundene Restaurationen bei der Polymerisation einen Verschiebungsvektor zum Massenzentrum hinzeigen, während gebundene Restaurationen zwei Kontraktionsmöglichkeiten haben: Entweder zur Oberfläche der Restauration hin wenn alle Schmelzränder



gleich dick sind oder zu der Kavitätenwand hin, die den dicksten Schmelzrand hat.

Der c-Faktor („configuration factor“) ist definiert als das Verhältnis von gebundener zu freier Fläche (FEILZER et al., 1987). Je kleiner dieser c-Faktor, desto weniger wirkt sich das Schrumpfungsverhalten auf den Rand aus - das Material kann von freien Flächen nachfließen (ROULET, 1994a). Dieses Nachfließen ist nur bis zum „Gelpunkt“ möglich, bei dem die Viskosität des Komposites und die Polymerisationsgeschwindigkeit schlagartig zunehmen. Man spricht vom sog. Trommsdorff-Norrish-Effekt (MEHL et al., 1997). Je höher dieser c-Faktor ist, desto weniger Potential ist für plastische Deformation da (FEILZER et al., 1987).

Durch die Schichttechnik wird nicht nur die Bildung von initialen Randspalten reduziert, sondern auch die Mikrozugfestigkeit am Kavitätenboden erhöht und die Höckerdeformation reduziert (JULOSKI et al., 2013; KWON et al., 2012). Für konventionelle und niedrugschrumpfende Komposite zeigt die Schichttechnik immer noch die größten Haftwerte durch Reduzierung der Effekte der Polymerisation und somit einer besseren Adaptation am Kavitätenboden (van ENDE et al., 2012).

Das Ergebnis der Polymerisation wird beeinflusst von der Konzentration des Initiators, den Absorptionseigenschaften des Komposits, der Streuung durch Füllstoffe und Pigmente und auch nicht ganz unwesentlich durch Bestrahlungszeit, -intensität und -leistung (REINHARDT, 1991a).

Bei lichthärtenden Kompositen verwendet man oftmals ein fließfähiges Komposit als erste Füllungsschicht, quasi als eine Art Unterfüllung, um durch die niedrigere Viskosität schwer zugängliche Areale zu erreichen und eine Nichtanbindung zwischen Restaurationsmaterial und Adhäsiv durch die Sauerstoffinhibitionschicht zu vermeiden. In Studien war jedoch bisher keine bessere Randqualität nachweisbar (ERNST, 2006 und 2010; KWON et al., 2012).

Nicht die Polymerisationsschrumpfung an sich ist ursächlich für Abrisse des Komposites an der Kavitätenwand, sondern die Polymerisationsschrumpfkraft, die als Produkt aus Schrumpfung und Elastizitätsmodul (je höher dieses

E-Modul, desto starrer ist ein Material) zu verstehen ist. Bei Flowables wird über die erhöhte Elastizität durch einen höheren Matrixanteil die höhere Schrumpfung in gewissen Grenzen kompensiert (ERNST, 2010; HELLWIG et al., 2013).

## 1.5 Methoden der Randanalyse

Als sogenannte „Microleakage“ (Randspaltpenetration) bezeichnet man den Durchtritt von Bakterien, Flüssigkeiten, Molekülen oder Ionen zwischen Kavitätentwand und Restaurationsmaterial (KIDD, 1976; BUCHMANN et al., 1992; ROSSOMANDO et al., 1995).

Die Randspaltbildung ist verursacht durch Dimensionsänderungen des Füllungsmaterials durch die Polymerisationsschrumpfung, thermische Kontraktion, Wasserabsorption, mechanischen Stress und Dimensionsänderungen in der Zahnstruktur (FABIANELLI et al., 2007). Sie ist klinisch mit dem Auftreten einer Sekundärkaries und Pulpaerkrankungen assoziiert.

Ziel einer Randanalyse ist, solche Mikroundichtigkeiten nachzuweisen bzw. auszuschließen, um ein Füllungsmaterial qualitativ beurteilen zu können. Hierzu wurden verschiedene Methoden entwickelt und beschrieben, so unter anderem Testverfahren mit Luftdruck, Radioisotopen oder chemischen Markern. Zwei Techniken haben sich als Standard etabliert:

- Morphologische Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop:

Die Randanalyse mittels eines Rasterelektronenmikroskops ermöglicht die Schonung der Originalprobe und lässt sich damit sowohl *in vitro* als auch *in vivo* anwenden.

Mittels hergestellter Replika wird der Rand hochauflösend untersucht und eine Analyse ist sowohl qualitativ als auch quantitativ möglich. Außerdem ist eine Untersuchung von Proben nach unterschiedlichen Versuchsbedingungen (NOACK, 1988a) möglich, z. B. vor und nach Thermocycling (HALLER et al., 1987; SOLTÉSZ et al., 1987). Allerdings kann immer nur die Situation an der Oberfläche beurteilt werden. Eine Differenzierung

zwischen oberflächlichen und in die Tiefe reichenden Randspalten ist beispielsweise nicht möglich.

- Farbstoffpenetrationstest:

Farbstoffpenetrationstests sind wohl die bekannteste Möglichkeit zur Analyse eines Randschlusses mit hoher Sensibilität gegenüber Randundichtigkeiten (TAYLOR & LYNCH, 1992).

Dieses Untersuchungsverfahren ist jedoch nur *in vitro* nutzbar und dient der Beurteilung der Dichtigkeit von Restaurationsrändern gegenüber Flüssigkeiten.

Als Farbstoffe werden z. B. Methylenblau, Silbernitrat, Fuchsin, Eosin, Erythrosin und viele andere verwendet. Eine begrenzte Anzahl von Schnitten wird angefertigt und mittels eines Mikroskops untersucht. Eine kontrastreiche Darstellung ist ohne zusätzliche chemische Reaktion oder Bestrahlung möglich.

Jedoch lässt sich der Füllungsrand nur punktuell und nicht im Ganzen untersuchen (GALE et al., 1994; NOACK, 1988a). Das Ergebnis solcher Untersuchungen hängt auch von der Wahl des Farbstoffs, insbesondere von der Molekülgröße und den chemischen Eigenschaften der Farbstoffe ab. Der größte Nachteil besteht jedoch darin, dass die Probe immer zerstört wird.

## 1.6 Problemstellung

In der folgenden Untersuchung soll die Randdichtheit und -qualität von Klasse II-Füllungen mit unterschiedlichen Füllungsmaterialien nach künstlicher Alterung *in vitro* evaluiert werden. Besonders folgende Fragen sollen beantwortet werden:

- Führt die Verwendung eines Komposits mit reduzierter Schrumpfung (Filtek™ Silorane) zu einer besseren Randqualität?

ergänzend dazu:

- Ist die Randdichtheit und –qualität abhängig von der Lage des Füllungsrandes im Zahn?
- Führt die Verwendung eines Flowables zur Verbesserung des Randschlusses?

Obwohl die Hersteller die Dentinhaftvermittlermaterialien als selbstkonditionierend im Schmelz und Dentin vermarkten, wurde ein Total-Etching durchgeführt. Dessen Auswirkungen auf die Systeme sollte im Vergleich zu den früheren Parallelarbeiten von René Seidl (SEIDL, 2013) und Katharina Gura (GURA, 2013) mit selektiver Schmelzätzung bzw. Selbstkonditionierung nach Herstellerangabe untersucht werden.

## 2 Material und Methode

### 2.1 Versuchsplanung der *In-vitro*-Studie in der Übersicht:

Die Abfolge der einzelnen Arbeitsschritte ist in der folgenden Übersicht dargestellt:

1. Probenvorbereitung:

Auswahl weitestgehend kariesfreier dentes sapientes (n=80)

Aufteilung auf acht Versuchsgruppen à 10 Molaren



2. Präparation und Konditionierung:

Präparation von Klasse II-Kavitäten mit definierter Ausdehnung

(ein Füllungsrand im Schmelz mit 1 mm Schmelzrandanschrägung und ein weiterer im Dentin)

Anätzen von Schmelzränder für 30 s, Dentinflächen für 15 s

Absprayen mit Luft-Wasser-Spray



3. Füllungsapplikation:

Gruppe	Primer	Bond	Flow	Komposit
<b>A</b>	Silorane System Adhesive Self- Etch Primer	Silorane System Adhesive Bond		Filtek™ Silorane
<b>B</b>	Silorane System Adhesive Self- Etch Primer	Silorane System Adhesive Bond	Filtek™ Supreme XT Flow <sup>1</sup>	Filtek™ Silorane
<b>C</b>	Adper™ Scotchbond™ SE Liquid A	Adper™ Scotchbond™ SE Liquid B		Filtek™ Supreme XT Universal
<b>D</b>	Adper™ Scotchbond™ SE Liquid A	Adper™ Scotchbond™ SE Liquid B	Filtek™ Supreme XT Flow <sup>1</sup>	Filtek™ Supreme XT Universal
<b>E</b>	CLEARFIL™ SE BOND Primer	CLEARFIL™ SE BOND Bond		CLEARFIL™ AP-X
<b>F</b>	CLEARFIL™ SE BOND Primer	CLEARFIL™ SE BOND Bond	CLEARFIL MAJESTY™ Flow	CLEARFIL™ AP-X
<b>G</b>	AdheSE® Primer	AdheSE® Bond		Tetric EvoCeram®
<b>H</b>	AdheSE® Primer	AdheSE® Bond	Tetric® EvoFlow	Tetric EvoCeram®

)<sup>1</sup> vollständig: Filtek™ Supreme XT Flowable Restorative



4. Ausarbeitung und Politur:

Konturierung und Politur der Füllungen



5. Lagerung und künstliche Alterung:

Lagerung für 15 Tage in 0,9%-iger Kochsalzlösung

Temperaturwechselbelastung mit 5°C und 55°C für 2500 Zyklen

Lagerung für 15 Tage in 0,9%-iger Kochsalzlösung



6. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung:

Herstellung von Replika mittels Silikonabdrücken und Epoxidharz  
Auswertung der Füllungsråder im Rasterelektronenmikroskop



7. Farbstoffpenetrationstest:

Farbstoffpenetrationstest mit Silbernitrat  
Sägen der Zähne  
Betrachtung mittels Mikroskop



8. Statistische Auswertung

## 2.2 Material

### 2.2.1 Probenmaterial

Als Probenmaterial wurden 80 weitestgehend kariesfreie extrahierte Weisheitszähne mit (nahezu) abgeschlossenem Wurzelwachstum und keiner oder nur geringfügiger Beschädigung durch Extraktionsinstrumente verwendet. Kleinere kariöse Läsionen oder Extraktionsbeschädigungen wurden nur in Kauf genommen, sofern sie in die nachfolgende Kavitätenpräparation mit einbezogen und damit entfernt werden konnten.

Die Verteilung der Zähne auf acht Versuchsgruppen à zehn Zähnen erfolgte nach Vermessung mit Hilfe einer digitalen Schiebelehre. Dabei wurde eine möglichst gleichmäßige Größenverteilung in den Versuchsgruppen angestrebt. Das Verhältnis von Oberkiefer- zu Unterkiefermolaren betrug 7:3.

Tab. 2 Größentabelle der Probenzähne:

	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C	Gruppe D	Gruppe E	Gruppe F	Gruppe G	Gruppe H
1	11,50 <i>10,68</i>	11,64 <i>10,24</i>	11,34 <i>10,69</i>	11,37 <i>9,74</i>	10,72 <i>10,81</i>	10,89 <i>11,14</i>	10,48 <i>11,09</i>	10,64 <i>11,02</i>
2	11,09 <i>9,70</i>	11,35 <i>9,28</i>	11,33 <i>9,63</i>	11,19 <i>9,81</i>	11,14 <i>9,81</i>	11,15 <i>9,47</i>	11,16 <i>9,70</i>	11,15 <i>9,93</i>
3	10,27 <i>9,23</i>	10,53 <i>9,28</i>	10,75 <i>9,54</i>	10,59 <i>9,66</i>	10,90 <i>9,06</i>	10,69 <i>9,41</i>	11,06 <i>10,51</i>	10,81 <i>9,42</i>
4	9,91 <i>8,98</i>	10,36 <i>9,54</i>	10,01 <i>8,90</i>	9,89 <i>8,91</i>	10,87 <i>9,48</i>	10,64 <i>10,22</i>	10,63 <i>9,40</i>	9,95 <i>9,53</i>
5	8,45 <i>10,08</i>	8,36 <i>10,72</i>	8,89 <i>9,56</i>	9,04 <i>9,71</i>	8,90 <i>9,45</i>	8,58 <i>10,12</i>	9,11 <i>9,80</i>	8,87 <i>9,88</i>
6	9,58 <i>10,42</i>	9,31 <i>10,50</i>	9,13 <i>11,39</i>	8,56 <i>10,87</i>	9,36 <i>10,50</i>	9,43 <i>10,41</i>	9,67 <i>11,09</i>	9,20 <i>10,63</i>
7	9,17 <i>10,68</i>	9,12 <i>9,23</i>	8,97 <i>9,71</i>	8,62 <i>9,69</i>	9,60 <i>9,62</i>	9,67 <i>10,20</i>	9,17 <i>9,93</i>	9,06 <i>9,41</i>
8	8,55 <i>9,87</i>	8,86 <i>9,90</i>	9,27 <i>10,74</i>	8,61 <i>9,64</i>	9,19 <i>10,70</i>	9,36 <i>10,39</i>	8,76 <i>9,80</i>	8,52 <i>9,89</i>
9	8,43 <i>9,11</i>	7,91 <i>9,73</i>	8,27 <i>9,84</i>	7,88 <i>9,21</i>	8,68 <i>9,60</i>	8,57 <i>9,37</i>	8,61 <i>9,09</i>	8,93 <i>8,96</i>
10	8,66 <i>9,32</i>	8,46 <i>9,24</i>	8,70 <i>9,88</i>	8,27 <i>9,29</i>	8,77 <i>10,00</i>	8,79 <i>9,31</i>	8,62 <i>9,59</i>	8,53 <i>9,87</i>

Vermessen wurden die Zähne sowohl in mesiodistaler als auch in vestibulo-oraler (kursiv gedruckt) Richtung. Alle Größenangaben sind in mm. Zähne 2, 3 und 4 sind Unterkieferzähne.

Zur Desinfektion und zur Verhinderung eines Keimwachstums während der Lagerung wurden die Zähne ab dem Zeitpunkt der Extraktion in einer 1%-igen Chloraminlösung gelagert. Vor Verwendung der Zähne wurden diese von Geweberesten und Konkrementen mittels Scaler (Hu-Friedy, SH 6/76) befreit und mit Hilfe von mit Vaseline isolierten Teflonringen (Innendurchmesser: 14,17 mm; Höhe: 14,09 mm) in Autopolymerisat (Paladur transparent®, Heraeus Kulzer) bis 2 mm unter der Schmelz-Zement-Grenze eingebettet. In die Kunststoffringe wurden Nummern zur Markierung eingraviert.

Die weitere Aufbewahrung bis zur Präparation der Kavitäten erfolgte in Chloramin T-Lösung.



Abb. 2 Einbetten der gesäuberten Zähne in Kunststoff (eigene Abbildungen)



### 2.2.2 Restaurationsmaterialien

Es wurden insgesamt vier verschiedene Kompositmaterialien, jeweils auch in Kombination mit fließfähigem Komposit, untersucht.

Als Farbton wurde A3 verwendet.

#### **Filtek™ Silorane**

*Hersteller: 3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.A.*

Das Material besteht zu 76 Gewichts-% aus Füllstoffen, zu 23 Gewichts-% aus Siloranmatrix und zu 1 Gewichts-% aus Initiatoren, Stabilisatoren und Pigmenten. Als Füllkörper werden Quarzkristalle und Yttriumtrifluorid verwendet. Filtek™ Silorane gehört zu den Mikrohybridkompositen (STUDIENBROSCHÜRE, 2007) bzw. zu der neuen Gruppe der Silorane.

Da zum Zeitpunkt der Studie noch kein passendes Flow zum Filtek™ Silorane auf den Markt war, wurde in dieser Versuchsreihe ein fließfähiges Komposit des gleichen Herstellers, das Filtek™ Supreme XT Flowable Restorative verwendet. Seine organische Matrix besteht aus Bis-GMA, TEGDMA und Bis-EMA. Als Füllpartikel werden Siliziumdioxid und Zirkoniumoxid verwendet (PRODUKTINFORMATION, 2007).

#### **Filtek™ Supreme XT**

*Hersteller: 3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.A.*

Filtek™ Supreme XT ist ein Nanokomposit von geschmeidiger Konsistenz (ERNST, 2010; ERNST & WILLERSHAUSEN, 2003) mit einem Füllkörpergehalt von 72,5 Gewichts-% und hat eine ähnliche Abrasionsfestigkeit wie Hybridkomposite (PRODUKTINFORMATION, 2005; STUDIENBROSCHÜRE, 2006).

Als Füllkörper werden Zirkonoxid und SiO<sub>2</sub> verwendet. Die Matrix besteht aus den Monomeren Bis-GMA, UDMA, TEGDMA und Bis-EMA.

SiO<sub>2</sub>-Partikel im Nanometerbereich werden mit Zirkonoxidpartikeln zu sogenannten „Clustern“ gesintert und ermöglichen somit eine optimale Benetzbarkeit aller Füllkörper mit der Matrix (ERNST, 2010).

Das passende Flow ist das namensgleiche Filtek™ Supreme XT Flowable Restorative. Es wurde in den Versuchen bereits in Kombination mit Filtek™ Silorane verwendet.

### **CLEARFIL™ AP-X**

*Hersteller: Kuraray Medical Inc., Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japan*

CLEARFIL™ AP-X ist ein Universal-Hybridkomposit. Es besteht aus Dimethacrylaten wie Bis-GMA und TEGDMA sowie Füllstoffen wie Bariumglas (86 Gewichts-%) und SiO<sub>2</sub> (PRODUKTINFORMATION, 2006).

Im Versuch wurde es mit CLEARFIL MAJESTY™ Flow kombiniert. Dieses hat qualitativ die gleichen Bestandteile wie das zugehörige Restaurationsmaterial (PRODUKTINFORMATION, 2006).

### **Tetric EvoCeram®**

*Hersteller: Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein*

Tetric EvoCeram® ist ein nanooptimiertes Hybridkomposit mit 17-18 Gewichts-% an Dimethacrylaten und einem Füllstoffgehalt von 82-83 Gewichts-%. Es hat eine hochfeste Konsistenz (ERNST, 2010).

Als Füllstoffe werden Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, pyrogenes SiO<sub>2</sub> und hybridgefüllte Vorpolymerisatsplitter verwendet.

Das zugehörige fließfähige Komposit ist das Tetric EvoFlow® mit einem um ca. 20 Gewichts-% geringeren Füllstoffgehalt (PRODUKTINFORMATION, 2004).

#### 2.2.3 Dentinhaftvermittler

Jedem der vier Komposite wurde das passende Dentinhaftvermittlersystem zugeordnet:

### **Silorane System Adhesive**

*Hersteller: 3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.A.*

Das Zweiflaschen-Adhäsivsystem hat deutlich hydrophobe Eigenschaften (STUDIENBROSCHÜRE, 2007). Sowohl Primer als auch Bond sind auf Methacrylatbasis. Der eher hydrophile Primer ermöglicht eine Verbindung zum Dentin. Das Bond stellt über Hybridmoleküle eine Bindung zwischen Methacrylaten des Bond und des Füllungsmaterials her. Beide Schichten werden getrennt ausgehärtet. Es handelt sich um ein „ultra-mildes“ selbstätzendes Adhäsiv, das durch das enthaltene silanisierte SiO<sub>2</sub> recht viskös ist (VAN ENDE et al., 2012).

### **Adper™ Scotchbond™ SE**

*Hersteller: 3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.A.*

Bestehend aus einem wasserhaltigen Primer, Liquid A, und einem sauren Adhäsiv, Liquid B, handelt es sich auch hierbei um ein selbstätzendes 2-Flaschen-Adhäsivsystem. Da der Primer einen Farbindikator enthält, ist es möglich, die komplette Benetzung der Kavität mit dem Primer zu kontrollieren (PRODUKTINFORMATION, 2007). Wenn eine gleichmäßig rote Schicht entstanden ist, wird das Liquid B aufgetragen. Durch Einwirkung der Säure verschwindet die rote Farbe und eine ordnungsmäßige Ätzung ist gewährleistet.

Das Siliziumnanofüller enthaltende Adhäsivsystem basiert auf Ethanol- und Wasserbasis und verdunstet daher nicht so schnell wie Adhäsivsysteme auf Acetonbasis.

### **CLEARFIL™ SE BOND**

*Hersteller: Kuraray Medical Inc., Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japan*

Auch dieses System besteht aus zwei Komponenten, dem CLEARFIL™ SE BOND Primer und dem CLEARFIL™ SE BOND Bond. Wegen des enthaltenen Lösungsmittels empfiehlt es sich, die Flüssigkeiten direkt auf einen Applikator oder Einwegpinsel zu tropfen.

Der Primer basiert auf Wasserbasis. Daher ist es möglich, Dentin und Schmelz in einem Schritt zu behandeln (PRODUKTINFORMATION, 2007). Das Adhäsivsystem enthält das MDP-Monomer, das eine chemische Bindung mit dem im

Schmelz enthaltenen Hydroxylapatit eingehen und eine effektive Hybridschicht ausbilden kann.

## **AdheSE®**

*Hersteller: Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein*

Bei AdheSE® handelt es sich um ein selbstätzendes Zweikomponenten-Adhäsivsystem bestehend aus AdheSE® Primer und AdheSE® Bond, die nacheinander aufgetragen werden. Es besitzt einen niedrigen pH-Wert, der die Erzeugung eines retentiven Schmelzätzmusters ermöglicht.

Auf Basis eines Bis-Acrylsäureamids ist der Primer hydrolysestabil (STUDIENBROSCHÜRE, 2004) und eine Kühlschrankspeicherung ist nicht notwendig. Der Bond ist methacrylatbasiert.

## **2.3 Methode**

### **2.3.1 Präparation der Zähne**

An allen Molaren wurden gruppenweise, um eine möglichst kurzzeitige Lagerung der präparierten Zähne in 0,9 %-iger Kochsalzlösung zu gewährleisten, Klasse II-Kavitäten nach Black parallel zur Kronenachse präpariert. Die Kavitäten hatten eine Ausdehnung von 3,5 mm in vestibulo-oraler Richtung, die Tiefe betrug okklusal 4 mm (siehe auch Abb. 3).

Um die Randschlussqualität sowohl bei einem Füllungsrand, der im Schmelz als auch bei einem, der im Dentin endet, untersuchen zu können, wurden die approximalen Kästen so präpariert, dass mesial die okklusale Tiefe von 4 mm beibehalten wurde und somit ein schmelzbegrenzter Rand gewährleistet war. Distal wurde die Kavität so gestaltet, dass sie an der Schmelz-Zement-Grenze endete. Je nach Höhe der klinischen Krone variierte die okklusal-zervikale Ausdehnung zwischen 5 und 7 mm.

Die Präparation erfolgte unter kontinuierlicher Wasserspraykühlung bei mittlerer bis hoher Drehzahl mit einem Rotring-Winkelstück (KaVo) und einem zylindri-

schen Diamantschleifkörper mit einer Körnung von 107  $\mu\text{m}$  mit abgerundeten Kanten.

Finiiert wurde mit einem Diamanten der Körnung 15  $\mu\text{m}$ . Approximale Schmelzränder wurden mit einem Blauringwinkelstück (mit EVA-Kopf, KaVo) und einer oszillierenden diamantierten Feile (Bevelshape BS 40, Intensiv) auf einer Breite von 1 mm angeschrägt.

Wurde bei der Präparation die Pulpa kleinflächig eröffnet, so wurde dies mit fließfähigem Komposit abgedeckt.

Direkt nach der Präparation wurden die Zähne in 0,9 %-iger Kochsalzlösung gelagert und innerhalb von drei Tagen gefüllt und ausgearbeitet.

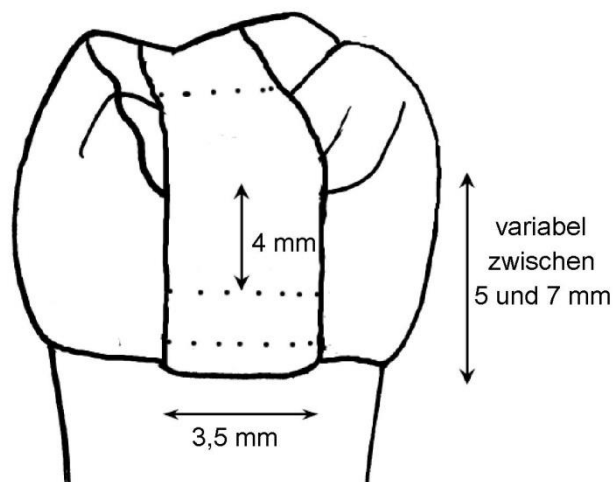
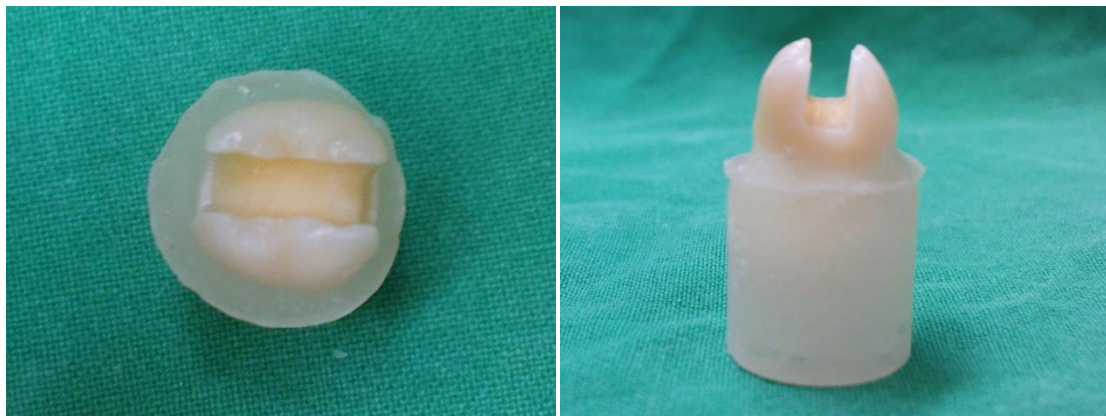


Abb. 3 Klasse II-Kavitäten nach Black: Ausdehnung 3,5 mm in vestibulo-oraler Richtung, okklusale Tiefe 4 mm, okklusal-zervikale Ausdehnung variabel zwischen 5 und 7 mm (eigene Abbildungen; eigene Zeichnung)

### 2.3.2 Matrizentechnik zur Gestaltung der Approximalflächen

Die so vorbereiteten, gesockelten und präparierten Zähne wurden dann in ein Nachbarzahnsimulationsgerät eingespannt. Zwei je auf einer Metallschiene befestigte Kunststoffzähne (Frasaco) konnten individuell an den jeweiligen Probenzahn herangeführt werden und ermöglichten so eine annähernd natürliche Approximalsituation.

Allerdings fehlen in diesem Modell der interdentale Knochen und die interdentale Gingiva. Zu Verkleinerung des großen Raumes unterhalb der Approximalkontakte wurden deshalb hilfsweise Silikonschlauchstücke eingelegt. Anschließend wurden transparente Sektionsmatrizen (Hawe Adapt® Sectional Matrix, Kerr) platziert und mit Hilfe von Interdentalkeilen (KerrHawe) und Provisorienkomposit (Systemp® onlay, Ivoclar Vivadent) befestigt.

Die Versuchsanordnung ist in Abbildung 4 dargestellt.

Auf das Legen von Unterfüllungen zum Schutz der Pulpa wurde in allen Versuchsgruppen verzichtet.

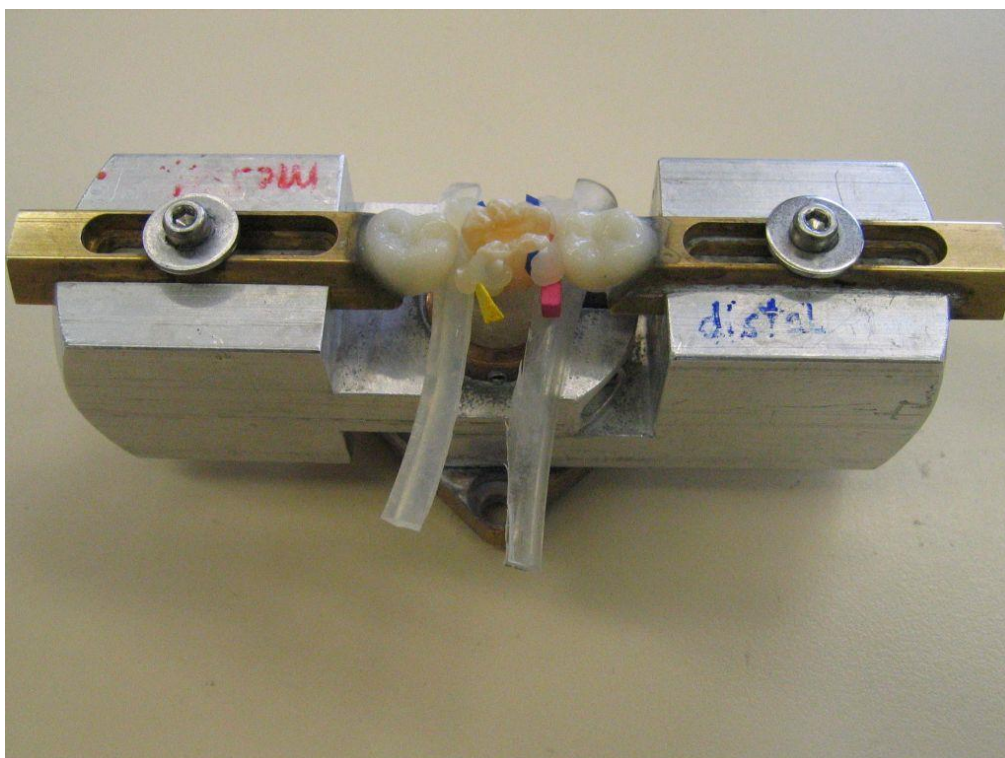


Abb. 4 Nachbarzahnsimulationsgerät (eigene Abbildung)

### 2.3.3 Schmelz- und Dentinkonditionierung

Die Schmelz- und Dentinkonditionierung erfolgte in allen Gruppen gleich: Die Schmelzränder wurden 15 s mit 35 %-iger Phosphorsäure (Ultra-Etch®, Ultradent Products) angeätzt bevor auch das Ätzel auf die Dentinflächen der Kavität aufgetragen wurde. Nach weiteren 15 s wurde das gesamte Ätzel mit Druckluft-Wasserspray abgespült und die Kavität mit einem chirurgischen Sauger mit einer aufgespitzten Kunststoffkanüle trocken gesaugt.

### 2.3.4 Lichtpolymerisation

Verwendet wurde das Lichtgerät Elipar™ FreeLight™2 (3M ESPE, Leistung: 1200 mW/cm<sup>2</sup>).

Bei Modellation der approximalen Schichten wurde je Schicht einmal 10 s gehärtet.

Okklusal wurde, je nach Größe der Molaren, wenn nicht gewährleistet war, dass der Lichtleiter die komplette Fläche abdeckte, zweimal 10 s gehärtet - einmal mesial, einmal distal. Ansonsten reichte eine zentrale Aktivierung des Lichthärtgerätes für 10 s aus.

### 2.3.5 Füllungsapplikation

Die verschiedenen Dentinhaftvermittler und Komposite wurden wie in Tab. 3 dargestellt den Gruppen zugeordnet.

Alle Komposite lagen in Spritzen vor. Die für eine Kavität notwendige Menge wurde auf ein Vivapad (Ivoclar Vivadent) vordosiert und von dort entnommen. Die fließfähigen Komposite wurden mittels einer dünnen Kanüle direkt in die Kavität eingebracht und mittels einer 3A-Sonde (Hu-Friedy) verteilt.

Tab. 3: Zuordnung der Dentinhaftvermittler und Komposite zu den Versuchsgruppen:

Gruppe	Primer	Bond	Flow	Komposit
<b>A</b>	Silorane System Adhesive Self- Etch Primer	Silorane System Adhesive Bond		Filtek™ Silorane
<b>B</b>	Silorane System Adhesive Self- Etch Primer	Silorane System Adhesive Bond	Filtek™ Supreme XT Flow <sup>1</sup>	Filtek™ Silorane
<b>C</b>	Adper™ Scotchbond™ SE Liquid A	Adper™ Scotchbond™ SE Liquid B		Filtek™ Supreme XT Universal
<b>D</b>	Adper™ Scotchbond™ SE Liquid A	Adper™ Scotchbond™ SE Liquid B	Filtek™ Supreme XT Flow <sup>1</sup>	Filtek™ Supreme XT Universal
<b>E</b>	CLEARFIL™ SE BOND Primer	CLEARFIL™ SE BOND Bond		CLEARFIL™ AP-X
<b>F</b>	CLEARFIL™ SE BOND Primer	CLEARFIL™ SE BOND Bond	CLEARFIL MAJESTY™ Flow	CLEARFIL™ AP-X
<b>G</b>	AdheSE® Primer	AdheSE® Bond		Tetric EvoCeram®
<b>H</b>	AdheSE® Primer	AdheSE® Bond	Tetric® EvoFlow	Tetric EvoCeram®

<sup>1</sup>) vollständig: Filtek™ Supreme XT Flowable Restorative

Die Füllungen wurden in mehreren Schritten wie in Abbildung 5 dargestellt geschichtet. Gefüllt wurde mit dem Füllinstrument OP3 CT (Deppeler), bei dem ein Arbeitsende aus einem abgerundeten zylindrischen Stopfer, das andere Arbeitsende aus einem über die Fläche gebogenen Spatel besteht.

Als erstes wurde der von Dentin begrenzte Kasten bis auf das Niveau des okklusalen Kastens aufgefüllt. Es folgte eine Schicht in der Stärke von ca. 2 mm durch die gesamte Kavität. Die Randleiste wurde zuerst auf der dentinbegrenzten Seite in zwei diagonalen Schichten, dann in gleicher Weise auf der von Schmelz begrenzten Seite modelliert. Für die Okklusalfäche wurde zunächst eine Schicht an die Scherhöcker adaptiert, dann an die Stützhöcker.

Die Lichthärtung erfolgte von okklusal für jede Schicht separat mit dem Lichtgerät Elipar™ FreeLight™2 (3M ESPE, Leistung: 1200 mW/cm<sup>2</sup>) für 10 s. Die Schicht, die die komplette Kavität durchzieht, wurde zweimal lichtgehärtet, einmal mesial und einmal distal.



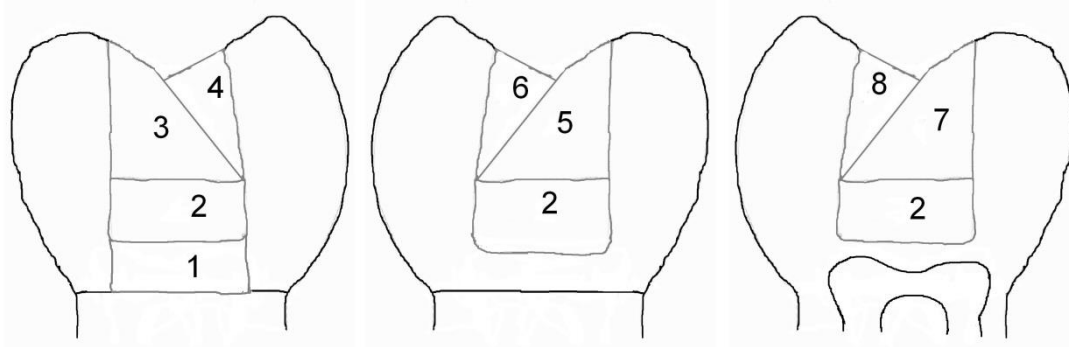


Abb.5 Inkremententechnik: links: Aufsicht von approximal, dentinbegrenzte Kavität; Mitte: Aufsicht von approximal, schmelzbegrenzte Kavität; rechts: Schnitt in bukkolingualer Richtung. Die Ziffern 1-8 geben die Reihenfolge der Schichtung an (weitere Erläuterungen siehe Text; eigene Zeichnung)

### 2.3.5.1 Versuchsgruppe A und B

In den Gruppe A und B wurden die Materialien Silorane System Adhesive mit Filtek™ Supreme XT und Filtek™ Silorane untersucht.



Abb. 6 Versuchsgruppen A und B: Materialien (eigene Abbildung)

Verarbeitung:

- Die Konditionierung von Schmelz und Dentin erfolgte wie oben beschrieben.
- Self-Etch Primer:  
Die Dosierflasche musste vor jeder Benutzung geschüttelt werden.

Direkt aus der Flasche wurde ein Tropfen auf einen schwarzen Einmalapplikator (Disposable Applicators, 3M ESPE, Size M - Black) gegeben, auf die gesamte Kavitätenfläche aufgetragen und für 15 s in das Dentin einmassiert.

Der Primer wurde mit einem sanften Luftstrom verblasen bis eine gleichmäßige Schicht entstanden war und die Flüssigkeit sich nicht mehr bewegte.

Die Lichthärtung erfolgte wie oben beschrieben in der mesialen und distalen Hälfte der Kavität für jeweils 10 s.

- Adhesive-Bond:

Aus der geschüttelten Flasche wurde ein Tropfen Bond direkt auf einen gelben Einmalapplikator (Disposable Applicators, 3M ESPE, Size M - Yellow) dosiert, auf die Kavitätenflächen aufgebracht und mit einem leichten Luftstrom verblasen.

Lichtgehärtet wurde wie beschrieben für 2 x 10 s.

Ein Kontakt von nicht lichtgehärteten Primer oder Bond mit dem Füllungsmaterial wurde vermieden.

- Filtek™ Supreme XT:

Das fließfähige Komposit wurde mit einer Kanüle auf die Approximalränder aufgetragen, mit einer 3A-Sonde verteilt und 2 x 10 s lichtgehärtet.

- Filtek™ Silorane:

Das Siloran wurde in Schichten eingebracht und lichtgehärtet.

Bei Versuchsgruppe A wurde im Gegensatz zu Gruppe B auf die Anwendung eines fließfähigen Komposites verzichtet.

### 2.3.5.2 Versuchsgruppen C und D

In den Gruppen C und D wurde mit Adper™ Scotchbond™ SE, Filtek™ Supreme XT fließfähigem Komposit und dem gleichnamigen Universalrestaurationsmaterial gearbeitet.

Vorgehensweise:

- Die Konditionierung von Schmelz und Dentin erfolgte wie oben beschrieben.
- Adper™ Scotchbond™ SE Liquid A:  
Der dünnflüssige Primer wurde mit einem Einmalapplikator aufgetragen bis eine gleichmäßig rote Schicht entstanden und eine komplette Benetzung der Kavität gewährleistet war.
- Adper™ Scotchbond™ SE Liquid B:  
Mit Hilfe eines zweiten Applikators wurde Liquid B unter leichtem Druck einmassiert bis die rote Farbe verschwunden und eine regelmäßig gelbe Schicht entstanden war.  
Um eine ordnungsmäßige Ätzung zu ermöglichen wurde Liquid B für weitere 20 s einmassiert, dann mit einem sanften Luftstrom verblasen und Überschüsse in den Ecken wurden abgesaugt.  
Eine Lichthärtung erfolgte sowohl mesial als auch distal für 10 s.
- Filtek™ Supreme XT fließfähiges Komposit:  
Das fließfähige Komposit wurde in den Approximalbereichen in einer dünnen Schicht eingebracht und für 2 x 10 s lichtgehärtet.
- Filtek™ Supreme XT Universal Restorationsmaterial:  
Das Komposit wurde wie oben beschrieben eingebracht und schichtweise lichtgehärtet.



Abb. 7 Versuchsgruppe C und D: Materialien (eigene Abbildung)

Bei Versuchsgruppe C wurde im Gegensatz zu Gruppe D auf die Anwendung eines fließfähigen Komposites verzichtet.

#### 2.3.5.3 Versuchsgruppen E und F

CLEARFIL™ SE BOND Primer und Bond sowie CLEARFIL™ AP-X fanden Anwendung in diesen Versuchsgruppen.

Methodik:

- Die Konditionierung von Schmelz und Dentin erfolgte wie oben beschrieben.
- CLEARFIL™ SE BOND Primer:  
Da das CLEARFIL™ SE BOND aggressive Lösungsmittel enthält, wurde darauf verzichtet, Primer und Bond auf ein Vivapad zu dosieren, sie wurden stattdessen direkt auf einen Applikator aufgetragen.  
Der Primer wurde auf die gesamte Kavität aufgetragen und für 20 s belassen. Lösungsmittel wurden anschließend mit einem sanften Luftstrom verdunstet und Überschüsse abgesaugt.
- CLEARFIL™ SE BOND Bond:  
Das Bond wurde eingebracht, mit einem leichten Luftstrom verblasen und mesial und distal je 10 s lichtgehärtet.
- CLEARFIL MAJESTY™ Flow:  
Mit einer Kanüle wurde das fließfähige Komposit approximal aufgebracht und mit einer 3A-Sonde verteilt. Eine Lichthärtung erfolgte für 2 x 10 s.
- CLEARFIL™ AP-X:  
Mit CLEARFIL™ AP-X wurde in Schichten modelliert und lichtgehärtet.

In Versuchsgruppe E wurde wieder auf die Verwendung eines fließfähigen Komposites verzichtet.



Abb. 8 Versuchsgruppen E und F: Materialien (eigene Abbildung)

#### 2.3.5.4 Versuchsgruppen G und H

In den Gruppen G und H wurde mit dem AdheSE®-Bondingsystem, Tetric EvoFlow® und Tetric EvoCeram® gefüllt.



Abb. 9 Versuchsgruppe G und H: Materialien (eigene Abbildung)

Das Vorgehen war wie folgt:

- Die Konditionierung von Schmelz und Dentin erfolgte wie oben beschrieben.
- AdheSE® Primer:

Mit einem Applikator wurde der Primer am Schmelz beginnend aufgetragen und für 20 s in Dentin und Schmelz eingebürstet, um ein Eindringen des Primers in die Dentinkanälchen sowie die Ausbildung einer Hybrid-schicht im freigelegten Kollagen zu ermöglichen. Eine Mindesteinwirkzeit von 30 s wurde eingehalten.

Eventuell vorhandene Pfützen wurden mit einem chirurgischen Sauger entfernt.

- AdheSE® Bond:

Das Bond wurde mit einem Applikator aufgebracht, der Applikator trockengetupft und damit Überschüsse aufgenommen.

Es wurde für 10 s lichtgehärtet, einmal mesial und einmal distal.

- Tetric EvoFlow®:

In den Approximalbereichen wurde mit Hilfe einer Kanüle eine dünne Schicht Flow aufgetragen, mit einer 3A-Sonde (Hu-Friedy) verteilt und 10 s pro Seite (mesial und distal) lichtgehärtet.

- Tetric EvoCeram®:

Das Komposit wurde in wie oben beschriebenen Schichten eingebracht und schichtweise für 10 s lichtgehärtet.

Bei Versuchsreihe G wurde im Unterschied zu Gruppe H auf die Anwendung eines fließfähigen Komposites verzichtet.

### 2.3.6 Ausarbeitung und Politur

Nach dem Legen der Füllungen wurden die Zähne zunächst wieder in physiologischer Kochsalzlösung gelagert und in Gruppen von drei bis vier Zähnen in der Hand ausgearbeitet. Dies entspricht zwar nicht der klinischen Situation, Ziel der Untersuchung war es aber, die Materialien unter optimalen Bedingungen zu testen, also bei idealer Verarbeitung, ohne die Handlingeigenschaften in den Versuch einzubeziehen.

Überschüsse wurden zuerst mit einem Blauringwinkelstück (KaVo) mitteltourig mit Hilfe einer Proxoshape (Intensiv) oder niedertourig mit roten Silikonspitzen (Shofu) beseitigt.

Die Politur erfolgte mit dem Ein-Schritt-Poliersystem OptraPol (Ivoclar Vivadent) bei niedriger Umdrehungszahl.

Visuell mit Lupenbrille (2,3fache Vergrößerung) und taktil mit einer 3A-Sonde (Hu-Friedy) wurden die Füllungen auf eventuell noch vorhandene Überschüsse geprüft und diese beseitigt.

Abschließend wurden die Füllungen noch mit einem siliciumcarbidhaltigen Bürstchen (Occlubrush, KerrHawe) auf Hochglanz poliert.

Wie *in vivo* erfolgte die Ausarbeitung und Politur unter größtmöglicher Schonung der benachbarten Zahnhartsubstanz.

### 2.3.7 Lagerung und Thermocycling

Für 15 Tage erfolgt die Lagerung in 0,9 %-iger Kochsalzlösung bei 37°C in einem Wärmeschrank (Memmert GmbH & Co KG). Danach erfolgte eine Temperaturwechselbelastung:

Für 2500 Zyklen wurden die Proben abwechselnd einer Temperatur von 5°C (Kältebad, MGW RMT 6, Dr. Worbser) und 55°C (Wärmebad, MWB 1/9 Julabo) ausgesetzt. Die Verweilzeit der Zähne im jeweiligen mit entmineralisierten Wasser gefüllten Bad betrug 30 s.

Nach der Temperaturwechselbelastung wurden die Proben abermals bei 37°C in physiologischer Kochsalzlösung für 15 Tage gelagert.



Abb. 10 Thermocycling: links Kältebad mit Temperatur von 5°C, rechts Wärmebad mit Temperatur von 55°C (eigene Abbildung)

### 2.3.8 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Um die Randständigkeit der einzelnen Füllungen untersuchen zu können, wurden dimensionsgetreue Duplikate der Testzähne hergestellt:

Im Anschluss an die Lagerung in Kochsalz wurden die Zähne, um zwischenzeitliche Verunreinigungen zu entfernen, unter fließendem Wasser mit einer weichen Zahnbürste gereinigt. Nach gründlicher Trocknung mit dem Luftbläser wurden die Füllungen mit einem dünnfließenden, additionsvernetzenden Silikon (Honigum® Light, DMG) dreiteilig abgeformt.

Von der mesialen, von der distalen und der okklusalen Füllungsfläche wurde jeweils ein Abdruck genommen. Um Lufteinschlüsse zu vermeiden wurde eine kleine Portion auf die abzuformende Fläche aufgebracht und mit dem Luftbläser sanft verblasen. Erst danach wurde weiteres Silikon aufgetragen um einen ausreichend stabilen Abdruck zu bekommen. Nach dem Aushärten (4 Minuten)



wurden die Abdrücke entfernt und auf Vollständigkeit und Blasenfreiheit untersucht.

Die Abdrücke wurden frühestens nach 24 Stunden, um die Rückstellkräfte des Abformmaterials maximal zu berücksichtigen, mit Alkohol ausgewischt, mit Druckluft getrocknet und mit einem Epoxidharz ausgegossen.

Die Replika wurden nach einer Aushärtezeit von 24 Stunden an der Unterseite mit Sandpapier plan geschliffen und mit einem Kohlenstoffkleber (Leit C, Fa. Neubauer Chemikalien) auf REM-Träger (Agar Scientific Ltd) aufgeklebt und mit einer Goldschicht in einem Sputtergerät beschichtet (K 550, Emitech GmbH).

Die rasterelektronenmikroskopische Auswertung erfolgte okklusal getrennt nach Scher- und Stützhöcker, approximal getrennt nach Schmelz und Dentin begrenzter Kavitätenseite mit dem Rasterelektronenmikroskop (DSM 940, Carl Zeiss) bei 100facher Vergrößerung (Arbeitsabstand ca. 16 mm, Beschleunigungsspannung 5 kV). Bei den approximalen Proben wurde des Weiteren eine Unterteilung in axiale und zervikale Anteile durchgeführt.

Folgende Kriterien wurden unterschieden:

- „kontinuierlicher Rand“ (Abb. 11):  
kontinuierlicher Übergang zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz. Eine Unterscheidung zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz ist nur durch die materialbedingten unterschiedlichen Oberflächenstrukturen möglich.
- „kontinuierlicher Rand mit Schmelzrandfraktur“ (Abb. 12):  
kontinuierlicher Übergang zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz mit Fraktur der Zahnhartsubstanz außerhalb des Übergangs.
- „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ (Abb. 13 und 14):  
kontinuierlicher Übergang zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz, der Füllungsrand ist mit Wasserbläschen besetzt.
- „Randspalt“ (Abb. 15):  
eindeutiger Spalt zwischen Zahn und Füllung.

- „kontinuierlicher Rand mit Spalt zwischen Flowable und Komposit“ (Abb. 16):  
kontinuierlicher Übergang zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz mit eindeutigem Spalt zwischen Flowable und Komposit.
- „Unterschuss“ (Abb. 17):  
das Füllungsmaterial reicht nicht bis an die Präparationsgrenze, ein Spalt zwischen Füllungswerkstoff und Zahnhartsubstanz ist aber nicht auszumachen.
- „Überschuss“ (Abb. 18):  
die Füllung liegt der Zahnoberfläche außerhalb der Kavität auf.
- „kontinuierlicher Rand mit Kompositrandfraktur“ (Abb. 19):  
Kontinuierlicher Übergang zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz mit Fraktur der Füllung außerhalb des Übergangs.
- „nicht auswertbar“ (Abb. 20):  
die Randqualität ist, z. B. aufgrund von Artefakten, nicht beurteilbar.

Für eine Zuordnung der Füllungsabschnitte und einer quantitativen Randanalyse wurden die einzelnen Abschnitte nacheinander je nach Bedarf vergrößert (200 bis 1000fach) um eine Entscheidung über die jeweilige Randqualität zu treffen. Die Randabschnitte wurden bei 100facher Vergrößerung „fotografiert“ und die einzelnen Randqualitäten im Programm RaEM 4.0 (Müller, ZMK Würzburg) eingezeichnet und digital am Computer ausgewertet.

Die Längen der Randabschnitte, für die die einzelnen Kriterien zutrafen, wurden vermessen und ihr prozentualer Anteil an der Gesamtlänge des Füllungsrandes berechnet.



Abb. 11 Randqualität „kontinuierlicher Rand“, 100fache Vergrößerung, Übergangsbereich zervikal-axial, links unten Füllung, rechts oben Zahnschmelz (eigene Abbildung)

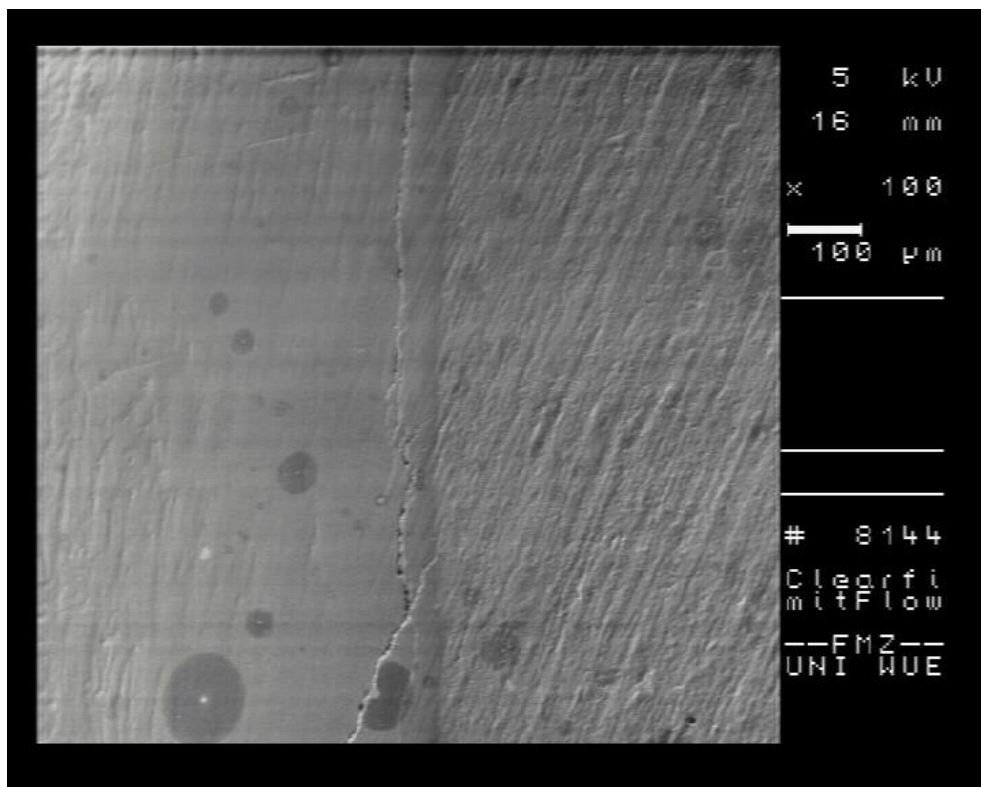


Abb. 12 Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Schmelzrandfraktur“, 100fache Vergrößerung, axiale Füllungsansicht, links Zahnschmelz, rechts Füllung (eigene Abbildung)

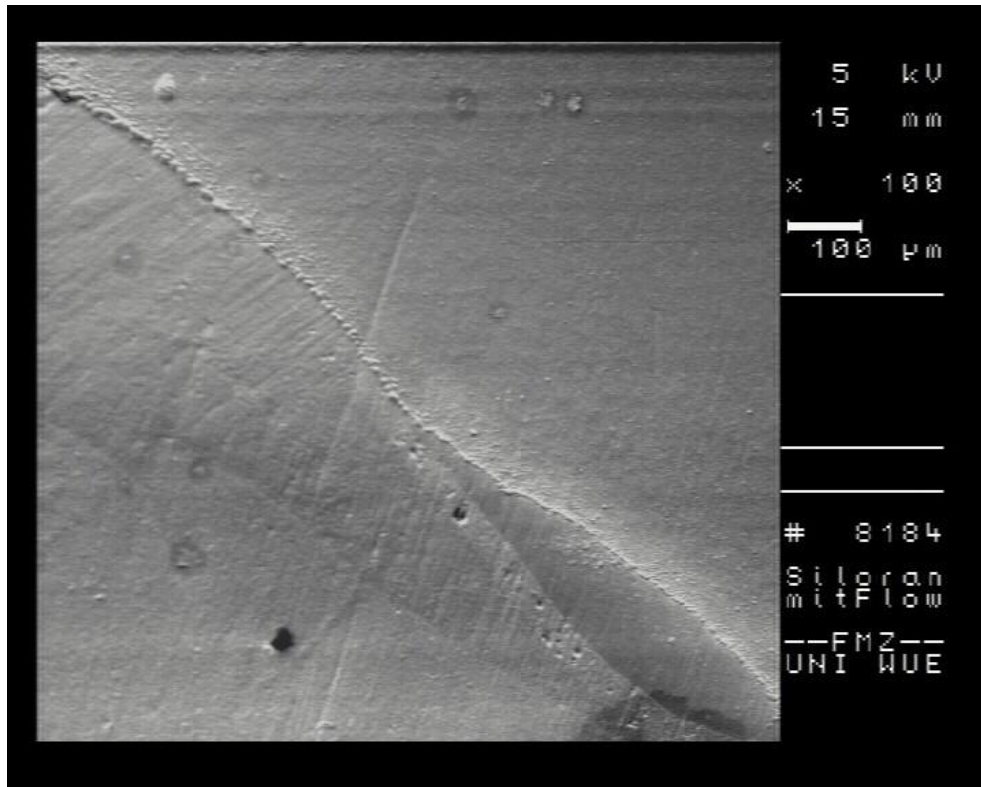


Abb. 13 Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“, 100fache Vergrößerung, Übergangsbereich zervikal-axial, links Füllung (Komposit, Flow), Wasserbläschen, rechts Dentin/rechts unten Schmelz (eigene Abbildung)

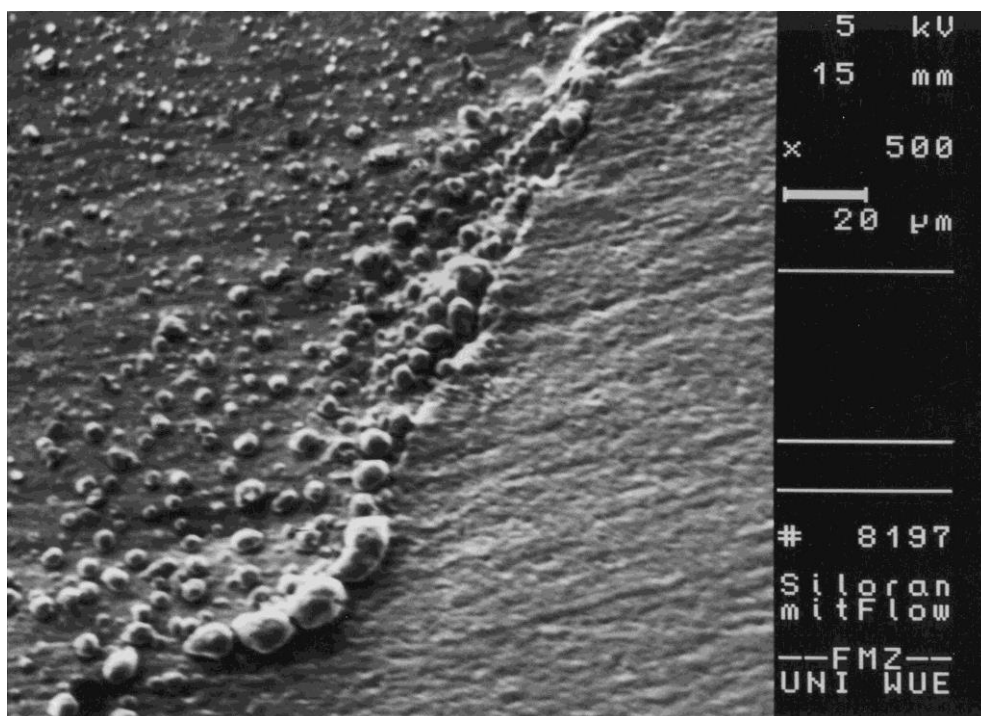


Abb. 14 Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“, 500fache Vergrößerung, zervikale Füllungsansicht, links Dentin, Wasserbläschen, rechts Füllung (nur Flow sichtbar) (eigene Abbildung)

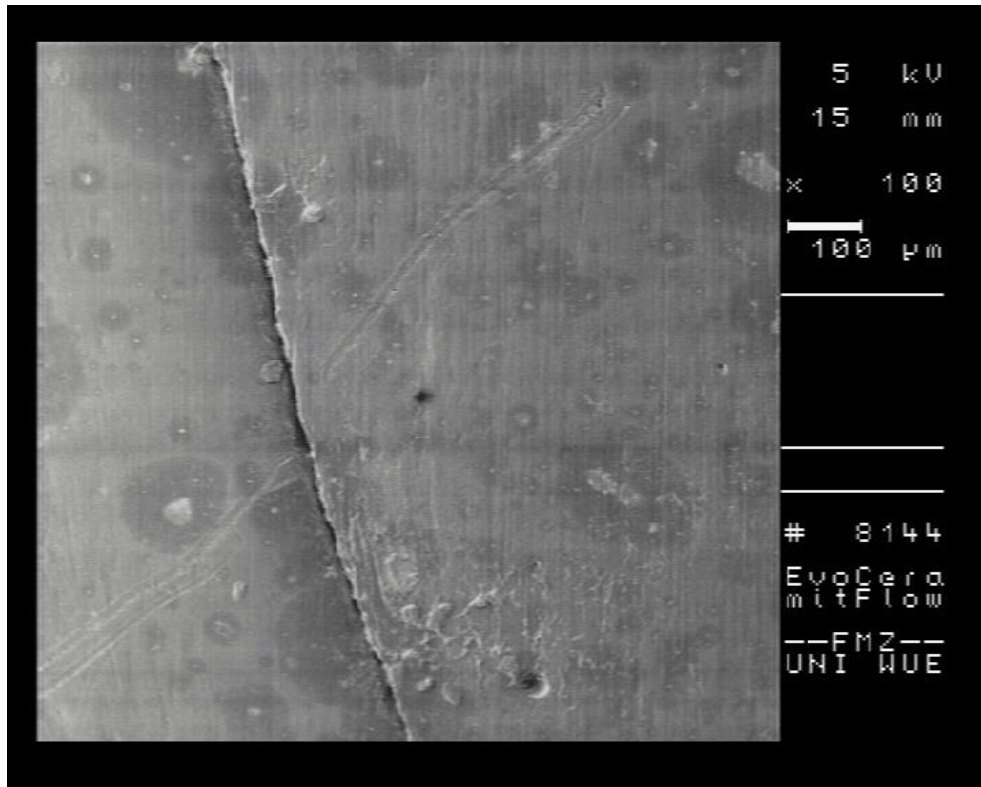


Abb. 15 Randqualität „Randspalt“, 100fache Vergrößerung, axiale Füllungsansicht, links Zahnschmelz, rechts Füllung (eigene Abbildung)

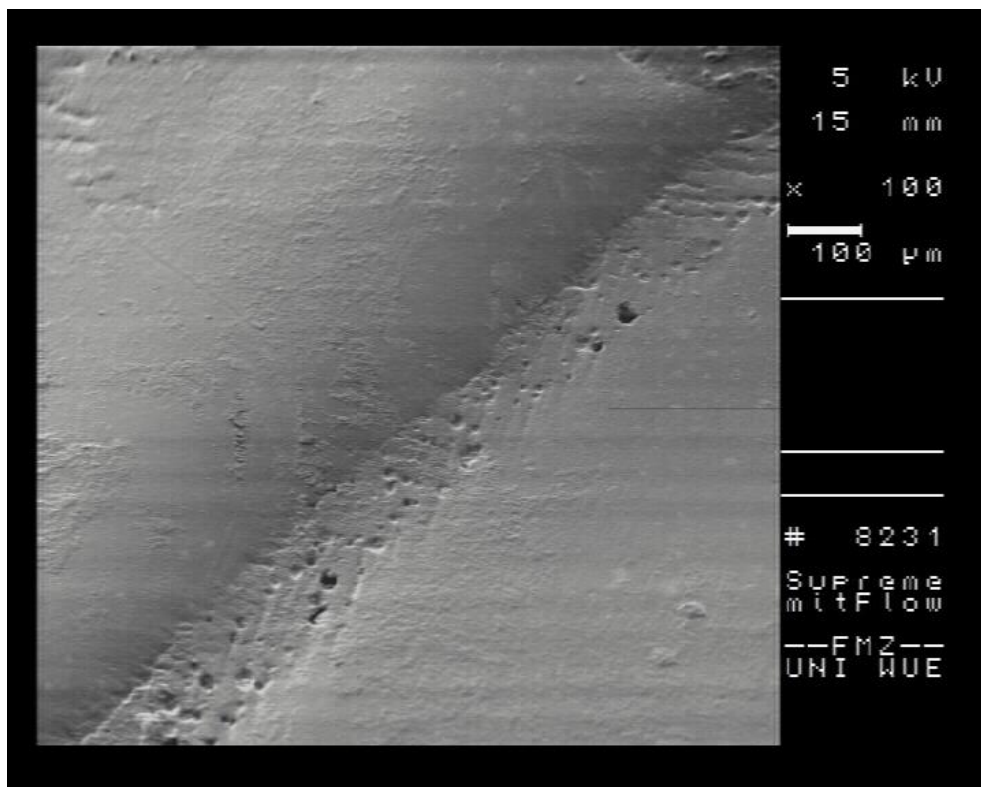


Abb. 16 Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Spalt zwischen Flowable und Komposit“, 100fache Vergrößerung, Übergangsbereich axial-zervikal, links Zahnschmelz, Flow, rechts Füllung (eigene Abbildung)

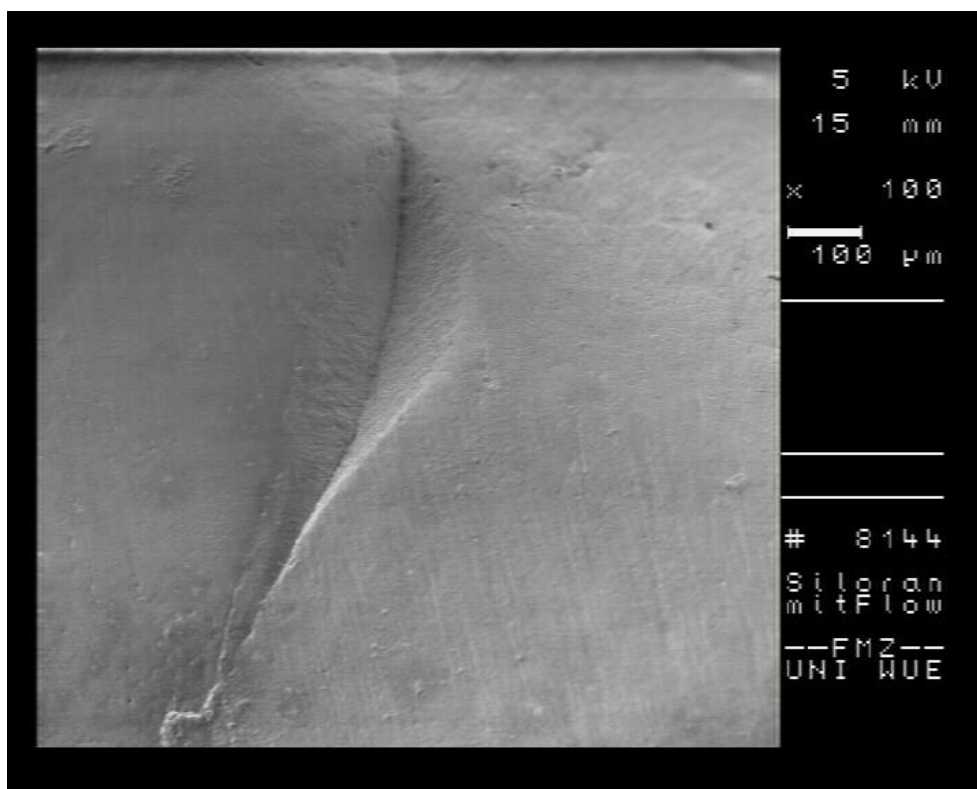


Abb. 17 Randqualität „Unterschuss“, 100fache Vergrößerung, Übergangsbereich axial-okklusal, links Zahnschmelz, rechts Füllung (eigene Abbildung)

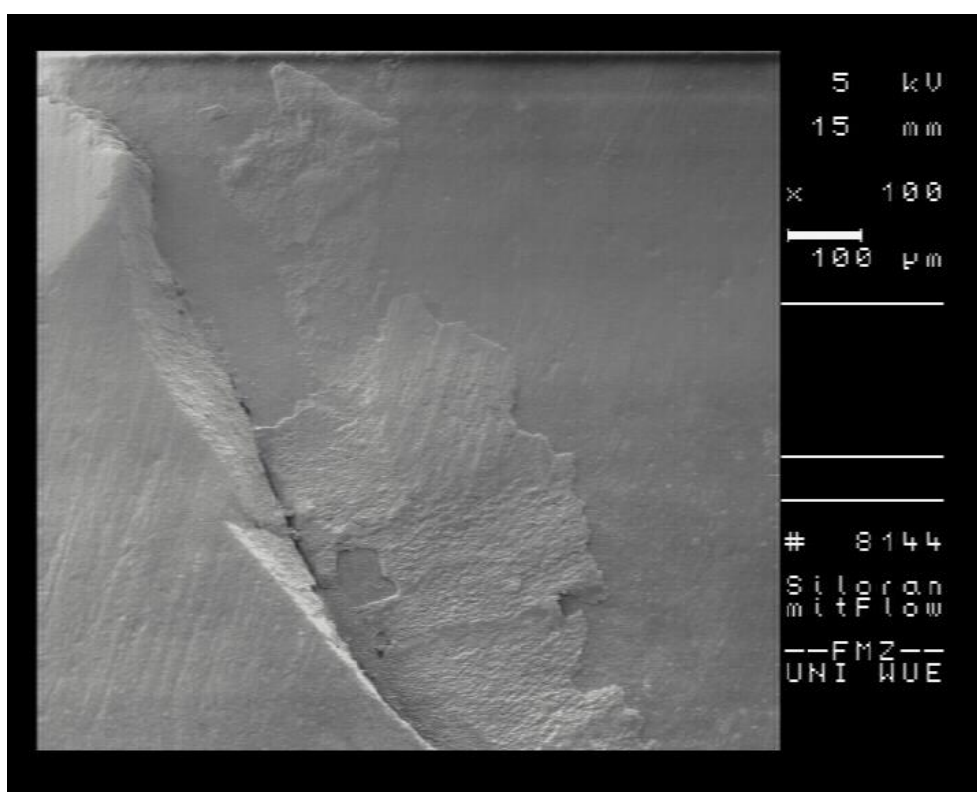


Abb. 18 Randqualität „Überschuss“, 100fache Vergrößerung, Ansicht okklusal, links Füllung, rechts Zahnschmelz (eigene Abbildung)

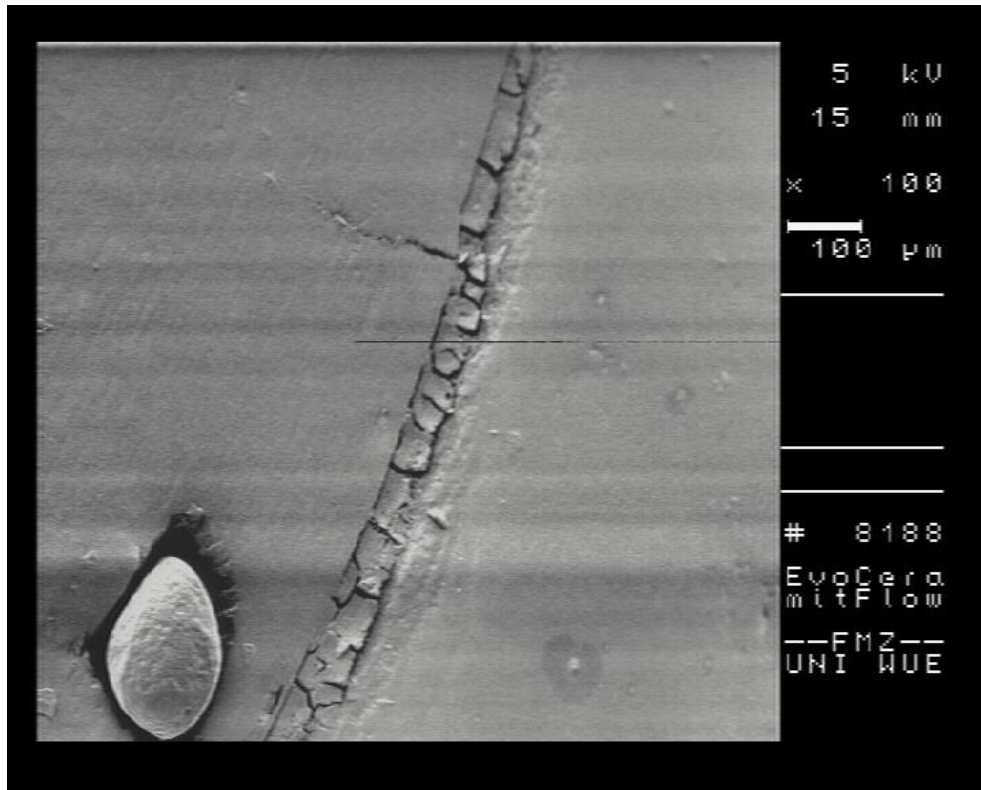


Abb. 19 Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Kompositrandfraktur“, 100fache Vergrößerung, axiale Füllungsansicht, links Füllung, rechts Zahnschmelz (eigene Abbildung)

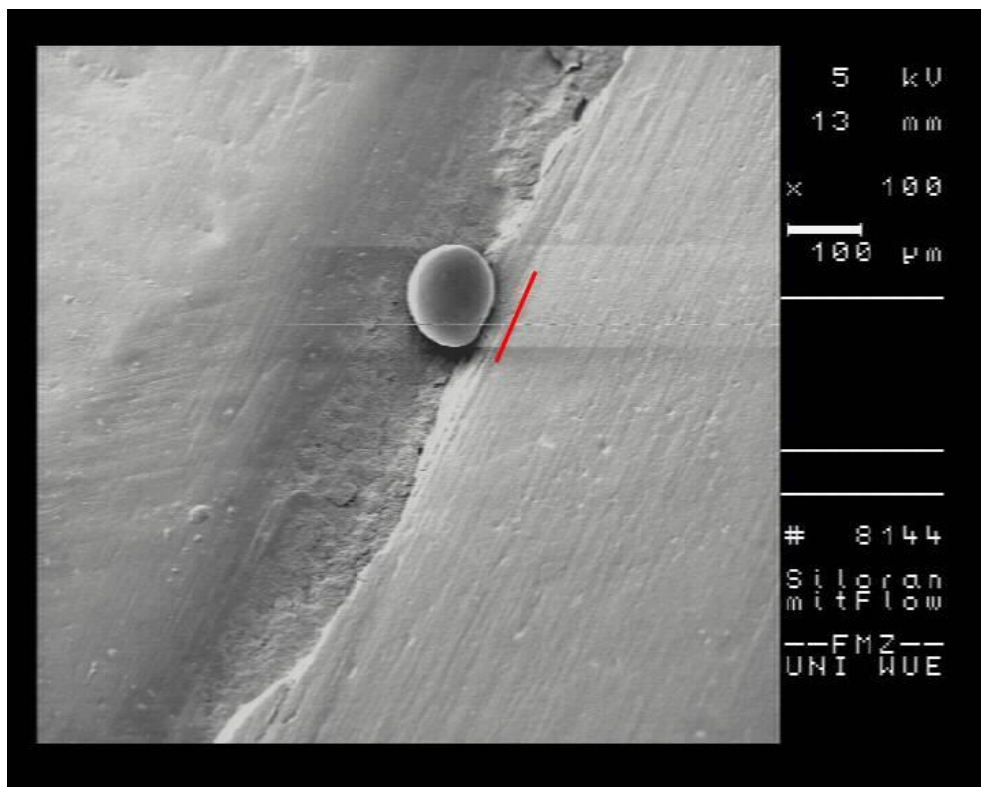


Abb. 20 Randqualität „nicht auswertbar“: Füllungsrand im rot markierten Bereich auf Grund eines Artefakts nicht beurteilbar, 100fache Vergrößerung, axiale Füllungsansicht, links Zahnschmelz, rechts Füllung (eigene Abbildung)

### 2.3.9 Farbstoffpenetrationstest

Im Anschluss an die Abdrucknahme für die Replikaherstellung wurde zur qualitativen Randanalyse eine Farbstoffpenetration an den Testzähnen durchgeführt.

Um eine unbeabsichtigte Diffusion des Farbstoffes durch benachbarte Strukturen zu vermeiden, wurden die Probenzähne bis zu einer Entfernung von 1 mm zum Füllungsrand mit Nagellack versiegelt.

Nach der Trocknung des Lackes wurden die Zähne in 50 Gewichts-%  $\text{AgNO}_3$ -Lösung für zwei Stunden bei  $37^\circ\text{C}$  und absoluter Dunkelheit eingelegt und danach mit destilliertem Wasser abgespült.

Anschließend erfolgte eine Belichtung für sechs Stunden in Filmentwicklerlösung (Periomat Intra, Dürr Dental, mit destilliertem Wasser 1:1 verdünnt) auf einem Diabetrachter.

Die Probenzähne wurden mit destilliertem Wasser abgespült und bis zum Sägen in einem Behälter mit 100% Luftfeuchtigkeit gelagert.

In eine Haltevorrichtung eingespannt, erfolgte die Zerteilung der Testzähne mit Hilfe einer Trennschleifmaschine (WOCO 50/Med, Conrad GmbH; diamantbelegtes Sägeblatt WOCO 93/6, Conrad GmbH) durch zwei Sägeschnitte, je einer in mesio-distaler und bukkolingualer Richtung, parallel zur Kronenachse unter Wasserkühlung.

Mit einem weiteren Sägeschnitt parallel zur Okklusalfäche der Testzähne erfolgte die Abtrennung ca. 2 mm unterhalb des Füllungsrandes von den Wurzeln mittels einer Trennscheibe (Komet).

So entstanden pro Versuchszahn vier Fragmente mit acht Messpunkten am Füllungsrand (je zwei für Stütz- und Scherhöcker, für Dentin und Schmelz begrenzte Kavitätenseite).

Mit Hilfe eines Auflichtmikroskops (Leica EZ4D, Leica Mikrosysteme Vertrieb GmbH) mit eingebauter Digitalkamera (40fache Vergrößerung) wurden Bilder an den PC übertragen. Die Farbeindringtiefe zwischen Füllung und Zahn wurde



mittels des Computermessprogramms Sigma Scan Image (LAS EZ Leica, Jandel Scientific) gemessen.

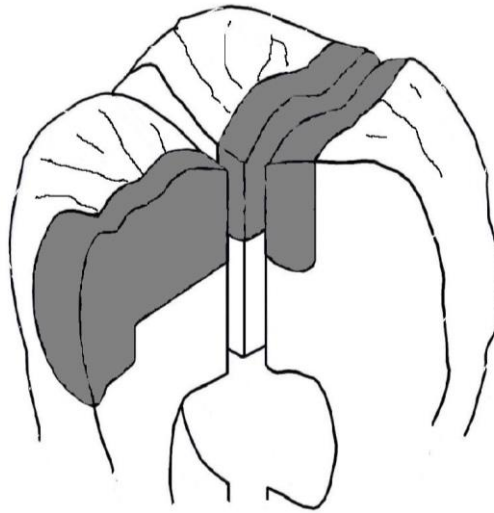


Abb. 21 Schnittführung für die Auswertung des Farbstoffpenetrationstestes (eigene Zeichnung)

Nach Vermessung erfolgte für jeden Probenzahn einzeln eine Mittelwertbildung der Penetrationstiefen für Stütz- und Scherhöcker, für Dentin- und Schmelz-begrenzte Kavitätenseite. Die Farbstoffpenetrationstiefe wurde in Millimetern (mm) gemessen.



Abb. 22 Axiale Ansicht eines Probenzahnes: oben Füllung, unten Zahnschmelz mit Schmelzrandanschrägung, schwarz dargestellt der penetrierte Farbstoff (eigene Abbildung)

### 2.3.10 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung wurde das Softwareprogramm SPSS® (IBM® SPSS® Statistics) verwendet.

Da nicht von einer Gaußschen Normalverteilung der Messwerte auszugehen ist, wurden nicht-parametrische Testverfahren (Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test, Kruskal-Wallis-Test) angewendet.

Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen wurden mit Hilfe der Rangvarianzanalyse (Kruskal-Wallis-Test) auf statistische Signifikanz geprüft.

Als Einzelgruppenvergleich wurde der multiple Mittelwertsvergleich nach Newman-Keuls durchgeführt.

Der Vergleich erfolgte mit einem Signifikanzniveau  $p < 0,05$ .

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests

Für die einzelnen Untersuchungsabschnitte „Scherhöcker“, „Stützhöcker“, „zervikal Schmelz“ und „zervikal Dentin“ lagen je zwei Messwerte vor. Von den Farbstoffpenetrationstiefen wurden für jede der 80 Proben einzeln ein Mittelwert gebildet.

Die beiden Abschnitte „Stützhöcker“ und „Scherhöcker“ wurden zum neuen Abschnitt „okklusal“ zusammengefasst, da ein Vergleich mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test keine statistisch signifikanten Unterschiede ( $p < 0,05$ ) ergab.

Tab. 4 Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests: Betrachtung des okklusalen Füllungsrandanteils

Farbstoffpenetrationstiefe am okklusalen Füllungsrand: Vergleich der Randabschnitte Stützhöcker vs. Scherhöcker	
Parameter	Farbstoffpenetrationstiefe
Wilcoxon-Vorzeichen-Rangtest (asymptotische Signifikanz)	0,744

Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Testes konnten signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) zwischen den einzelnen Versuchsgruppen für alle drei Abschnitte nachgewiesen werden.

Tab. 5 Farbstoffpenetrationstiefe: Vergleich der acht Versuchsgruppen in den unterschiedlichen Randabschnitten

Farbstoffpenetrationstiefe in den unterschiedlichen Randabschnitten: Vergleich der acht Versuchsgruppen			
Randabschnitt:	Okklusal	zervikal im Schmelz	zervikal im Dentin
Kruskal-Wallis-Test (asymptotische Signifikanz)	0,015	0,000	0,000

Da die Daten keine Normalverteilung haben, werden sie als Boxplotdiagramme dargestellt. Während die Querstriche den Medianwert markieren, dienen die obere und untere Begrenzung der Boxen zur Darstellung der 25% und 75 % Perzentile und die Streubalken der 10% und 90 % Perzentile. Auf der Ordinate befinden sich die Penetrationstiefe in mm, auf der Abszisse die jeweiligen Komposite mit und ohne fließfähigem Komposit.

### 3.1.1 Randdichtheit okklusal

Abbildung 24 zeigt die Farbstoffpenetrationstiefe an den okklusalen Füllungs-rändern separat für die acht Versuchsgruppen. Die Penetrationswerte liegen im Bereich zwischen 0 mm und 0,49 mm. Der Unterschied zwischen den Versuchsgruppen ist statistisch signifikant (Kruskal-Wallis-Test:  $p < 0,05$ ).

Der multiple Mittelwertsvergleich nach Nemenyi zeigt nur zwischen zwei Gruppen einen signifikanten Unterschied auf:

Die Füllungen aus Clearfil™ AP-X ohne Flowable weisen an den okklusalen Füllungs-rändern signifikant niedrigere Penetrationswerte auf als die aus Tetric EvoCeram® mit Flowable.

Alle übrigen Gruppen sind von den vorgenannten und voneinander nicht signifikant verschieden.

Bei gleichem Komposit waren die Untergruppen mit und ohne Verwendung fließfähigen Komposits nicht signifikant verschieden.

Bei den Füllungen aus Clearfil™ AP-X war bei mehr als 75% der Zähne keine Farbstoffpenetration erkennbar, bei Filtek™ Supreme XT mit Flowable und Clearfil™ AP-X mit Flowable galt dies für mehr als die Hälfte der Füllungen.

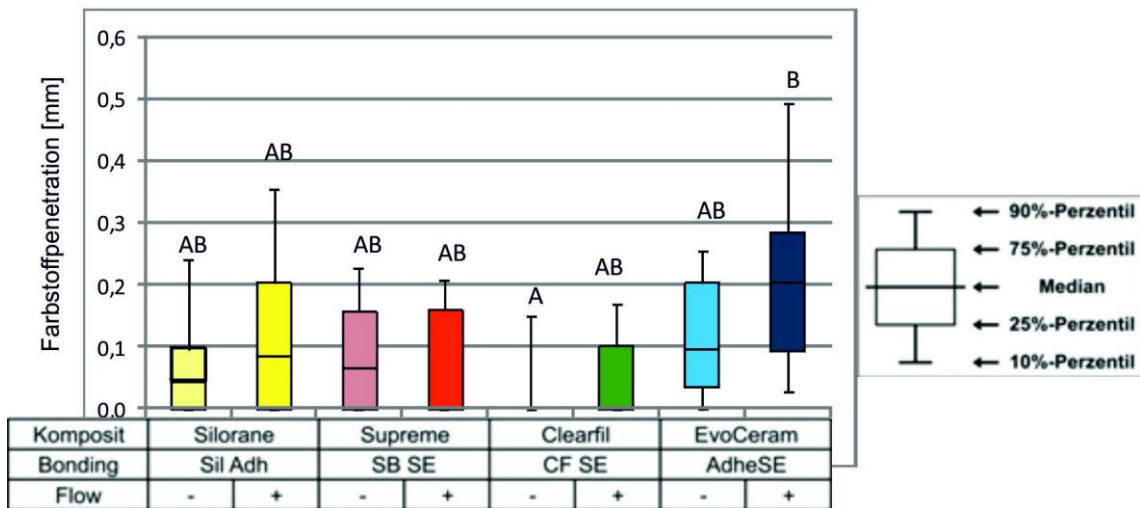


Abb. 24 Randdichtheit okklusal: Tiefe der Farbstoffpenetration. Abkürzung: Sil Adh = Silorane System Adhesive, SB SE = Adper™ Scotchbond™ SE, CF SE = Clearfil™ SE Bond; Flow: „-“ ohne Flow, „+“ mit Flow; gleiche Buchstaben kennzeichnen Gruppen, die nicht signifikant verschieden sind (Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi:  $p > 0,05$ ). beachte unterschiedliche Skalierung der Ordinate im Vergleich zu Abb. 25 bzw. 26

### 3.1.2 Randdichtheit im Schmelz

Abbildung 25 zeigt die Farbstoffpenetrationstiefe an den zervikal von Schmelz begrenzten Füllungsrandern separat für die acht Versuchsgruppen. Die Penetrationswerte liegen im Bereich zwischen 0 mm und 2,57 mm. Da die gemessenen Penetrationstiefen hier deutlich größer sind, weist die Grafik eine andere Skalierung als die für den okklusalen Randbereich auf. Der Unterschied zwischen den Versuchsgruppen ist statistisch signifikant (Kruskal-Wallis-Test:  $p < 0,05$ ).

Der multiple Mittelwertsvergleich nach Nemenyi zeigt zwischen mehreren Gruppen signifikante Unterschiede auf:

Die Füllungen aus Filtek™ Silorane mit Flowable, Filtek™ Supreme XT mit Flowable und Clearfil™ AP-X mit und ohne Flowable weisen an den zervikal von Schmelz begrenzten Füllungsrandern signifikant niedrigere Penetrationswerte auf als Füllungen aus Tetric EvoCeram® mit und ohne Flowable.

Alle übrigen Gruppen sind von den vorgenannten und voneinander nicht signifikant verschieden.

Bei gleichem Komposit waren die Untergruppen mit und ohne Verwendung fließfähigen Komposits nicht signifikant verschieden.

Bei den Füllungen aus Clearfil™ AP-X war an keinem der Probenzähne eine Penetration feststellbar. An den Zähnen mit Füllungen aus Clearfil™ AP-X mit Flowable und aus Filtek™ Supreme XT mit Flowable war in mehr als 75% der Fälle keine Farbstoffpenetration erkennbar, bei Filtek™ Silorane mit und ohne Flowable und Filtek™ Supreme XT galt dies für mehr als die Hälfte der Füllungen.

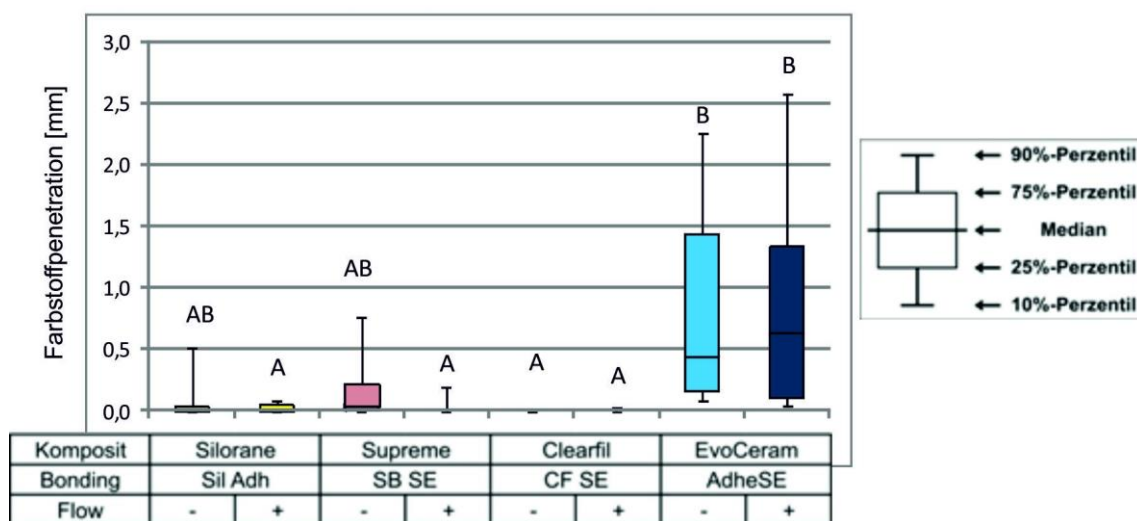


Abb. 25 Randdichtheit Schmelz: Tiefe der Farbstoffpenetration. Abkürzungen und Angaben zur Statistik wie in Abb. 24  
beachte unterschiedliche Skalierung der Ordinate im Vergleich zu Abb. 24

### 3.1.3 Randdichtheit im Dentin

Abbildung 26 zeigt die Farbstoffpenetrationstiefe an den zervikal von Dentin begrenzten Füllungsrandern separat für die acht Versuchsgruppen. Die Penetrationswerte liegen im Bereich zwischen 0 mm und 2,70 mm. Die Grafik weist die gleiche Skalierung auf wie Abb. 25. Der Unterschied zwischen den Versuchsgruppen ist statistisch signifikant (Kruskal-Wallis-Test:  $p < 0,05$ ).

Der multiple Mittelwertsvergleich nach Nemenyi zeigt zwischen mehreren Gruppen signifikante Unterschiede auf:

Die Füllungen aus Filtek™ Silorane mit und ohne Flowable und Clearfil™ AP-X mit und ohne Flowable weisen an den zervikal im Dentin begrenzten Füllungs-

rändern signifikant niedrigere Penetrationswerte auf als die aus Tetric EvoCeram® mit und ohne Flowable.

Des Weiteren sind auch die Penetrationswerte bei Filtek™ Silorane mit und ohne Flowable und bei Clearfil™ AP-X signifikant niedriger als bei Filtek™ Supreme XT.

Alle übrigen Gruppen sind von den vorgenannten und voneinander nicht signifikant verschieden.

Bei gleichem Komposit waren die Untergruppen mit und ohne Verwendung fließfähigen Komposits nicht signifikant verschieden.

Bei den Füllungen aus Clearfil™ AP-X war bei mehr als der Hälfte der Füllungen keine Farbstoffpenetration feststellbar. Bei Füllungen aus Filtek™ Silorane mit und ohne Flowable und Clearfil™ AP-X mit Flowable galt dies für immerhin noch mehr als ein Viertel der Zähne.

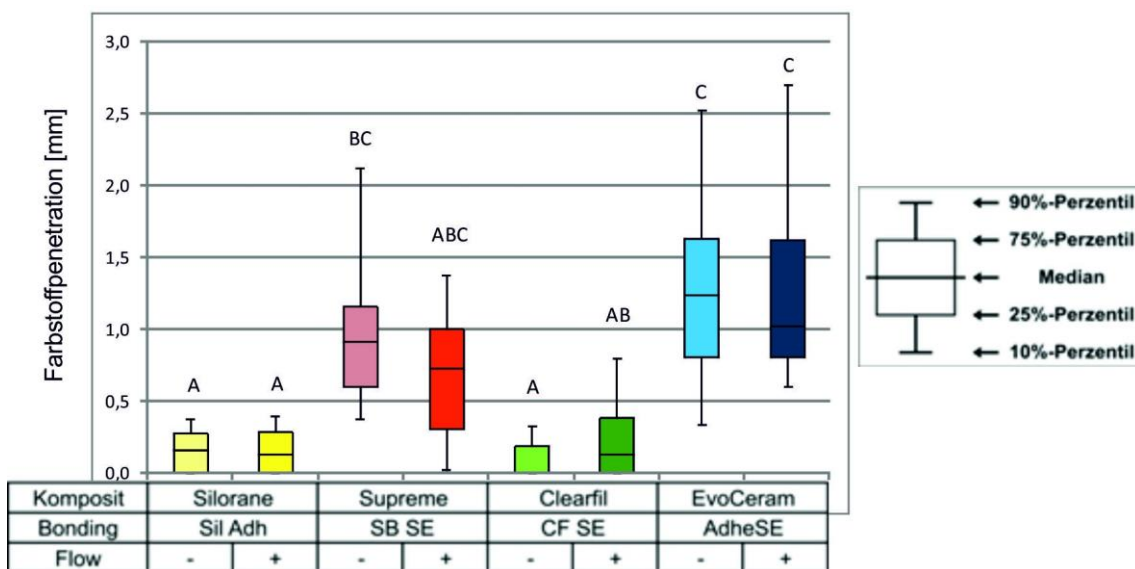


Abb. 26 Randdichtheit Dentin: Tiefe der Farbstoffpenetration. Abkürzungen und Angaben zur Statistik wie in Abb. 24  
beachte unterschiedliche Skalierung der Ordinate im Vergleich zu Abb. 24

### 3.2 Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop

Die Qualitäten „kontinuierlicher Rand mit Schmelzrandfraktur“, „kontinuierlicher Rand mit Kompositrandfraktur“, „kontinuierlicher Rand mit Spalt zwischen Flowable und Komposit“ und „Randspalt“ wurden zur neuen Qualität „Spalt“ vereint.

Die Randqualität „nicht auswertbar“ machte weniger als 1% des Füllungsrandes aus und wurde für die statistische Betrachtung herausgerechnet.

Die Abschnitte „Stützhöcker“ und „Scherhöcker“ wurden zu einem neuen Abschnitt „okklusal“ zusammengefasst. Ein Vergleich mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ergab nur für die Qualität „Überschuss“ einen statistisch signifikanten Unterschied ( $p < 0,05$ ). Dieser Unterschied wurde vernachlässigt.

Tab. 6 Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test: Vergleich von okklusal Stützhöcker mit okklusal Scherhöcker

Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop: Vergleich der Randabschnitte Stützhöcker vs. Scherhöcker					
Qualität	Kontinuierlich	Spalt	Unterschuss	Überschuss	Kont. WB
Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test (asymptotische Signifikanz)	0,074	0,675	0,111	0,006	1,000

Ebenso wurden die Abschnitte „axial Schmelz“ und „axial Dentin“ zu einem neuen Abschnitt „axial“ zusammengefügt, da ein Vergleich mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test nur für die Qualität „Überschuss“ einen Unterschied von statistischer Signifikanz ( $p < 0,05$ ) aufzeigte, der vernachlässigt wurde.

Tab. 7 Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test: Vergleich von axial Dentin mit axial Schmelz

Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop: Vergleich der Randabschnitte axial Dentin vs. axial Schmelz					
Qualität	Kontinuierlich	Spalt	Unterschuss	Überschuss	Kont. WB
Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test (asymptotische Signifikanz)	0,420	0,210	0,917	0,024	1,000



Auch hier weisen die Daten keine Normalverteilung auf und werden deshalb als Boxplot-Diagramme dargestellt. Auf der Ordinate befinden sich der prozentuale Randanteil, auf der Abszisse die jeweiligen Komposite mit und ohne Flowable. Die Begrenzung der Boxen dient zur Darstellung der 25% und 75% Perzentile, die Streubalken zeigen die 10% und 90% Perzentile.

Alle Grafiken weisen die gleiche Achsenskalierung auf. Da der Wertebereich bei einzelnen Abschnitten dies erfordert, wird immer der Bereich zwischen 0 und 100% der Randlänge dargestellt. Bei einigen Randabschnitten bzw. Randqualitäten wird der Unterschied zwischen den Versuchsgruppen nicht so deutlich erkennbar wie dies bei individueller Achsenskalierung möglich wäre. Andererseits wird auf diese Weise aber augenfällig, dass sich eventuell gefundene signifikante Unterschiede nur auf einen kleinen Teil der Gesamtrandlänge beziehen.

### 3.2.1 Abschnitt okklusal

Im Kaufflächenbereich können mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Testes keine Signifikanzen ( $p < 0,05$ ) für „kontinuierlicher Rand“, „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ (Kont. WB), „Spalt“ und „Überschuss“, jedoch für die Qualität „Unterschuss“ nachgewiesen werden (Tab. 8).

Tab. 8 Randabschnitt okklusal: Ergebnis des Kruskal-Wallis-Testes:  $p < 0,05$

Randabschnitt „Okklusal“: Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop: Vergleich der acht Versuchsgruppen hinsichtlich der unterschiedlichen Randqualitäten					
Qualität	kontinuierlich	Spalt	Unterschuss	Überschuss	Kont. WB
Kruskal-Wallis-Test (asymptotische Signifikanz)	0,085	0,166	0,020	0,090	1,000

#### 3.2.1.1 Randqualität „kontinuierlicher Rand“

Abbildung 27 zeigt den Anteil der Randqualität „kontinuierlicher Rand“ separat für alle acht Versuchsgruppen im okklusalen Randbereich. Die prozentualen

Anteile liegen zwischen 21,9% und 81,5%. Der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ist statistisch nicht signifikant.

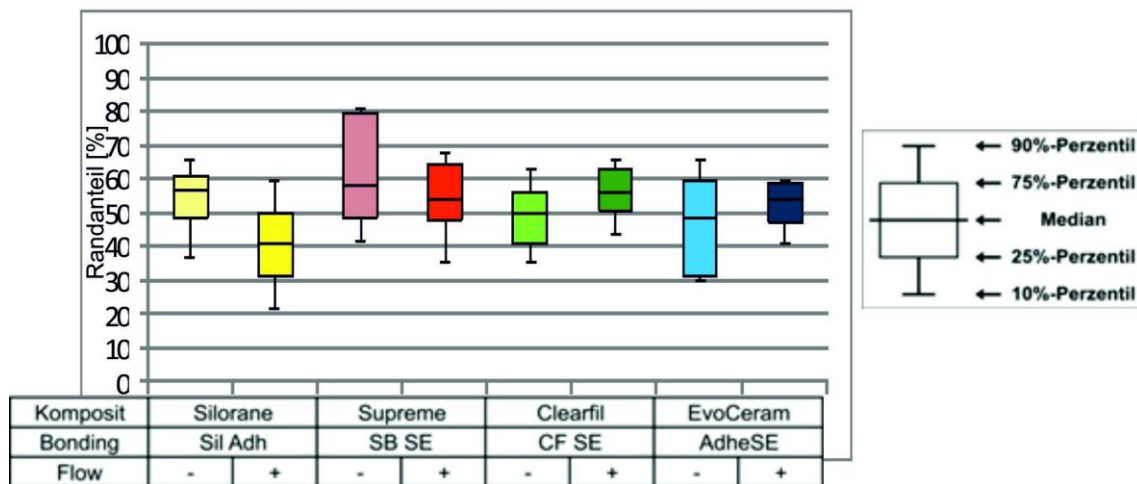


Abb. 27 Randqualität okklusal: Anteil der Randqualität „kontinuierlicher Rand“. Abkürzungen: Sil Adh = Silorane System Adhesive, SB SE = Adper™ Scotchbond™ SE, CF SE = Clearfil™ SE Bond; Flow: „-“ ohne Flow, „+“ mit Flow

### 3.2.1.2 Randqualität „Spalt“

Abbildung 28 zeigt den Anteil der Randqualität „Spalt“ separat für alle acht Versuchsgruppen im okklusalen Randbereich. Die prozentualen Anteile liegen zwischen 0% und 11,1%. Der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ist statistisch nicht signifikant.

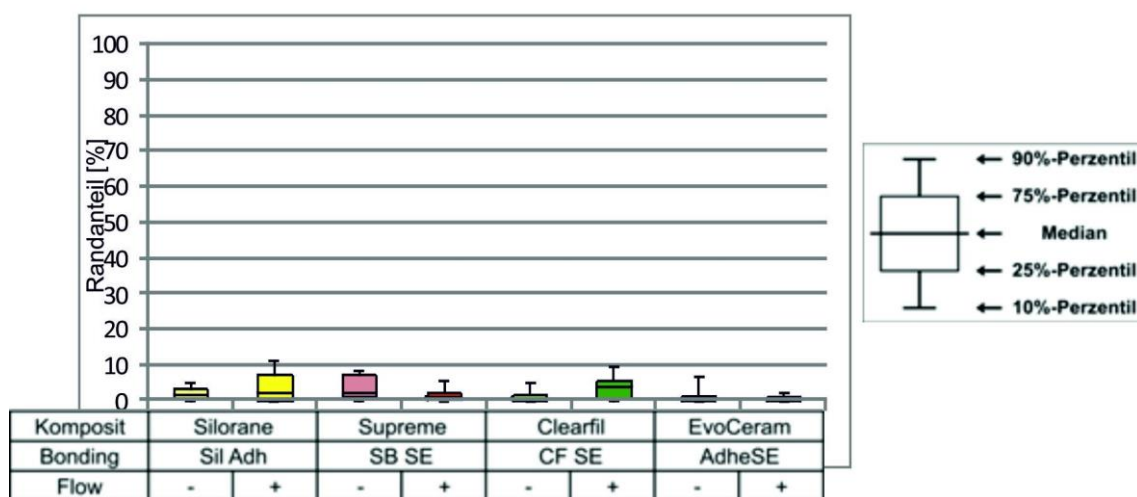


Abb. 28 Randqualität okklusal: Anteil der Randqualität „Spalt“. Abkürzungen: s. Abb. 27

### 3.2.1.3 Randqualität „Unterschuss“

Abbildung 29 zeigt den Anteil der Randqualität „Unterschuss“ für alle acht Versuchsgruppen separat im okklusalen Randbereich. Die Werte liegen zwischen 0% und 27,6%. Der Unterschied zwischen den Versuchsgruppen ist statistisch signifikant (Kruskal-Wallis-Test:  $p < 0,05$ ).

Der multiple Mittelwertsvergleich nach Nemenyi zeigte Unterschiede zwischen mehreren Gruppen auf:

Filtek™ Supreme XT und Clearfil™ AP-X mit Flowable haben statistisch signifikant seltener die Qualität „Unterschuss“ als Tetric EvoCeram® mit Flowable.

Alle übrigen Gruppen sind von den vorgenannten und voneinander nicht signifikant verschieden.

Bei gleichem Komposit waren die Untergruppen mit und ohne Verwendung fließfähigen Komposits nicht signifikant verschieden.

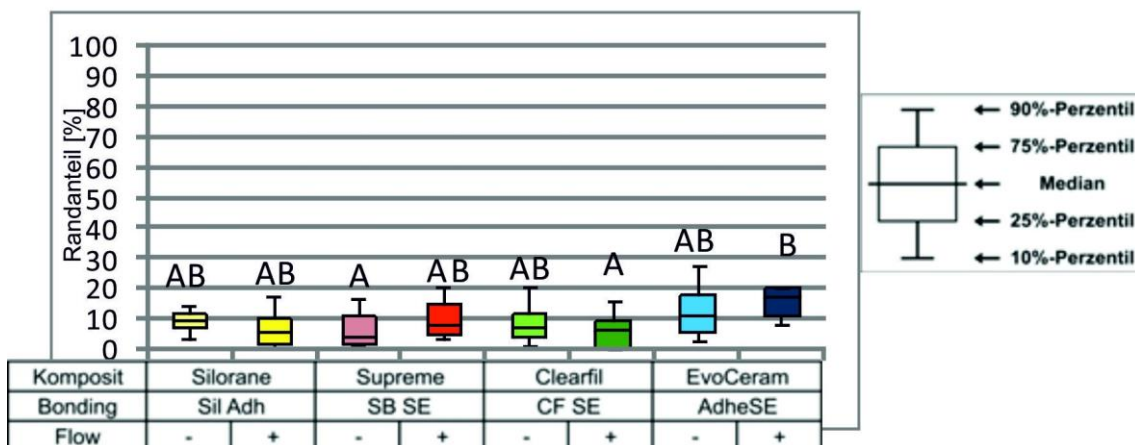


Abb. 29 Randqualität okklusal: Anteil der Randqualität „Unterschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 27; gleiche Buchstaben kennzeichnen Gruppen, die nicht signifikant verschieden sind (Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi:  $p > 0,05$ )

### 3.2.1.4 Randqualität „Überschuss“

Abbildung 30 zeigt den Anteil der Randqualität „Überschuss“ separat für alle acht Versuchsgruppen im okklusalen Randbereich. Die prozentualen Anteile liegen zwischen 12,2% und 68,9%. Der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ist statistisch nicht signifikant.

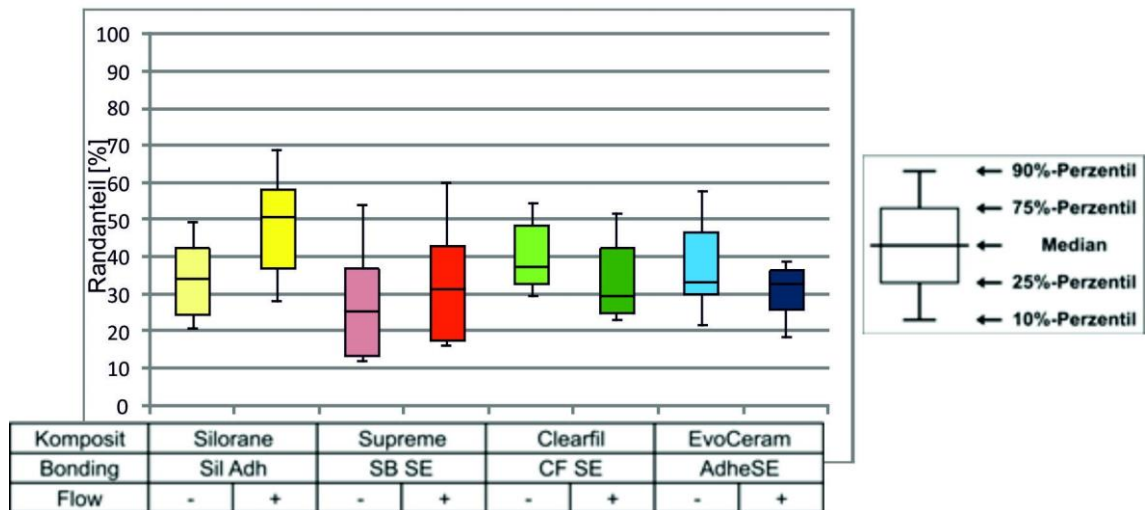


Abb. 30 Randqualität okklusal: Anteil der Randqualität „Überschuss“. Abkürzung: s. Abb. 27

### 3.2.1.5 Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“

Bei der Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ sind alle Werte 0, da diese Randqualität nur beim Randabschnitt „zervikal im Dentin“ vorkommt. Ein statistisch signifikanter Unterschied liegt folglich nicht vor. Auf eine grafische Darstellung dieser Randqualität wurde deshalb hier verzichtet.

### 3.2.2 Abschnitt axial

Im axialen Bereich können mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Testes keine Signifikanzen ( $p < 0,05$ ) für „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ (Kont. WB), „Spalt“ und „Überschuss“, jedoch für die Qualitäten „kontinuierlicher Rand“ und „Unterschuss“ nachgewiesen werden. (Tab. 9)

Tab. 9 Randabschnitt axial: Ergebnis des Kruskal-Wallis-Testes:  $p < 0,05$

Randabschnitt „Axial“: Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop: Vergleich der acht Versuchsgruppen hinsichtlich der unterschiedlichen Randqualitäten					
Qualität	kontinuierlich	Spalt	Unterschuss	Überschuss	Kont. WB
Kruskal-Wallis-Test (asymptotische Signifikanz)	0,000	0,116	0,000	0,466	1,000

#### 3.2.2.1 Randqualität „kontinuierlicher Rand“

Abbildung 31 zeigt den Anteil der Randqualität „kontinuierlicher Rand“ separat für alle acht Versuchsgruppen im axialen Randbereich. Die Werte bewegen sich zwischen 33,9% und 91,4%. Der Unterschied zwischen den Versuchsgruppen ist statistisch signifikant (Kruskal-Wallis-Test:  $p < 0,001$ ).

Der multiple Mittelwertsvergleich nach Nemenyi zeigte zwischen mehreren Gruppen einen signifikanten Unterschied auf:

Filtek™ Silorane, Clearfil™ AP-X und Filtek™ Supreme XT mit Flowable haben signifikant häufiger die Randqualität „kontinuierlicher Rand“ als Tetric EvoCeram® mit Flowable.

Ebenso hat Clearfil™ AP-X signifikant häufiger „kontinuierlichen Rand“ als Tetric EvoCeram®.

Alle übrigen Gruppen sind von den vorgenannten und voneinander nicht signifikant verschieden.

Bei gleichem Komposit waren die Untergruppen mit und ohne Verwendung fließfähigen Komposits nicht signifikant verschieden.

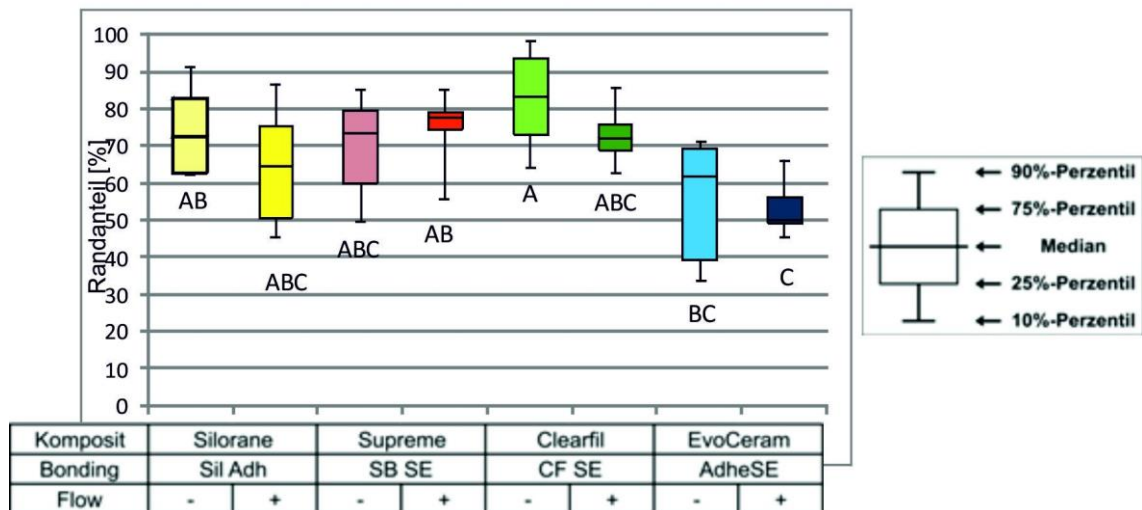


Abb. 31 Randqualität axial: Anteil der Randqualität „kontinuierlicher Rand“. Abkürzungen: s. Abb. 27 bzw. 29

### 3.2.2.2 Randqualität „Spalt“

Abbildung 32 zeigt den Anteil der Randqualität „Spalt“ separat für alle acht Versuchsgruppen im axialen Randbereich. Die prozentualen Anteile liegen zwischen 0% und 27,7%. Der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ist statistisch nicht signifikant.

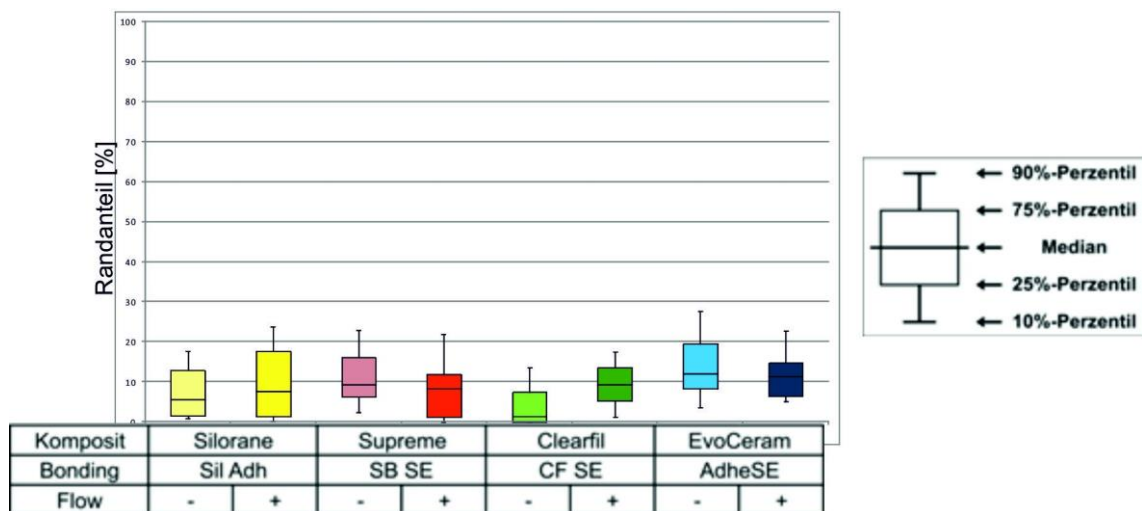


Abb. 32 Randqualität axial: Anteil der Randqualität „Spalt“. Abkürzungen: s. Abb. 27

### 3.2.2.3 Randqualität „Unterschuss“

Abbildung 33 zeigt den Anteil der Randqualität „Unterschuss“ separat für alle acht Versuchsgruppen im axialen Randbereich. Die Werte bewegen sich zwischen 0% und 41,6%. Der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ist statistisch signifikant (Kruskal-Wallis-Test:  $p < 0,001$ ).

Der multiple Mittelwertvergleich nach Nemenyi zeigt für mehrere Gruppen statistisch signifikante Unterschiede:

Filtek™ Silorane, Clearfil™ AP-X mit und ohne Flowable und Filtek™ Supreme XT mit Flowable haben signifikant seltener die Randqualität „Unterschuss“ als Tetric EvoCeram® mit Flowable. Ebenso hat Clearfil™ AP-X signifikant seltener „Unterschüsse“ als Tetric EvoCeram®.

Alle übrigen Gruppen sind von den vorgenannten und voneinander nicht signifikant verschieden.

Bei gleichem Komposit waren die Untergruppen mit und ohne Verwendung von fließfähigem Komposit nicht signifikant verschieden.

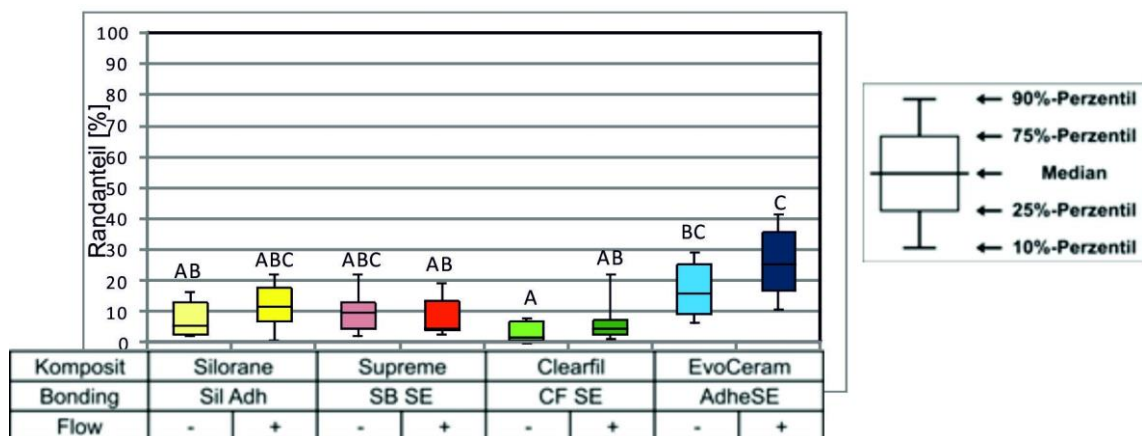


Abb. 33 Randqualität axial: Anteil der Randqualität „Unterschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 27 bzw. 29

### 3.2.2.4 Randqualität „Überschuss“

Abbildung 34 zeigt den Anteil der Randqualität „Überschuss“ separat für alle acht Versuchsgruppen im axialen Randbereich. Die prozentualen Anteile liegen

zwischen 0,7% und 23,3%. Der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ist statistisch nicht signifikant



Abb. 34 Randqualität axial: Anteil der Randqualität „Überschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 27

### 3.2.2.5 Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“

Bei der Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ sind alle Werte 0, da diese Randqualität nur beim Randabschnitt „zervikal im Dentin“ vorkommt. Es liegt folglich auch kein statistisch signifikanter Unterschied vor. Auf eine graphische Darstellung dieser Randqualität wurde daher hier verzichtet.



### 3.2.3 Abschnitt zervikal

#### 3.2.3.1 Abschnitt zervikal Schmelz

Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Testes können keine Signifikanzen ( $p < 0,05$ ) für „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ (Kont. WB) und „Unterschuss“, jedoch für die Qualitäten „kontinuierlich“, „Spalt“ und „Überschuss“ nachgewiesen werden. (Tab. 10)

Tab. 10 Randqualität zervikal Schmelz: Ergebnis des Kruskal-Wallis-Testes:  $p < 0,05$

Randabschnitt „Zervikal im Schmelz“: Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop: Vergleich der acht Versuchsgruppen hinsichtlich der unterschiedlichen Randqualitäten					
Qualität	kontinuierlich	Spalt	Unterschuss	Überschuss	Kont. WB
Kruskal-Wallis-Test (asymptotische Signifikanz)	0,001	0,012	0,052	0,047	1,000

##### 3.2.3.1.1 Randqualität „kontinuierlicher Rand“

Abbildung 35 zeigt den Anteil der Randqualität „kontinuierlicher Rand“ separat für alle acht Versuchsgruppen im Randbereich zervikal im Schmelz. Die Werte bewegen sich zwischen 15,6% und 99,5%. Der Unterschied zwischen den Versuchsgruppen ist statistisch signifikant (Kruskal-Wallis-Test:  $p < 0,001$ ).

Der multiple Mittelwertsvergleich nach Nemenyi zeigte zwischen mehreren Gruppen signifikante Unterschiede auf:

Clearfil™ AP-X hat signifikant häufiger die Randqualität „kontinuierlicher Rand“ als Filtek™ Supreme XT mit Flowable und als Tetric EvoCeram® mit Flowable. Ebenso hat Clearfil™ AP-X mit Flowable signifikant häufiger „kontinuierlichen Rand“ als Tetric EvoCeram® mit Flowable.

Alle übrigen Gruppen sind von den vorgenannten und voneinander nicht signifikant verschieden.

Bei gleichem Komposit waren die Untergruppen mit und ohne Verwendung von fließfähigen Komposit nicht signifikant verschieden.

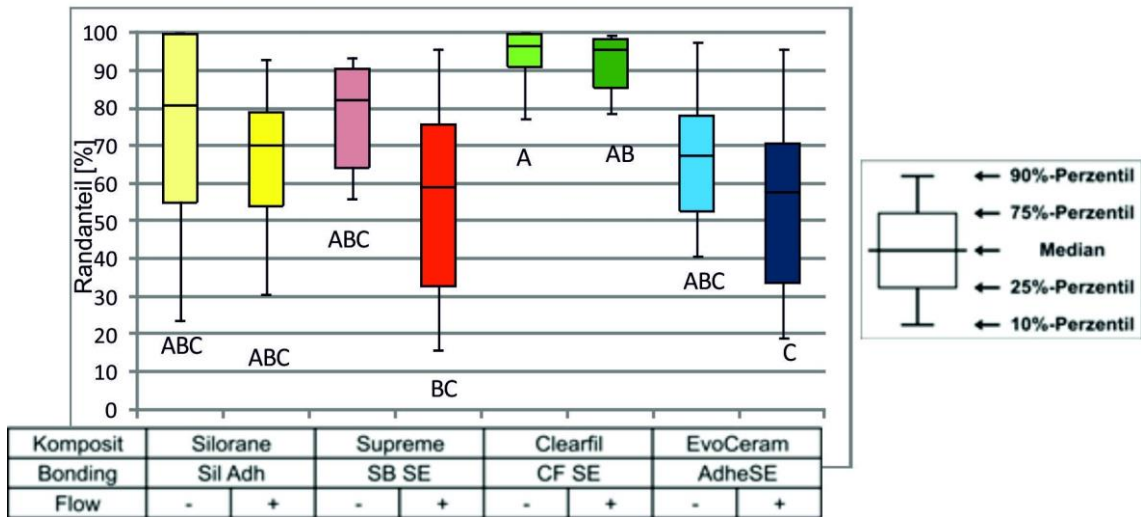


Abb. 35 Randqualität zervikal Schmelz: Anteil der Randqualität „kontinuierlicher Rand“. Abkürzungen: s. Abb. 27 bzw. 29

### 3.2.3.1.2 Randqualität „Spalt“

Abbildung 36 zeigt den Anteil der Randqualität „Spalt“ separat für alle acht Versuchsgruppen im Randbereich zervikal im Schmelz. Die prozentualen Anteile liegen zwischen 0% und 68,9%. Der Unterschied zwischen den Gruppen ist statistisch signifikant ( $p=0,012$ ; vgl. Tabelle 10). Allerdings war es nicht möglich, mit dem Nemenyi-Test diejenigen Gruppen zu identifizieren, die statistisch signifikant voneinander verschieden sind. Ursächlich hierfür dürfte sein, dass der Post-Hoc-Test sehr konservativ ist.

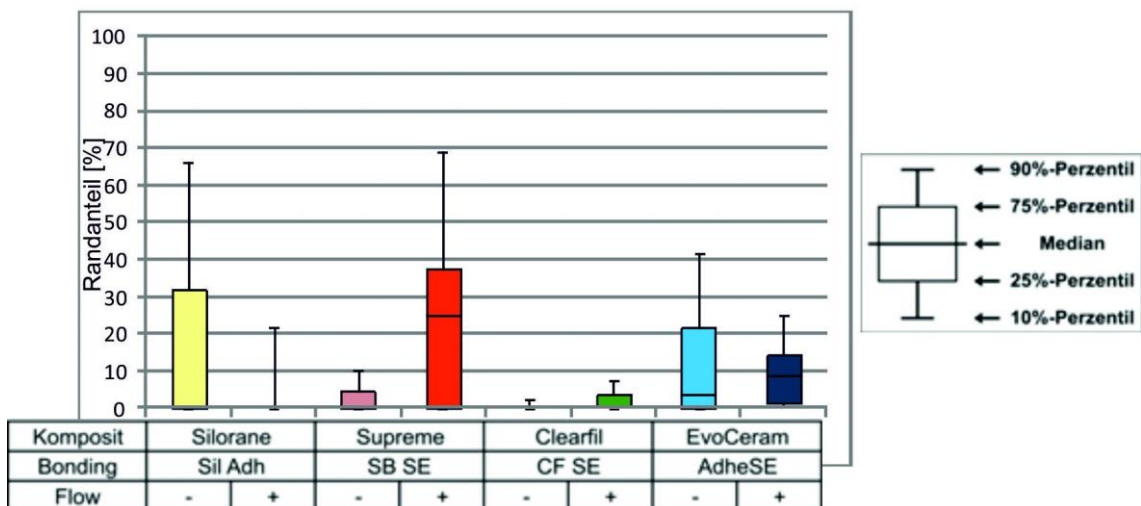


Abb. 36 Randqualität zervikal Schmelz: Anteil der Randqualität „Spalt“. Abkürzungen: s. Abb. 27

### 3.2.3.1.3 Randqualität „Unterschuss“

Abbildung 37 zeigt den Anteil der Randqualität „Unterschuss“ separat für alle acht Versuchsgruppen im Randbereich zervikal im Schmelz. Die prozentualen Anteile liegen zwischen 0% und 62,0%. Der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ist statistisch nicht signifikant.

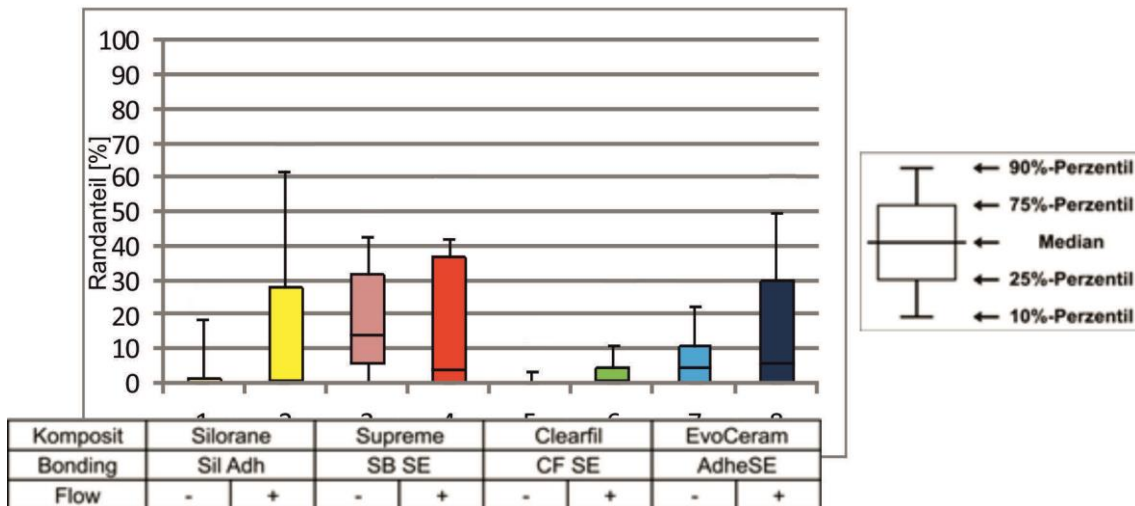


Abb. 37 Randqualität zervikal Schmelz: Anteil der Randqualität „Unterschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 27

### 3.2.3.1.4 Randqualität „Überschuss“

Abbildung 38 zeigt den Anteil der Randqualität „Überschuss“ separat für alle acht Versuchsgruppen im Randbereich zervikal im Schmelz. Die prozentualen Anteile liegen zwischen 0% und 60,3%. Der globale Unterschied zwischen den Gruppen ist statistisch signifikant ( $p=0,047$ ; Tabelle 10). Auch hier konnte der Nemenyi-Test aufgrund seiner Konservativität und des p-Wertes nahe 0,05 keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen einzelnen Versuchsgruppen identifizieren.

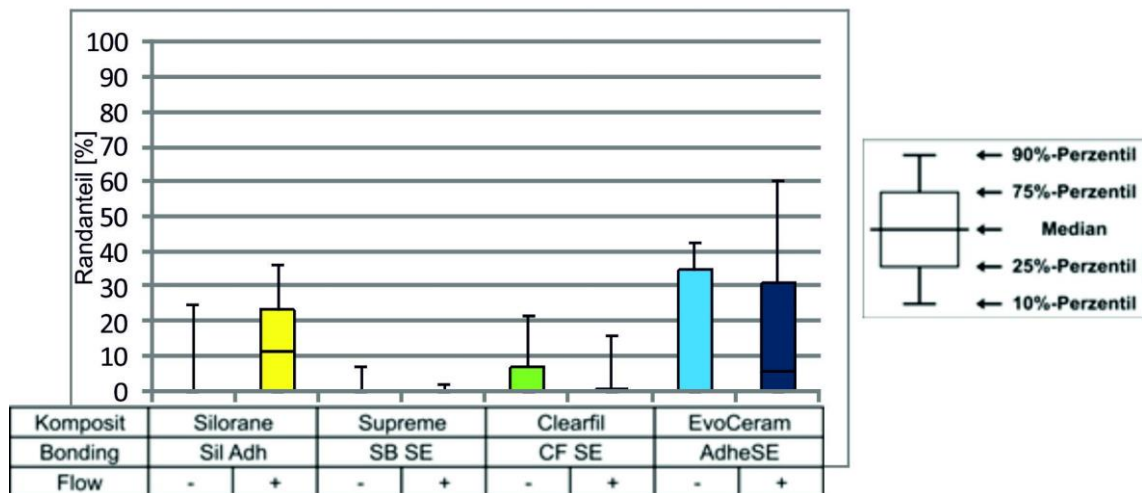


Abb. 38 Randqualität zervikal Schmelz: Anteil der Randqualität „Überschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 27

### 3.2.3.1.5 Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“

Bei der Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ sind alle Werte 0, da diese Randqualität nur beim Randabschnitt „zervikal im Dentin“ vorkommt. Folglich lagen auch keine statistisch signifikanten Unterschiede vor. Auf eine grafische Darstellung dieser Randqualität wurde daher hier verzichtet.

### 3.2.3.2 Abschnitt „Zervikal im Dentin“

Mit dem Kruskal-Wallis-Test können keinerlei Signifikanzen ( $p < 0,05$ ) im Abschnitt zervikal Dentin nachgewiesen werden. (Tab. 11)

Tab. 11 Randqualität zervikal Dentin: Ergebnis des Kruskal-Wallis-Testes:  $p < 0,05$

Randabschnitt „Zervikal im Dentin“: Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop: Vergleich der acht Versuchsgruppen hinsichtlich der unterschiedlichen Randqualitäten					
Qualität	kontinuierlich	Spalt	Unterschuss	Überschuss	Kont. WB
Kruskal-Wallis-Test (asymptotische Signifikanz)	0,443	0,494	0,059	0,543	0,058

### 3.2.3.2.1 Randqualität „kontinuierlicher Rand“

Abbildung 39 zeigt den Anteil der Randqualität „kontinuierlicher Rand“ separat für alle acht Versuchsgruppen im Randbereich zervikal im Dentin. Die prozentualen Anteile liegen zwischen 3,3% und 100%. Der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ist statistisch nicht signifikant.

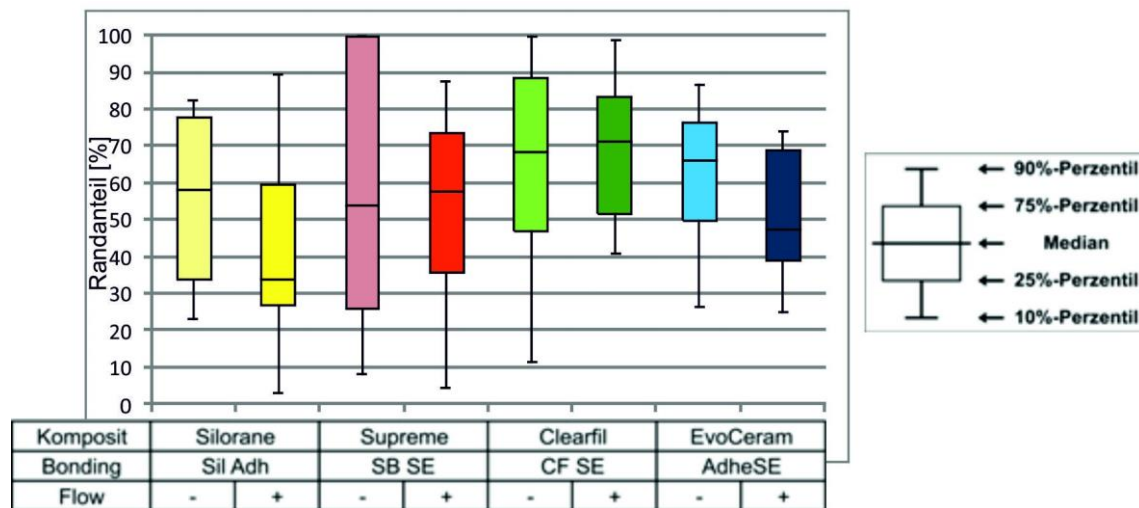


Abb. 39 Randqualität zervikal Dentin: Anteil der Randqualität „kontinuierlicher Rand“. Abkürzungen: s. Abb. 27

### 3.2.3.2.2 Randqualität „Spalt“

Abbildung 40 zeigt den Anteil der Randqualität „Spalt“ separat für alle acht Versuchsgruppen im Randbereich zervikal im Dentin. Die prozentualen Anteile liegen zwischen 0% und 42,1%. Der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ist statistisch nicht signifikant.

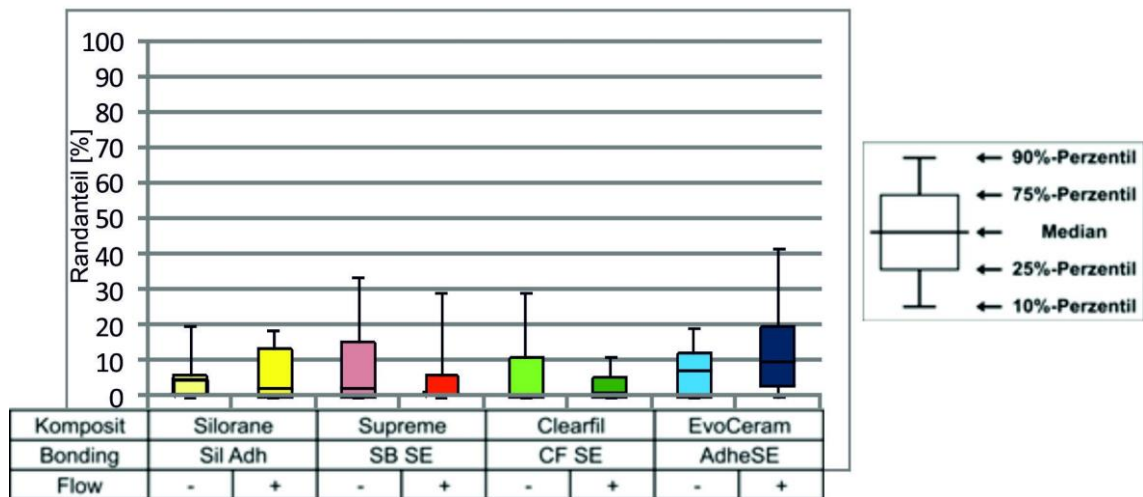


Abb. 40 Randqualität zervikal Dentin: Anteil der Randqualität „Spalt“. Abkürzungen: s. Abb. 27

### 3.2.3.2.3 Randqualität „Unterschuss“

Abbildung 41 zeigt den Anteil der Randqualität „Unterschuss“ separat für alle acht Versuchsgruppen im Randbereich zervikal im Dentin. Die prozentualen Anteile liegen zwischen 0% und 62,8%. Der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ist statistisch nicht signifikant.

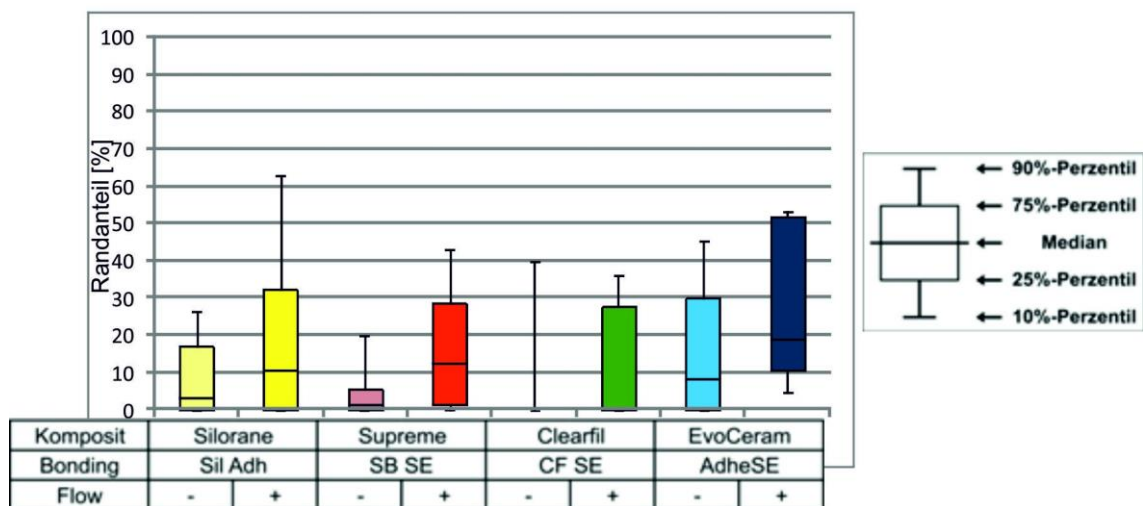


Abb. 41 Randqualität zervikal Dentin: Anteil der Randqualität „Unterschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 27

### 3.2.3.2.4 Randqualität „Überschuss“

Abbildung 42 zeigt den Anteil der Randqualität „Überschuss“ separat für alle acht Versuchsgruppen im Randbereich zervikal im Dentin. Die prozentualen Anteile liegen zwischen 0% und 52,0%. Der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ist statistisch nicht signifikant.

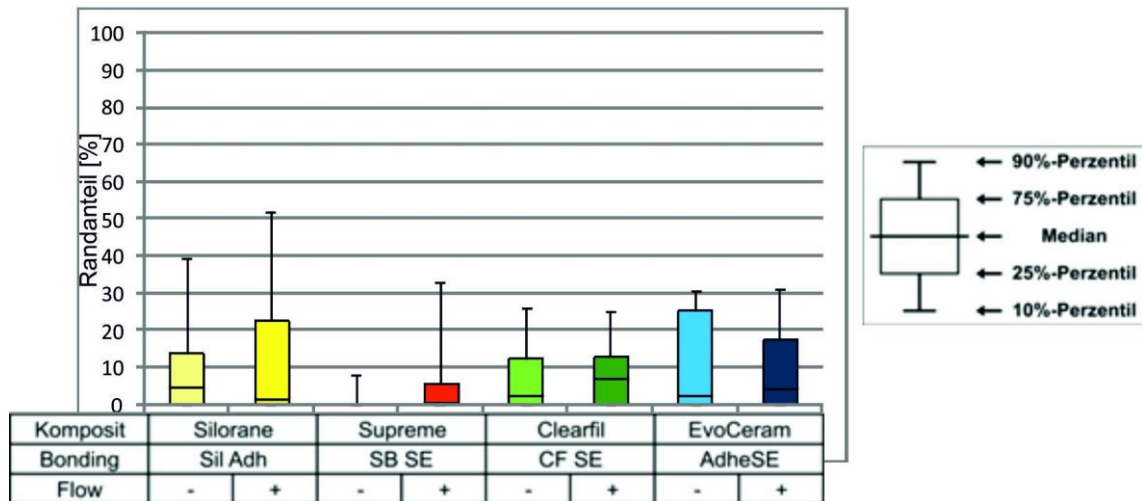


Abb. 42 Randqualität zervikal Dentin: Anteil der Randqualität „Überschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 27

### 3.2.3.2.5 Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“

Abbildung 43 zeigt den Anteil der Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ separat für alle acht Versuchsgruppen im Randbereich zervikal im Dentin. Die prozentualen Anteile liegen zwischen 0% und 73,9%. Der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen ist statistisch nicht signifikant.

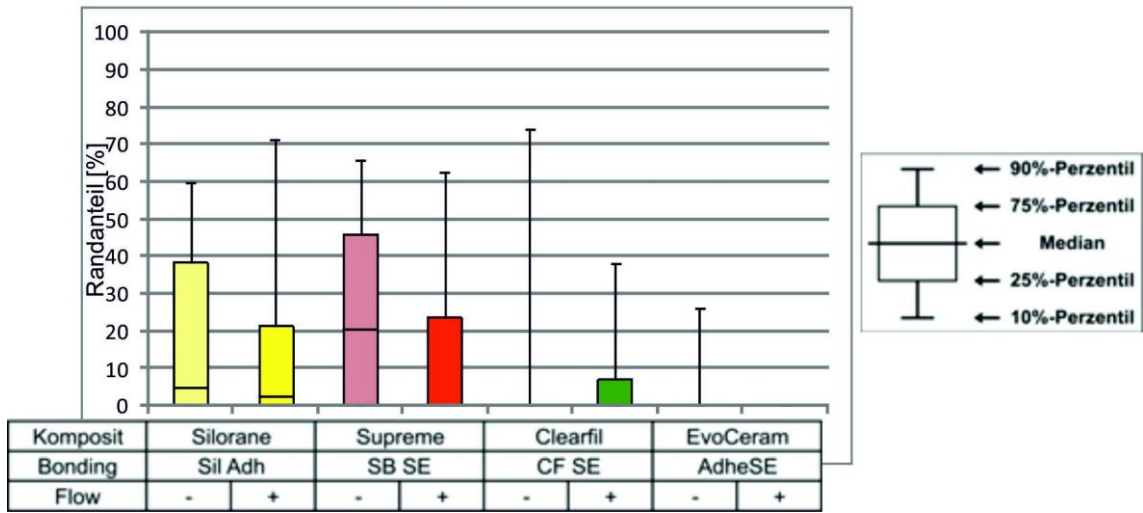


Abb. 43 Randqualität zervikal Dentin: Anteil der Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“. Abkürzungen: s. Abb. 27



---

## 4 Diskussion

### 4.1 Bewertung der Methoden

#### 4.1.1 Problematik *in vitro*-Studien

Die in dieser Studie verwendeten Methoden zur Untersuchung von Füllungsrandqualitäten gelten als etablierte Methode (ROULET et al., 1989) und werden sehr häufig für *In-vitro*-Studien herangezogen (STEINBRENNER et al., 1995; BLUNCK & ROULET, 1997).

Jedoch gibt es immer wieder Probleme, die *in vitro* gewonnenen Ergebnisse richtig zu interpretieren. Eine Falschbewertung ist nicht auszuschließen. Farbstoffpenetrationstests erzielen in *In-vitro*-Studien oft schlechtere Werte als in *In-vivo*-Studien (MALMSTRÖM et al., 2002). FRANKENBERGER et al. (2007) konnten zeigen, dass die Randqualität vorhersagbar ist. Jedoch kennt man nicht die Grenze wie schlecht ein Material *in vitro* sein muss, dass es auch *in vivo* zum Misserfolg führt.

Eine Übertragung der gewonnenen Erkenntnisse für die Praxis ist sehr schwierig (ABDALLA & DAVIDSON, 1993). Ursächlich hierfür ist, dass im Labor „Fehlerquellen“ wie beeinträchtigtes Sicht- oder Arbeitsfeld und unvollständige Trockenlegung der Kavität ausgeschaltet werden, man unabhängig von der Mitarbeit oder Compliance des Probanden ist und Material- und Technikunterschiede folglich deutlicher zum Tragen kommen.

*In-vitro*-Studien spiegeln nicht die Klinik wieder, sind jedoch aber zur Beurteilung des Randschlussverhaltens sehr aufschlussreich (HANNIG & BOTT, 2000; FRANKENBERGER et al., 2007; ROULET, 1994b), da Ergebnisse von *In-vitro*-Randspaltuntersuchungen gut mit entsprechenden *In-vivo*-Untersuchungen korrelieren (MC CURDY et al., 1974). Jedoch ist die Randadaption von Füllungen nur einer von vielen Aspekten in der restaurativen Zahnheilkunde und somit der klinische Erfolg einer Restauration nicht allein dadurch vorhersagbar (FRANKENBERGER et al., 2007).

Durchtritt von Dentinliquor kann die Dentinhaftung beeinträchtigen. Dieser ist bei sklerotischen Zähnen geringer als bei kariesfreien Zähnen. Nur *in vivo* besteht hydrostatischer Druck in der Pulpa, der den Liquorausstrom befördert und auch nur wenn der Zahn nicht anästhesiert ist. Diesen Druck kann man *in vitro* simulieren. In der vorliegenden Studie wurden weder hydrostatischer Druck noch Kaudruckbelastung simuliert. Auch liegt oft eine fehlende Vergleichbarkeit mit anderen Studien vor, da die Versuchsbedingungen wie Kavitätengestaltung, Thermocycling oder Probenalterung nicht gleich gewählt werden. Beispielsweise wirkt sich die Wahl der Temperaturen der Bäder bei der Temperaturwechselbelastung auf die Randdichtheit der Füllungen aus (CONSANI et al., 2012).

*In-vitro*-Studien lassen sich schneller durchführen als *In-vivo*-Studien, werfen, von der Verwendung der extrahierten Zähne abgesehen, keine ethischen Problem auf und sind deutlich kostengünstiger.

#### 4.1.2 Herstellung der Proben

##### 4.1.2.1 Auswahl, Vorbereitung und Lagerung der Zähne

Bis zu Versuchsbeginn wurden die extrahierten Zähne in Chloraminlösung gelagert. Die verstrichene Zeit seit der Extraktion hat wenig Auswirkung auf die Dentinadhäsion (MITCHEM & GRONAS, 1986; bestätigt von BLUNCK & DIEKER, 1990). Die ISO (The International Standardization Organisation, 2003) sieht eine Lagerung von bis zu sechs Monaten als unbedenklich an. Laut SÖDERHOLM (1991) spielt die Zusammensetzung der Flüssigkeit zur Zwischenlagerung keine wichtige Rolle.

Die Auswahl der Zähne erfolgte mit größter Sorgfalt, dennoch bestehen Unterschiede zwischen dem „Alter“, der Mikro- und Makromorphologie. Einflüsse dieser Unterschiede auf die Ergebnisse können nicht ausgeschlossen werden.

Das „Alter“ der Zähne war nicht bekannt, jedoch konnten MIXSON et al. 1993 bereits zeigen, dass sich das Alter der Proben nicht signifikant auf die Qualität der Restaurationsränder auswirkt.

Die natürlichen Abweichungen des Zahnmaterials wurden durch Auswahl kari- es- und füllungsfreier Proben sowie konstanter Verhältnisse von jeweils sieben Oberkiefermolaren zu drei Unterkiefermolaren ähnlicher Größe in den Ver- suchsgruppen minimiert.

Eine zwischenzeitliche Lagerung der Zähne in physiologischer Kochsalzlösung lässt die Eigenschaften von Dentin und Schmelz unbeeinflusst (HALLER et al., 1993), verhindert ein Austrocknen der Zähne und kann durch die hygroskopi- sche Expansion die initiale, durch die Polymerisationsschrumpfung entstande- ne, Randspaltbildung reduzieren (THONEMANN et al., 1997; HANNIG et al., 1994; KUNZELMANN et al., 1993; TORSTENSON & BRÄNNSTRÖM, 1988).

Die Wasseraufnahme kann jedoch langfristig zu Degradationsprozessen und somit zu einer Negativbeeinflussung der Randqualität führen. Die Haftfestigkeit verschiedener Dentinadhäsivsysteme nimmt signifikant ab und es kommt zu einer Zunahme der Randspalten (BLUNCK & ROULET, 1997; HALLER et al., 1993).

Komposite mit geringem Füllkörperanteil und hohem Anteil organischer Matrix haben eine vergleichsweise hohe Wasseraufnahme durch Diffusion in die orga- nische Kunststoffmatrix. Aber auch Füllkörpertyp und die Verbindung zwischen Füllkörper und Matrix sind entscheidend für die hygroskopische Expansion (HANNIG et al., 1994).

#### 4.1.2.2 Kavitätenpräparation und Füllungslegung

Individuelle Abweichungen bei der manuellen Präparation der Kavitäten mit ro- tierenden Instrumenten sind nicht zu vermeiden und machen einen Vergleich mit anderen Studien sehr schwer.

Die Klasse II-Kavitäten wurden so präpariert, dass die Ausdehnung in vestibulo- oraler Richtung fest 3,5 mm und die okklusale Tiefe in der Zahnmitte 4 mm be- trug. Am Kavitätenrand variierte die okklusal-zervikale Ausdehnung je nach Größe der klinischen Krone zwischen 5 und 7 mm, d. h. es entstanden Kavitä- ten, die mehr oder weniger pulpennah waren. Wie MITCHEM und GRONAS

(1986), aber auch BLUNCK und DIEKER (1990) feststellten, nimmt die Dentinadhäsion jedoch in Pulpanähe deutlich ab.

Die Kavitätenränder wurden an der Schmelz begrenzten Kavitätenseite deutlich angeschrägt um die Schmelzprismen quer zu ihrer Verlaufsrichtung anzuschneiden, ein retentives Schmelzätzmuster zu erzielen, paramarginale Frakturen möglichst zu verhindern und somit ideale Bedingungen für die adhäsive Verankerungen der Kompositfüllungen zu schaffen (HUGO et al., 1995; SCHUCKAR & GEURTSEN, 1995).

Die Zähne wurden in ein Nachbarzahnsimulationsgerät eingespannt, um der klinischen Situation möglichst ähnliche Verhältnisse zu erzielen.

Die Haftung von Kompositen an Schmelz und Dentin ohne Konditionierung ist unzureichend (VAN MEERBEEK et al., 1994). Die Schmelzätztechnik hat sich in der restaurativen Zahnheilkunde als sichere und zuverlässige Methode zur adhäsiven Verankerung von Kunststofffüllungsmaterialien etabliert. Durch die Konditionierung der Kavitäten mit Orthophosphorsäure und Verwendung der entsprechenden Adhäsivsysteme wurde eine ausreichende Haftung ermöglicht. HALLER et al. konnten (1995) zeigen, dass durch die Total-Etch-Technik die Wirksamkeit bestimmter Dentinadhäsive optimiert werden kann. Auch FRANKENBERGER et al. stellten 2005 und 2008 fest, dass es im Schmelz zu einer Verbesserung der Randqualität kommt, wenn bei Verwendung von selbstätzenden Adhäsivsystemen zusätzlich der Schmelz angeätzt wird. Im Dentin kann es durch zusätzliche Ätzung jedoch zu einer schlechteren Randadaption kommen (FRANKENBERGER et al., 2008). Für das Adhäsivsystem von Filtek™ Silorane im Besonderen konnten PUCCI et al. (2013) zeigen, dass eine zusätzliche Oberflächenbehandlung, z. B. mit Phosphorsäureätzung, die Haftfestigkeit erhöht.

Die Anwendung der Inkrementtechnik bei der Herstellung der Füllungen minimiert die Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung (HELLWIG et al., 1991; LUTZ et al., 1992; KWON et al., 2012). Selbst für niedrigschrumpfende

---

Komposite wird eine Schichttechnik empfohlen (VAN ENDE et al., 2010; VAN ENDE et al., 2012).

Das Randverhalten wird durch Material und Verarbeitungstechnik beeinflusst, das absolute Maß der Schrumpfung hängt jedoch von der in einem Arbeitsgang polymerisierten Masse ab.

Ob es letztendlich durch die Polymerisationskontraktion zu einer Randspaltbildung kommt, hängt von vielen Faktoren ab, wie z. B. Kavitätenform (c-Faktor: Verhältnis von freier zu gebundener Fläche), Lichtintensität (REINHARDT, 1991a), Belichtungszeit, hygroskopischer Expansion, Größe sowie Typ der Füller und Haftfestigkeit des Dentinbondingmaterials (MEHL et al., 1997; FERACANE, 2005). Auch Materialeigenschaften wie Elastizitätsmodul, Aushärtungsgrad, Wärmeausdehnungskoeffizient und Silanisierungseigenschaften an der Matrix-Füller-Kontaktfläche, beeinflussen den Polymerisationsstress (BRAGA et al., 2005). Randspalten treten nur dann auf, wenn die Polymerisations-schrumpfungskräfte die Adhäsionskräfte übersteigen (ROULET, 1994).

Durch die Schichttechnik ist eine Steigerung der Biegefestigkeit der Kompositfüllungen wahrscheinlich, wenn die Sauerstoffinhibitionsschicht nicht entfernt wird und eine Durchhärtung der einzelnen Schichten ist gewährleistet (SINDEL et al., 1996). Auch kann hierdurch selbst in tiefen Kavitäten eine hohe Haftfestigkeit erzielt werden (NIKOLAENKO et al., 2004).

Die Belichtungsdauer erfolgte nach Herstellerangaben. Eine Verkürzung der Polymerisationsdauer führt zu schlechteren mechanischen und physikalischen Eigenschaften des Komposits. Eine unzureichende Polymerisation hat eine Diffusion von unvernetzten Monomeren aus dem Matrixverbund zur Folge - was weder aus allergologischer, noch toxikologischer Sicht wünschenswert ist (BREEDING et al., 1991).

Die Kompositfarbe (A3) wurde bei allen Proben verwendet um Unterschiede in der Polymerisationstiefe auszuschließen – dunkle und opake Farben weisen eine deutlich geringere auf als helle und transparente Kompositfarbtöne (FERACANE et al., 1986; KAWAGUCHI et al., 1994). Desweiteren haben auch

Transluzenz und Pigmentierung des Komposites Einfluss auf die Polymerisationstiefe (FERRACANE et al., 1986).

#### 4.1.2.3 Ausarbeitung der Füllungen

Das Ziel der Ausarbeitung und Politur der Füllungen besteht in der Beseitigung der Sauerstoffinhibitionsschicht, die sich an jeder Kompositoberfläche bildet und schlechtere physikalische Eigenschaften sowie eine erhöhte Tendenz zur Farbstoffaufnahme besitzt (REINHARDT, 1991b).

Eine effektive Oberflächenglättung erschwert die Anlagerung von Plaque.

Diese *in vitro* vorgenommene Nachbearbeitung der Proben, vor allem der approximalen Füllungsanteile, lässt sich nicht ohne Abstriche auf die klinische Situation übertragen. Da in der vorliegenden Studie jedoch der Unterschied zwischen den einzelnen Materialien herausgearbeitet werden sollte, wurden die Ränder unter direkter Sicht und bei direktem Zugang ausgearbeitet und poliert, um die Materialien bei optimaler Verarbeitung vergleichen zu können.

#### 4.1.3 Alterung der Proben

Thermocycling und Wasserlagerung sind Routineverfahren zur Simulation physiologischer Belastungen *in vitro* (ROSSOMONDO et al., 1995; FABIANELLI et al., 2007).

Die Belastungen im Mund durch Nahrungszufuhr können nur ansatzweise simuliert werden, die Temperaturwechselbelastung stellt aber einen Kompromiss im Hinblick auf die einfache Realisierbarkeit dar (AMARAL et al., 2007).

Durch die unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten von Schmelz, Dentin und Komposit wird eine mechanische Belastung auf den Verbund ausgeübt und eine künstliche Alterung simuliert (NOACK, 1988a). Kompositrestaurationen zeigen bei Änderungen der Temperatur größere Dimensionsänderungen als die Zahnhartsubstanz (CRAIG et al., 2006). In Abhängigkeit von der Qualität des adhäsiven Verbundes zwischen Zahn und Komposit und der Stärke der auftretenden Spannungen können so Schmelzfrakturen, Füllungsfrakturen oder Randspalten entstehen (HEMBREE & TAYLOR, 1984).

Die Parameter (Anzahl der Zyklen, Temperaturdifferenz und Verweildauer) orientieren sich an den in anderen Studien verwendeten Einstellungen (BLUNCK, 1988; LÖSCHE et al., 1993; LÖSCHE et al., 1994). Temperaturen höher als 55°C entsprächen nicht den klinischen Gegebenheiten und würden eine zu starke Nachhärtung des Komposites auslösen (NOACK, 1988a).

Eine Belastung von 2000 Zyklen bei mindestens 50°C Temperaturunterschied gilt als ausreichende, wenn nicht sogar als unrealistisch hohe Belastung (NOACK, 1988a). INOUE et al. (2005) fordern jedoch bis zu 100 000 Zyklen, um signifikante Unterschiede auszumachen zu können.

In Folge der thermischen Wechselbelastung verschlechtert sich die marginale Adaption bei allen Füllungen, die schon direkt nach der Ausarbeitung Randspalten aufweisen. Zähne, die vor dem thermischen Belastungstest weniger Spalten haben, zeigen eine langsamere Zunahme der Spalten als Zähne, die vor dem Thermocyclen stärkere Undichtigkeiten aufweisen (MOMOI et al., 1990).

Gemessen an der signifikanten Verschlechterung der marginalen Adaption unter dem Einfluss der thermischen Wechselbelastung ist dem Effekt der hygroscopischen Expansion nur eine geringe Relevanz für die Optimierung der Randständigkeit von Füllungen beizumessen (HANNIG et al., 1994).

#### 4.1.4 Auswertung der Proben

Als Qualitätskriterium für die Beurteilung von Füllungsmaterialien wird der Übergang zwischen Füllungswerkstoff und intakter Zahnhartsubstanz herangezogen (STEINBRENNER et al., 1995).

##### 4.1.4.1 Randanalyse im Elektronenmikroskop

Randspaltbreite und –qualität mit Hilfe von Replikamodellen zu untersuchen ist eine etablierte Methode (ROULET, 1989; TORSTENSON et al. 1989; KUNZELMANN et al., 1993).

Während es durch die Deformation und Rissbildung von natürlichen Zähnen durch Wasserentzug im Vakuum zu einer Verfälschung der Ergebnisse kommt, unterliegen Epoxidharzreplika keinerlei Veränderungen (REINHARDT et al., 1984).

Da keine Zerstörung der Proben stattfindet, können dieselben Proben weiteren Untersuchungen, wie z. B. Farbstoffpenetrationstests, unterzogen werden.

Jeder Füllungsranddefekt stellt eine Schwachstelle dar, gefährdet den Langzeiterfolg einer Restauration und ist ursächlich für Randverfärbung sowie postoperative Hypersensibilitäten. Spalten an Restaurationsrändern können mikrobiell besiedelt werden und eine mikroökologische Nische darstellen (BUCHMANN et al., 1992).

Im REM ist die dreidimensionale Ausdehnung eines Randdefektes nicht bestimmbar, nur die Oberflächenausdehnung ist messbar. Die Bestimmung der Spalllänge scheint sinnvoller zu sein als dessen Breite, da eine Kontinuitätsunterbrechung über eine weite Strecke ungünstiger für den Zahn-Komposit-Verbund ist. Als Maß für die Randqualität dient in den meisten Studien das Verhältnis von Randspalllänge zu Gesamtlänge des Füllungsrandes (NOACK, 1988a; LÖSCHE et al., 1993; LÖSCHE et al., 1994), denkbar wäre aber auch die mittlere Randspaltbreite (TORSTENSON et al., 1989) oder die maximale Randspaltbreite (HANSEN, 1986).

Die Unterteilung in kleinste Segmente mit einer Vielzahl an Messpunkten macht die quantitative Beurteilung auch bei relativ kleinen Gruppengrößen möglich (ROULET, 1987b).

#### 4.1.4.2 Farbstoffpenetrationsuntersuchung

Farbstoffpenetrationstests helfen, *in vitro* die Dichtheit von Restaurationsrändern gegenüber Flüssigkeiten zu beurteilen. Es ist die meist verwendete Technik in *In-vitro*-Studien (FABIANELLI et al., 2007). Nachteilig hierbei ist, dass es zu einer Zerstörung der Testzähne kommt.



Silbernitrat hat sich als Penetrationsmedium bewährt, da sich nach Belichtung und Behandlung mit Filmentwicklerlösung die Silberkristalle beim Sägen nicht mehr aus dem Randspalt auswaschen können (KANCA, 1989; PRATI, 1994).

Unklar ist jedoch ob das Penetrationsverhalten von  $\text{AgNO}_3$  vergleichbar mit dem vom Speichel oder anderen im Mund vorkommenden Flüssigkeiten ist. Es wird deshalb gefordert, Farbstoffe zu verwenden, die eine ähnliche Molekülgröße aufweisen wie bakterielle Toxine (SÖDERHOLM, 1991; AHLBERG et al., 1995; PUPPALA et al., 1996; COCHRAN et al., 2004).

Die Auswertung erfolgte zweidimensional mit Hilfe eines Auflichtmikroskopes, auch hier war keine dreidimensionale Auswertung möglich.

Bei der Auswertung des Farbstoffpenetrationsversuchs wird die Tiefe der Penetration auf einer endlichen Anzahl von Schnittflächen (häufig 1-4) durch den Restaurationsrand beurteilt. Entlang des Restaurationsrandes gibt es neben Bereichen mit Undichtigkeiten auch Bereiche mit gutem Verbund (SÖDERHOLM, 1991). Im Farbstoffpenetrationstest unterliegt es einem gewissen Zufall, ob man in der ausgewerteten Schnittebene einen undichten oder einen dichten Bereich antrifft.

SANO et al. konnten (1995) zeigen, dass selbst bei intakten Randverhältnissen eine Penetration von oralen und pulpalen Flüssigkeiten bzw. im *In-vitro*-Versuch von Farbstoffen in den Verbund Zahn-Komposit möglich ist. Je länger die Penetrationszeit, desto größer ist das Risiko einer Farbstoffdiffusion in die Adhäsivschicht, die zu falsch negativen Ergebnissen führen kann (ERNST et al., 2002).

## 4.2 Diskussion der Ergebnisse

Es kamen vier verschiedene Komposite zur Anwendung: ein Siloran (Filtek™ Silorane), ein Nanokomposit (Filtek™ Supreme XT), ein Universal-Hybridkomposit (Clearfil™ AP-X) und ein nanooptimiertes Hybridkomposit (Tetric EvoCeram®). Dadurch sollte repräsentativ für die aktuell auf dem Markt befindlichen Komposite Randdichtheit und Randqualität von Klasse-II-Füllungen *in vitro* untersucht werden. Im Besonderen sollte überprüft werden, ob durch die reduzierte Polymerisationsschrumpfkraft des Materials Filtek™ Silorane durch die ringöffnenden Monomere ein deutlich besserer Randschluss zu erzielen ist als bei Verwendung von Kompositen auf Methacrylatbasis. Auch sollte untersucht werden ob die Lage des Füllungsrandes oder die Verwendung eines Flowables Einfluss auf die Randdichtheit und Randqualität haben.

Bei Seitenzahnkompositen wird eine initial und permanent perfekte marginale Adaption gefordert, weil eine sekundäre Spaltabdichtung durch Korrosionsprodukte wie beim Amalgam fehlt (SCHALLER et al., 1988; FABIANELLI et al., 2007).

Marginale Imperfektionen können im Mund zu Randverfärbungen und Sekundärkaries führen.

### 4.2.1 Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop – Ergebnisse

Füllungen aus dem Komposit Filtek™ Silorane zeigten keine generell bessere Randqualität als die übrigen Füllungen. Lediglich an den axialen Randabschnitten war bei Verwendung von Filtek™ Silorane ohne fließfähigem Komposit ein höherer Anteil an kontinuierlichem Rand und ein geringerer Anteil an Unterschüssen zu beobachten als bei Verwendung von Tetric EvoCeram® mit fließfähigem Komposit.

Insgesamt zeigten sich nur in wenigen Teilbereichen signifikante Unterschiede zwischen den Füllungsmaterialien. Hierbei war es insbesondere die Gruppe

---

Tetric EvoCeram® mit fließfähigem Komposit, die schlechtere Resultate erzielte als andere Materialien. Diese Unterschiede werden unten im Detail erläutert.

Generell hatte die Lage des Füllungsrandes entscheidenden Einfluss auf die Randqualität.

Der prozentuale Anteil der RQ „kontinuierlicher Rand“ variiert im Mittel zwischen 73% im zervikalen Schmelzbereich, 69% axial, 56% im zervikalen Dentinbereich und 52% okklusal.

In den schmelzbegrenzten Abschnitten waren mehr Anteile an kontinuierlichem Rand zu beobachten als entlang der Randabschnitte im Dentin.

Die Verwendung von Dentinadhäsiven führt zwar zu einer Verbesserung der Randqualität im Dentin, ist aber trotzdem der marginalen Adaption im normal strukturierten Schmelz unterlegen (SCHUCKAR & GEURTSSEN, 1995). Dies gilt auch für moderne Dentinadhäsive: So stellten KRIFKA et al. (2008), ROSA & PERDIGAO (2000) und YAZICI et al. (2007) fest, dass die Haftfestigkeitswerte zum Schmelz signifikant größer sind als zum Dentin. Auch POGGIO et al. (2013) kommen zu dem Schluss, dass bei KI. II-Restaurationen mit zervikalen Rändern im Dentin eine perfekte Abdichtung dort nicht erzielt werden kann.

Berücksichtigt man jedoch die mit Wasserbläschen besetzten kontinuierlichen Füllungsanteile, die im zervikalen Dentinbereich zu 13% vorkommen, so ist der Anteil perfekten Füllungsrandes im zervikalen Dentinbereich mit im Mittel 69% nur geringfügig schlechter als im zervikalen Schmelzbereich. Fraglich ist, welche bzw. ob die Wasserbläschen Auswirkungen auf die Integrität des Füllungsrandes haben.

Wasserbläschen entstehen, wenn aus der Oberfläche während der Abdrucknahme Wasser austritt (PRATI et al., 2005). Diese Bläschen entstehen nur im Dentin und weder auf Schmelz noch Komposit.

Drei mögliche Ursachen für den unterschiedlichen Anteil an der Randqualität „kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ sind denkbar:

Erstens könnte das Material einen Einfluss haben. WEINMANN et al. (2005) postulierten aufgrund der chemischen Zusammensetzung für Siloran hydrophobe Eigenschaften – Messungen hierzu legen sie aber nicht vor. ILIE & HICKEL

(2009) berichteten über die Auswirkung der Lagerung in verschiedenen Medien auf die mechanischen Eigenschaften. Die Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften durch Lagerung in H<sub>2</sub>O, Speichel oder Alkohol ist bei Siloran weniger ausgeprägt als bei methacrylatbasierten Kompositen. Auch hier wurde die Wasseraufnahme selbst nicht gemessen. PALIN et al. (2005b) haben für Siloran eine geringere Wasseraufnahme gemessen. Deshalb wären für Siloran deutlich geringere Anteile an kontinuierlichem Rand mit Wasserbläschen zu erwarten gewesen. Dies konnte jedoch nicht nachgewiesen werden. Dies könnte daran liegen, dass zwischen Dentin und Siloran noch das Adhäsiv liegt. Laut STUDIENBROSCHÜRE (2007) werden für das Adhäsivsystem deutlich hydrophobe Eigenschaften postuliert.

Zweitens könnte die Freilegung des Dentins bei der Ausarbeitung *in vitro* ursächlich sein. Bei korrekter Lage der Matrize sollte das Dentin oder der Zement außerhalb der Kavität nicht konditioniert sein. Mit Dentinhaftvermittlern wird das konditionierte Dentin versiegelt, bevor die Füllung gelegt wird. Beim Ausarbeiten *in vitro* werden dann wahrscheinlich am Füllungsrand das Komposit und die Zahnoberfläche, i.e. Wurzelzement oder Dentin, zueinander plan geschliffen. Die Dentintubuli, die dabei freigelegt werden, sind nicht infiltrierte, weil sie durch den Tubulusverlauf von außen-koronal nach innen-apikal zum Zeitpunkt der Applikation des Dentinhaftvermittlers weder außen noch innen zugänglich waren. Nach dieser Hypothese würden die Füllungsmaterialien keine Rolle für die Entstehung der Wasserbläschen spielen. Dies steht im Einklang mit den Beobachtungen in der vorliegenden Studie, da zwischen den Versuchsgruppen keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des Anteils an „kontinuierlichem Rand mit Wasserbläschen“ vorliegen.

Dritte mögliche Ursache könnte die Konditionierung sein. Wenn die Konditionierung eine Rolle spielen würde, müsste man Unterschiede erwarten zwischen Dentinätzung (in der vorliegenden Arbeit) und Selbstkonditionierung im Dentin in zwei früheren Untersuchungen (GURA, 2013; SEIDL, 2013). Tatsächlich wurden bei Selbstkonditionierung in Schmelz und Dentin (GURA, 2013) etwas weniger Wasserbläschen als in der vorliegenden Arbeit, bei selektiver Schmelzätzung, d.h. Selbstkonditionierung im Dentin (SEIDL, 2013) aber viel

mehr Wasserbläschen beobachtet, obwohl die beiden Studien untereinander eigentlich ähnlicher sein müssten und sich beide von der vorliegenden Arbeit unterscheiden. Interessant ist aber die Ähnlichkeit der vorliegenden Ergebnisse zur Studie mit Selbstkonditionierung in Schmelz und Dentin (GURA, 2013): in beiden Arbeiten sind zwar keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen feststellbar, aber die Tendenzen sind fast alle gleich: Filtek™ Silorane ohne Flow hat mehr Wasserbläschen als Filtek™ Silorane mit Flow, Clearfil™ AP-X mit Flow hat mehr Wasserbläschen als Clearfil™ AP-X ohne Flow, nur bei Filtek™ Supreme XT gibt es Unterschiede - ohne Flow hatte hier mehr Wasserbläschen als mit Flow, bei Selbstkonditionierung in Schmelz und Dentin war es genau andersherum. Tetric EvoCeram® hatte von allen Gruppen am wenigsten Wasserbläschen. Nach selektiver Schmelzätzung (und damit Selbstkonditionierung im Dentin) war der Anteil des Randes „kontinuierlich mit Wasserbläschen“ allerdings wesentlich höher als bei den anderen beiden Konditionierungsarten. Analog zu den Vergleichsstudien war hingegen der besonders niedrige Randanteil mit Wasserbläschen für das Komposit Tetric EvoCeram®.

Als Fazit kann man sagen, dass Artefakte durch die Ausarbeitung die wahrscheinlichste Ursache für die Wasserbläschen sind. Obwohl bei Bearbeitung des zervikalen Füllungsrandes auch klinisch ähnliche Folgen auftreten könnten, wäre es schädlich fürs Parodont, Überschüsse zu belassen. Material- oder Konditionierungseffekte erscheinen als Ursache weniger wahrscheinlich.

Bei zahnfarbenen Füllungen ist die Ausarbeitung und Politur oft problembehaftet, da Überschüsse, verstärkt durch das okklusale Fissurenrelief, schwer zu erkennen sind. Bei allen zu untersuchenden Proben sind Überschüsse aufzufinden. Den größten prozentualen Anteil findet man, wie nicht anders zu erwarten, auf der Kaufläche mit 36%. Mit 8% ist er im zervikalen Schmelzbereich am niedrigsten, dicht gefolgt von 9% im zervikalen Dentinbereich und 10% im axialen Bereich – fraglich ist ob der Unterschied *in vivo* auch so deutlich wäre. Die Ausarbeitung im Approximalraum ist durch die Nachbarzähne *in vivo* erheblich erschwert. Jedoch können Überschüsse approximal durch eine gut sitzende Matrize leichter vermieden werden.

Die Problematik der Überschüsse für die Randanalyse besteht darin, dass absolut keine Aussage über die Beschaffenheit der Randqualität getroffen werden kann – vom kontinuierlichen Rand bis zum Spalt kann sich darunter alles verbergen.

Der Anteil der Randspalten ist okklusal mit im Mittel 2% am geringsten, in den anderen Abschnitten variiert er zwischen 8 und 10%.

Randspalten führen *in vivo* zur Penetration von Bakterien und Flüssigkeiten, postoperativer Überempfindlichkeit, Pulpairritationen bis hin zur Pulpitis sowie Sekundärkaries (PASHLEY, 1990).

Die Randqualität „Unterschuss“ beträgt im Mittel 10% okklusal und zervikal im Schmelzbereich, axial 12% und im zervikalen Dentinbereich 14%. Der geringere Anteil okklusal erklärt sich durch die bessere Zugänglichkeit – Füllinstrumente sind nicht an der Adaptation der Füllung durch z. B. Matrize oder Nachbarzahn gehindert.

Schon beim Legen der Füllungen zeigten sich materialbedingte Unterschiede:

Für Filtek™ Silorane ist ein fließfähiges Komposit basierend auf einer Siloran-Matrix nicht verfügbar, und die Kompatibilität mit dem methacrylatbasierten Filtek™ Supreme XT (Flowable) ist nicht geklärt. Studien, die sich mit der Reparaturfähigkeit von Siloranen beschäftigen, geben aber einen Hinweis dazu: TEZVERGIL-MUTLUAY et al. (2008) untersuchten die Scherfestigkeit an 5 Minuten alten Füllungen aus Siloran, die dann mit einer weiteren Schicht versehen wurden. Sie konnten zeigen, dass die Bindungsstärke zwischen den einzelnen Schichten von der Reaktivität des Materials abhängt. Diese chemische Reaktivität wird mit der Zeit niedriger (BURTSCHER, 1993) und der Prozentsatz an adhäsiven Versagen steigt. TEZVERGIL-MUTLUAY et al. (2008) konnten belegen, dass die Scherfestigkeit zwischen einem Siloran und einem methacrylatbasierten Komposit ohne Zwischenschicht die schlechtesten Werte erzielt und eine Zwischenschicht aus einem Phosphat-Methacrylat-basierenden Adhäsiv die Scherfestigkeit erhöht. Bei Reparatur von gealterten Füllungen wird neben einem Adhäsiv auch zusätzlich eine Silanisierung gefordert (IVANOVAS et al.,

2010; HAMANO et al., 2013). Auch MOHAMMADI et al. (2015) fordern eine Zwischenschicht. OZER et al. (2014) konnten zeigen, dass die Scherfestigkeit von Siloranen zu Unterfüllungsmaterialien geringer ist als die von methacrylatbasierten Vergleichsmaterialien. Somit könnte man Verbundprobleme zwischen dem fließfähigen Komposit Filtek™ Supreme XT (Flowable) und dem Siloran befürchten. Andererseits ist das systemzugehörige Haftvermittlersystem ebenfalls methacrylatbasiert (STUDIENBROSCHÜRE, 2007), so dass das Siloran auf einem methacrylatbasierten fließfähigen Komposit auch nicht schlechter haften sollte als auf dem systemeigenen Haftvermittler. Da keine signifikanten Unterschiede in den Siloran-Gruppen ohne vs. mit fließfähigem Komposit festzustellen waren, scheint ein spezifisches Problem an dieser Verbundfläche nicht zu bestehen.

Das Siloran ist sehr fest und zeichnet sich durch eine sehr glatte, gut polierbare Oberfläche aus. Aufgrund der enthaltenen Quarzfüller besitzt es ebenso wie Clearfil™ AP-X eine hohe Härte, was einen Metallabrieb bei Berührung mit einer zahnärztlichen Sonde zu Folge hat. Die Quarzfüller wirken sich jedoch nachteilig auf die Opazität aus und stellen somit die Indikation für Frontzahnfüllungen in Frage.

Bei der Auswertung fiel des Öfteren ein Spalt zwischen Primer und Adhäsiv oder diverse Lufteinschlüsse im sehr zähflüssigen Bond auf. Ursächlich hierfür könnte sein, dass der Primer lichtgehärtet wird. SANTINI und MILETIC (2008) konnten unter Micro-Raman-Spektroskopie eine ca. 1 µm starke Zwischenzone zwischen Primer und Bonding nachweisen. Diskutiert als Ursache wird eine dünne Sauerstoffinhibitionsschicht, die auf der Oberfläche des gehärteten Primers zurückbleibt und wahrscheinlich eine suboptimale Bindung zwischen Primer und Adhäsiv zur Folge hat (PUCCI et al., 2013). Laut SANTINI und MILETIC (2008) könnte diese Zwischenschicht das schwächste Glied und somit ursächlich für das Scheitern von Siloranfüllungen sein. Das Siloran ähnelt in seinen mechanischen Eigenschaften und der Abrasionsfestigkeit methacrylatbasierten Kompositen, jedoch soll durch die ausgeprägte Hydrophobie der sonst zusätzliche Materialstress durch die hygroskopische Expansion entfallen (STUDIENBROSCHÜRE, 2007; LÖW, 2008). Das Material zeigte sich relativ unemp-

findlich gegenüber Umgebungslicht, was eine Verarbeitung ohne Zeitdruck ermöglichte.

Das Filtek™ Supreme XT (Flowable) hat eine Konsistenz, die meines Erachtens ideal ist, um eine gute Verteilung in der Kavität zu erreichen. Von ERNST (2010) oder auch ERNST & WILLERSHAUSEN (2003) wurde die Konsistenz auch als „geschmeidig“ beschrieben. Zu vermuten wäre, dass bei dessen Verwendung weniger Unterschüsse auftreten. Dies war jedoch nicht nachzuweisen. Die glänzende Oberfläche des Filtek™ Supreme XT ist hinderlich beim Modellieren, lässt sich jedoch ebenso wie das bei der Modellation butterweiche Clearfil™ AP-X gut polieren.

Das Besondere an dem zugehörigen Adhäsivsystem ist der Farbindikator, der den Anwender sowohl die Applikation des Primers als auch des Adhäsivs besser kontrollieren lässt. Zu erwarten wäre, dass eine bessere Haftfestigkeit und somit ein besserer Randschluss durch die leichter steuerbare Ätzung erzielt wird. Dies konnte generell nicht nachgewiesen werden. Es zeigten sich wohl okklusal und axial seltener Unterschüsse als für Tetric EvoCeram® mit Flowable, aber z. B. zervikal im Schmelz seltener kontinuierliche Randanteile als für Clearfil™ AP-X.

Tetric EvoCeram® war sehr schlecht polierbar. Ursache für die bleibende Mattheit sind die enthaltenen Polymerisatsplitter.

Das zugehörige Flow war sehr zähflüssig, was die Erwartung nahelegt, dass im Gegensatz zu den anderen Füllungsmaterialien vermehrt Unterschüsse an den zervikalen Füllungsrandern auftreten. Das trifft aber nur für den zervikalen Dentinbereich zu. Der Unterschied war jedoch nicht signifikant.

Im Kauflächenbereich hatte Tetric EvoCeram® mit Tetric EvoFlow® signifikant ( $p < 0,05$ ) häufiger Unterschüsse als Clearfil™ AP-X mit Clearfil Majesty™ Flow und als Filtek™ Supreme XT. Die hochfeste Konsistenz (ERNST, 2010) des Tetric EvoCeram® könnte Ursache für eine schlechtere Adaptation des Komposites an der Kavitätenwand sein.

Im axialen Bereich zeigten sich statistische signifikante Unterschiede für die Qualitäten „kontinuierlich“ ( $p < 0,001$ ) und „Unterschuss“ ( $p < 0,001$ ). Clearfil™



AP-X schnitt besser ab als Tetric EvoCeram®. Auch waren Filtek™ Silorane, Clearfil™ AP-X und Filtek™ Supreme XT mit Filtek™ Supreme XT (Flowable) besser als Tetric EvoCeram® mit Tetric EvoFlow®. Tetric EvoCeram® mit Tetric EvoFlow® war weiterhin auch schlechter als Clearfil™ AP-X mit Clearfil Majesty™ Flow.

Im zervikalen Schmelzbereich haben Clearfil™ AP-X mit und ohne Clearfil Majesty™ Flow signifikant häufiger ( $p < 0,05$ ) kontinuierliche Randanteile als Tetric EvoCeram® mit Tetric EvoFlow®. Auch ist Clearfil™ AP-X besser als Filtek™ Supreme XT mit Flowable.

Zervikal im Schmelz konnten auch signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) für die Qualitäten „Spalt“ und „Überschuss“ nachgewiesen werden. Jedoch war es aufgrund der Konservativität des Nemenyi-Testes nicht möglich herauszufinden, zwischen welchen Gruppen diese signifikanten Unterschiede vorliegen.

Im zervikalen Dentinbereich konnten keinerlei signifikante Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Kompositen nachgewiesen werden.

Es waren lediglich folgende Trends erkennbar: Der Anteil an kontinuierlichem Rand ist im Mittel für Filtek™ Silorane mit Filtek™ Supreme XT (Flowable) mit 40% deutlich geringer als der von Filtek™ Supreme XT ohne Flowable mit 62%. Ähnlich groß ist der Unterschied bei den Überschüssen, die für Filtek™ Silorane mit Filtek™ Supreme XT (Flowable) mit 49% deutlich höher ausfallen als für Filtek™ Supreme XT ohne Flowable mit 28%.

In keinem der Untersuchungsabschnitte konnte ein Unterschied von statistischer Signifikanz zwischen der Verwendung und der Nichtverwendung eines fließfähigen Komposites nachgewiesen werden. Auch in anderen *in vitro*-Studien war bisher keine Verbesserung der Randqualität durch Flowables nachweisbar (CHUANG et al., 2001; CHUANG et al., 2003; UCTASLI et al., 2002) SADEGHI (2009), BELLI et al. (2001) und KORKMAZ et al. (2007) finden dagegen eine Verbesserung der Randqualität durch Flowables.

Während einige Studien (PAPADOGIANNIS et al., 2009; BOGRA et al., 2012; BORGES et al., 2012; GREGOR et al., 2013; KHOSRAVI et al., 2015) Silora-

nen einen signifikant besseren Randschluss als methacrylatbasierten Kompositen bescheinigen, bestätigen andere Studien (KUSGOZ et al., 2011; D'ALPINO et al., 2011; SCHMIDT et al., 2015; MAGHAIREH et al., 2017), dass Silorane den methacrylatbasierten Kompositen nicht signifikant überlegen sind. KUSGOZ et al. (2011) stellten fest, dass Silorane niedrigere Aushärtungstiefen, einen geringeren Konversionsgrad und reduzierte Polymerisation unter der Oberfläche zeigen. BOARO et al. (2013), PAPADOGIANNIS et al. (2009), PALIN et al. (2005a) und auch TORRES et al. (2014) bestätigen die geringere Konversionsrate.

#### 4.2.2 Farbstoffpenetrationstest – Ergebnisse

Die Farbstoffpenetrationstiefe unterliegt einer starken Streuung, da es sich um zufällige ausgewählte Abschnitte am Füllungsrand handelt.

Bei einigen Schnitten fielen weitere Defekte auf, deren Herkunft nicht ersichtlich war. Sie wurden nicht in die Auswertung mit einbezogen, da nicht auszuschließen ist, dass sie durch Undichtheiten des axialen Randes entstanden sind. Um das herauszufinden, müsste man viel mehr Schnitte machen.

Die Penetrationstiefe variierte im Mittel zwischen 0,1 mm okklusal, 0,3 mm in schmelzbegrenzten und 0,6 mm in Dentin begrenzten Arealen.

Diese Werte korrelieren teilweise mit den Ergebnissen der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung – so ist auch der Anteil der Randspalten mit 2% okklusal am geringsten. Der Anteil von 10% im zervikalen Schmelzbereich fällt höher aus als der im Dentin (8%). Ursachen hierfür können zum einen die subjektive Auswertung sein, zum anderen die geringe Zahl an Schnitten.

Das Filtek™ Silorane mit Filtek™ Supreme XT (Flowable) erzielte im Schmelz (mehr als die Hälfte der Zähne ohne nachweisbare Penetration) und Dentin (mehr als ein Viertel der Zähne ohne nachweisbare Penetration) bessere Werte als Tetric EvoCeram® mit und ohne Tetric EvoFlow® und im Dentin auch als Filtek™ Supreme. Da aber auch Clearfil™ AP-X signifikant dichter als Filtek™

Supreme ist, kann man aber auch hier nicht von einer eindeutigen Überlegenheit der neuen Matrix sprechen.

Filtek™ Supreme XT mit Flowable war nur im Schmelzbereich dichter als Tetric EvoCeram® mit und ohne Tetric EvoFlow®. Ein signifikanter Unterschied zwischen Filtek™ Silorane ohne Flow und Tetric EvoCeram® mit und ohne Tetric EvoFlow® konnte nur im Dentin aufgezeigt werden. Auch war Filtek™ Silorane mit und ohne Filtek™ Supreme XT (Flowable) ebenso wie Clearfil™ AP-X signifikant dichter als Filtek™ Supreme XT.

In allen drei Untersuchungsabschnitten konnte gezeigt werden, dass Clearfil™ AP-X ohne Flow die geringsten Penetrationstiefen hat. In den Randabschnitten „okklusal“ und „Schmelz“ konnte keine Penetration nachgewiesen werden. Für den Abschnitt „Dentin“ war dies immerhin bei mehr als der Hälfte der Zähne auch der Fall. Dieses Ergebnis passt zu der geringen Anzahl von Randspalten im Rasterelektronenmikroskop. Jedoch ist der Unterschied nur zu Tetric EvoCeram® mit Tetric EvoFlow® signifikant ( $p < 0,05$ ).

Ebenso war Tetric EvoCeram® mit und ohne Tetric EvoFlow® durchlässiger als Filtek™ Silorane mit Filtek™ Supreme XT (Flowable) und Clearfil™ AP-X sowohl mit als auch ohne Clearfil Majesty™ Flow im Schmelz und Dentin.

Auch hier zeigte sich, wie nicht anders zu erwarten, kein Unterschied, ob die Komposite mit oder ohne Flowable verwendet wurden. Weitere Studien bestätigen diese Aussage (NEME et al., 2002; MAJETY et al., 2011; MALMSTRÖM et al., 2002).

Eine neue Studie (REDDY et al., 2013) zeigt jedoch, dass bei Verarbeitung des Flowables in einer hauchdünnen Schicht und des Komposites „nass in nass“ - das Flowable wird erst zusammen mit dem Komposit gehärtet - es zu einer Verbesserung der marginalen Integrität kommt.

Auch andere Studien konnten zeigen, dass es bis dato nicht möglich ist, Undichtigkeiten an Füllungsrandern komplett zu vermeiden (MAJETY et al., 2011; POGGIO et al., 2013; YAMAZAKI et al., 2006; PAPADOGIANNIS et al., 2009;

BOGRA et al., 2012; KHOSRAVI et al., 2015). Sie sind der Hauptgrund, warum Füllungen versagen (XIE et al., 2008), lassen sich aber durch die Inkrementtechnik reduzieren (YAMAZAKI et al., 2006).

#### 4.2.3 Vergleich mit früheren Untersuchungen mit selektiver Schmelzätzung bzw. mit Selbstkonditionierung in Schmelz und Dentin

Mit den gleichen Materialien und der gleichen Methodik wie in der vorliegenden Studie wurden bereits zuvor zwei Untersuchungen durchgeführt, wobei in der einen eine selektive Schmelzätzung (SEIDL, 2013), in der anderen eine Selbstkonditionierung in Schmelz und Dentin durchgeführt wurde (GURA, 2013).

Bei selektiver Schmelzätzung war zu beobachten:

- Es gab bei keinem Material einen signifikanten Unterschied bezüglich der Verwendung oder Nichtverwendung eines fließfähigen Komposits.
- Filtek™ Silorane zeigte in allen Randabschnitten die beste Randedichtheit.
- Die Randqualität von Siloran war okklusal und zervikal vergleichbar mit den methacrylatbasierenden Kompositen. Axial zeigten sich jedoch häufiger Imperfektionen in Form von Randspalten.

Bei Anwendung der Selbstkonditionierung von Schmelz und Dentin zeigte sich:

- Es gab für kein Material einen signifikanten Unterschied, ob ein Flowable verwendet wurde oder nicht.
- Clearfil™ AP-X war den anderen methacrylatbasierten Kompositen häufig überlegen.
- Eine Überlegenheit des Filtek™ Silorane konnte nicht nachgewiesen werden.

Einigkeit besteht in allen drei Arbeiten, dass die Verwendung eines Flowables zu keiner signifikanten Verbesserung der Randqualität und –dichtheit beiträgt. Auch eine eindeutige Überlegenheit des Filtek™ Silorane konnte nicht nachgewiesen werden. Während sich bei selektiver Schmelzätzung die geringsten Penetrationstiefen für Filtek™ Silorane zeigten, war dies bei Total-etch für Clear-

---

fil™ AP-X und bei Selbstkonditionierung mal für Filtek™ Silorane und mal für Clearfil™ AP-X der Fall. Während bei Selbstkonditionierung eine Überlegenheit von Clearfil™ AP-X gegenüber den anderen methacrylatbasierten Kompositen aufgezeigt werden konnte, konnte man bei Total-Etch eine Unterlegenheit von Tetric EvoCeram® nachweisen.

Tendentiell zeigte sich in den Arbeiten mit selektiver Schmelzätzung und dem Total-etch-Verfahren eine geringere Penetration im Farbstoffpenetrationstest und mehr kontinuierliche Randanteile in allen Randabschnitten im Vergleich zu der Arbeit ohne zusätzliche Ätzung. Deutlich fällt dieser Unterschied an kontinuierlichem Rand zervikal im Schmelz aus. Ob jedoch diese Unterschiede signifikant sind, kann man nur mit einer statistischen Auswertung herausfinden.

DUARTE et al. (2009b), PUCCI et al. (2013) und auch BASTOS et al. (2015) konnten zeigen, dass eine zusätzliche Dentinätzung für das Siloran Adhäsivsystem eine Steigerung der Haftfestigkeitswerte zur Folge hat. In der Literatur findet man widersprüchliche Angaben wenn man selbstätzende Systeme betrachtet: Während ERHARDT et al (2008), TASCHNER et al. (2012) und auch USTUNKOL et al. (2015) Total-etching fordern, sind VAN LANDUYT et al. (2006) und auch BATRA et al. (2014) der Ansicht, dass nur selektiv der Schmelz geätzt werden soll. Folglich scheint die Effektivität der Dentinvorbehandlung mehr von der chemischen Komposition der Adhäsive als von dem Ätzen an sich abzuhängen (GREGOIRE & MILLAS, 2005; PERDIAGO et al., 2006; ERHARDT et al., 2008). Studien konnten zeigen, dass selbstätzende Adhäsivsysteme aufgrund des niedrigeren Grades der Adhäsivinfiltration in das Dentin und des verbleibenden „smear layers“ niedrigere Haftfestigkeitswerte zeigen als konventionelle Adhäsive (DUARTE et al., 2009b; SHEETS et al., 2012). HAJIZADEH et al. (2015) hingegen fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen den Scherfestigkeitswerten von zusätzlich geätztem und nicht geätzten Schmelz und Dentin.

### 4.3 Schlussfolgerungen

Die Vielfalt der auf dem Markt befindlichen Dentinadhäsivsysteme und Komposite macht es für den Zahnarzt schwierig, das „passende“ Produkt zu finden. Es ist ein Anzeichen dafür, dass es kein perfektes Restaurationsmaterial in Bezug auf Verarbeitungsfreundlichkeit, Biokompatibilität, Zuverlässigkeit, Dauerhaftigkeit und Kostenintensivität gibt.

So sollen *In-vitro*- und *In-vivo*-Tests die Auswahl in einigen Punkten erleichtern. Jedoch konnten HALLER und BLUNCK bereits 2003 zeigen, dass nicht allein die Materialauswahl entscheidend für die Dauerhaftigkeit einer Restauration ist, sondern in erster Linie die korrekte Verarbeitung der Produkte.

Aus den Ergebnissen der vorliegenden *In-vitro*-Studie lassen sich folgende Aussagen bezüglich der Randdichtheit und Randqualität bei Klasse-II-Füllungen *in vitro* ableiten:

- Filtek™ Silorane ist den anderen Kompositen nicht überlegen.
- Entscheidenden Einfluss auf Randqualität und –dichtheit hat die Lage des Füllungsrandes im Zahn:  
Die Anzahl der Randspalten und die Farbstoffpenetration sind okklusal am geringsten, dafür aber der prozentuale Anteil der Überschüsse am größten. Randdichtheit und Randqualität sind im Schmelz besser als im Dentin.
- Die Verwendung eines Flowables kann nicht zur signifikanten Verbesserung der marginalen Integrität beitragen.
- Das Hybridkomposit Tetric EvoCeram® schnitt beim Farbstoffpenetrationstest und der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung schlechter ab als das Filtek™ Silorane sowie als das Universalhybrid- (Clearfil™ AP-X) und das Nanokomposit (Filtek™ Supreme XT).

Eine Übertragung der Ergebnisse auf die klinische Situation ist mit Vorsicht zu vollziehen. Erst in Kombination mit der Durchführung einer klinischen Studie mit

Bewertung der Füllungen nach den USPHS-Kriterien ist eine eindeutige Aussage denkbar. Jedoch ist eine relative Einschätzung möglich.

## 5 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser *In-vitro*-Studie wurde Randdichtheit und Randqualität von plastischen Füllungsmaterialien aus einem schrumpfungsreduziertem Siloran (Filtek™ Silorane), zwei Hybridkompositen (Tetric EvoCeram® und Clearfil™ AP-X) und einem Nanokomposit (Filtek™ Supreme XT) mit den dazugehörigen Dentinadhäsivsystemen in Klasse II-Kavitäten mit einem von Schmelz und einem von Dentin begrenzten Füllungsrand untersucht. Obwohl die Hersteller die Dentinhaftvermittlermaterialien als selbstkonditionierend im Schmelz und Dentin vermarkten, wurde ein Total-Etching durchgeführt. Dessen Auswirkungen auf die Systeme sollte im Vergleich zu den früheren Arbeiten mit selektiver Schmelzätzung bzw. Selbstkonditionierung nach Herstellerangabe untersucht werden.

An 80 extrahierten dentales sapientes wurden Klasse II-Kavitäten nach Black präpariert, die eine Ausdehnung von 3,5 mm in vestibulo-oraler Richtung und eine okklusale Tiefe von 4 mm besaßen. Mesial wurde die okklusale Tiefe von 4 mm beibehalten, distal endete die Kavität an der Schmelz-Zement-Grenze. Die approximalen Schmelzränder wurden auf einer Breite von 1 mm angeschrägt. Die okklusal-zervikale Ausdehnung variierte je nach Ausdehnung der klinischen Krone zwischen 5 und 7 mm.

In Inkrementtechnik wurden die Füllungen gelegt und ausgearbeitet. Die Materialien wurden wie folgt kombiniert: Silorane System Adhesive / Filtek™ Supreme XT / Filtek™ Silorane, Silorane System Adhesive / Filtek™ Silorane, Adper™ Scotchbond™ SE / Filtek™ Supreme XT Flow / Filtek™ Supreme XT Universalrestaurationsmaterial, Adper™ Scotchbond™ SE / Filtek™ Supreme XT Universalrestaurationsmaterial, Clearfil™ SE Bond / Clearfil™ AP-X, Clearfil™ SE Bond / Clearfil Majesty™ Flow / Clearfil™ AP-X, AdheSE® Bond / Tetric EvoFlow® / Tetric EvoCeram®, AdheSE® Bond / Tetric EvoCeram®.

Nach 15-tägiger Lagerung in 0,9 %-iger Kochsalzlösung bei 37°C wurden die Proben einer Temperaturwechselbelastung (2500 Zyklen bei 5°C und 55°C,



Verweilzeit 30 s) unterzogen. Im Anschluss an das Thermocycling erfolgte eine weitere 15-tägige Lagerung in Kochsalzlösung bei 37°C.

Nach Herstellung von Replika zur Untersuchung der Randqualität unter dem Elektronenmikroskop wurde ein Farbstoffpenetrationstest zur qualitativen Randanalyse durchgeführt. Hierzu wurden die Zähne in 50 Gewichts-% AgNO<sub>3</sub>-Lösung eingelegt, belichtet und in zwei Ebenen (mesial-distal und bukkal-lingual) geschnitten. Die Auswertung erfolgt mit einem Auflichtmikroskop.

Die statistische Auswertung erfolgte mit nicht-parametrischen Testverfahren wie dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test und dem Kruskal-Wallis-Test. Unterschiede zwischen den einzelnen Versuchsgruppen wurden mit dem multiplen Mittelwertsvergleich nach Nemenyi ermittelt. Das Signifikanzniveau war  $p < 0,05$ .

Filtek™ Silorane ist den anderen Kompositen nicht überlegen.

Unabhängig vom verwendeten Material hat die Lage des Füllungsrandes im Zahn entscheidenden Einfluss auf die Randdichtheit und Randqualität bei Klasse II-Füllungen. Die Anzahl der Randspalten und die Farbstoffpenetration sind okklusal am geringsten (im Mittel 2%), dafür aber der prozentuale Anteil der Überschüsse am größten (im Mittel 36%). Randdichtheit und Randqualität sind im Schmelz besser als im Dentin.

Weder unter dem Elektronenmikroskop, noch unter dem Auflichtmikroskop, konnte ein Unterschied von statistischer Signifikanz zwischen der Verwendung und der Nichtverwendung eines Flowables zur Verbesserung der marginalen Integrität aufgezeigt werden.

Das Hybridkomposit Tetric EvoCeram® schnitt beim Farbstoffpenetrationstest und der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung schlechter ab als das Filtek™ Silorane sowie als das Universalhybrid- und Nanokomposit.

## 6 Abkürzungsverzeichnis

<i>Bis-EMA</i>	Bisphenol-A-Ethylmethacrylat
<i>Bis-GMA</i>	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
<i>HEMA</i>	Hydroxyethylmethacrylat
<i>MDP</i>	10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat
<i>TEGDMA</i>	Triethylenglykoldimethacrylat
<i>UDMA</i>	Urethandimethacrylat

## 7 Literaturverzeichnis

**Abdalla, A. I., Davidson, C. L.:** Comparison of the marginal integrity of *in vivo* and *in vitro* class II composite restorations, J Dent 21(3): 158-162, 1993

**Ahlberg, K. M., Assavanop, P., Tay, W. M.:** A comparison of the apical dye penetration patterns shown by methylene blue and india ink in root-filled teeth, Int Endod J 28(1): 30-34, 1995

**Amaral, F. L. B., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., Corona, S. A. M.:** Assessment of *in vitro* methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review, J Esthet Restor Dent 19: 340-353, 2007

**do Amaral, R. C., Stanislawczuk, R., Zander-Grande, C., Gagler, D., Reis, A., Loguercio, A. D.:** Bond strength and quality of the hybrid layer of one-step self-etch adhesives applied with agitation on dentin, Oper Dent 35(2): 211-219, 2010

**Asmussen, E.:** Setting time of composite restorative resins vs. content of amine, peroxide, and inhibitor. Acta Odont Scand 39(5): 291-294, 1981

**Asmussen, E.:** Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers, Scand J Dent Res 90(6): 490-496, 1982

**Asmussen, E. & Peutzfeldt, A.:** Influence of selected components on crosslink density in polymer structures, Eur J Oral Sci 109(4): 282-285, 2001

**Bastos, L. A., Sousa, A. B., Drubi-Filho, B., Panzeri Pires-de-Souza, Fde C., Garcia, Lda F.:** Microtensile bond strength of silorane-based composite specific adhesive system using different bonding strategies, Restor Dent Endod 40(1): 23-29, 2015

**Batra, C., Nagpal, R., Tyagi, S. P., Singh, U. P., Manuja, N.:** In vitro bonding effectiveness of three different one-step self-etch adhesives with additional enamel etching, J Investig Clin Dent 5(3): 226-236, 2014

**Belli, S., Inokoshi, S., Ozer, F., Pereira, P. N., Ogata, M., Tagami, J.:** The effect of additional enamel etching and a flowable composite to the interfacial integrity of class II adhesive composite restorations, *Oper Dent* 26(1):70-75, 2001

**Blunck, U.:** Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsränder im Dentin *in vitro*, *Dtsch Zahnärztl Z* 43: 939-943, 1988

**Blunck, U., Dieker, A.:** Extraktionszeitpunkt und Kavitätenlage bei der in-vitro-Prüfung von Dentinhaftvermittlern, *Dtsch Zahnärztl Z* 45: 639-642, 1990

**Blunck, U., Roulet, J.-F.:** Einfluß der Wasserlagerung auf die Wirksamkeit von Dentinadhäsiven, *Dtsch Zahnärztl Z* 52: 806-808, 1997

**Boaro, L. C., Gonçalves, F., Guimarães, T. C., Ferracane, J. L., Versluis, A., Braga, R. R.:** Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites, *Dent Mater* 26(12): 1144-1150, 2010

**Bogra, P., Gupta, S., Kumar, S.:** Comparative evaluation of microleakage in class II cavities restored with Ceram X and Filtek P90: An in vitro study, *Contemp Clin Dent* 3(1): 9-14, 2012

**Borges, A. F., Santos, Jde S., Ramos, C. M., Ishikiriama, S. K., Shinohara, M. S.:** Effect of thermos-mechanical load cycling on silorane-based composite restorations, *Dent Mater J* 31(6): 1054-1059, 2012

**Boushell, L. W., Getz, G., Swift, E. J., Walter, R.:** Bond strengths of a silorane composite to various substrates, *Am J Dent* 24(2): 93-96, 2011

**Braga, R. R., Ferracane, J. L.:** Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics, *J Dent Res* 81(2):114-118, 2002

**Braga, R. R., Ballester, R. Y., Ferracane, J. L.:** Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review, *Dent Mater* 21(10): 962-970, 2005

**Braga, R. R., Meira, J. B., Boaro, L. C., Xavier, T. A.:** Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods, *Dent Mater* 26(2): e38-e49, 2010

**Breeding, L. C., Dixon, D. L., Caughman, W. F.:** The curing potential of lightactivated composite resin luting agents, *J Prosthet Dent* 65(4): 512-518, 1991

**Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., di Lenarda, R., de Stefano Dorigo, E.:** Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface, *Dent Mater* 24(1): 90-101, 2008

**Buchmann, G., Klimm, W., Geurtsen, W.:** Der Füllungsrandspalt und dessen mikroökologische Bedeutung, *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 188-191, 1992

**Buergers, R., Schneider-Brachert, W., Hahnel, S., Rosentritt, M., Handel, G.:** Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative, *Dent Mater* 25(2): 269-275, 2009

**Buonocore, M. G.:** A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces, *J Dent Res* 34(6): 849-853, 1955

**Burtscher, P.:** Stability of radicals in cured composite materials, *Dent Mater* 9(4): 218-221, 1993

**Cattani-Lorente, M., Bouillaguet, S., Godin, Ch., Meyer, J.-M.:** Polymerization shrinkage of Ormocer based dental restorative composites, *Eur Cell Mater* Vol. 1: 25–26, 2001

**Carvalho, R.-M., Pereira, J.-C., Yoshiyama, M., Pashley, D.-H.:** A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief, *Oper Dent* 21(1): 17-24, 1996

**Cavalcante, L. M., Schneider, L. F. J., Silikas, N., Watts, D. C.:** Surface integrity of solvent-challenged ormocer-matrix composite, *Dent Mater* 27(2): 173-179, 2011

**Cheng, L., Weir, M. D., Xu, H. H. K., Antonucci, J. M., Kraigsley, A. M., Lin, N. J., Lin-Gibson, S., Zhou, X.:** Antibacterial amorphous calcium phosphate nanocomposites with a quaternary ammonium dimethacrylate and silver nanoparticles, *Dent Mater* 28(5): 561-572, 2012

**Chiang, Y.-C., Rösch, P., Dabanoglu, A., Lin, C.-P., Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.:** Polymerization composite shrinkage evaluation with 3D deformation analysis from microCT, *Dent Mater* 26(3): 223-231, 2010a

**Chiang, Y.-C., Hickel, R., Lin, C.-P., Kunzelmann, K.-H.:** Shrinkage vector determination of dental composite by  $\mu$ CT images, *Composites Sciences and Technology* 70(6): 989-994, 2010b

**Chuang, S. F., Liu, J. K., Chao, C. C., Liao, F. P., Chen, Y. H.:** Effects of flowable composite lining and operator experience on microleakage and internal voids in class II composite restorations, *J Prosthet Dent* 85(2): 177-183, 2001

**Chuang, S. F., Jin, Y. T., Lin, T. S., Chang, C. H., Garcia-Godoy, F.:** Effects of lining materials on microleakage and internal voids of class II resin-based composite restorations, *Am J Dent* 16(2): 84-90, 2003

**Claro-Pereira, D., Sampaio-Maia, B., Ferreira, C., Rodrigues, A., Melo, L. F., Vasconcelos, M. R.:** In situ evaluation of a new silorane-based composite resin's bioadhesion properties, *Dent Mater* 27(12): 1238-1245, 2011

**Cochran, M. A., Gonzales, M. A., Platt, J. A., Moore, B. K.:** In vitro microleakage of four tracers with multiple applications to the same tooth, *Oper Dent* 29(4): 443-447, 2004

**Consani, S., Sinhoreti, M. A. C., Correr-Sobrinho, L., Leite, R. S. B., Bortolotto, K. J.:** An alternative method for thermal cycling test: effect on the marginal microleakage and bond strength of dental polymer bonded to dentin. *Mat Res* 15(6): 1045-1049, 2012

**Craig, R. G., Powers, J. M., Wataha, J. C.:** Zahnärztliche Werkstoffe, München, Urban & Fischer Verlag, 2006

**D'Alpino, P. H., Bechtold, J., dos Santos, P. J., Alonso, R. C., Di Hipólito, V., Silikas, N., Rodrigues, F. P.:** Methacrylate- and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure and interfacial gapformation as a function of the energy dose, *Dent Mater* 27(11): 1162-1169, 2011

**Derand, T.:** Stress analysis of cemented or resin-bonded loaded porcelain inlays, *Dent Mater* 7(1): 21-24, 1991

**Duarte, S. Jr., Botta, A. C., Phark, J. H., Sadan, A.:** Selected mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restoration, *Quintessence Int* 40(8): 631-638, 2009a

**Duarte, S. Jr., Phark, J. H., Varjão, F. M., Sadan, A.:** Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging, *Dent Mater* 25(5): 589-600, 2009b

**Eick, J.-D., Smith, R.-E., Pinzino, C.-S., Kostoryz, E. L.:** Stability of silorane dental monomers in aqueous systems, *J Dent* 34(6): 405-410, 2006

**El-Sahn, N. A., El-Kassas, D. W., El-Damhoury, H. M., Fahmy, O. M., Gomaa, H., Platt, J. A.:** Effect of C-factor on Microtensile Bond Strengths of Low-Shrinkage Composites, *Oper Dent* 36(3): 281-292, 2011

**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* 26(3): 215-222, 2010

**van Ende, A., Mine, A., de Munck, J., Poitevin, A., van Meerbeek, B.:** Bonding of low-shrinking composites in high C-factor cavities, *J Dent* 40(4): 295-303, 2012

**van Ende, A., de Munck, J., van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Peumans, M., van Meerbeek, B.:** Bulk-filling of high c-factor posterior cavities: Effect on adhesion to cavity-bottom dentin, *Dent Mater* 29(3): 269-277, 2013

**Erhardt, M. C., Osorio, E., Aguilera, F. S., Proença, J. P., Osorio, R., Tolodano, M.:** Influence of dentin acid-etching and NaOCl-treatment on bond strength on self-etch adhesives, *Am J Dent* 21(1): 44-48, 2008

**Ernst, C.-P., Cortain, G., Spohn, M., Rippin, G., Willershausen, B.:** Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: an in vitro dye-penetration study on eight resin-composite and compomer-/adhesive combinations with a particular look at the additional use of flow-composites, *Dent Mater* 18(4): 351-358, 2002

**Ernst, C.-P., Willershausen, B.:** Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite; *ZM* 7: 30-41, 2003

**Ernst, C.-P.:** Die Verwendung von Flow-Kompositen zur Versorgung kleiner Klasse-V-Kavitäten, *Ästh Zahnmed* 9: 16-20, 2006

**Ernst, C.-P.:** Update Komposite: Teil 1-3. zmk Online-Bericht, [www.zmk-aktuell.de](http://www.zmk-aktuell.de), 2010 (aktualisiert am 20.02.2011)

**Fabianelli, A., Pollington, S., Davidson, C. L., Cagidiaco, M. C., Goracci, C.:** The relevance of micro-leakage studies, *International Dentistry SA* 9(3): 64-74, 2007

**Feilzer, A. J., de Gee, A. J., Davidson, C. L.:** Setting Stress in Composite Resin in Relation to Configuration of the Restoration, *J Dent Res* 66(11): 1636-1639, 1987

**Ferracane, J. L., Aday, P., Matsumoto, H., Marker, V. A.:** Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins, *Dent Mater* 2(2): 80-84, 1986

**Ferracane, J. L.:** Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization, *Dent Mater* 21(1): 36-42, 2005



**Ferracane, J. L.:** Resin composite – State of the art, Dent Mater 27(1): 29-38, 2011

**Frankenberger, R., Tay, R. F.:** Self-etch vs. etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater 21(5): 397-412, 2005

**Frankenberger, R., Krämer, N., Lohbauer, U., Nikolaenko, S. A., Reich, S. M.:** Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable *in vitro*? J Adhes Dent 9(1): 107-116, 2007

**Frankenberger, R., Lohbauer, U., Roggendorf, M. J., Naumann, M., Taschner, M.:** Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? J Adhes Dent 10(5): 339-344, 2008

**Furuse, A. Y., Gordon, K., Rodrigues, F. P., Silikas, N., Watts, D. C.:** Colour stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging, J Dent 36(11): 945-952, 2008

**Gale, M. S., Darvell, B. W., Cheung, G. S. P.:** Three-dimensional reconstruction of microleakage pattern using a sequential grinding technique, J Dent 22(6): 370-375, 1994

**Geurtsen, W.:** Klinik der Kompositfüllung, München, Wien, Carl Hanser Verlag, 1989

**Gregoire, G., Millas, A.:** Microscopic evaluation of dentin interface obtained with 10 contemporary self-etching systems: correlation with their pH, Oper Dent 30(4): 481-491, 2005

**Gregor, L., Bortolotto, T., Feilzer, A. J., Krejci, I.:** Shrinkage kinetics of a methacrylate- and a silorane-based resin composite: effect on marginal integrity, J Adhes Dent 15(3): 245-250, 2013

**Gura, Katharina:** Randdichtheit und Randqualität von Kl. II-Füllungen aus einem Siloran bzw. konventionellen Kompositen unter Verwendung eines selbst-

konditionierenden Dentinhaftvermittlers ohne vorherige Schmelz- oder Dentinätzung *in vitro*, Dissertation Julius-Maximilians-Universität Würzburg, 2013

**Hahn, W.:** Neue Füllungsmaterialien: Indikation und Verarbeitung, München, Wien, Hanser Buchverlag, 1990

**Haller, B., Klaiber, B., Götze, W., Piatka, E.:** Der Einfluß von Glasionomerelementen und Dentinadhäsiven auf die Randständigkeit zervikaler Kompositfüllungen, Dtsch Zahnärztl Z 42: 588-593, 1987

**Haller, B., Hofmann, N., Klaiber, B., Pfannkuch, A.:** Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung, Dtsch Zahnärztl Z 48: 100-104, 1993

**Haller, B., Windsheimer, U., Hofmann, N., Klaiber, B.:** Selektive Schmelzätzung oder Total Etching, Dtsch Zahnärztl Z 50: 824-827, 1995

**Haller, B., Blunck, U.:** Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme, ZM 93 (7): 808-818, 2003

**Hajizadeh, H., Nemati-Karimooy, A., Nasseh, A., Rahmanpour, N.:** Evaluating the shear bond strength of enamel and dentin with or without etching: A comparative study between dimethacrylate-based and silorane-based adhesives, J Clin Exp Dent 7(5): e563-e568, 2015

**Hamano, N., Ino, S., Fukuyama, T., Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.:** Repair of silorane-based composites: microtensile bond strength of siloranebased composites repaired with methacrylate-based composites, Dent Mater J 32(5): 695-701, 2013

**Hannig, M., Kreuzkamp, H., Albers, H. K.:** Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaption von Kompositfüllungen, Dtsch Zahnärztl Z 49: 595-600, 1994

**Hannig, M., Bott, B.:** Randschlußverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten, Dtsch Zahnärztl Z 55: 134-138, 2000

**Hansen, E. K.:** Effect of cavity depth and application technique on marginal adaption of resins in dentin cavities, J Dent Res 65(11): 1319-1321, 1986

**Heidemann, D.:** Praxis der Zahnheilkunde, Band 2, Kariologie & Füllungstherapie, München, Wien, Baltimore, Urban & Schwarzenberg, 1999

**Hellwig, E., Klimek, J., Achenbach, K.:** Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit-Füllungsmaterialien, Dtsch Zahnärztl Z 46: 270-273, 1991

**Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T.:** Einführung in die Zahnerhaltung, München, Urban & Fischer-Verlag, 2007

**Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T.:** Einführung in die Zahnerhaltung, Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie, Köln, Deutscher Zahnärzterverlag, 2013

**Hembree, J. H., Taylor, T. J.:** Marginal leakage of visible light-cured composite resin restorations, J Prosthet Dent 52(6): 790-793, 1984

**Hickel, R.:** Moderne Füllungswerkstoffe, Dtsch Zahnärztl Z 52: 572-585, 1997

**Hojati, S. T., Alaghemand, H., Hamze, F., Ah Babaki, F., Rajab-Nia, R., Rezvani, M. B., Kaviani, M., Atai, M.:** Antibacterial, physical and mechanical properties of flowable resin composites containing zinc oxide nanoparticles, Dent Mater 29(5): 495-505, 2013

**Hugo, B., Stassinakis, A., Holz, P.:** Die Randqualität der Schmelzabschrägung bei adhäsiven Klasse-II-Minikavitäten *in vivo*, Dtsch Zahnärztl Z 50: 832-835, 1995

**Ilie, N., Hickel, R.:** Silorane-based dental composite: behavior and abilities, Dent Mater 25(3): 445-454, 2006

**Ilie, N., Hickel, R.:** Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites, Dent Mater 25(6): 810-819, 2009

**Ilie, N., Hickel, R.:** Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology, Dent Mater 27(4): 348-355, 2011a

**Ilie, N., Hickel, R.:** Resin composite restorative materials, Aust Dent J 56(1): 59-66, 2011b

**Inoue, S., Koshiro, K., Yoshida, Y., de Munck, J., Nagakane, K., Suzuki, K., Sano, H., van Meerbeek, B.:** Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin, J Dent Res 84(12): 1160-1164, 2005

**Ivanovas, S., Hickel, R., Ilie, N.:** How to repair fillings made by silorane-based composites, Clin Oral Invest 15(6): 915-922, 2011

**Jin, X., Bertrand, S., Hammesfahr, P. D.:** New Radically Polymerizable Resins with Remarkably Low Curing Stress, J Dent Res. 88(Spec Iss A): Abstract No. 1651, 2009

**Jørgensen, K. D.:** Amalgame in der Zahnheilkunde, München, Wien, Carl Hanser Verlag, 1971

**Juloski, J., Carrabba, M., Aragonese, J. M., Forner, L., Vichi, A., Ferrari, M.:** Microleakage of class II restorations and microtensile bond strength to dentin of low-shrinkage composites, Am J Dent 26(5): 271-277, 2013

**Kanca, J. III.:** Microleakage of five dentin bonding systems, Dent Mater 5 (6): 415-416, 1989

**Kawaguchi, M., Fukushima, T., Miyazaki, K.:** The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites, J Dent Res 73(2): 516-521, 1994

**Klaiber, B., Haller, B.:** Innovationen bei ästhetischen Restaurationen im Seitenzahnbereich mit Komposit, Dtsch Zahnärztl Z 43: 893-899, 1988

**Kidd, E. A. M.:** Microleakage: a review, J Dent 4(5): 199-205, 1976

**Khosravi, K., Mousavinasab, S.-M., Samani, M.-S.:** Comparison of microleakage in class II cavities restored with silorane-based and methacrylate-based composite using different restorative techniques over time, Dent Res J (Isfahan) 12(2): 150-156, 2015

**Korkmaz, Y., Ozel, E., Attar, N.:** Effect of flowable composite lining on microleakage and internal voids in class II composite restorations, J Adhes Dent 9(2):189-194, 2007

**Krifka, S., Börzsönyi, A., Koch, A., Hiller, K.-A., Schmalz, G., Friedl, K.-H.:** Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel – human vs. bovine primary teeth *in vitro*, Dent Mater 24(7): 888-894, 2008

**Kunzelmann, K.-H., Krause, F., Hickel, R.:** Dentinhaftung von Kompositfüllungen und Keramikinlays in Klasse-II-Kavitäten, Dtsch Zahnärztl Z 48: 724-727, 1993

**Kusgoz, A., Ülker, M., Yesilyurt, C., Yoldas, O. H., Ozil, M., Tanriver, M.:** Silorane-based composite: depth of cure, surface hardness, degree of conversion, and cervical microleakage in class II cavities, J Esthet Restor Dent 23(5): 324-335, 2011

**Kwon, Y., Ferracane, J., Lee, I.-B.:** Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on polymerization shrinkage of light cured composites, Dent Mater 28 (7): 801-809, 2012

**Van Landuyt, K. L., Kanumilli, P., de Munck, J., Peumans, M., Lambrechts, P., van Meerbeek, B.:** Bond strength of mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching, J Dent 34(1): 77-85, 2006

**Lien, W., Vandewalle, K. S.:** Physical properties of a new silorane-based restorative system, *Dent Mater* 26(4): 337-344, 2010

**Lutz, F., Phillips, R., Roulet, J. F., Setcos, J. C.:** *In vivo* and *in vitro* wear of potential posterior composites; *J Dent Res* 63: 914-920, 1984

**Lutz, F., Krejci, I., Frischknecht, A.:** Lichtpolymerisation, *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102: 575-582, 1992

**Lösche, G. M., Neuerburg, C. M., Roulet, J.-F.:** Die adhäsive Versorgung konservativer Klasse-II-Kavitäten, *Dtsch Zahnärztl Z* 48: 26-30, 1993

**Lösche, A. C., Lösche, G. M., Roulet, J.-F.:** Die Auswirkung erhöhter Lichtintensität auf das Randverhalten von Klasse-II-Kompositfüllungen, *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 590-594, 1994

**Löw, J.:** Silorane auf dem Prüfstand, *Dental Magazin* #1: 74-76, 2008

**Maghaireh, G. A., Taha, N. A., Alzraikat, H.:** The silorane-based resin composite: a review, *Oper Dent* 42(1): E24-E34, 2017

**Majety, K. K., Pujar, M.:** *In vitro* evaluation of microleakage of class II packable composite resin restorations using flowable composite and resin modified glass ionomers as intermediate layers. *J Conserv Dent* 14(4): 414-417, 2011

**Malmström, H. S., Schlueter, M., Roach, T., Moss, M. E.:** Effect of thickness of flowable resins on marginal leakage in class II composite restorations. *Oper Dent* 27(4): 373-380, 2002

**Marchesi, G., Breschi, L., Antonioli, F., di Lenarda, R., Ferracane, J. L., Cadenaro, M.:** Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems, *Dent Mater* 26(10): 947-953, 2010

**Mc Curdy, C. R. jr., Swartz, M. L., Phillips, R. W., Rhodes, B. F.:** A comparison of *in vivo* and *in vitro* microleakage of dental restorations, *J Am Dent Ass* 88: 592-602, 1974

**Mehl, A., Sobota, M., Hickel, R.:** Softstartpolymerisation von KI.-V-Kavitäten, Dtsch Zahnärztl Z 52: 827-827, 1997

**van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G.:** Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate; Dtsch Zahnärztl Z 49: 977-984, 1994

**van Meerbeek, B., de Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., van Landuyt, K., Lambrechts, P., Vanherle, G.:** Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges, Buonocore Memorial Lecture, Oper Dent 28(3): 215-235, 2003

**van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., van Ende, A., Neves, A., de Munck, J.:** Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes, Dent Mater 26(2): 100-121, 2010

**Mehdawi, I. M., Pratten, J., Spratt, D. A., Knowles, J. C., Young, A. M.:** High strength re-mineralizing, antibacterial dental composites with reactive calcium phosphates, Dent Mater 29(4): 473-484, 2013

**Mine, A., de Munck, J., van Ende, A., Cardoso, M. V., Kuboki, T., Yoshida, Y., van Meerbeek, B.:** TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin, Dent Mater 26(6): 524-532, 2010

**Mitchem, J. C., Gronas, D. G.:** Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives, J Am Dent Assoc 113(2): 285-287, 1986

**Mixson, J. M., Richards, N. D., Mitchell, R.J.:** Effects of dentin age and bonding on microgap formation, Am J Dent 6(2): 72-76, 1993

**Mohammadi, N., Bahari, M., Kimyai, S., Rahbani Nobar, B.:** Effect of an extra hydrophobic resin layer on repair shear bond strength of a silorane-based composite resin, J Dent (Teheran) 12(12): 890-898, 2015

**Momoi, Y., Iwase, H., Nakano, Y., Kohno, A., Asanuma, A., Yanagisawa, K.:** Gradual increase in marginal leakage of resin composite restoration with thermal stress, J Dent Res 69: 1659-1663, 1990

**Moosavi, H., Mohammadipour, H. S., Ghavamnasiri, M., Alizadeh, S.:** Effect of bleaching and thermocycling on resin-enamel bond strength, *Int J Biomater*, 2015

**Neme, A. M., Maxson, B. B., Pink, F. E., Aksu, M. N.:** Microleakage of Class II packable resin composites lined with flowables: an *in vitro* study. *Oper Dent* 27(6): 600-605, 2002

**Nikolaenko, S. A., Lohbauer, U., Roggendorf, M., Petschelt, A., Dasch, W., Frankenberger, R.:** Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 20(6): 579-585, 2004

**Noack, M. J.:** Quantitative Füllungsrandanalyse von Frontzahnkompositen im Rasterelektronenmikroskop nach thermischer Wechselbelastung; *Dtsch Zahnärztl Z* 43: 295-299, 1988a

**Noack, M. J.:** Randschluß von Frontzahnfüllungen mit Hybrid- und Mikrofüllerkompositen nach einer Tragezeit von 6 Monaten; *Dtsch Zahnärztl Z* 43: 919-922, 1988b

**Ozer, S., Sen Tunc, E., Gonulol, N.:** Bond strengths of silorane- and methacrylate-based composites to various underlying materials, *Biomed Res Int* 2014: 782090, 2014

**Palin, W. M., Fleming, G. J., Nathwani, H., Burke, F. J., Randall, R. C.:** In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites, *Dent Mater* 21(4): 324-335, 2005a

**Palin, W. M., Fleming, G. J., Burke, F., J., Marquis, P. M., Randall, R. C.:** The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites, *Dent Mater* 21(9): 852-863, 2005b

**Pashley, D.H.:** Clinical considerations of microleakage, *J Endod* 16(2): 70-77, 1990



**Papadogiannis, D., Kakaboura, A., Palaghias, G., Eliades, G.:** Setting characteristics and cavity adaption of low-shrinking resin composites, *Dent Mater* 25(12): 1509-1516, 2009

**Perdigão, J., Frankenberger, R., Rosa, B. T., Breschi, L.:** New trends in dentin/enamel adhesion, *Am J Dent* 13(Spec No): 25D-30D, 2000

**Perdigão, J., Gomes, G., Gondo, R., Fundingsland, J.W.:** *In vitro* bonding performance of all-in-one adhesives. Part I – microtensile bond strengths, *J Adhes Dent* 8(6): 367-373, 2006

**Pérez, M.-M., Ghinea, R., Ugarte-Alván, L.-I., Pulgar, R., Paravina, R.-D.:** Color and translucency in silorane-based composite compared to universal and nanofilled composites, *J Dent* 38 (Suppl 2): e110-116, 2010

**Poggio, C., Chiesa, M., Scribante, A., Mekler, J., Colombo, M.:** Microleakage in Class II composite restorations with margins below the CEJ: *in vitro* evaluation of different restorative techniques. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, May 31, 2013, Epub ahead of print, Zugriff vom 01.07.2013

**Prati, C., Tao, L., Simpson, M., Pashley, D. H.:** Permeability and microleakage of class II resin composite restorations, *J Dent* 22: 49-56, 1994

**Prati, C., Chersoni, S., Acquaviva, G. L., Breschi, L., Suppa, P., Tay, F. R., Pashley, D. H.:** Permeability of marginal hybrid layers in composite restorations, *Clin Oral Investig* 9(1): 1-7, 2005

Produktbroschüre SDR®: DENTSPLY DETREY GmbH, D-78467 Konstanz, 09/2012

Produktinformation AdheSE®/AdheSE® DC Activator: Packungsbeilage, Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan/Liechtenstein, 09/2006

Produktinformation Adper™ Scotchbond™ SE: Packungsbeilage, 3M ESPE Dental Products, D-82229 Seefeld, 07/2007

Produktinformation Clearfil™ AP-X: Packungsbeilage, Kuraray Medical Inc., Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japan, 12/2006

Produktinformation Clearfil Majesty™ Flow: Packungsbeilage, Kuraray Medical Inc., Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japan, 11/2006

Produktinformation Clearfil™ SE Bond: Packungsbeilage, Kuraray Medical Inc., Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japan, 05/2007

Produktinformation Filtek™ Silorane: Packungsbeilage, 3M ESPE Dental Products, D-82229 Seefeld, 06/2007

Produktinformation Filtek™ Supreme XT: Packungsbeilage, 3M ESPE Dental Products, D-82229 Seefeld, 04/2005

Produktinformation Silorane System Adhesive: Packungsbeilage, 3M ESPE Dental Products, D-82229 Seefeld, 06/2007

Produktinformation Tetric EvoCeram®: Packungsbeilage, Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan/Liechtenstein, 09/2004

Produktinformation Tetric® EvoFlow: Packungsbeilage, Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan/Liechtenstein, 08/2006

**Pucci, C. R., de Oliveira, R. S., Caneppele, T. M., Torres, C. R., Borges, A. B., Tay, F. R.:** Effects of surface treatment, hydration and application method on the bond strength of a silorane adhesive and resin system to dentine, J Dent 41(3): 278-286, 2013

**Puppala, R., Hegde, A., Munshi, A. K.:** Laser and light cured composite resin restorations: in-vitro comparison of isotope and dye penetrations, J Clin Pediatr Dent 20(3): 213-218, 1996

**Reddy, S. N., Jayashankar, D. N., Nainan, M., Shivanna, V.:** The effect of flowable composite lining thickness with various curing techniques on microle-

akage in class II composite restorations: an *in vitro* study. J Contemp Dent Pract 14(1): 56-60, 2013

**Reinhardt, K.J., Vahl, J., Tölle, F.:** Vergleichende Untersuchungen zur Tauglichkeit von Kompositen im Seitenzahnbereich, Dtsch Zahnärztl Z 39: 105-109, 1984

**Reinhardt, K.-J.:** Der Einfluß der Lichtquelle auf die Randständigkeit von Kompositfüllungen, Dtsch Zahnärztl Z 46: 132-134, 1991a

**Reinhardt, K.-J.:** Restdoppelbindungen und Grenzflächeneffekt von Kunststoffmaterialien, Dtsch Zahnärztl Z 46: 204-208, 1991b

**Rosa, B. T., Perdigão, J.:** Bond strength of nonrinsing adhesives, Quintess Int 31(5): 353-358, 2000

**Rossomando, K. J., Wendt, S. L. jr.:** Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations, Dent Mater 11(1): 47-51, 1995

**Roulet, J. F., Reng, R.:** Das Problem des Randschlusses bei Kunststofffüllungen. Schweiz Mschr Zahnheilk 85: 1039-1053, 1975

**Roulet, J. F.:** A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity, Quintess Int 18(8): 543-552, 1987a

**Roulet, J. F.:** Degradation of dental polymers, Basel, Karger Verlag, 1987b

**Roulet, J. F., Reich, T., Blunck, U., Noack, M.:** Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope, Scanning Microsc 3, 147-159, 1989

**Roulet, J. F.:** Zahnfarbene Restaurationen als Amalgamalternativen, Dtsch Zahnärztl Z 49:859-866, 1994a

**Roulet, J. F.:** Marginal integrity: clinical significance, J Dent 22(1): 9-12, 1994b

**Roulet, J. F., Mettler, P., Friedrich, U.:** Studie über die Abrasion von Kompositen im Seitenzahnbereich – Resultate nach 3 Jahren, Dtsch Zahnärztl Z 35: 493-497, 1980

**Sadeghi, M.:** Influence of flowable materials on microleakage of nanofilled and hybrid class II composite restorations with LED and QTH LCUs, Indian J Dent Res 20(2): 159-163, 2009

**Sano, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Horner, J. A., Mattews, W. G., Pashley, D. H.:** Nanoleakage, Leakage within the hybrid layer, Oper Dent 20(1): 18-25, 1995

**Santhosh, L., Bashetty, K., Nadig, G.:** The influence of different composite placement techniques on microleakage in preparations with high c-factor. An *in vitro* study, J Conserv Dent 11(3): 112-116, 2008

**Santini, A., Miletic, V.:** Comparison of the hybrid layer formed by silorane adhesive, one-step self-etch and etch and rinse systems using confocal micro-Raman spectroscopy and SEM, J Dent 36(9): 683-691, 2008

**Schaller, H.-G., Götze, W., Bertrams, U.:** Prüfung der Wandständigkeit verschiedener Kompositkunststoffe im Seitenzahnbereich, Dtsch Zahnärztl Z 43: 914-918, 1988

**Schmidt, M., Kirkevang, L. L., Hørsted-Bindslev, P., Poulsen, S.:** Marginal adaption of a low-shrinkage silorane-based composite: 1-year randomized clinical trial, Clin Oral Investig 15(2): 291-295, 2011

**Schmidt, M., Dige, I., Kirkevang, L. L., Vaeth, M., Hørsted-Bindslev, P.:** Five-year evaluation of a low-shrinkage silorane resin composite material: a randomized clinical trial, Clin Oral Investig 19(2): 245-251, 2015

**Schuckar, M., Geurtsen, W.:** Die approximal-zervikale Randdichte von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Temperaturwechselbelastung, Dtsch Zahnärztl Z 50: 164-166, 1995

**Schweikl, H., Schmalz, G., Weinmann, W.:** The induction of gene mutations and micronuclei by oxiranes and siloranes in mammalian cells *in vitro*, J Dent Res 83(1): 17-21, 2004

**Schwenzer, N.:** Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde, Band 4, Konservierende Zahnheilkunde und Mundschleimhauterkrankungen, Stuttgart, Georg Thieme Verlag, 1985

**Seidl, René:** Randedichtheit und Randqualität von Kl. II-Füllungen aus einem Siloran bzw. konventionellen Kompositen unter Verwendung eines selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlers bei vorheriger selektiver Schmelzätzung *in vitro*, Dissertation Julius-Maximilians-Universität Würzburg, 2013

**Setz, J., Geis-Gerstdorfer, J., Lin, W.:** Zum Einfluss anorganischer Füller auf die Eigenschaften lichtpolymerisierter Komposite, Dtsch Zahnärztl Z 46: 657-660, 1991

**Sheets, J. L., Wilcox, C. W., Barkmeier, W. W., Nunn, M. E.:** The effect of phosphoric acid pre-etching and thermocycling on self-etching adhesive enamel bonding, J Prosthet Dent 107(2): 102-108, 2012

**Sindel, J., Petschelt, A.:** Einfluss der Schichttechnik auf die biaxiale Biegefestigkeit lichtgehärteter Komposite, Dtsch Zahnärztl Z 51: 273-275, 1996

**Soares, G. P., Ambrosano, G. M., Lima, D. A., Marchi, G. M., Correr-Sobrinho, L., Lovadino, J. R., Aguiar, F. H.:** Effect of light polymerization time, mode, and thermal and mechanical load cycling on microleakage in resin composite restorations, Lasers Med Sci 29(2): 545-550, 2014

**Söderholm, K. J.:** Correlation of *in vivo* and *in vitro* performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 task group on test methods for the adhesion of restorative materials, Dent Mater 7: 74-83, 1991

**Soltész, U., Klaiber, B., Eich, F. J.:** Festigkeits- und Abriebverhalten von Füllungsmaterialien nach Alterung und Thermoschockbehandlung, Dtsch Zahnärztl Z 42: 23-26, 1987

**Steinbrenner, H., Eickholz, P., Staehle, H. J.:** Zur Reproduzierbarkeit der qualitativen und quantitativen Randalanalyse, Dtsch Zahnärztl Z 50: 920-923, 1995

Studienbroschüre Filtek™ Silorane: 3M ESPE Dental Products, D-82229 Seefeld, 2007

Studienbroschüre Filtek™ Supreme XT: 3M ESPE Dental Products, D-82229 Seefeld, 2006

Studienbroschüre Ivoclar Vivadent AG: FL-9494 Schaan/Liechtenstein, 06/2004

**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 120(3): 239-248, 2012

**Tay, F. R., Pashley, D. H., Yoshiyama, M.:** Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives, J Dent Res 81(7): 472-476, 2002

**Taylor, M. J., Lynch, E.:** Microleakage, J Dent 20(1): 3-10, 1992

Technical Product Profile Filtek™ Bulk Fill: 3M ESPE Dental Products, D-82229 Seefeld, 06/2012

**Tezvergil-Mutluay, A., Lassila, L. V., Vallittu, P. K.:** Incremental layers bonding of silorane composites: the initial bonding properties, J Dent 36(7): 560-563, 2008

The International Standardization Organisation: ISO Dental materials – testing adhesion to tooth structure. Technical Specification, No. 11405, 2003

**Thonemann, B. M., Federlin, M., Schmalz, G., Hiller, K. A.:** SEM analysis of marginal expansion and gap formation in class II composite restorations, Dent Mater 13(3): 192-197, 1997

**Torres, S. A., Silva, G. C., Maria, D. A., Campos, W. R., Magalhães C. S., Moreira, A. N.:** Degree of conversion and hardness of a silorane-based composite resin: effect of light-curing unit and depth. *Oper Dent* 39(3): E137-E146, 2014

**Torstenson, B., Brännström, M.:** Contraction gap under composite resin restorations: Effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent* 13(1): 24-31, 1988

**Torstenson, B., Oden, A.:** Effects of bonding agent types and incremental techniques on minimizing contraction gaps around resin composites, *Dent Mater* 5(4): 218-223, 1989

**Uctasli, S., Shortall, A. C., Burke, F. J.:** Effect of accelerated restorative techniques on the microleakage of class II composites, *Am J Dent* 15(3): 153-158, 2002

**Ustunkol, I., Yazici, A. R., Gorucu, J., Dayangac, B.:** Influence of laser etching on enamel and dentin bond strength of silorane system adhesive, *Lasers Med Sci* 30(2): 695-700, 2015

**Versluis, A., Tantbirojn, D., Douglas, W. H.:** Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 77(6): 1435-1445, 1998

**Viohl, J.:** Kunststoff-Füllungswerkstoffe. In: Eichner, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten. 4. Auflage, Heidelberg, Hüthig-Verlag, 1981

**Walter, R., Boushell, W., Heymann, H. O., Ritter, A. V., Sturdevant, J. R., Wilder, A. D., Chung, Y., Swift, E. J.:** Three-year clinical evaluation of a silorane composite resin, *J Esthet Restor Dent* 26(3): 179-190, 2014

**Weinmann, W., Thalacker, C., Guggenberger, R.:** Siloranes in dental composites, *Dent Mater* 21(1): 68-74, 2005

Wissenschaftliches Kompendium SDR®: DENTSPLY DETREY GmbH, D-78467 Konstanz, 09/2011

**Xie, H., Zhang, F., Wu, Y., Chen, C., Liu, W.:** Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement, Aust Dent J 53(4): 325-331, 2008

**Xu, H. H. K., Moreau, J. L., Sun, L., Chow, L. C.:** Nanocomposite containing amorphous calcium phosphate nanoparticles for caries inhibition, Dent Mater 27(8): 762-769, 2011

**Yamazaki, P. C. V., Bedran-Russo, A. K. B., Pereira, P. N. R., Swift, E. J. Jr.:** Microleakage Evaluation of a New Low-shrinkage Composite Restorative Material, Oper Dent 31(6): 670-676, 2006

**Yazici, A. R., Çelik, Ç., Özgünaltay, G., Dayangaç, B.:** Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues, Oper Dent 32(2): 166-172, 2007

**Yazici, A. R., Ustunkol, I., Özgünaltay, G., Davangaç, B.:** Three-year clinical evaluation of different restorative resins in class I restorations, Oper Dent 39(3): 248-255, 2014

**Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Lussi, A.:** Kompositmaterialien: Zusammensetzung, Eigenschaften und klinische Anwendung. Eine Literaturübersicht, Schweiz Monatsschr Zahnmed 120: 980-986, 2010



## 8 Herstellerverzeichnis

**Abformmaterial:** Honigum® Light 50,0 ml, LOT 601984, 03/2010;  
Fa. DMG, D-22547 Hamburg

**Auflichtmikroskop:** Leica EZ4 D;  
Fa. Leica Mikrosysteme Vertrieb GmbH, D-35578 Wetzlar

**Leica Application Suite:** LAS EZ Version 1.5.0;  
Fa. Leica Mikrosysteme Vertrieb GmbH, D-35578 Wetzlar

**Sigma Scan Image Analysis** Version 1.20.09;  
Fa. Jandel Scientific (seit 1996: SPSS Inc., Chicago, IL 60606-6412)

**Automix-Dispenser:** Type 50 1:1 LOT 600862;  
Fa. DMG, D-22547 Hamburg

**Autopolymerisat:** Paladur Pulver: LOT 015862 08/2009; Flüssigkeit: LOT 013040 04/2009;  
Fa. Heraeus Kulzer GmbH, D-63450 Hanau

**Bildbearbeitungsprogramm:** CorelDraw X6, Version 16.0.0.707  
D-80636 München

**Brutschrank:**  
Memmert GmbH & Co KG, D-91126 Schwabach

**Bürstchen, siliciumcarbidhaltig:** Occlusbrush, Hawe-Neos-Dental  
Dr. H. V. Weissenfluh AG, CH-6925 Gentilino

**Computerprogramme:**  
Microsoft Office Word 2016, Microsoft Office Excel 2016 und Microsoft Paint 10.0  
Microsoft, Deutschland

**Dentinadhäsivsysteme:**  
**AdheSE®:** Primer (5g, LOT K39886, 04/2010), Bond (5g, LOT K38371, 03/2010)  
Ivoclar vivadent, FL-9494 Schaan

**Adper™ Scotchbond™ SE:** Liquid A (5g, LOT 7AB, 07/2009), Liquid B (5g, LOT 7AB, 08/2009)  
Made for 3M ESPE, Dental Products, St. Paul, MN-55144-1000, U.S.A.

**CLEARFIL™ SE BOND:** Primer (6ml, LOT 00764A, 08/2009), Bond (5ml, LOT 01106A 08/2009)  
Kuraray Medical Inc., Sakazu, Kurashiki, Okayama 710-8622, Japan

**Silorane System Adhesive:** Primer (5ml, LOT 7AJ, 10/2009), Bond (5ml, LOT 7AJ, 10/2009)  
Made for 3M ESPE, Dental Products, St. Paul, MN-55144-1000, U.S.A.

**Diamantpräparierinstrumente:** # 836 KR.314.012 und # 836 KR EF.314.012  
Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, D-32675 Lemgo

**Einmalapplikatoren:** Disposable Applicators, Size M, 50 Brushes, Black (LOT 11-07), Yellow (LOT 07-07)  
Made in U.S.A. for 3M ESPE, Dental Products, St. Paul, MN-55144-1000, U.S.A.

**Entwicklerkonzentrat:** PERIOMAT INTRA, LOT 2132 (03/2007)  
Dürr Dental, D-74302 Bietigheim-Bissingen

**Epoxidharz:** Araldit®  
Ciba-Geigy, CH-4002 Basel

**Füllinstrument:** OP 3 CT  
Arnold Deppeler SA, CH-1180 Rolle

**Graphitkleber:** Leit-C® nach Göcke, Conductive Carbon Cement  
Neubauer Chemikalien, D-65393 Walluf

**Gummipolierer:**  
**Brownie® Mini-Points:** LOT 0207178  
SHOFU INC, Kyoto, Japan

**OptraPol Small flame:** LOT K02766 (01/2010)  
Ivoclar vivadent, FL-9494 Schaan

**Holzkeile:** Sycamore Interdental Wedges®, Hawe-Neos-Dental  
Dr. H. v. Weissenfluh AG, CH-6925 Gentilino

**Kältebad:** MGW RMT 6  
Dr. R. Worbser GmbH & Co. KG, D-97922 Lauda-Königshofen

**Kochsalzlösung:** isotone Kochsalzlösung 0,9%  
Fresenius AG, D-61343 Bad Homburg

**Komposit, lichthärtend, hochviskös:**

**CLEARFIL™ AP-X:** 2ml, Farbe A3, LOT 1204AA (06/2010)  
Kuraray Medical Inc., Sakazu, Kurashiki, Okayama 710-8622, Japan

**Filtek™ Silorane:** 4g, Farbe A3, LOT 7AY (04/2009)  
Made for 3M ESPE, Dental Products, St. Paul, MN-55144-1000, U.S.A.

**Filtek™ Supreme XT:** 4g, A3 Body Shade, LOT 7MB (09/2010)  
 Made for 3M ESPE, Dental Products, St. Paul, MN-55144-1000,  
 U.S.A.

**Systemp®.onlay:** 40 x 0,25g, Cavifil, Lot J27147 (02/2010)  
 Ivoclar vivadent, FL-9494 Schaan

**Tetric® Evo Ceram:** 3 x 3g, Refill A3, LOT K43770 (10/2011)  
 Ivoclar vivadent, FL-9494 Schaan

**Komposit, lichthärtend, niedrigviskös:**

**CLEARFIL™ MAJESTY Flow:** 3,2g, Farbe A3, LOT 204AB (11/2010)  
 Kuraray Medical Inc., Sakazu, Kurashiki, Okayama 710-8622, Ja-  
 pan

**Filtek™ Supreme XT:** 2g, A3 Shade, LOT 7FN (11/2009)  
 Made for 3M ESPE, Dental Products, St. Paul, MN-55144-1000,  
 U.S.A.

**Tetric® Evo Flow:** 1 x 2g, Refill A3, LOT L00367 (12/2011)  
 Ivoclar vivadent, FL-9494 Schaan

**Kunststoffzähne:** orthognathe Frasaco-Zähne

Franz-Sachs & Co GmbH, D-88069 Tettnang

**Phosphorsäuregel:** Ultra-Etch®, 30ml, LOT B3911 (01/2012)

Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah 84095, U.S.A.

**Polymerisationsgerät:** Elipar™ Freelight™ 2, 1200 mW/cm<sup>2</sup>

3M ESPE, D-82229 Seefeld

**Rasterelektronenmikroskop:** DSM 940

Carl Zeiss, D-73447 Oberkochen

**Probenteller:**

Agar Scientific Ltd, Stansted, Essex CM24 8GF, England

**RaEM 4.0:** Peter Müller ©2007

Universität Würzburg

**Scaler:** SH 6/76

Hu-Friedy, Zweigniederlassung Deutschland, D-78532 Tutlingen

**Schiebelehre, digital:**

Famex, D-42857 Remscheid

**Silbernitrat:**

Carl Roth GmbH & Co. KG, D-76185 Karlsruhe

**Sputtergerät:** K 550

Emitech GmbH, D-65232 Taunusstein

**Statistiksoftware:** SPSS® Statistics, Version 21  
IBM®

**Transparentmatrizen:** Hawe Adapt® Sectional Matrix, Art. Nr. 752 und 754  
Kerr GmbH, D-76158 Karlsruhe

**Trennschleifmaschine:** WOCO 50/Med mit Sägeblatt WOCO 93/6  
Conrad GmbH, D-38678 Clausthal Zellerfeld

**Wärmebad:** MWB 1/9  
Julabo Labortechnik, D-77960 Seelbach

**Winkelstücke:**  
KaVo Vertriebsgesellschaft mbH, D-88396 Biberach

**3A-Sonde:**  
Hu-Friedy, Zweigniederlassung Deutschland, D-69181 Leimen

## **Danksagung**

Ich danke Herrn Priv.-Doz. Dr. med. dent. Norbert Hofmann für die freundliche Überlassung des Themas, die umfassende Betreuung und die Übernahme des Referates.

Mein Dank geht auch an Prof. Dr. rer. nat. Uwe Gbureck für die Übernahme des Korreferates.

Bedanken möchte ich mich bei Frau Roswitha Martin, Mitarbeiterin der Teilbibliothek, für die Hilfe bei der Literaturrecherche.

Zu guter Letzt noch ein herzlicher Dank an meine Familie, die mich stets motiviert hat. Ohne diese Unterstützung hätte ich es nie so weit gebracht.