

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr. med. dent. Bernd Klaiber

**Randdichtheit und Randqualität
von Kl. II-Füllungen aus einem Siloran bzw. konventionellen Kompositen
unter Verwendung eines selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlers
bei vorheriger selektiver Schmelzätzung
*in vitro***

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
vorgelegt von
René Seidl
aus Nienburg

Würzburg, Dezember 2013

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. dent. Norbert Hofmann

Korreferent: Prof. Dr. med. dent. Alfred Renk

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 13.06.2014

Der Promovend ist Zahnarzt.

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1
1.1	Einführung und Problemstellung	1
1.2	Neue Kompositklassifikation nach Ernst	3
1.2.1	Einteilung nach der Viskosität.....	3
1.3	Polymerisationsschrumpfung und Schrumpfungsspannung	4
1.3.1	Die anorganischen Füllstoffe.....	5
1.3.2	Die organische Matrix.....	7
1.3.2.1	Silorane.....	8
1.3.3	Elastizitätsmodul.....	10
1.3.4	Kavitätengestaltung und Konfigurationsfaktor.....	11
1.3.5	Belichtungsrichtung und Lichtintensität.....	12
1.4	Der adhäsive Verbund	12
1.4.1	Merkmale der Schmelzhaftung.....	13
1.4.2	Merkmale der Dentinhaftung.....	14
1.5	Problemstellung	16
2	MATERIAL UND METHODE	17
2.1	Vorbereitung der Zähne	18
2.1.1	Kavitätenpräparation.....	19
2.1.2	Versuchsaufbau.....	20
2.2	Applikation der Füllungen	21
2.2.1	Konditionierung von Schmelz und Dentin.....	21
2.2.2	Füllen der Kavitäten.....	24
2.2.3	Ausarbeitung und Politur der Füllungen.....	26
2.3	Lagerung und Thermocycling	27
2.4	Bestimmung der Randqualität und der Randdichtheit	27
2.4.1	Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM).....	27
2.4.1.1	Herstellung der Epoxidharz-Replika.....	28
2.4.1.2	Erfassung der Randqualität im REM.....	28
2.4.2	Farbstoffpenetrationstest.....	34
2.5	Statistische Auswertung	36

3	ERGEBNISSE	37
3.1	Analyse der Randqualität mittels Rasterelektronenmikroskop.....	37
3.1.1	Abschnitt Okklusal	38
3.1.1.1	Randqualität „Kontinuierlicher Rand“	38
3.1.1.2	Randqualität „Randspalt“	39
3.1.1.3	Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“	40
3.1.1.4	Randqualität „Überschuss“	40
3.1.1.5	Randqualität „Unterschuss“	41
3.1.2	Abschnitt Axial	42
3.1.2.1	Randqualität „Kontinuierlicher Rand“	42
3.1.2.2	Randqualität „Randspalt“	43
3.1.2.3	Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“	44
3.1.2.4	Randqualität „Überschuss“	45
3.1.2.5	Randqualität „Unterschuss“	46
3.1.3	Abschnitt Zervikal Schmelz	46
3.1.3.1	Randqualität „Kontinuierlicher Rand“	47
3.1.3.2	Randqualität „Randspalt“	48
3.1.3.3	Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“	49
3.1.3.4	Randqualität „Überschuss“	49
3.1.3.5	Randqualität „Unterschuss“	50
3.1.4	Abschnitt Zervikal Dentin	50
3.1.4.1	Randqualität „Kontinuierlicher Rand“	51
3.1.4.2	Randqualität „Randspalt“	52
3.1.4.3	Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“	53
3.1.4.4	Randqualität „Überschuss“	54
3.1.4.5	Randqualität „Unterschuss“	55
3.2	Analyse der Randdichtheit durch Farbstoffpenetration.....	55
3.2.1	Farbstoffpenetration Okklusal	55
3.2.2	Farbstoffpenetration Zervikal Schmelz.....	56
3.2.3	Farbstoffpenetration Zervikal Dentin	57

4	DISKUSSION	59
4.1	Der Versuchsaufbau.....	59
4.1.1	Klinische Aussagekraft von <i>In-Vitro</i> -Studien	59
4.1.2	Adhäsivsysteme in der klinischen Anwendung	60
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	61
4.2.1	Randqualität im Rasterelektronenmikroskop.....	62
4.2.2	Randdichtheit durch Farbstoffpenetration	64
4.3	Schlussfolgerung	64
5	ZUSAMMENFASSUNG.....	66
6	LITERATURVERZEICHNIS	68
7	HERSTELLERVERZEICHNIS	86
	Danksagung.....	

Abkürzungsverzeichnis

Bis-GMA	Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat
Ch.-Nr.	Chargen-Nummer
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
Kont.	Kontinuierlich
Kont. WB	Kontinuierlich mit Wasserbläschen
MDP	10-Methacrylat-oxydecyl Dehydrogenphosphat
NAW	Nicht Auswertbar
REM	Rasterelektronenmikroskop
SiO ₂	Siliziumdioxid
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
US	Unterschuss
XS	Überschuss

1 EINLEITUNG

1.1 Einführung und Problemstellung

Silberamalgame werden seit über 100 Jahren als Füllungsmaterial in der Zahnheilkunde verwendet. Während der Aushärtung kommt es infolge des Kristallwachstums der Gamma-1-Phase zu einer Volumenvergrößerung, die in einer Größenordnung von etwa 20µm/cm ausdrücklich erwünscht ist, um einen guten Randschluss zu realisieren (HELLWIG et al. 2007a).

Auch mehrere Jahrzehnte nach Einführung der Komposite auf Methacrylatbasis durch BOWEN im Jahre 1962 waren deren mechanische Eigenschaften hinsichtlich Stabilität und Verschleiß so mangelhaft, dass Komposite noch keine Alternative zum Amalgam im Seitenzahnbereich darstellten (LUTZ et al. 1984, SWIFT 1987, MITCHEM 1988). Durch stetige Modifikation und Weiterentwicklung, sowie der Einführung und konsequenten Optimierung der Adhäsivsysteme haben Komposite mittlerweile einen so hohen Qualitätsstandard erreicht (FERRACANE 1995, LATTA und BARKMEIER 1998, VAN MEERBEEK et al. 1998), dass ihre Lebensdauer bei korrekter Anwendung der von Amalgamfüllungen ebenbürtig (HICKEL et al. 2005, OPDAM et al. 2007) bzw. sogar überlegen ist (MANHART et al. 2004, GOLDSTEIN 2010, OPDAM et al. 2010). Komposite geben dem Zahnarzt die Möglichkeit, Zahnhartsubstanzdefekte direkt, sowie funktionell und ästhetisch hochwertig wiederherzustellen (RITTER 1998) und damit den gestiegenen Ansprüchen der Patienten nach metallfreien, zahnfarbenden Versorgungen gerecht zu werden.

Komposite bestehen überwiegend aus einer Kunststoffmatrix und Füllkörpern, die mit einer Silanschicht überzogen sind (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003). In der organischen Matrix sind meist langkettige Methacrylate wie Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat (Bis-GMA), Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) und Urethandimethacrylat (UDMA) enthalten. Als anorganische Füllstoffe kommen Gläser, Keramiken, Quarzpartikel (z.B. Lithium-Aluminium-Silikat) und Siliziumdioxid zum Einsatz, welche über die Silane mit der

umgebenden Matrix verbunden werden (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003). Um die gewünschten Werkstoffeigenschaften zu erreichen, werden in geringen Mengen Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffe, Pigmente und andere Zusätze beigelegt.

Je nach Indikation kann zwischen modellierbaren und dünnfließenden (Flowable) Kompositen unterschieden werden, wobei Flowables generell eine höhere Polymerisationsschrumpfung aufweisen (LABELLA et al. 1999).

Trotz intensiver Forschung und zahlreicher Studien ist es bisher nicht gelungen, alle unerwünschten Eigenschaften vollständig zu beseitigen.

1995 hat FERRACANE Komposite mit der Begründung unzureichender mechanischer Eigenschaften und ungenügender Abrasionsfestigkeit als nicht uneingeschränkt verwendbar, insbesondere für das Seitenzahngebiet, eingestuft (FERRACANE 1995). Allerdings wurde das Problem der Abrasionsfestigkeit von ABDALLA & DAVIDSON bereits 1993 als gelöst eingestuft. Vor allem die Volumenkontraktion während der Aushärtung und die damit verbundene Schrumpfungsspannung sind die Hauptursache für eine Reihe von Problemen wie Sekundärkaries, Zahnhartsubstanz- und Füllungsfrakturen, mangelnde Randdichtheit und Randverfärbungen sowie postoperative Hypersensibilität, die zum vorzeitigen Verlust einer Füllung führen können (HICKEL und MANHART 2001). So konnte zwar belegt werden, dass durch eine schichtweise Füllungsapplikation signifikant geringere Schrumpfungen und Spannungen auftreten als das bei einer „Ein-Schicht-Technik“ der Fall ist (YAMAZAKI et al. 2006, NIU et al. 2009), jedoch gibt es bis heute kein Komposit ohne Polymerisationsschrumpfung und keine zuverlässige Verarbeitungsmethode, womit eine randspaltfreie Restauration garantiert werden kann (DAVIDSON und FEILZER 1997, GIACHETTI et al. 2006).

1.2 Neue Kompositklassifikation nach Ernst

Aufgrund der zahlreichen werkstoffkundlichen Neuerungen und ständiger Verbesserungen etablierter Komposite stellte ERNST 2010 eine neue modifizierte Kompositklassifikation vor, welche nicht nur die enthaltenden Füllkörper, sondern auch die Viskosität und die organische Matrix berücksichtigt.

1.2.1 Einteilung nach der Viskosität

Komposite werden nach dieser neuen Klassifikation in 4 Viskositäten eingeteilt. Die „normalen“ oder modellierbaren Komposite lassen sich unter Druck leicht verformen, wie beispielsweise das Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE), Nachfolger des Filtek™ Supreme XT. Die speziell für den Seitenzahnbereich entwickelten stopfbaren Komposite sollen aufgrund des erhöhten Füllstoffgehaltes weniger schrumpfen. Dies konnte bislang jedoch noch nicht bestätigt werden (SOLTÉSZ und KOPLIN 2004). Ein Vertreter der hochfesten Materialien ist das 2005 vorgestellte Tetric EvoCeram® (IVOCLAR VIVADENT) mit deutlich geringerer Polymerisationsschrumpfung bei noch festerer Konsistenz. Die „Flowables“ weisen aufgrund ihres um etwa 10% niedrigeren Füllstoffanteiles eine geringere Viskosität auf und werden wegen ihrer guten Benetzbarkeit als Liner, als erste Schicht im Bereich der approximalen Ansrägung von Klasse II-Füllungen oder bei unterschlagenden Klasse I-Mikrokavitäten eingesetzt. Neueste Restaurationsmaterialien wie das seit Anfang 2010 erhältliche SDR (Smart Dentin Replacement) nutzen einerseits die fließfähigen Eigenschaften der Flowables, erzielen jedoch andererseits durch Modifikationen in der Matrixchemie eine laut Herstellerangaben um bis zu 60% geringere Schrumpfungsspannung (DENTSPLY DeTrey).

Die Einteilungen nach den Füllkörpern und nach der Matrix werden nachfolgend in den Punkten 1.3.1 und 1.3.2 dargestellt.

1.3 Polymerisationsschrumpfung und Schrumpfungsspannung

Das Hauptproblem bei der Verwendung von Kompositen ist die während der Aushärtung unweigerlich entstehende Schrumpfung und der daraus resultierende Aufbau von Spannungen innerhalb des Restaurationsmaterials (GIACHETTI et al. 2007). Das bedeutet, dass ein mit Komposit restaurierter Zahn schon unter Spannungsbelastung steht, bevor überhaupt mechanische, chemische und thermische Belastungen auf ihn einwirken (MANHART 2010). Während der Polymerisation reagieren die Monomere der organischen Matrix zu stark verzweigten Netzwerken und schließen so die volumenstabilen Füllkörper in sich ein. Da sich der mittlere Abstand zweier Monomermoleküle durch den Bindungsschluss verkleinert, kommt es zu einer Volumenkontraktion. Die Matrix und folglich das gesamte Komposit schrumpfen, heutzutage um etwa 1,5-3% bei Materialien auf Methacrylatbasis (SOLTÉSZ und KOPLIN 2004, BRYANT und MAHLER 2007). Die Vorgänge während der Polymerisation lassen sich in zwei durch den Gel-Punkt getrennte Phasen unterteilen. In der Prä-Gelphase ist die Spannungsentwicklung trotz maximaler Schrumpfung nur gering, weil der noch niedrige Grad der Monomervernetzung ein Nachfließen von den freien zu den gebundenen Flächen ermöglicht. Mit Erreichen des Gel-Punktes wird diese Kompensation des Volumenschrumpfes unterbunden. In der Post-Gelphase kann dann aufgrund des fortgeschrittenen Vernetzungsgrades eine zunehmende Spannung innerhalb der Restauration (MANHART 2010), auf die Grenzfläche Zahnhartsubstanz-Komposit (ALOMARI et al. 2007) und in umliegenden Zahnstrukturen nicht mehr vermieden werden (SAKAGUCHI et al. 1992, GIACHETTI et al. 2007). Ist der adhäsive Verbund nicht stark genug, drohen Microleakage (PASHLEY 1990) und Spalten zwischen Restaurationsmaterial und Kavitätenwand mit bekannten Folgen wie Sekundärkaries (ASGHAR et al. 2010), Randverfärbungen und postoperativen Hypersensibilitäten (HALLER 2009). Hält der Verbund andererseits den Spannungen stand, werden die entstehenden Kräfte fortgeleitet und können zu Höckerdeformationen, sowie Mikrorissen bzw. Frakturen im Schmelz und / oder

im Füllungsmaterial führen (PEARSON et al. 1987, LUTZ et al. 1991, SULIMAN et al. 1994, GIACHETTI et al. 2007).

In den folgenden Punkten 1.3.1 bis 1.3.5 werden Faktoren analysiert, die Auswirkungen auf die Polymerisationsschrumpfung, die Spannungsentwicklung und die physikalischen Eigenschaften der Komposite haben.

1.3.1 Die anorganischen Füllstoffe

Füllstoffe haben sowohl Einfluss auf die Polymerisationsschrumpfung und damit die Polymerisationsspannung als auch auf die mechanischen Eigenschaften der Komposite (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003).

Reine Makrofüllerkomposite mit Glas- oder Quarzpartikeln (mittlere Korngröße 1-100µm) sind wegen ihrer schlechten Polierbarkeit, viel zu rauen Oberfläche und unzureichenden Stabilität kaum bzw. nicht für Seitenzahnrestorationen geeignet. Sie werden daher schon länger nicht mehr verwendet.

Lange Zeit versuchte man, durch Modifikationen in der Füllstoffphase, z.B. durch Erhöhung des Volumenanteiles und / oder durch Verkleinerung der Füllkörper, die Volumenkontraktion zu verringern. Dabei stellte sich heraus, dass ein höherer Fülleranteil eine geringere Schrumpfung (OKAMURA et al. 2006), aber auch eine Zunahme der Viskosität verursacht. Durch zahlreiche technische Innovationen konnten immer kleinere Füllkörper hergestellt und eingesetzt werden. Bei den Mikrofüllerkompositen ließen sich somit Polierbarkeit und Verschleißfestigkeit erheblich verbessern. Allerdings bewirken die sehr kleinen Siliziumdioxid-Füllerpartikel (0,02-0,05µm) aufgrund ihrer großen, reaktiven Oberfläche einen „Verdickungseffekt“, d.h. einen enormen Anstieg der Viskosität, der folglich den Füllstoffgehalt wieder limitiert und sich nachteilig auf das Schrumpfungsverhalten und die mechanischen Eigenschaften auswirkt. Als alleiniger Füllstoff in Kompositen verloren Mikrofüller somit mit zunehmender Verbesserung der Hybridkomposite immer mehr an Bedeutung.

Klassische Hybridkomposite sind seit Ende der 80er Jahre als Universalfüllungsmaterial für alle Kavitätenklassen indiziert und vereinen die positiven Merkmale der Makro- und Mikrofüllerkomposite, d.h. ausreichende mechanische Eigenschaften bei guter Polierbarkeit (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003). Durch permanente Weiterentwicklung konnte die Größe der Füllstoffpartikel immer weiter reduziert werden, wodurch insbesondere die Stabilität und die Ästhetik von Füllungen stetig verbessert wurden. Somit lassen sich Hybridkomposite anhand ihrer Füllergröße weiter in Feinpartikelhybridkomposite (mittlere Korngröße $< 5\mu\text{m}$), Feinstpartikelhybridkomposite (mittlere Korngröße $< 3\mu\text{m}$) und Submikrometerhybridkomposite (mittlere Korngröße $< 1\mu\text{m}$) unterteilen (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003). Seither gelten Hybridkomposite als Mittel der Wahl. Schließlich konnten sogar Nanofüller mit einer Größe von unter 100nm generiert werden. Das 2001 von 3M ESPE eingeführte FiltekTM Supreme, sowie dessen Nachfolger FiltekTM Supreme XT (2004) und FiltekTM Supreme XTE (2010), sind in Europa die populärsten reinen Nanofüllerkomposite. Streng genommen handelt es sich hierbei um Mikrofüllerkomposite, deren Füllstoffgehalt jedoch dem eines Hybridkomposits entspricht. Die Siliziumdioxid-Nanopartikel haben eine Größe von 2-75nm und liegen entweder einzeln und gleichmäßig verteilt („Nanomere“) oder zu Clustern agglomeriert in der Matrix, wodurch eine ausgezeichnete Polierbarkeit mit langanhaltendem Glanz und eine hervorragende Verschleißfestigkeit (MITRA et al. 2003) erreicht werden, da lediglich einzelne Nanopartikel oder Bruchteile der Cluster abradieren. Zunächst vermutete man, dass Nanofüller, ähnlich wie Mikrofüller, die Viskosität extrem erhöhen würden. Dies geschieht jedoch nicht, weil Nanopartikel auf Grund quantenmechanischer Effekte nahezu keinen Verdickungseffekt aufweisen. Verschiedene Studien konnten bislang belegen, dass Komposite mit Nanopartikeln vergleichbar gute Ergebnisse erzielen wie die Hybridkomposite (EFES et al. 2006, BEUN et al. 2007, HARDAN et al. 2009). Auch die von ERNST et al. 2006 publizierte 2-Jahres-Studie mit FiltekTM Supreme und Tetric Ceram® zeigt, dass keinerlei signifikante Unterschiede zwischen Hybrid- und Nanokompositen bestehen.

Die letzte Untergruppe bilden die nanooptimierten Hybridkomposite. Sie sind mit konventionellen Hybridkompositen vergleichbar, enthalten jedoch zusätzlich integrierte Nanopartikel. Ein Beispiel hierfür ist das 2005 vorgestellte Tetric EvoCeram® (IVOCLAR VIVADENT).

Der zusätzliche Einsatz von Vorpolymerisatsplittern ist umstritten. Zum einen erlauben sie eine Erhöhung des Füllstoffgehaltes ohne simultanen Anstieg der Viskosität, was letztlich die erwünschte Senkung der Schrumpfung ermöglicht (KLEVERLAAN und FEILZER 2005). Andererseits muss jedoch der Verbund zwischen Vorpolymerisatsplitter und Matrix gewährleistet sein. Anderenfalls könnte durch Herausbrechen der Vorpolymerisatsplitter ein rascher Materialverschleiß eintreten. Für homogen mikrogefüllte Vorpolymerisatsplitter wurde dieser Verbund als problematisch beschrieben (ROULET 1987). Für moderne Komposite mit hybridgefüllten Vorpolymerisatsplittern, z.B. Tetric EvoCeram®, liegen solche Berichte allerdings nicht vor.

1.3.2 Die organische Matrix

Der Volumenanteil der Matrix hat entscheidenden Einfluss auf die effektive Schrumpfung, die resultierende Kontraktionsspannung und die Viskosität eines Komposits (MUNKSGAARD et al. 1987, ELLAKWA et al. 2007). So kann die Gesamtschrumpfung einer füllstofffreien Matrix von 10-20% durch den Einsatz von Füllstoffen auf etwa 2-3% reduziert werden (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003). Aus diesem Grunde stand zur Bekämpfung der Schrumpfung lange Zeit die Erhöhung des Füllstoffgehalts im Vordergrund.

Daneben gibt es jedoch auch Bemühungen, die Volumenkontraktion über die Monomergröße und den Vernetzungsgrad (Konversionsrate) zu reduzieren. So lassen sich Komposite auf Methacrylatbasis mit speziellen langkettigen, komplexen Monomeren herstellen, die vergleichsweise weniger Bindungen eingehen müssen als kurze, lineare Monomere, um ein entsprechendes Füllungsvolumen zu vernetzen (FLOYD und DICKENS 2006). Die Modifikation konventioneller Monomere durch elastische Zwischengruppen stellt ebenfalls

eine Möglichkeit dar, die Schrumpfkraft über den E-Modul zu minimieren. Eine Reduzierung der Konversionsrate bei Verwendung identischer Monomere führt zwar zu einer geringeren Schrumpfung, leider aber auch zu inakzeptabel schlechteren mechanischen Eigenschaften und stellt somit keine Alternative dar (DEWAELE et al. 2006).

Komposite auf Ormocerbasis wie CeramX von DENTSPLY oder Admira von VOCO enthalten neben konventionellen Monomeren (Dimethacrylaten) auch organisch modifizierte Silikat-Nanopartikel von 2-3nm Größe in ihrer Matrix, die während der Polymerisation miteinander quervernetzt werden und so die Schrumpfung reduzieren sollen. Eine klinisch relevante Verringerung der Volumenkontraktion konnte bisher jedoch nicht nachgewiesen werden und auch die physikalischen Eigenschaften scheinen eher durchschnittlich zu sein (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003). Eine bessere Biokompatibilität aufgrund des anorganischen Anteils in der Matrix kann jedoch angenommen werden.

Eine vollkommen neuartige, methacrylatfreie Matrixchemie weist das Filtek™ Silorane auf, das im Folgenden genauer vorgestellt wird.

1.3.2.1 Silorane

Nach mehr als 10 Jahren Entwicklungszeit präsentierte die Firma 3M ESPE im Oktober 2007 mit dem Filtek™ Silorane das erste Seitenzahnkomposit mit einer Polymerisationsschrumpfung von weniger als 1 Vol.-% (WEINMANN et al. 2005, YANOVSKYY et al. 2010). Ursächlich hierfür sei laut Herstellerangaben der Austausch der herkömmlichen Methacrylate gegen zyklische Monomere, die sogenannten Silorane, bestehend aus dem äußerst hydrophoben Silikon Siloxan und dem Epoxid Oxiran, deren Polymere eine sehr geringe Schrumpfung und enorm hohe Beständigkeit aufweisen.

Filtek™ Silorane kann in die Klasse der Hybridkomposite eingeordnet werden. Der Füllstoffanteil beträgt 55 Vol.-% (YANOVSKYY et al. 2010), wobei die mit einer Silanschicht modifizierten Quarzpartikel den Hauptteil stellen. Das Initiatorsystem bilden Campherchinon, Iodoniumsalz und Elektronendonatoren.

Während Campherchinon auch in anderen Kompositen die Polymerisation einleitet, kommen die beiden letztgenannten ausschließlich im Silorane zum Einsatz. Sie generieren reaktionsfreudige, kationische Produkte, welche die ringförmigen Monomere aufspalten und damit den entscheidenden Unterschied zu herkömmlichen Kompositen auf Methacrylatbasis ausmachen. Diese Ringöffnung der Silorane bewirkt eine initiale Ausdehnung der Monomere, wodurch ein Großteil des Volumenverlustes bei der anschließenden Polymerisation kompensiert werden kann, während sich der Abstand zwischen den strangförmigen, linearen Methacrylatmonomeren im Rahmen der radikalischen Vernetzung stark verkleinert und so einen wesentlich höheren Volumenschwund verursacht (WEINMANN et al. 2005).

Die spezielle Chemie von Filtek™ Silorane erforderte auch die Entwicklung eines spezifischen Adhäsivsystems, da eine chemische Kompatibilität zu konventionellen Adhäsiven nicht gegeben wäre. Das Silorane System Adhesive, bestehend aus einem selbstätzenden Primer und einem Bond, ist ein Zwei-Flaschen-Adhäsivsystem der 6. Generation, welches laut Herstellerangaben nur in Kombination mit Filtek™ Silorane zum Einsatz kommen sollte.

In zahlreichen Studien konnte bereits belegt werden, dass im Gegensatz zu Füllungsmaterialien mit Methacrylatmatrix die Schrumpfungsspannung während der Polymerisation von Filtek™ Silorane um bis zu 50% geringer ausfällt (MUSANJE et al. 2005; GONCZOWSKI et al. 2005; WATTS und WAHBI 2005; ILIE et al. 2007). Vergleicht man außerdem die Polymerisationsspannung unmittelbar nach Füllungsapplikation und nach 24 Stunden, lassen sich lediglich bei Filtek™ Silorane keine signifikanten Spannungszunahmen feststellen (ERNST et al. 2004b). Folglich bedeuten geringere Schrumpfungsspannungen (LIEN und VANDEWALLE 2010) und Spannungswerte auch eine geringere Belastung der adhäsiven Klebefläche und der Kavitätenwände bzw. Höcker (BOUILLAGUET et al. 2006) und somit ein reduziertes Risiko schrumpfungsinduzierter Schmelzrisse und Frakturen. Hinsichtlich physikalischer und chemischer Eigenschaften weisen Silorane keine signifikanten Unterschiede gegenüber klinisch etablierten Kompositen auf (ILIE und HICKEL 2009). So zeigt sich, dass die Zughaftung und damit die Adhäsionskraft an präpariertem, menschlichen

Schmelz und Dentin gleichwertig (Clearfil™ AP-X) bzw. besser (Tetric EvoCeram®) ist (YAPP und POWERS 2007). Auch die mechanischen Eigenschaften wie Elastizitätsmodul und Härte (ILIE und HICKEL 2006), Biegefestigkeit (WEINMANN et al. 2005) und Konversionsrate (ILIE und HICKEL 2006) sind weitgehend vergleichbar mit methacrylatbasierten Kompositen. Ferner sind bisher eine gute Biokompatibilität (SCHWEIKL et al. 2004; ZHAO et al. 2005), eine geringe Verfärbungsneigung (RZANNY et al. 2010), eine enorme Lichtbeständigkeit von bis zu neun Minuten unter voller OP-Beleuchtung (WEINMANN et al. 2003), eine geringe bakterielle Adhäsionsfähigkeit (BUERGERS et al. 2009, POGGIO et al. 2009) und eine gute hydrolytische Beständigkeit *in vitro* (PALIN et al. 2005a) und in oraler Umgebung (EICK et al. 2006) dokumentiert. Allerdings gab es zum Zeitpunkt der Studie noch kein auf der Siloranchemie basierendes Flowable.

1.3.3 Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul, kurz E-Modul (E), ist definitionsgemäß die anfängliche geradlinige Steigung im Spannungs-Dehnungs-Diagramm eines Werkstoffes und damit ein Maß für die Steifigkeit eines Materials (CRAIG et al. 2006). Es besteht eine nachgewiesene Beziehung zwischen dem Füllstoffgehalt, dem E-Modul und der Polymerisationsspannung, d.h. je höher ein Komposit gefüllt ist, desto größer ist der E-Modul (MASOURAS et al. 2008) und desto geringer ist bei gleicher Kraft die resultierende Verformung, was letztlich zu einer höheren Belastung der adhäsiven Verbundfläche führt (ILIE et al. 2006, KAHLER et al. 2006, BORKOWSKI et al. 2007). Kauflächenrestaurationen im Seitenzahnbereich sollten mit Materialien erfolgen, deren E-Modul im Bereich menschlichen Dentins (ca. 15-20GPa) liegt (REES et al. 1994, ASMUSSEN und PEUTZFELDT 2008, PAPADOGIANNIS et al. 2008). Menschlicher Schmelz ist vergleichsweise deutlich steifer (ca. 90GPa) (CRAIG et al. 2006). In weniger kaudruckbelasteten Kavitäten, z.B. Klasse V, kann dagegen ein niedrigerer E-Modul anscheinend die Belastung auf den adhäsiven Verbund durch

besseren Spannungsausgleich reduzieren und somit die Füllungsrandqualität verbessern (KEMP-SCHOLTE und DAVIDSON 1990, CRAIG et al 2006). Eine weitere Beziehung beinhaltet das Hooke'sche Gesetz, wo der Elastizitätsmodul als Proportionalitätsfaktor enthalten ist:

$$\text{Spannung} = \text{Dehnung} \times \text{E-Modul}$$

Erhöht man demnach den Volumenanteil der Füllstoffe in einem Komposit, um die Schrumpfung zu reduzieren, wird die resultierende Spannung nicht automatisch geringer, weil sich gleichzeitig das E-Modul erhöht.

Die Tatsache, dass sich nahezu alle veränderlichen Faktoren in einem methacrylatbasierten Komposit gegenseitig beeinflussen, macht es so schwierig bzw. fast unmöglich mit diesem Werkstoff ein schrumpfungs- und spannungsfreies Restaurationsmaterial zu entwickeln.

1.3.4 Kavitätengestaltung und Konfigurationsfaktor

Die Dimension einer Kavität, d.h. die Ausdehnung und die Tiefe, sowie der Konfigurationsfaktor (C-Faktor), definiert als Quotient aus gebundenen zu freien Oberflächen, sind für die resultierende Polymerisationsspannung und somit für den adhäsiven Verbund zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz von entscheidender Bedeutung (DAVIDSON et al. 1984, FEILZER et al. 1987, NIKOLAENKO et al. 2004, BRAGA et al. 2006, WATTS und SATTERTHWAITE 2008). Je höher der C-Faktor, desto größer ist auch das Risiko für spannungsinduzierte Frakturen im Füllungsrandbereich. Somit sind insbesondere Kavitäten der Klassen I und II aufgrund der höchsten Konfigurationsfaktoren besonders anfällig und gefährdet (MANHART 2010), während Restaurationen in Klasse IV-Kavitäten meist gute klinische Ergebnisse aufweisen (MANHART et al. 2004).

1.3.5 Belichtungsrichtung und Lichtintensität

Während die Belichtungsrichtung für die Randqualität kaum eine Rolle spielt, sind die Lichtintensität und damit die Strahlungsflussdichte von enormer Bedeutung (JIMÉNEZ-PLANAS et al. 2008, MALHOTRA und MALA 2010, SANTINI 2010). So kann durch eine geringere Intensität bei längerer Belichtungsdauer oder aber durch eine schrittweise Erhöhung der Polymerisationsleistung, sogenannte Soft-Start-Methode, eine nachweislich bessere Randqualität (NALÇACI et al. 2005, HARDAN et al. 2009, RODRIGUES JUNIOR et al. 2010) bei reduzierter Spannungsentwicklung im Füllungsmaterial (BOUSCHLICHER et al. 1997) erreicht werden.

1.4 Der adhäsive Verbund

Die Entwicklung der Adhäsiv- und Bondingsysteme wurde in den letzten fünfzehn Jahren so stark vorangetrieben, dass heutige Dentinhaftvermittler bei korrekter Anwendung die Retention einer Füllung enorm verbessern und die Stabilität von Restauration und Restzahnschicht erheblich erhöhen können. Die Haftung von Füllungsmaterialien an der Zahnhartsubstanz wird dabei durch eine mechanische Retention an Mikroporositäten und rauen Oberflächen hergestellt (HALLER und BLUNCK 2003). Die zwei grundlegenden Probleme hierbei sind die Adaptation des hydrophoben Komposits an die hydrophile Dentinoberfläche und die Behandlung des sogenannten Smearlayers, welcher unweigerlich bei der Präparation von Schmelz und Dentin mit Schleifkörpern entsteht. Diese 1-5µm dicke Schmierschicht aus Zelltrümmern, Bakterien, Hydroxylapatitkristallen, Dentinliquor, denaturiertem Kollagen, Speichelproteinen und Blutbestandteilen (HELLWIG et al. 2007) kann zusätzlich mehrere Mikrometer tief in die Dentinkanälchen hinein reichen, wodurch deren Permeabilität erheblich erniedrigt und die Haftkraft der Restauration deutlich reduziert wird.

1.4.1 Merkmale der Schmelzhaftung

1955 publizierte BUONOCORE, dass sich durch den Einsatz von Phosphorsäure die Adhäsion von acrylathaltigen Füllungsmaterialien an Schmelzoberflächen enorm verbessern lässt (BUONOCORE 1955). Die folgende Einführung der Schmelz-Ätz-Technik in die Füllungstherapie revolutionierte diese nahezu vollständig (SWIFT et al. 1995). Die Möglichkeit, Restaurationsmaterialien am Zahnschmelz adhäsiv verankern zu können, führte zu grundlegenden Veränderungen bei der Kavitätenpräparation und der Kariesprävention (SWIFT et al. 1995). Die Kavitätengestaltung richtete sich jetzt nicht mehr nach bisher zwingend erforderlichen Retentions- und Widerstandsformen, sondern nach der tatsächlichen Ausdehnung der kariösen Läsion (OSBORNE und SUMMITT 1998, DE ALMEIDA NEVES et al. 2011). Durch den Einsatz von 30-40%iger Phosphorsäure wird zunächst die präparationsbedingte Schmierschicht entfernt. Desweiteren kommt es aufgrund unterschiedlicher Säurelöslichkeiten zur selektiven Auflösung von Schmelzprismen und interprismatischer Substanz, wodurch ca. 10µm Schmelz vollständig und weitere 30-50µm partiell zersetzt werden (LEGLER et al. 1990). Durch anschließendes Absprayen (MIXSON et al. 1989) und Trocknen steigt die Oberflächenenergie des Schmelzes, und ein vergrößertes, gut benetzbares Mikroretentionsrelief entsteht (BUONOCORE et al. 1968, RETIEF 1973, GWINNETT 1988, HELLWIG et al. 2007b). In einen derart konditionierten Schmelz dringt ein aufgetragenes, niedrig visköses Adhäsiv sehr leicht ein (GWINNETT und MATSUI 1967, GORDAN et al. 1998) und führt nach vollständiger Aushärtung zu einer mikromechanischen Verankerung (HELLWIG et al. 2007b). Im Approximalbereich von Klasse II-Kavitäten lässt sich die Schmelzhaftung mittels einer Randanschrägung erheblich steigern. Da die während der Präparation überwiegend parallel angeschnittenen Schmelzprismen in diesem Bereich kein ausreichend retentives Ätzmuster zulassen, sorgt die heutzutage standardmäßige, approximale Schmelzrandanschrägung (BRENNER 2004) dafür, dass die Prismen in einem günstigeren Winkel getroffen werden, wodurch sich schließlich Haftkraft und Randschluss

enorm verbessern lassen (MUNECHIKA et al. 1984, OPDAM et al. 1998, NOZAKA et al. 1999, SHIMADA und TAGAMI 2003).

1.4.2 Merkmale der Dentinhaftung

Im Gegensatz zum Zahnschmelz weist das Dentin einen inhomogeneren Aufbau auf (HALLER und BLUNCK 2003), weshalb die Mechanismen zur Erzielung eines adäquaten Verbundes zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz weitaus schwieriger und komplexer sind (PERDIGÃO 2010).

Werden bei einer Kavitätenpräparation Dentintubuli eröffnet, stellt der aufgrund des erhöhten Pulpadruckes austretende Liquor - neben dem Smearlayer - das größte Problem dar. Deshalb müssen Adhäsivsysteme heutzutage die Schmier-schicht modifizieren oder entfernen, das darunterliegende Dentin ausreichend demineralisieren und durch dichten Verschluss der Dentinkanälchen für einen dauerhaften Verbund zwischen dem hydrophoben Komposit und der hydrophilen Oberfläche ohne Pulpairritationen sorgen können.

Die ersten Adhäsivsysteme versuchten noch ohne Dentinkonditionierung und damit unter Erhaltung bzw. Modifizierung der Schmierschicht eine chemische Bindung mit den organischen und anorganischen Dentinbestandteilen einzugehen (HELLWIG et al. 2007c). Allerdings waren die resultierenden Haftwerte viel zu gering (BURKE und McCAUGHEY 1995), weshalb diesen Dentinhaftvermittlern heute keine klinische Bedeutung mehr zukommt.

Nachfolgende Systeme versuchten dann - ähnlich wie im Schmelz - eine mikromechanische Verankerung zwischen der hydrophilen Dentinoberfläche und dem hydrophobem Komposit herbeizuführen.

Der Zahnschmelz wurde dabei selektiv mit Phosphorsäure geätzt und das Dentin mit selbstkonditionierenden Primern behandelt, da man vermutete, dass auf Dentin applizierte Phosphorsäure zu Pulpaschädigungen führen kann (HELLWIG et al. 2007c). Während die schwachen Säuren des Primers dabei die Schmierschicht auflösten, die oberflächlichen Dentinanteile demineralisierten und Kollagenfasern freilegten, drangen gleichzeitig die

hydrophilen Primermonomere in die Dentintubuli und das Kollagennetzwerk ein (HELLWIG et al. 2007c). Das anschließend aufgebraachte, methacrylathaltige Bonding ist der eigentliche Haftvermittler (HALLER und BLUNCK 2003). Es infiltriert und stabilisiert die vom Primer durchsetzten Areale, wodurch es zur Ausbildung von „tags“ in den Dentinkanälchen und einer 5-6µm dicken Hybridschicht zwischen Dentin und Komposit kommt (VAN MEERBEEK et al. 1992, HELLWIG et al. 2007c).

Der nächste Entwicklungsschritt bestand in der Einführung der Total-Ätz-Technik. Während das Auftragen von Primer und Adhäsiv weitgehend identisch blieb, wurden nun Schmelz und Dentin in einem Arbeitsschritt mit einer 20-40%igen Phosphorsäure geätzt. Dabei wurde die Säure zunächst für 30s nur auf den Schmelz, dann für weitere 15-20s auch auf das Dentin appliziert und abschließend vollständig mit Wasserspray entfernt (HELLWIG et al. 2007c).

Obwohl sich mit diesen 3-Schritt-Verfahren ein sicherer adhäsiver Verbund und somit gute klinische Ergebnisse erzielen lassen, ist die Verarbeitung dieser Adhäsivsysteme zeitaufwändig und stark techniksensitiv, so dass der Wunsch nach Vereinfachung zur Entwicklung weiterer Systeme führte.

Die nächste Weiterentwicklung waren die One-Bottle-Bondings (selbstprimende Adhäsive), welche nach erfolgter Schmelz-Dentin-Ätzung zweimal aufgetragen werden sollten.

Dagegen verzichteten die Self-Etch-Adhäsivsysteme gänzlich auf eine Phosphorsäure-Ätzung (Non-Rinse-Technik). Dass auch auf diesem Wege eine ausreichende Dentinhaftung ermöglicht werden kann, haben die ersten selbstkonditionierenden Dentinprimer bereits bewiesen. Durch den Einsatz von sauren Monomeren mit Phosphat- und Carboxylatgruppen konnte das Prinzip der Selbstkonditionierung schließlich auch auf den Schmelzbereich erweitert werden. Man kann dabei zwischen Systemen mit 2-Schritt-Applikation, d.h. einem selbstkonditionierenden Primer und einem Bonding, sowie Produkten, bei denen das alleinige Auftragen eines selbstkonditionierenden, selbstprimenden Adhäsivs (All-in-One-Adhäsiv) ausreicht, unterscheiden.

1.5 Problemstellung

Das Problem der Polymerisationsschrumpfung und die dafür ursächlichen und beeinflussenden Faktoren sowie möglichen Folgen wurden in der Übersicht umfassend dargestellt.

Die vorliegende Studie überprüft *in vitro* an MOD Klasse II-Kavitäten die Randqualität und Randdichtheit von Füllungen aus dem schrumpfungsreduzierten Material FiltekTM Silorane im Vergleich zu Restaurationen aus konventionellen, methacrylatbasierten Kompositen nach selektiver Schmelzätzung und Verwendung selbstkonditionierender Dentinhaftvermittler. Darüber hinaus soll der Einfluss der Verwendung bzw. Nichtverwendung eines fließfähigen Komposits auf die Randqualität der Füllungen untersucht werden.

2 MATERIAL UND METHODE

Die *In-vitro*-Untersuchungen wurden an 80 extrahierten, karies- und füllungsfreien menschlichen Molaren durchgeführt. Zähne mit Schmelz- und / oder Dentinfrakturen, Mineralisationsstörungen oder abnormen Strukturmerkmalen wurden nicht verwendet. Weitere Ausschlusskriterien waren ein nicht abgeschlossenes Wurzelwachstum, Demineralisationen sowie Beschädigungen im Rahmen der Extraktion. Damit in jeder Gruppe annähernd vergleichbar große Molaren getestet werden, wurden diese zunächst mit Hilfe einer digitalen Schieblehre (DMV-SL05, WORKZONE) in mesio-distaler Richtung vermessen. Anschließend wurden acht Versuchsgruppen mit jeweils zehn Zähnen gebildet (siehe Tabelle 2.1 und Abbildung 2.1). Das Verhältnis von Ober- zu Unterkiefermolaren betrug in jeder Gruppe 8:2.

In alle 80 Zähne wurden gleich große Kavitäten präpariert, welche anschließend mit identischer Mehrschichttechnik gefüllt wurden.

Die zu untersuchenden Komposite waren Tetric EvoCeram® (Gruppe 1+2), Filtek™ Silorane (Gruppe 3+4), Clearfil™ AP-X (Gruppe 5+6) und Filtek™ Supreme XT (Gruppe 7+8). Jedes Komposit wurde einmal mit und einmal ohne Flowable verarbeitet.

Tabelle 2.1 Ursprüngliche Größe der Zähne in mesio-distaler Richtung.

Zahn Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	9,95	9,55	9,30	9,20	9,00	8,65	8,30	7,65	10,90	10,25
2	10,05	9,35	9,25	8,85	8,70	8,50	8,30	7,80	11,20	10,35
3	10,30	9,50	9,40	9,30	8,75	8,35	7,95	7,65	11,25	10,25
4	10,30	9,50	9,35	9,15	8,65	8,55	8,40	8,05	10,90	10,25
5	10,25	9,65	9,20	9,00	8,60	8,35	8,35	7,65	10,95	10,10
6	9,75	9,45	9,15	9,10	8,80	8,40	8,35	8,20	11,00	9,90
7	9,95	9,25	9,05	8,90	8,80	8,50	8,20	7,80	11,05	10,00
8	9,75	9,25	9,10	9,10	8,55	8,30	8,20	8,20	11,20	10,50

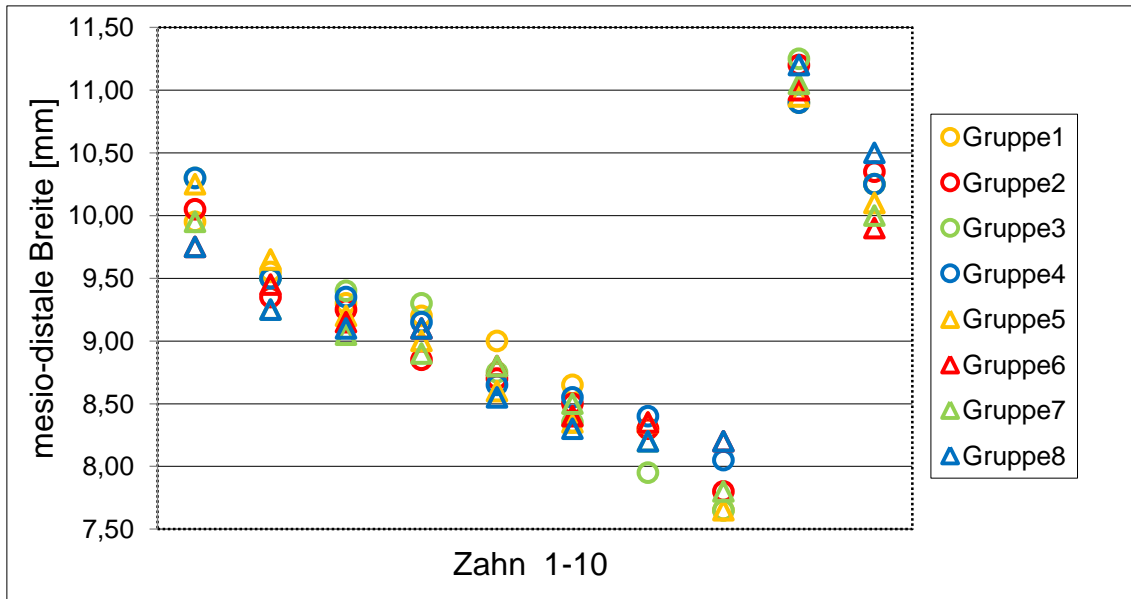


Abb. 2.1 Ursprüngliche Größe der Zähne in mesio-distaler Richtung. Zähne 1-8: Oberkiefer, Zähne 9-10: Unterkiefer.

2.1 Vorbereitung der Zähne

Um ein Austrocknen der Zähne vor Beginn der Untersuchungen zu vermeiden, wurden diese in 1%iger Chloramin-T-Lösung gesammelt und gelagert. Zu Versuchsbeginn wurden zunächst anhaftende Konkremente und verbliebene Gewebereste mit einem Sichel-Scaler (SH 6/7, Hu-Friedy) entfernt und anschließend die Zähne mit einer Zahnbürste unter fließendem Wasser gereinigt. In einem mit Vaseline isolierten Kunststoffring (Höhe und Innendurchmesser jeweils ca. 14mm) wurden die Zähne zur besseren Handhabung senkrecht bis maximal 1,5mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze mit einem Kaltpolymerisat (Paladur®, Heraeus Kulzer) gesockelt. Bis zur Präparation der Kavitäten wurden die Probenzähne erneut in 1%iger Chloramin-T-Lösung aufbewahrt.

2.1.1 Kavitätenpräparation

Die Präparation der MOD Klasse II-Kavitäten erfolgte unter kontinuierlicher Wasserkühlung (~ 50ml/min) mit einem roten Winkelstück (KaVo Dental) bei hoher Drehzahl parallel zur Kronenachse. Zunächst wurden die Kavitäten mit birnenförmigen Diamantschleifern mittlerer Körnung (830L.314.012, Korngröße 100µm, Komet) grob angelegt. Abschließend wurden alle beschliffenen Flächen mit einem Diamanten feiner Körnung (8830L.314.014, Korngröße 45µm, Komet) finiert. Der okklusale Kasten wies in vestibulo-oraler Richtung eine Breite von 3,5mm und eine Tiefe von ebenfalls 3,5mm auf.

Die approximalen Kästen unterscheiden sich in der Lage der zervikalen Stufe. Während der Kasten auf der einen Seite 2mm oberhalb der Schmelz-Zementgrenze endete, reichte dieser auf der anderen Seite exakt bis an diese Grenze heran. Die Breite der zervikalen Stufe in Richtung Pulpa betrug 1,5mm. Zusätzlich wurden die approximalen Kästen zirkulär mit einer 1mm breiten Schmelzrandanschrägung versehen, welche mit einer Bevelshape Feile (BS 40, Korngröße 40µm, Intensiv SA) unter Wasserkühlung (~ 50ml/min) in einem INTRA LUX EVA Prophylactic Kopf (61 LRG, KaVo Dental) und einem blauen Winkelstück (KaVo Dental) präpariert wurde. Die Abmessungen der Kavitäten wurden mit einem Parodontometer (PCP UNC 15, Hu-Friedy) überprüft.

In Abbildung 2.2 ist die Ausdehnung der präparierten Kavitäten wiedergegeben.

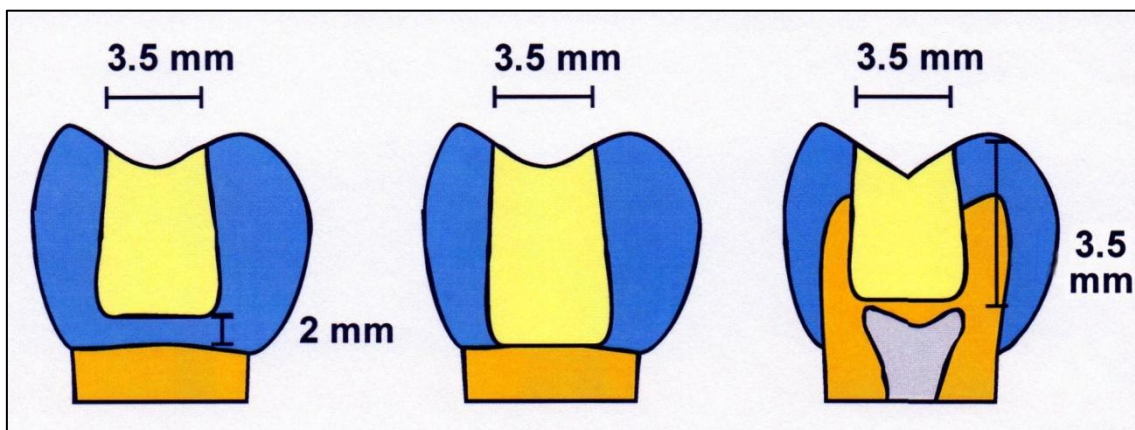


Abb. 2.2 Ausdehnung der präparierten Kavitäten. Links und Mitte: Aufsicht auf die Approximallflächen; Rechts: Schnitt bukkolingual.

2.1.2 Versuchsaufbau

Die gereinigten, gesockelten und präparierten Testzähne wurden dann in ein Nachbarzahnsimulationsgerät eingesetzt und zunächst in vertikaler Richtung ausgerichtet und fixiert. Mit diesem Gerät ist eine ideale Nachbarzahnpositionierung auch bei nicht geradlinigen Kavitäten möglich, weil es um eine zentrale, vertikale Achse, in welcher sich die präparierte Kavität befindet, schwenkbar ist. Weiterhin können die auf kleinen Metallschienen befestigten Nachbarzähne (Molarenkronen) in Längsrichtung bewegt werden, so dass stets eine natürliche proximale Kontaktsituation geschaffen werden kann.

Zur idealen Gestaltung der Kontaktfläche kamen transparente Kunststoffmatrizen (Hawe Adapt® Sectional Matrix Transparent, KerrHawe SA), welche zervikal mit Holzkeilen (KerrHawe Sycamore Interdental Wedges, KerrHawe SA) und lateral mit Provisorienkomposit (Systemp® Onlay, Ivoclar Vivadent) adaptiert wurden, zum Einsatz.

Abbildung 2.3 zeigt einen in das Nachbarzahnsimulationsgerät eingesetzten und für die Füllung vorbereiteten Probenzahn.

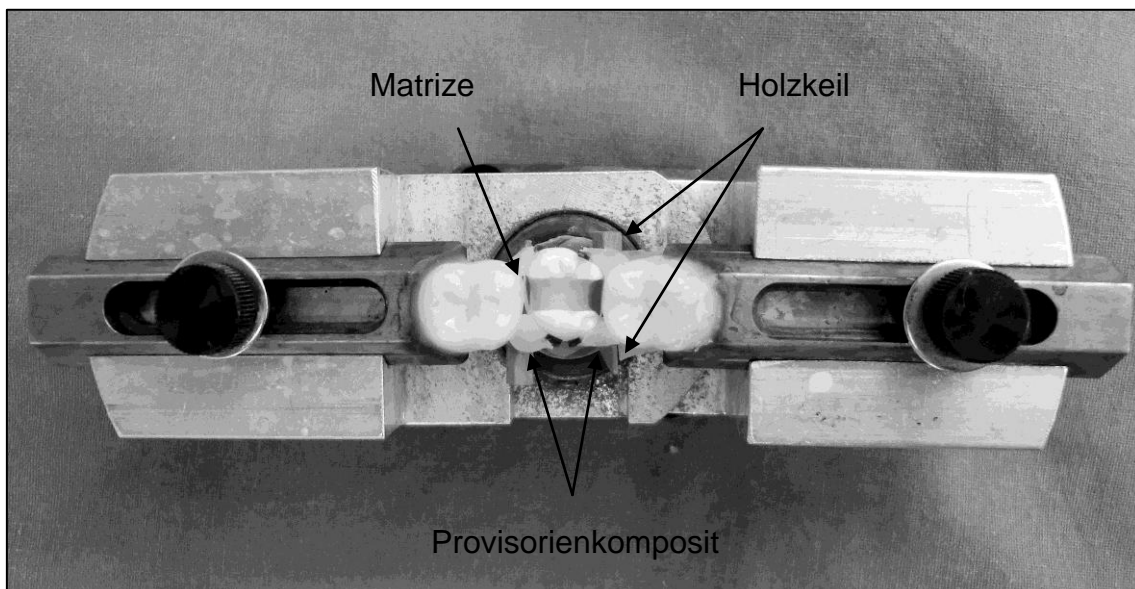


Abb. 2.3 Versuchsaufbau unmittelbar vor der Füllungsapplikation.

2.2 Applikation der Füllungen

Die acht Versuchsgruppen wurden mit vier verschiedenen Restaurationsmaterialien gefüllt, wobei sich jedes Gruppenpaar mit identischem Komposit dadurch unterschied, dass in einer Gruppe zusätzlich ein fließfähiges Komposit zum Einsatz kam, während bei der anderen Gruppe auf die fließfähige Komponente verzichtet wurde. Obwohl es sich bei allen Adhäsiven um selbstkonditionierende Systeme handelt, wurde zunächst immer eine selektive Schmelzätzung durchgeführt. Die Aushärtung der jeweiligen Schichten und Materialien erfolgte stets mit dem gleichen Polymerisationsgerät (s.u.).

2.2.1 Konditionierung von Schmelz und Dentin

Alle Schmelzanteile wurden für 30 Sekunden mit 35%igem Phosphorsäure-Gel (Ultra-Etch®, Ultradent Products Inc.) geätzt. Hierbei wurde genauestens darauf geachtet, dass das Ätzelgel nicht gleichzeitig auch benachbarte Dentinanteile abdeckt. Anschließend wurde die Kavität gründlich mit Wasserspray gereinigt und sorgfältig mit Luftstrom und einer chirurgischen Einweg-Absaugkanüle (roeko Surgitip, Coltène/Whaledent) getrocknet.

Bei allen Dentinhaftvermittlern handelt es sich um Zweikomponenten-Adhäsivsysteme, welche entsprechend den Angaben des Herstellers verarbeitet wurden (siehe Tabelle 2.2). Zum Einbringen der Komponenten wurden Einweg-Applikatoren (3M ESPE) verwendet. Die Lichthärtung erfolgte von okklusal, für die mesiale und die distale Kavitätenhälfte getrennt, jeweils mit einem LED-Lichtpolymerisationsgerät (Elipar™ Freelight 2, 3M ESPE) mit einer Leistung von 1200 mW/cm² (Belichtungszeiten: s.u.).

Die nachfolgende Tabelle 2.3 zeigt eine kurze Übersicht über die Zusammensetzung der Dentinhaftvermittler.

Tabelle 2.2 Verarbeitung der selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittler*.

System	1. Komponente	2. Komponente
Gruppe 1+2: AdheSE®	AdheSE Primer (5g) [Ch.-Nr.: K 39886]	AdheSE Bond (5g) [Ch.-Nr.: K 38371]
	<ol style="list-style-type: none"> 1. Applikation (am Schmelz beginnend) bis alle Kavitätenflächen gut benetzt sind 2. 15s auf der gesamten Fläche einmassieren 3. gesamte Einwirkzeit >30s 4. Überschuss mit starkem Luftstrom verblasen 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Applikation (am Dentin beginnend) 2. mit sanftem Luftstrom verteilen, Pfützenbildung vermeiden 3. Lichthärtung für 10s
Gruppe 3+4: Silorane System Adhesive	Self-Etch Primer (5ml) [Ch.-Nr.: 7 AJ]	Bond (5ml) [Ch.-Nr.: 7 AJ]
	<ol style="list-style-type: none"> 1. Flasche kurz schütteln 2. Applikation auf alle Kavitätenabschnitte 3. 15s flächendeckend einmassieren 4. mit sanftem Luftstrom verblasen 5. Lichthärtung für 10s 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Flasche kurz schütteln 2. Applikation auf alle Kavitätenabschnitte 3. mit sanftem Luftstrom verblasen 4. Lichthärtung für 10s
Gruppe 5+6: Clearfil™ SE Bond	Primer (6ml) [Ch.-Nr.: 00764A]	Bond (5ml) [Ch.-Nr.: 01106A]
	<ol style="list-style-type: none"> 1. Applikation auf alle Kavitätenabschnitte 2. 20s einwirken lassen 3. Lösungsmittel mit leichtem Luftstrom verdampfen 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Applikation auf alle Kavitätenabschnitte 2. mit leichtem Luftstrom verteilen, bis ein gleichmäßiger Film entsteht 3. Lichthärtung für 10s
Gruppe 7+8: Adper™ Scotchbond™ SE	Liquid A (5g) [Ch.-Nr.: 7 AB]	Liquid B (5g) [Ch.-Nr.: 7 AB]
	<ol style="list-style-type: none"> 1. Kavitätenoberfläche leicht trocknen 2. Applikation auf alle Kavitätenabschnitte bis eine ununterbrochene rotgefärbte Schicht entsteht 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Applikation in die gesamte Klebefläche 2. unter Druck einmassieren (rote Farbe verschwindet) 3. weitere 20s einmassieren 4. Lufttrocknung für 10s 5. Applikation einer 2. Schicht 6. mit leichtem Luftstrom verblasen 7. Lichthärtung für 10s

* nach Angaben der Hersteller

Tabelle 2.3 Zusammensetzung der selbstätzenden Dentinhaftvermittler*.

System	1. Komponente	2. Komponente
Gruppe 1+2: AdheSE®	AdheSE Primer (5g) [Ch.-Nr.: K 39886]	AdheSE Bond (5g) [Ch.-Nr.: K 38371]
	Dimethacrylat, Phosphonsäureacrylat, Initiatoren und Stabilisatoren in wässriger Lösung	Dimethacrylate, HEMA, hochdisperses SiO ₂ , Initiatoren und Stabilisatoren
Gruppe 3+4: Silorane System Adhesive	Self-Etch Primer (5ml) [Ch.-Nr.: 7 AJ]	Bond (5ml) [Ch.-Nr.: 7 AJ]
	HEMA, Bis-GMA, Wasser, Ethanol, Phosphorsäuremethacryloxyhexylester, silanisierte Kieselsäure, 1,6-Hexandioldimethacrylat, Copolymer aus Itacon- und Acrylsäure, 2-Dimethylaminoethylmethacrylat, D,L-Campherchinon, Diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)-phosphinoxid	(1-Methylethyliden)bis(4,1-phenylenoxy-3,1-propan-diyl)bis-methacrylat, TEGDMA, silanisierte Kieselsäure, Phosphorsäuremethacryloxyhexylester, 1,6-Hexandioldimethacrylat, D,L-Campherchinon
Gruppe 5+6: Clearfil™ SE Bond	Primer (6ml) [Ch.-Nr.: 00764A]	Bond (5ml) [Ch.-Nr.: 01106A]
	MDP, HEMA, hydrophiles Dimethacrylat, dl-Camphorachinon, N,N-Diethanol-p-Toluidin, Wasser	MDP, Bis-GMA, HEMA, hydrophiles Dimethacrylat, dl-Camphorachinon, N,N-Diethanol-p-Toluidin, kolloides Siliziumoxyd
Gruppe 7+8: Adper™ Scotchbond™ SE	Liquid A (5g) [Ch.-Nr.: 7 AB]	Liquid B (5g) [Ch.-Nr.: 7 AB]
	Wasser, HEMA	TEGDMA, oberflächenbehandeltes Zirkonoxid, Mono-HEMA Phosphat, Di-HEMA Phosphat, Tri-HEMA Phosphat, Propylidintrimethylmethacrylat, Phosphorsäuremethacryloxyhexylester, Pyrophosphatmethacrylat, Diurethanmethacrylat, 1,6-Hexandioldimethacrylat, D,L-Campherchinon, 4-Dimethylaminoethylbenzoat

* nach Angaben der Hersteller

2.2.2 Füllen der Kavitäten

Bei Zimmertemperatur wurden die Kavitäten in Mehrschichttechnik mit den zu untersuchenden Kompositen gefüllt. Jedes Gruppenpaar wurde mit einem anderen Komposit gefüllt. In jeweils einer Gruppe wurde die erste Schicht des modellierbaren Kunststoffes direkt nach der Polymerisation der Dentinhaftvermittler appliziert. Bei der zweiten Gruppe wurde zunächst eine dünne Schicht fließfähigen Komposits auf Kavitätenboden und approximal im Bereich der Ansträgung aufgetragen, mit einer Sonde (EXS3A, Hu-Friedy) verteilt und für je 20s mesial und distal gehärtet. Die angewandte Schichttechnik umfasst acht Schritte, wobei jede Portion Komposit separat für 20s von okklusal polymerisiert wurde. Nachdem mit einer ersten Lage der dentinseitige, proximale Kasten aufgefüllt wurde, erfolgte die Adaptation einer zweiten bis 2mm unterhalb des okklusalen Kavitätenrandes reichenden, durchgehenden Schicht. Mit den Schritten 3 und 4 sowie 5 und 6 wurden die Randleisten diagonal ausgeformt, wobei Schicht 3 bzw. 5 stets zum Scherhöcker gerichtet war. Analog dazu erfolgte abschließend die Gestaltung der Kauflächen. In Abbildung 2.4 sind die verschiedenen Schichten schematisch dargestellt. Zur Modellation wurden ein kombinierter Spatel/Stopfer (OP 3 CT, Deppeler) sowie zwei Planstopfer (PLGEF0 und PLGEF2, Hu-Friedy) verwendet.

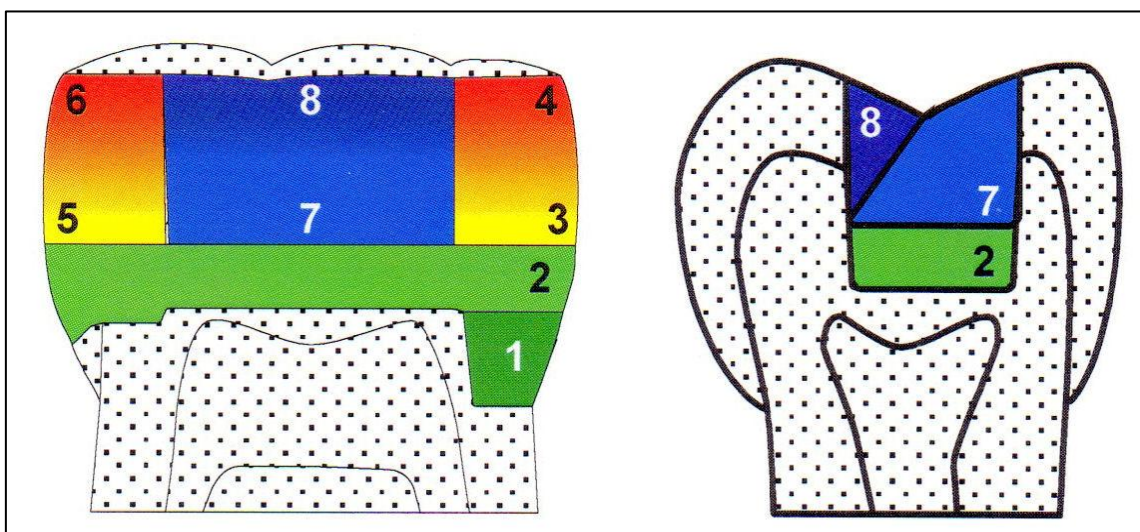


Abb. 2.4 Füllungsapplikation in Mehrschichttechnik. Links: Schnitt mesio-distal; Rechts: Schnitt bucco-lingual.

In Tabelle 2.4 sind die chemischen Zusammensetzungen der verschiedenen Komposite nach Angaben der Hersteller in Gewichts-% aufgelistet.

Tabelle 2.4 Zusammensetzung der Komposite*.

System	Komposit		Flowable	
Gruppe 1+2:	Tetric EvoCeram® A3 (3g) [Ch.-Nr.: K 43770]		Tetric EvoFlow® A3 (2g) [Ch.-Nr.: L 00367]	
	16,8%	Bis-GMA, UDMA, ethoxiliertes Bis-EMA	37,6%	Bis-GMA, UDMA, Decandioldimethacrylat
	48,5%	Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid	41,1%	Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid, hoch- disperses SiO ₂
	34,0%	Präpolymer	20,4%	Präpolymer
	0,7%	Additive, Katalysatoren und Stabilisatoren	0,9%	Additive, Katalysatoren und Stabilisatoren
	<0,1%	Pigmente	<0,1%	Pigmente
Gruppe 3+4:	Filtek™ Silorane A3 (4g) [Ch.-Nr.: 7AY]		kein spezielles Flowable basierend auf der Siloranchemie vorhanden, deshalb wurde in Gruppe 3 das Filtek™ Supreme XT Flowable verwendet	
	60-70%	Quarz, silanisiert		
	5-15%	Yttriumfluorid		
	5-15%	Siloran		
	5-15%	3,4-Epoxy-cyclohexyl-cyclo- polymethylsiloxan		
	<5%	Mischung aus Nebenprodukten		
	<5%	Mischung aus Epoxy-Mono- Silanolen		
<5%	Mischung aus epoxyfunk- tionellen Di- und Oligo- Siloxanen			
<5%	Mischung aus Alpha-substi- tuierten Nebenprodukten			
Gruppe 5+6:	Clearfil™ AP-X A3 (2ml) [Ch.-Nr.: 1204AA]		Clearfil MAJESTY™ Flow A3 (3,2g) [Ch.-Nr.: 204AB]	
	Bis-GMA, TEGDMA silanisiertes Bariumglas-Füll- mittel, silanisierter Kieselerde- füller, silanierte und kolloidale Kieselerde, di-Camphorchinon, Initiatoren, Beschleuniger, Pigmente		TEGDMA, hydrophobes aromatisches Dimethacrylat, silanisiertes Bariumglas-Füllmittel, silanierte und kolloidale Kieselerde, di-Camphorchinon, Beschleuniger, Pigmente	

	Filtek™ Supreme XT A3 (4g) [Ch.-Nr.: 20071101]		Filtek™ Supreme XT Flowable A3 (4g) [Ch.-Nr.: 20071222]	
Gruppe 7+8:	65-75%	silanierte Keramik	52-60%	silanierte Keramik
	5-15%	Di-UDMA	10-15%	Bis-GMA
	5-15%	Bisphenol A-bis- (poly(oxyethylene)- methacrylate)	10-15%	TEGDMA
	5-10%	silanierte Kiesel- säure	3-11%	silanierte Kiesel- säure
	1-10%	Bis-GMA	3-11%	silaniertes Zirkon- oxid-Glaspulver
	< 5%	TEGDMA	1-5%	Bisphenol A- bis- (poly(oxyethylene)- methacrylate)
	< 2%	Wasser	1-5%	funktionalisiertes Di- methacrylat-Polymer

* nach Angaben der Hersteller

2.2.3 Ausarbeitung und Politur der Füllungen

Die Ausarbeitung der Füllungen erfolgte binnen 24 Stunden nach Applikation unter kontinuierlicher Wasserkühlung und direkter Sichtkontrolle der Füllungsänder. Dabei wurden zunächst grobe Füllungsüberschüsse mit der Bevelshape Feile entfernt. Danach wurden die Füllungen mit braunen (9608.204.030, Komet) und grünen (9618.204.030, Komet) Silikonpolierern in einem grünen Winkelstück (KaVo Dental) vorpoliert. Die abschließende Politur erfolgte durch siliciumcarbid-haltige Bürstchen (Occlubrush®, KerrHawe SA).

2.3 Lagerung und Thermocycling

Zur Simulation klinischer Verhältnisse wurden die gefüllten Zähne einer künstlichen Alterung durch thermische Wechselbelastungen unterzogen.

Hierzu wurden sie zunächst für 14 Tage in physiologischer Kochsalzlösung (Fresenius) in einem Wärmeschrank (Mettler) bei 37°C gelagert. Nach Ablauf der 14 Tage wurde in einer individuellen Apparatur ein Thermocycling mit 2500 Zyklen durchgeführt. Hierbei wurden die in einem wasserdurchlässigen Gefäß gelagerten Proben abwechselnd in ein 5°C kaltes (UKT 600, LAUDA) und ein 55°C warmes Wasserbad (MT/M6, LAUDA) getaucht. Die Wasserbäder waren mit entmineralisiertem Wasser gefüllt und die jeweilige Tauchzeit betrug 30 Sekunden. Im Anschluss an das Thermocycling wurden die Proben erneut für 14 Tage in physiologischer Kochsalzlösung bei 37°C im Mettler-Schrank gelagert.

2.4 Bestimmung der Randqualität und der Randdichtheit

Nach dem Thermocycling wurden die Füllungsänder hinsichtlich Qualität und Dichtheit mit einem Rasterelektronenmikroskop und einem Farbstoffpenetrationstest untersucht.

2.4.1 Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM)

Da die gefüllten Probenzähne nicht direkt zur Analyse im REM verwendet werden können, mussten dimensionsgetreue Nachbildungen der Kavitätenänder angefertigt werden. Hierfür wurden die Testzähne zunächst mit einer Zahnbürste unter fließendem Wasser vorsichtig gereinigt, mit destilliertem Wasser abgespült und getrocknet. Anschließend wurden die okklusalen und die beiden approximalen Füllungsflächen mit einem dünnfließenden, additionsvernetzenden Silikon (Honigum®-Light, DMG) blasenfrei abgeformt und die Abdrücke bis zum Ausgießen in einer geschlossenen Box staubfrei gelagert.

2.4.1.1 Herstellung der Epoxidharz-Replika

Die mit Ethanol gereinigten und staubfreien Abdrücke wurden mit einem Epoxidharz (ARALDITE CW 2215, Ciba Specialty Chemicals) ausgegossen. Das Kunstharz wurde dazu auf einer Präzisionswaage (Mettler P1200, Mettler-Toledo) im Verhältnis Harz : Härter von 5 : 1 angemischt und blasenfrei in die Abformungen gegeben. Die vollständige Aushärtung dauerte 24 Stunden und erfolgte bei 37°C im Wärmeschrank. Um eine möglichst große, plane Klebefläche zu erzielen, wurden die Replika mit einem Schleifpapier (WS flex 18C, Hermes) geglättet. Im Anschluss daran wurden die Replika mit einem Graphitkleber (N 650 PLANOCARBON, PLANO) auf REM-Träger (12,5mm Aluminium Pin Stubs High Purity, Agar Scientific Ltd.) aufgeklebt und nochmals sorgfältig entfettet. Die abschließende Goldbeschichtung unter Vakuum (K550, Emitech) beendete die Replikaherstellung.

2.4.1.2 Erfassung der Randqualität im REM

Die Beurteilung der Randqualität zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit wurde mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops (DSM 940, Zeiss) durchgeführt. Die Untersuchung des gesamten Füllungsrandes erfolgte bei einem Arbeitsabstand von 15mm, einer Beschleunigungsspannung von 5kV und 100-1000facher Vergrößerung. Die bei 100-facher Vergrößerung vom REM generierten Bilder wurden mit Hilfe des Programms RaEM 4.0 (Müller, ZMK Würzburg) auf einem PC digitalisiert, gespeichert und gleichzeitig vermessen, so dass eine Zuordnung der unterschiedlichen Kriterien zu den jeweiligen Randabschnitten erfolgen konnte.

Zur Beurteilung des Füllungsrandes wurden folgende neun Kriterien verwendet:

- A kontinuierlicher Rand (Abbildung 2.5)
- B kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen (Abbildung 2.6)
- C kontinuierlicher Rand mit Schmelzrandfraktur (Abbildung 2.7)
- D kontinuierlicher Rand mit Kompositrandfraktur (Abbildung 2.8)
- E kontinuierlicher Rand mit Spalt zwischen Flowable und Komposit (Abbildung 2.9)
- F Randspalt (Abbildung 2.10)
- G Nicht Auswertbar (Abbildung 2.11)
- H Unterschuss (Abbildung 2.12)
- I Überschuss (Abbildung 2.13)

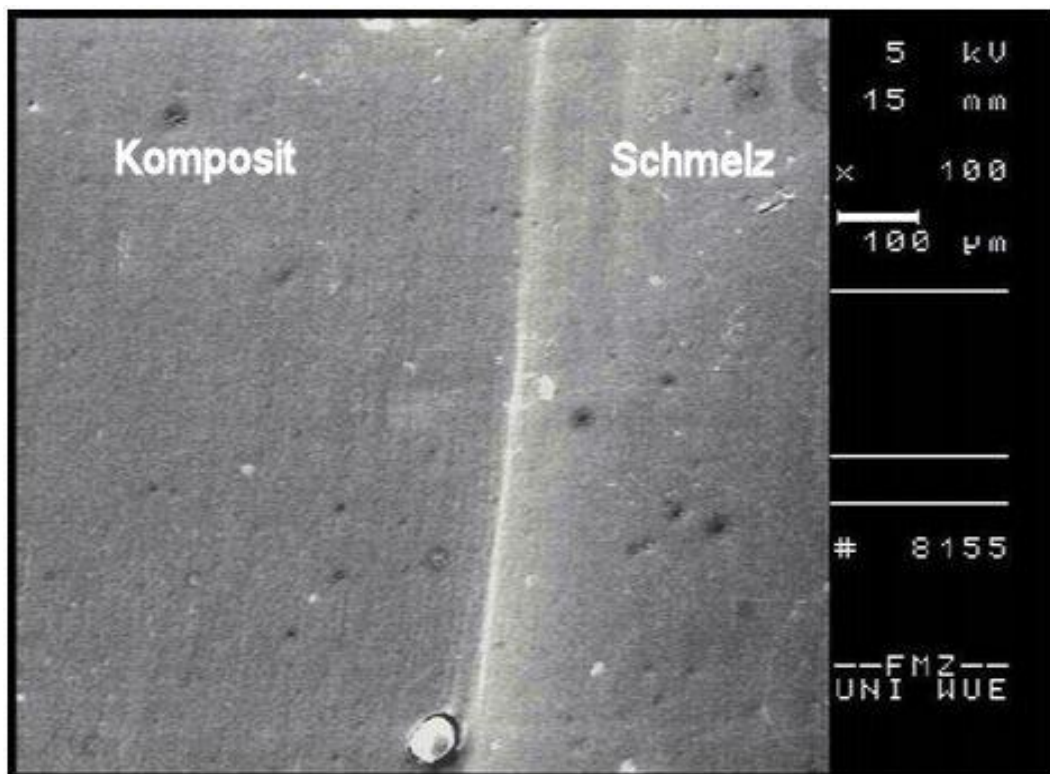


Abb. 2.5 kontinuierlicher Rand.

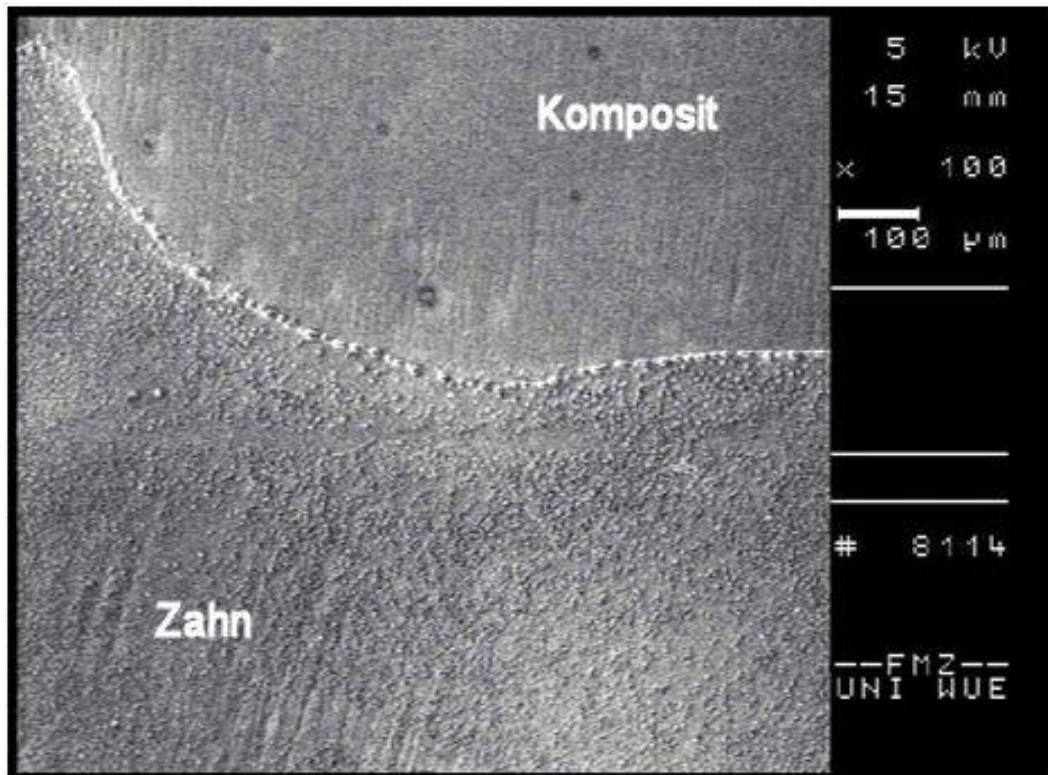


Abb. 2.6 kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen.

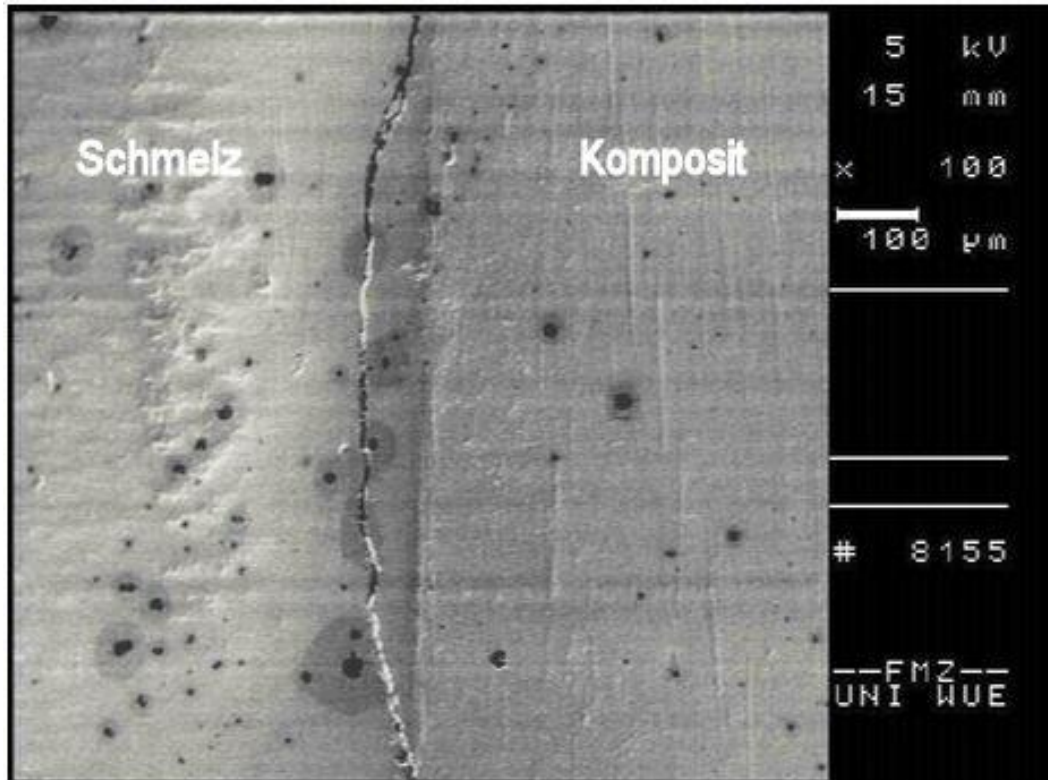


Abb. 2.7 kontinuierlicher Rand mit Schmelzrandfraktur.

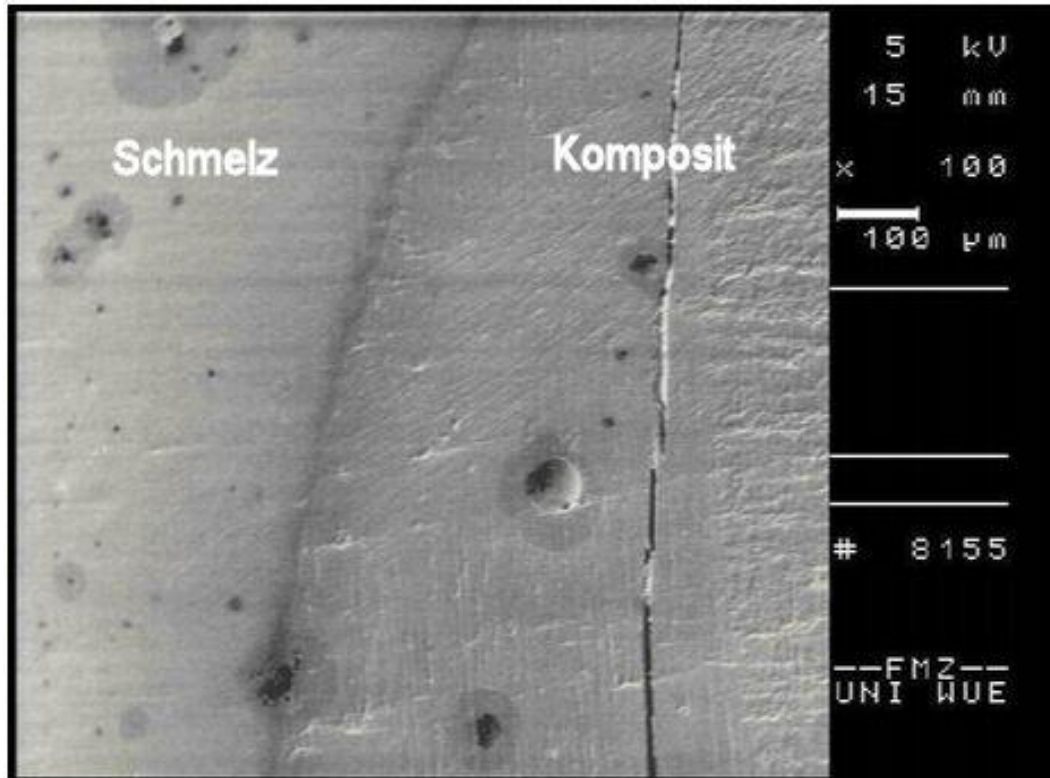


Abb. 2.8 kontinuierlicher Rand mit Kompositrandfraktur.

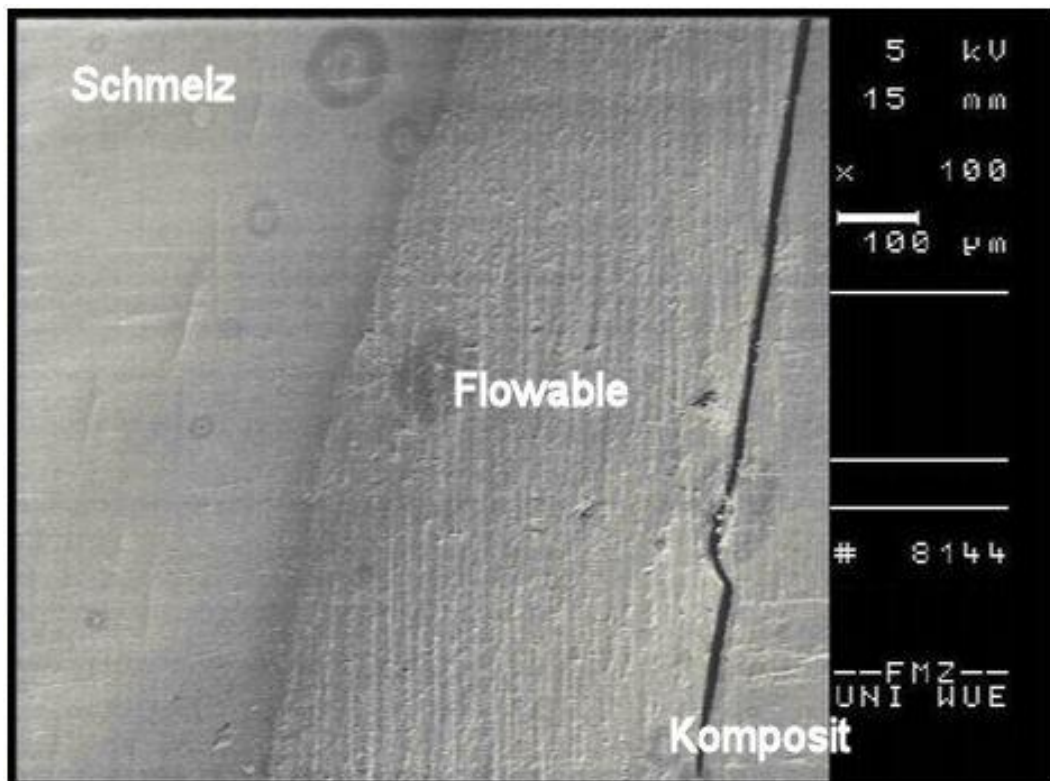


Abb. 2.9 kontinuierlicher Rand mit Spalt zwischen Flowable und Komposit.

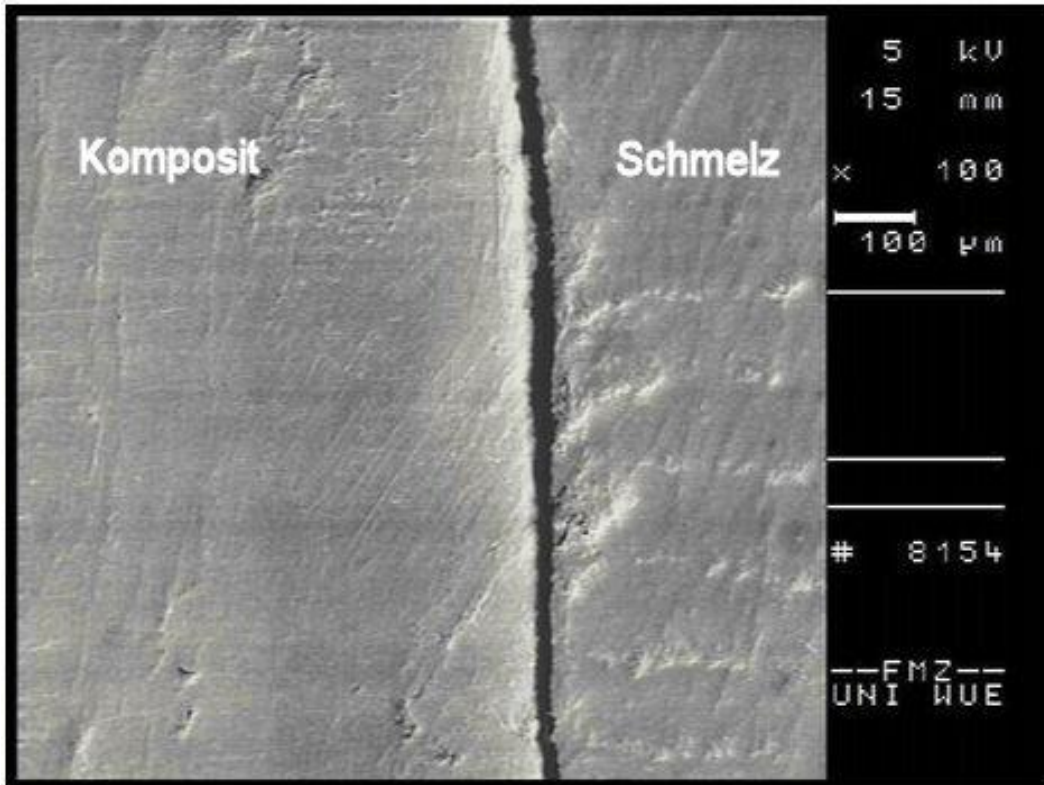


Abb. 2.10 Randspalt.

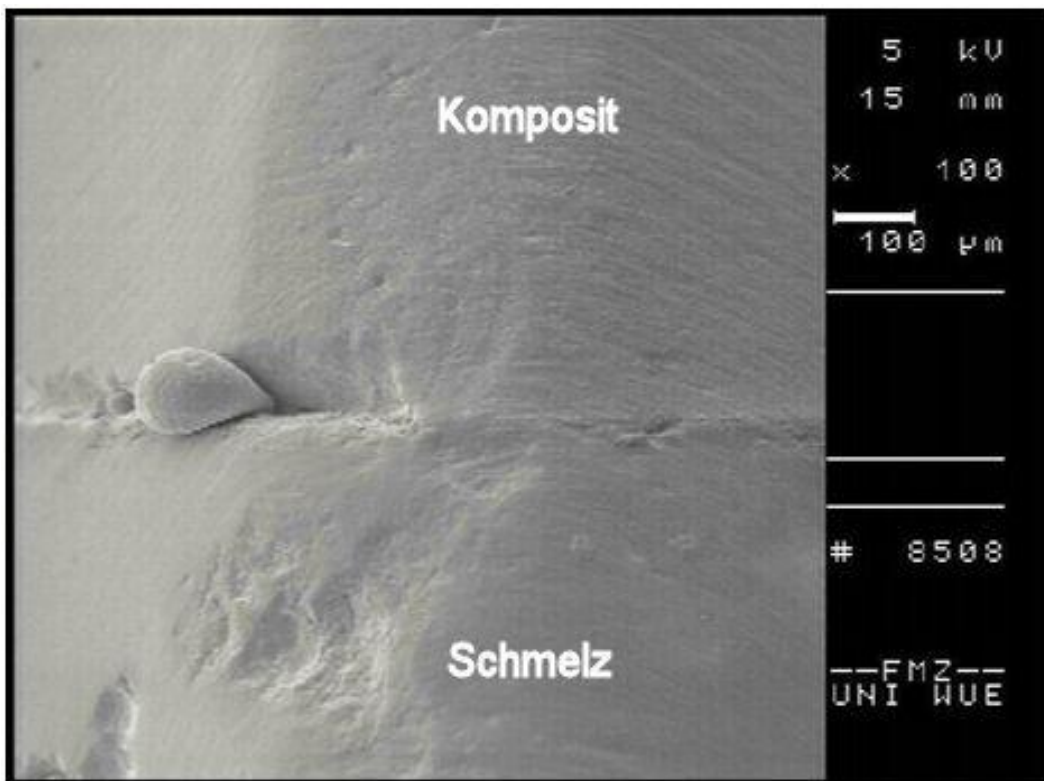


Abb. 2.11 Nicht Auswertbar (Bläschen).

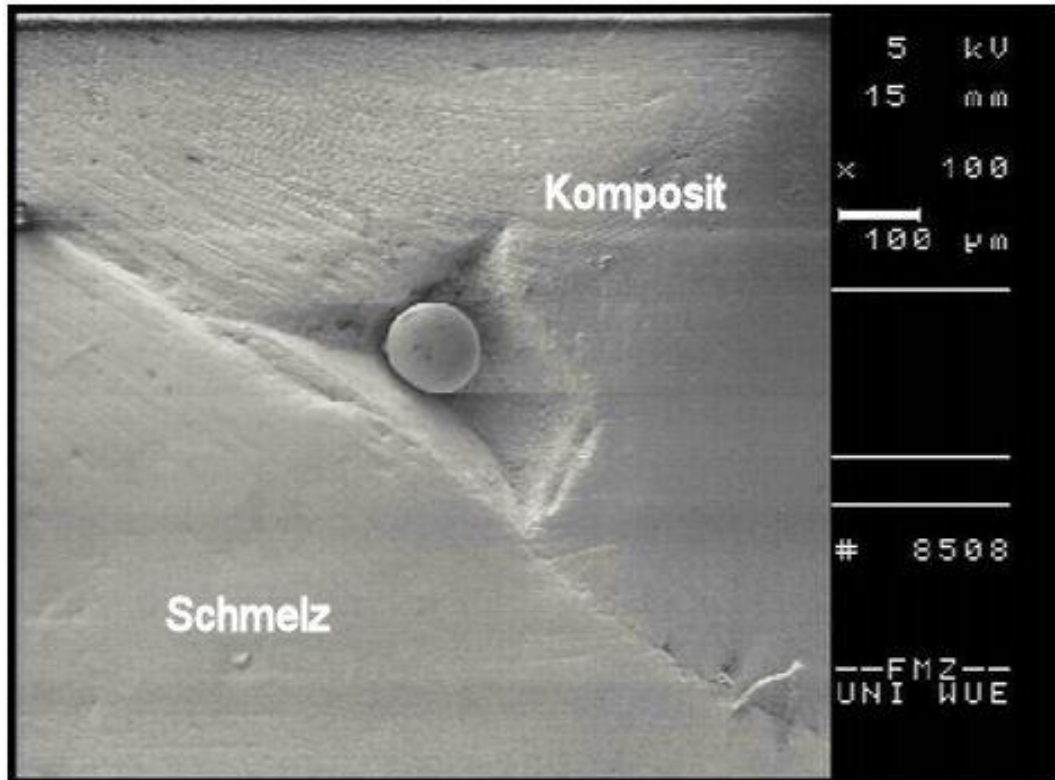


Abb. 2.12 Unterschuss (zentral).

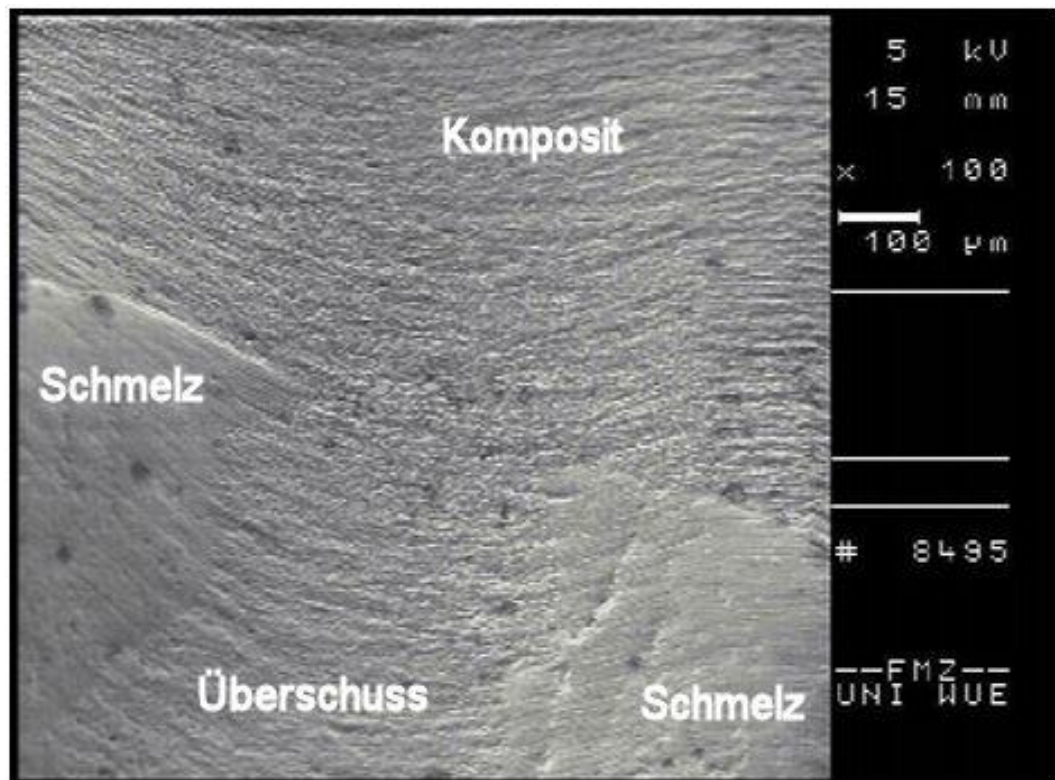


Abb. 2.13 Überschuss (hier dünn auslaufend in eine Fissur).

Im Rahmen der Auswertung wurden die Bilder jeweils einem der 6 folgenden Abschnitte zugeordnet:

- > Axial Schmelzseite
- > Zervikal Schmelzseite
- > Okklusal Stützhöcker
- > Axial Dentinseite
- > Zervikal Dentinseite
- > Okklusal Scherhöcker

Abschließend wurden die prozentualen Anteile der einzelnen Qualitätskriterien an der Gesamtlänge des auswertbaren Füllungsrandes eines jeden Abschnittes berechnet und analysiert.

2.4.2 Farbstoffpenetrationstest

Unmittelbar nach Anfertigung der Abdrücke erfolgte der Farbstoffpenetrationstest zur Beurteilung der Randdichtheit. Hierzu wurde zunächst die natürliche Zahnoberfläche mit einem Nagellack abgedeckt, welcher bis ca. 1mm an den Füllungsrand heranreichte. Nach Trocknen des Lackes wurden die Zähne für zwei Stunden bei 37°C und völliger Dunkelheit (Alu-Folie) in 50 Gew.-%ige AgNO₃-Lösung (Carl Roth) gelagert und anschließend sorgfältig mit destilliertem Wasser abgespült. Danach wurden die Zähne in einer Lösung aus Röntgenfilmentwickler (Periomat Intra, DÜRR DENTAL AG) und entmineralisiertem Wasser im Verhältnis 1:1 ca. sechs Stunden lang auf einem Diabetrachter belichtet. Abschließend wurden sie erneut mit destilliertem Wasser abgespült und dann bei 100% Luftfeuchtigkeit gelagert um ein Austrocknen zu verhindern.

Im nächsten Schritt wurden die Versuchszähne in eine Trennschleifmaschine (WOCO 50/Med., Conrad) eingespannt. Diese separierte die Zähne durch zwei parallel zur Kronenachse ausgerichtete Sägeschnitte in mesio-distaler und vestibulo-oraler Richtung unter kontinuierlicher Wasserkühlung in vier Segmente. Mit Hilfe einer diamantierten Trennscheibe (924XC, Komet) wurde ein dritter horizontaler Sägeschnitt vorgenommen, welcher in einem Abstand von mindestens 1mm zum zervikalen Füllungsrand die Wurzeln abtrennte. Im Rahmen dieser Schnitfführung entstanden so aus jedem Versuchszahn

insgesamt vier Teile mit je einem zervikalen und einem okklusalen Messpunkt (siehe Abbildung 2.14). Um die Eindringtiefe des Farbstoffs zwischen Zahn und Restaurationsmaterial bestimmen zu können, wurden die Schnittbilder mit Hilfe eines digitalen Stereomikroskops (EZ4 D, Leica Microsystems) und dem zugehörigen Programm (Leica Application Suite LAS EZ, Leica Microsystems) auf einen Computer übertragen. Die Vermessung der Farbstoffpenetration erfolgte dann in Millimetern (mm) mit dem PC-Messprogramm Sigma Scan (Jandel Scientific).

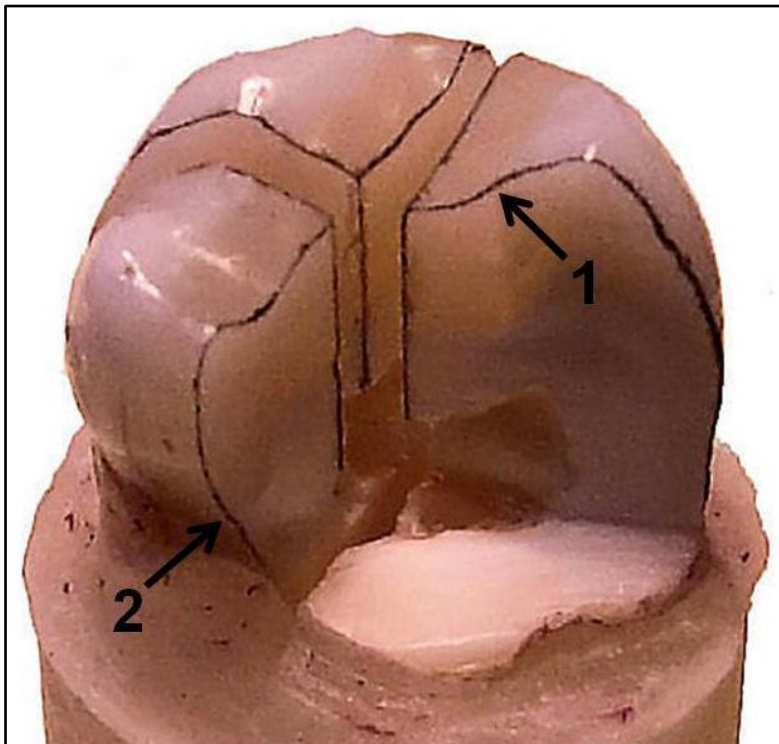


Abb. 2.14 Schnittführung beim Farbstoffpenetrationstest:
1 = okklusaler Messpunkt, 2 = zervikaler Messpunkt.

2.5 Statistische Auswertung

Die Analyse der Daten erfolgte mit Hilfe des Statistik-Softwareprogrammes SPSS 17.0.

Zur Beurteilung der Randqualität wurden die unter dem Rasterelektronenmikroskop erhobenen Daten mittels der nicht-parametrischen Rangvarianzanalyse (Kruskal-Wallis-Test) und dem Multiplen Mittelwertvergleich nach Nemenyi bei einem Signifikanzniveau von $P < 0,05$ für die Abschnitte Okklusal, Axial, Zervikal Schmelz und Zervikal Dentin analysiert.

Für den Farbstoffpenetrationstest wurden die Ergebnisse ebenfalls mittels des nicht-parametrischen Kruskal-Wallis-Testes und dem Multiplen Mittelwertvergleich nach Nemenyi bei einem Signifikanzniveau von $P < 0,05$ für die Abschnitte Okklusal, Zervikal Schmelz und Zervikal Dentin ausgewertet.

3 ERGEBNISSE

Die unter dem Rasterelektronenmikroskop und bei der Farbstoffpenetration gewonnenen Ergebnisse weisen keine Normalverteilung auf und werden in Form von Boxplot-Diagrammen dargestellt.

Die ermittelten Daten zeigen, dass im Kauflächenbereich sowohl bei der Randqualität als auch bei der Randdichtheit kein signifikanter Unterschied ($P < 0,05$) zwischen der Scher- und der Stützhöckerseite besteht, so dass entsprechende Daten zum neuen Abschnitt „Okklusal“ zusammengefasst werden können.

3.1 Analyse der Randqualität mittels Rasterelektronenmikroskop

Der Abschnitt „Axial“ beinhaltet alle Messwerte aus den Randbereichen „Axial Schmelzseite“ und „Axial Dentinseite“, da im Rahmen der Auswertung kein signifikanter Unterschied ($P < 0,05$) zwischen beiden Abschnitten ermittelt werden konnte.

Zur Auswertung wurden die Qualitäten „Kontinuierlicher Rand mit Schmelzrandfraktur“, „Kontinuierlicher Rand mit Kompositrandfraktur“, „Kontinuierlicher Rand mit Spalt zwischen Flowable und Komposit“ und „Randspalt“ zur allgemeinen Qualität „Randspalt“ vereint.

In den folgenden Boxplot-Diagrammen zur Randqualität sind die prozentualen Streckenanteile auf der Ordinate und die verschiedenen Versuchsgruppen auf der Abszisse aufgeführt.

3.1.1 Abschnitt Okklusal

An den okklusalen Rändern konnten signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen lediglich für die Kriterien „Randspalt“ und „Überschuss“, nicht jedoch für die Parameter „Kontinuierlicher Rand“, „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ (Kont. WB) und „Unterschuss“ beobachtet werden (Tabelle 3.1).

Tabelle 3.1 Randqualität okklusal: Ergebnis des Kruskal-Wallis-Testes.

Okklusal	Kontinuierlich	Randspalt	Kont. WB	Überschuss	Unterschuss
Asymptotische Signifikanz	0,664	0,00027	1,000	0,041	0,062

3.1.1.1 Randqualität „Kontinuierlicher Rand“

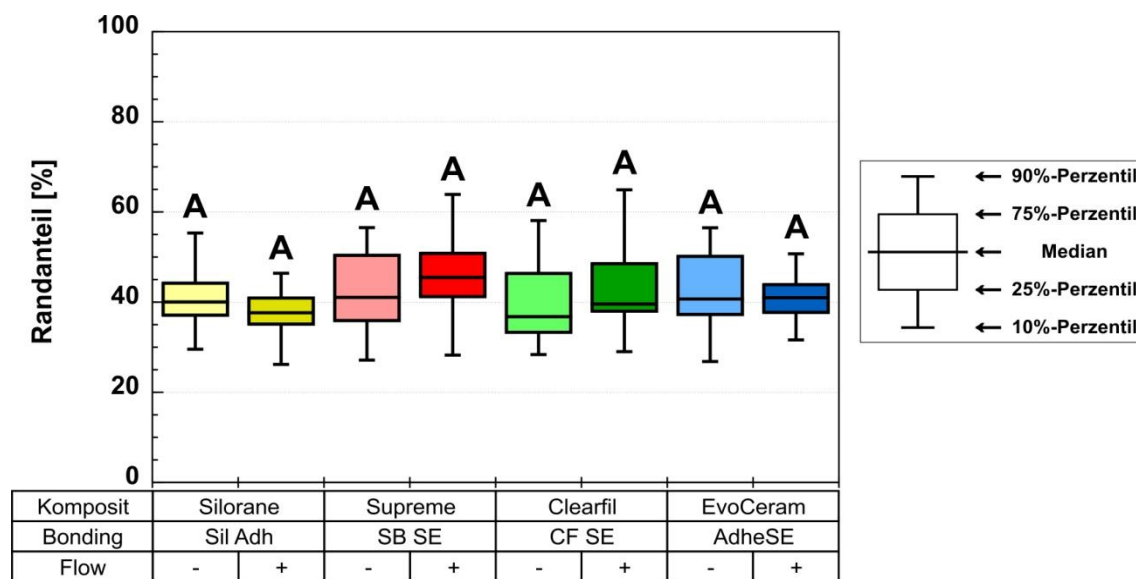


Abb. 3.1 Randqualität okklusal: Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand“. Abkürzungen: Sil Adh = Silorane System Adhesive, SB SE = Adper™ Scotchbond™ SE, CF SE = Clearfil™ SE Bond; Flow: „-“ ohne Flow, „+“ mit Flow; gleiche Buchstaben kennzeichnen Gruppen, die nicht signifikant verschieden sind (Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi: $P \geq 0,05$).

Abbildung 3.1 zeigt den prozentualen Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand“ an der Gesamtlänge der okklusalen Ränder. Die Mediane lagen zwischen 45,5% (Filtek™ Supreme XT mit Flow) und 36,8% (Clearfil™ AP-X ohne Flow). Die größte Streuung (Interquartilsabstand: 12,6%) wurde bei der Gruppe Clearfil™ AP-X ohne Flow, die geringste Streuung (5,1%) bei der Gruppe Filtek™ Silorane mit Flow beobachtet. Die Gruppenunterschiede sind nicht signifikant (Ergebnis des Kruskal-Wallis-Testes siehe Tabelle 3.1).

3.1.1.2 Randqualität „Randspalt“

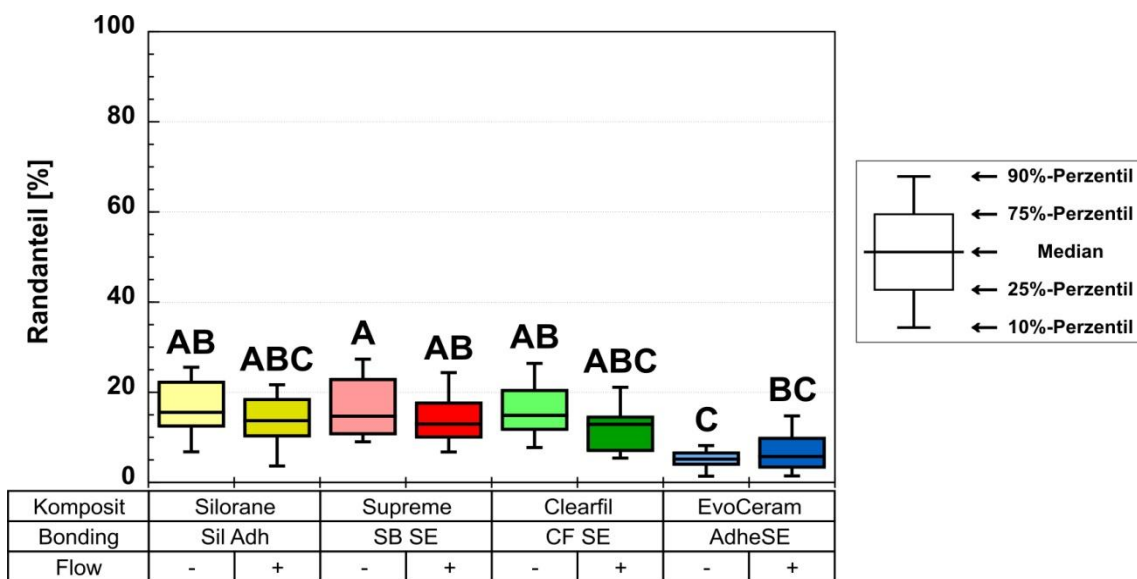


Abb. 3.2 Randqualität okkusal: Anteil der Randqualität „Randspalt“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.2 stellt den prozentualen Anteil der Randqualität „Randspalt“ an der Gesamtlänge der okklusalen Ränder dar. Die Mediane der Gruppen Filtek™ Silorane ohne und mit Flow, Filtek™ Supreme XT ohne und mit Flow sowie Clearfil™ AP-X ohne und mit Flow lagen auf vergleichbarem Niveau zwischen 12,9% und 15,5%. Dagegen zeigte Tetric EvoCeram® ohne (5,2%) und mit Flow (5,8%) deutlich geringere Werte. Statistisch signifikant sind die Unterschiede zwischen Tetric EvoCeram® mit Flow und Filtek™ Supreme XT ohne Flow, sowie zwischen Tetric EvoCeram® ohne Flow und Filtek™ Silorane ohne Flow, Filtek™ Supreme XT ohne und mit Flow sowie Clearfil™ AP-X ohne Flow (Tabelle 3.2).

Tabelle 3.2 Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi ($P \geq 0,05$): Randqualität okklusal: Anteil der Randqualität „Randspalt“.
Abkürzungen: Sil - = Filtek™ Silorane ohne Flow, Sil + = Filtek™ Silorane mit Flow, Sup - = Filtek™ Supreme XT ohne Flow, Sup + = Filtek™ Supreme XT mit Flow, CF - = Clearfil™ AP-X ohne Flow, CF + = Clearfil™ AP-X mit Flow, Evo - = Tetric EvoCeram® ohne Flow, Evo + = Tetric EvoCeram® mit Flow.

	Sil -	Sil +	Sup -	Sup +	CF -	CF +	Evo -	Evo +
Sil -		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.
Sil +	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup -	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	p<0,05
Sup +	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.
CF -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	p<0,05	n.s.
CF +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.
Evo -	p<0,05	n.s.	p<0,05	p<0,05	p<0,05	n.s.		n.s.
Evo +	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	

3.1.1.3 Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“

Die Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ wurde an den okklusalen Rändern nicht beobachtet. Auf eine Darstellung der Ergebnisse wird verzichtet.

3.1.1.4 Randqualität „Überschuss“

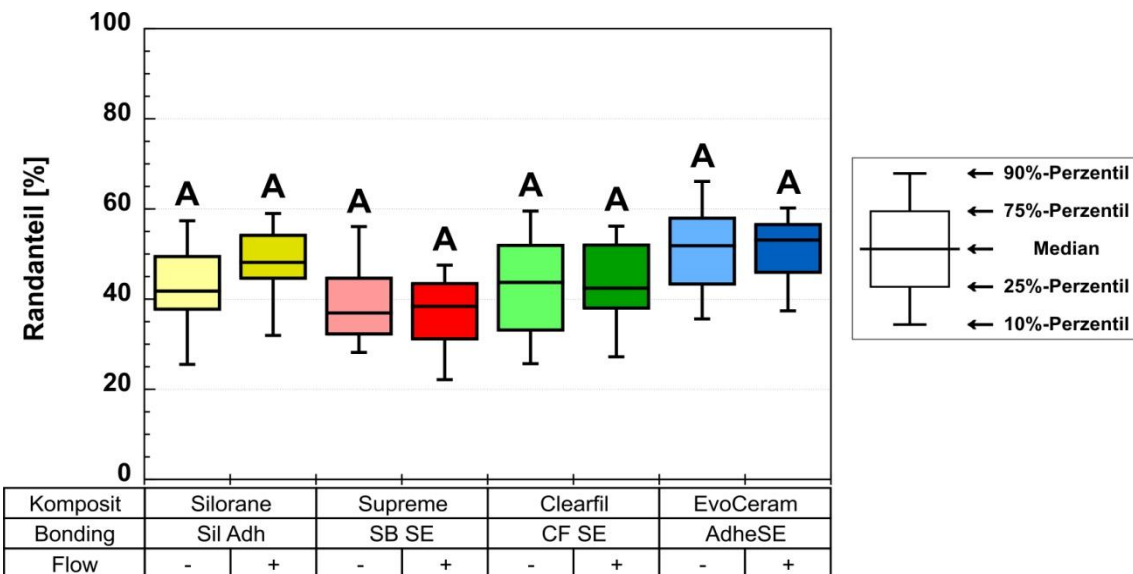


Abb. 3.3 Randqualität okklusal: Anteil der Randqualität „Überschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.3 zeigt den prozentualen Anteil der Randqualität „Überschuss“ an der Gesamtlänge der okklusalen Ränder. Die Mediane variieren zwischen 36,9% und 53,1%. Die Gruppen sind statistisch nicht alle gleich (Kruskal-Wallis-Test: $P < 0,05$). Allerdings ließ sich im Post-hoc-Test nicht ermitteln, welche Gruppen signifikant voneinander verschieden sind (multipler Mittelwertvergleich nach Nemenyi: $P \geq 0,05$; vgl. Tabelle 3.3).

Tabelle 3.3 Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi ($P \geq 0,05$): Randqualität okkusal: Anteil der Randqualität „Überschuss“. Abkürzungen: s. Tab. 3.2.

	Sil -	Sil +	Sup -	Sup +	CF -	CF +	Evo -	Evo +
Sil -		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sil +	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup -	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup +	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
CF -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.
CF +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.
Evo -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.
Evo +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	

3.1.1.5 Randqualität „Unterschuss“

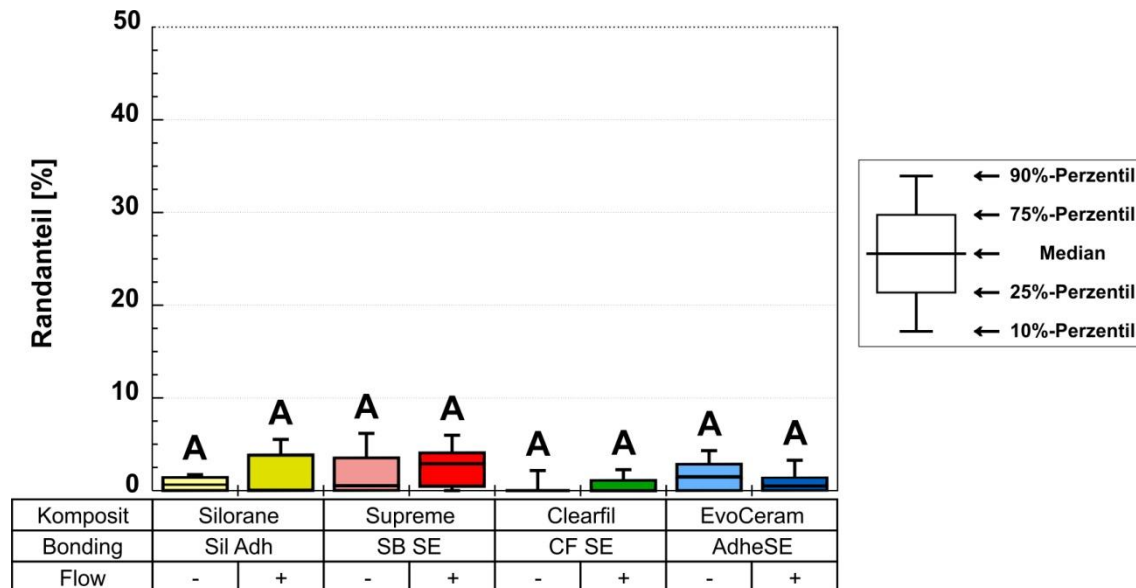


Abb. 3.4 Randqualität okkusal: Anteil der Randqualität „Unterschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.4 stellt den prozentualen Anteil der Randqualität „Unterschuss“ im okklusalen Abschnitt dar. Unterschüsse wurden an den okklusalen Rändern nur sehr selten beobachtet. Bei drei Versuchsgruppen (Filtek™ Silorane mit Flow, Clearfil™ AP-X ohne und mit Flow) wurden bei mehr als der Hälfte der Zähne überhaupt keine Unterschüsse festgestellt. Die Unterschiede zwischen den Gruppen sind statistisch nicht signifikant (siehe Tabelle 3.1).

3.1.2 Abschnitt Axial

Bei den axialen Randabschnitten konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen für die Qualitäten „Kontinuierlicher Rand“ und „Randspalt“ beobachtet werden (Kruskal-Wallis-Test $P < 0,05$; Tabelle 3.4).

Tabelle 3.4 Randqualität axial: Ergebnis des Kruskal-Wallis-Testes.

Axial	Kontinuierlich	Randspalt	Kont. WB	Überschuss	Unterschuss
Asymptotische Signifikanz	0,00001	0,000008	0,200	0,343	0,780

3.1.2.1 Randqualität „Kontinuierlicher Rand“

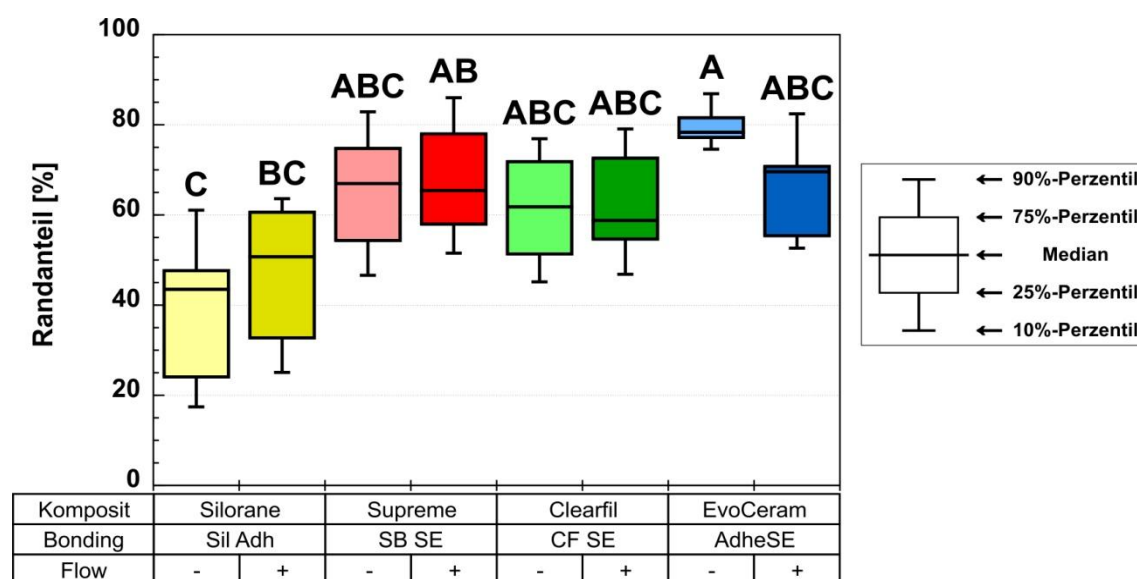


Abb. 3.5 Randqualität axial: Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.5 veranschaulicht den prozentualen Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand“ an der Gesamtlänge der axialen Ränder. Für die Gruppen Tetric EvoCeram® ohne (Median = 78,3%) und mit Flow (69,6%) konnten die höchsten Werte, für Filtek™ Silorane ohne (43,5%) und mit Flow (50,7%) die niedrigsten Werte beobachtet werden. Die Unterschiede zwischen Tetric EvoCeram® ohne Flow und Filtek™ Silorane ohne und mit Flow sind statistisch ebenso signifikant wie zwischen Filtek™ Supreme XT mit Flow und Filtek™ Silorane ohne Flow (Tabelle 3.5).

Tabelle 3.5 Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi ($P \geq 0,05$):
 Randqualität axial: Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand“.
 Abkürzungen: s. Tab. 3.2.

	Sil -	Sil +	Sup -	Sup +	CF -	CF +	Evo -	Evo +
Sil -		n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.
Sil +	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.
Sup -	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup +	p<0,05	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
CF -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.
CF +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.
Evo -	p<0,05	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.
Evo +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	

3.1.2.2 Randqualität „Randspalt“

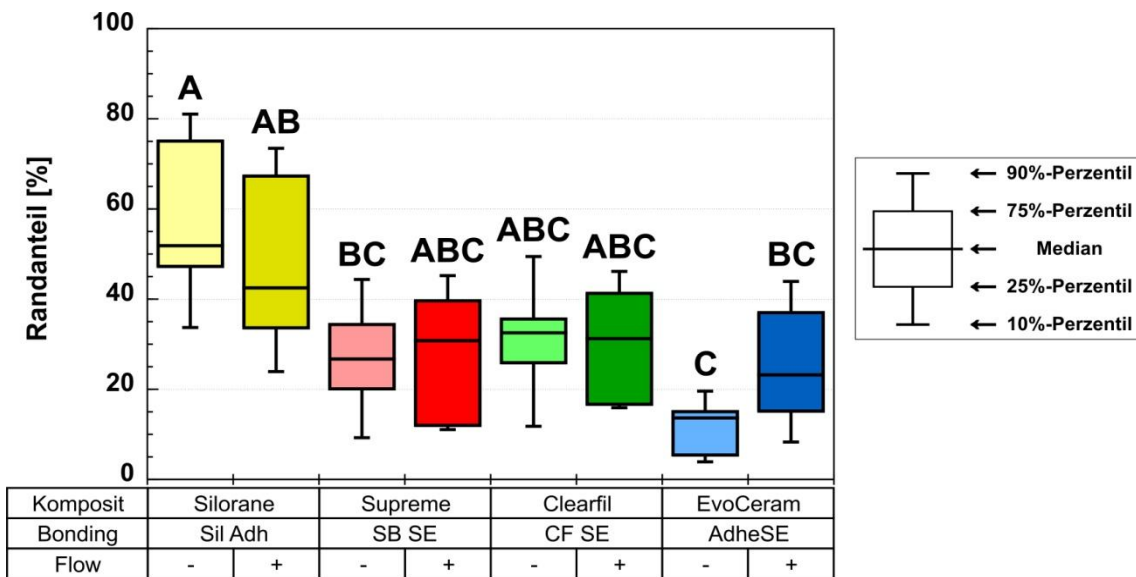


Abb. 3.6 Randqualität axial: Anteil der Randqualität „Randspalt“.
 Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.6 zeigt den prozentualen Anteil der Randqualität „Randspalt“ an der Gesamtlänge der axialen Ränder. Die höchsten Werte wurden für Filtek™ Silorane ohne (Median = 51,9%) und mit Flow (42,5%) beobachtet. Die niedrigsten Werte zeigten Tetric EvoCeram® ohne (13,6%) und mit Flow (23,2%). Statistisch signifikante Unterschiede bestehen zwischen Filtek™ Silorane ohne Flow und den Gruppen Filtek™ Supreme XT ohne Flow und Tetric EvoCeram® ohne und mit Flow, sowie zwischen Filtek™ Silorane mit Flow und Tetric EvoCeram® ohne Flow (Tabelle 3.6).

Tabelle 3.6 Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi ($P \geq 0,05$):
 Randqualität axial: Anteil der Randqualität „Randspalt“.
 Abkürzungen: s. Tab. 3.2.

	Sil -	Sil +	Sup -	Sup +	CF -	CF +	Evo -	Evo +
Sil -		n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	p<0,05
Sil +	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.
Sup -	p<0,05	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup +	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
CF -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.
CF +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.
Evo -	p<0,05	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.
Evo +	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	

3.1.2.3 Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“

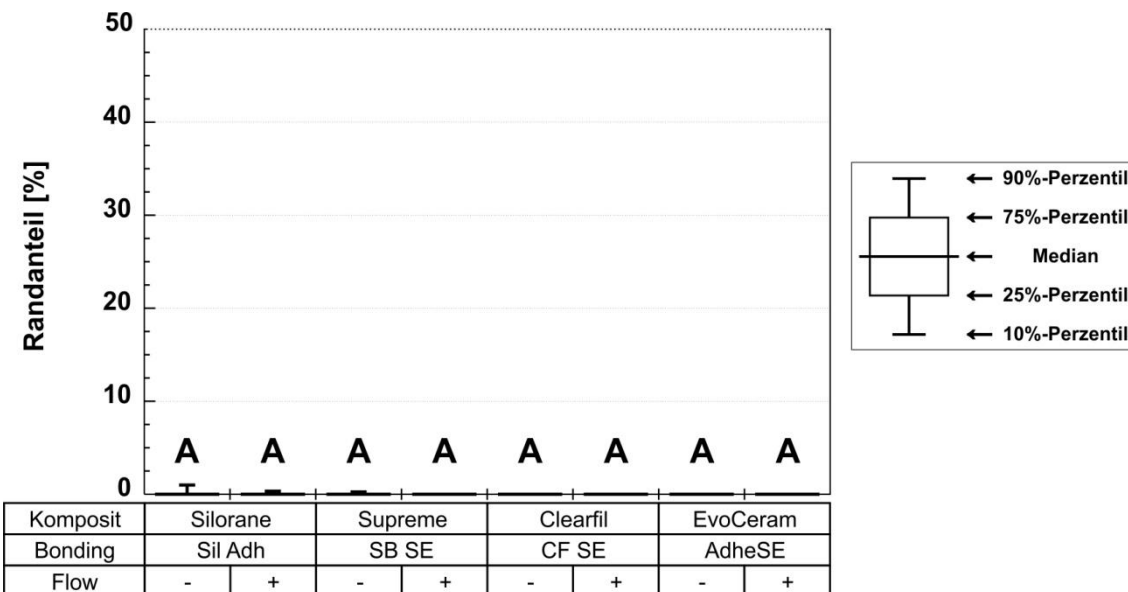


Abb. 3.7 Randqualität axial: Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.7 stellt den prozentualen Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ an der Gesamtlänge der axialen Ränder dar. Diese Qualität wurde lediglich bei 5 Zähnen (Filtek™ Silorane ohne und mit Flow, Filtek™ Supreme XT ohne Flow) beobachtet. Es lassen sich keine signifikanten Unterschiede ($P < 0,05$) zwischen den Gruppen feststellen.

3.1.2.4 Randqualität „Überschuss“

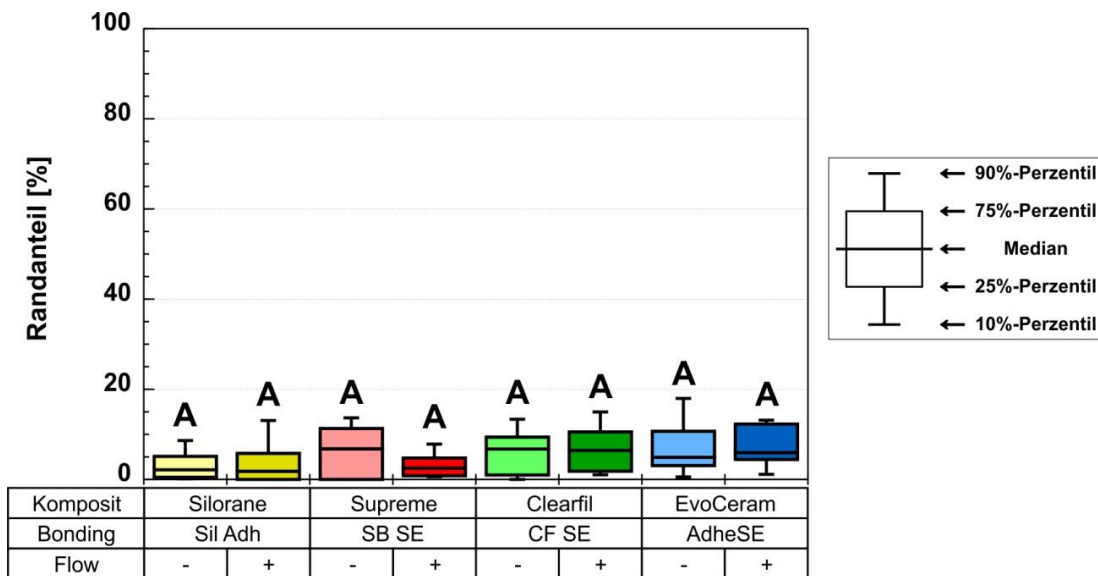


Abb. 3.8 Randqualität axial: Anteil der Randqualität „Überschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.8 veranschaulicht den prozentualen Anteil der Randqualität „Überschuss“ an der Gesamtlänge der axialen Ränder. Die Mediane variieren zwischen 1,8% und 6,8%. Die Streuungen liegen zwischen 3,7% und 10,5%. Es bestehen keine signifikanten Unterschiede ($P < 0,05$) zwischen den Gruppen.

3.1.2.5 Randqualität „Unterschuss“

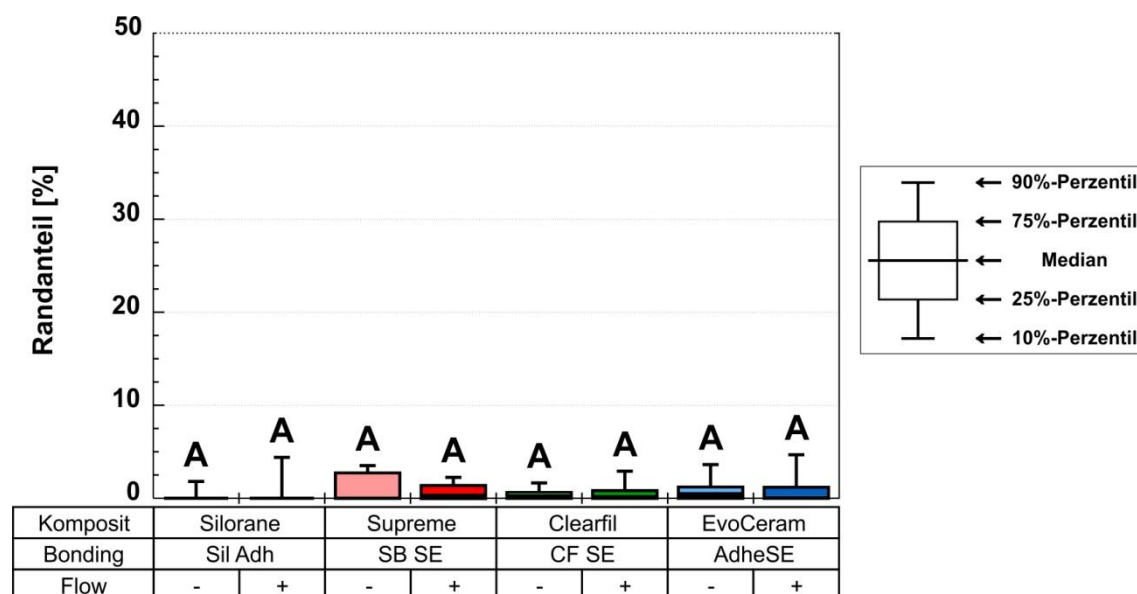


Abb. 3.9 Randqualität axial: Anteil der Randqualität „Unterschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.9 zeigt den prozentualen Anteil der Randqualität „Unterschuss“ an der Gesamtlänge der axialen Ränder. Die Mediane lagen zwischen 0% und 0,7%. Es lassen sich keine signifikanten Unterschiede ($P < 0,05$) zwischen den Versuchsgruppen ermitteln.

3.1.3 Abschnitt Zervikal Schmelz

Auch am zervikalen Füllungsrand oberhalb der Schmelzzementgrenze konnten mittels Rangvarianzanalyse nach Kruskal-Wallis signifikante Unterschiede ($P < 0,05$) für die Qualitäten „Kontinuierlicher Rand“ und „Randspalt“ beobachtet werden (Tabelle 3.7).

Tabelle 3.7 Randqualität zervikal Schmelz: Ergebnis des Kruskal-Wallis-Testes.

Zervikal Schmelz	Kontinuierlich	Randspalt	Kont. WB	Überschuss	Unterschuss
Asymptotische Signifikanz	0,016	0,005	0,429	0,300	0,869

3.1.3.1 Randqualität „Kontinuierlicher Rand“

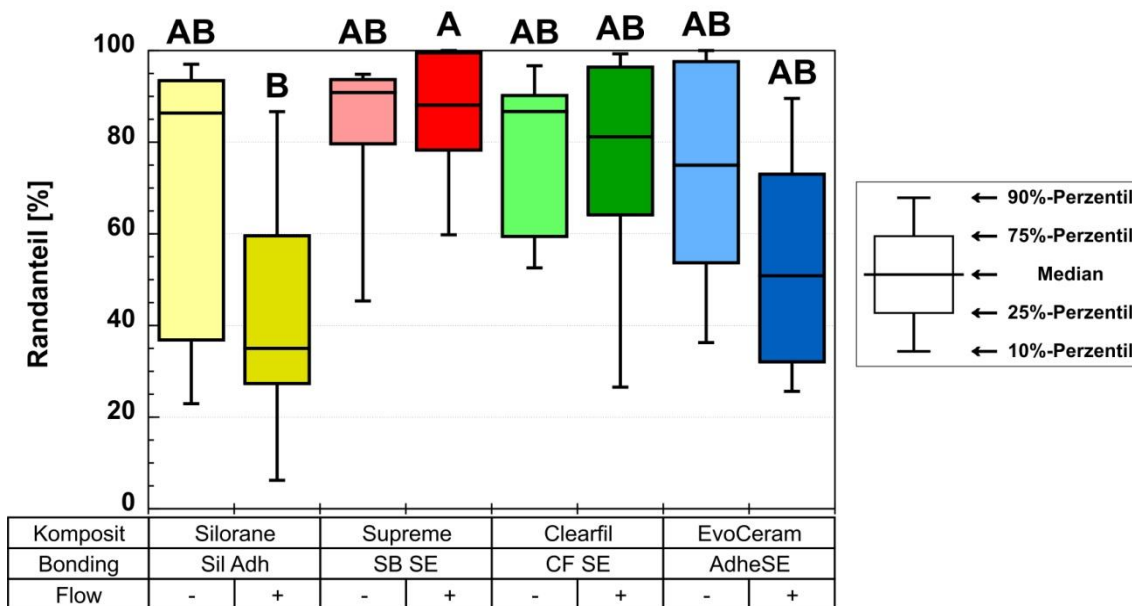


Abb. 3.10 Randqualität zervikal Schmelz: Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.10 stellt den prozentualen Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand“ im Abschnitt zervikal Schmelz dar. Filtek™ Supreme XT mit Flow zeigt einen signifikant höheren Anteil an kontinuierlichen Rändern als Filtek™ Silorane mit Flow. Die übrigen Gruppen sind von den vorgenannten nicht signifikant verschieden (Tabelle 3.8).

Tabelle 3.8 Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi ($P \geq 0,05$): Randqualität zervikal Schmelz: Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand“. Abkürzungen: s. Tab. 3.2.

	Sil -	Sil +	Sup -	Sup +	CF -	CF +	Evo -	Evo +
Sil -		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sil +	n.s.		n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup -	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup +	n.s.	p<0,05	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
CF -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.
CF +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.
Evo -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.
Evo +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	

3.1.3.2 Randqualität „Randspalt“

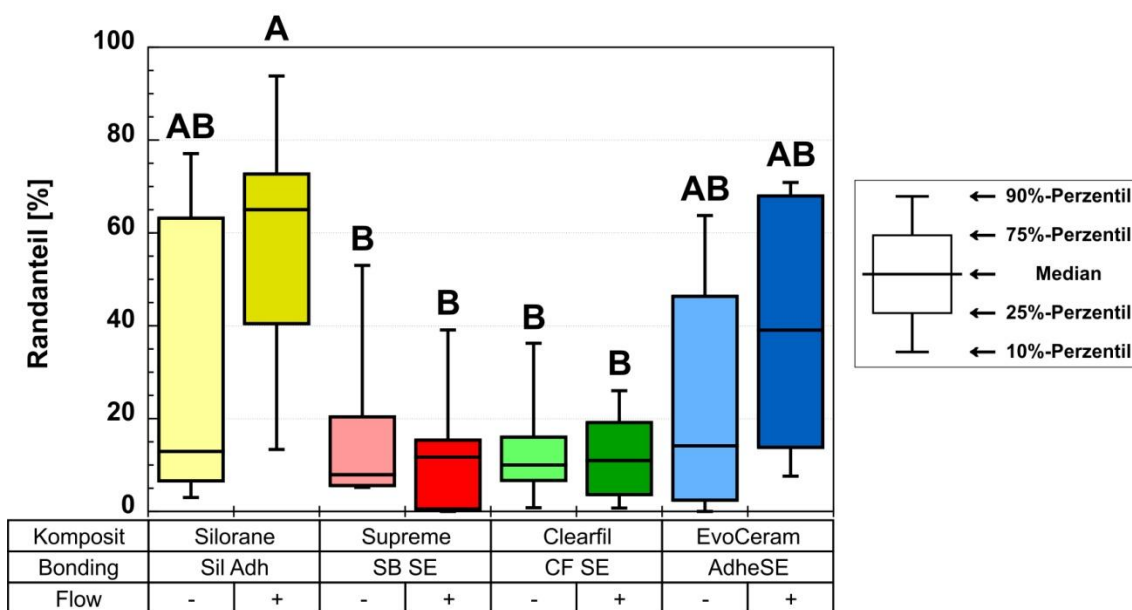


Abb. 3.11 Randqualität zervikal Schmelz: Anteil der Randqualität „Randspalt“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.11 veranschaulicht den prozentualen Anteil der Randqualität „Randspalt“ im Abschnitt zervikal Schmelz. Für Filtek™ Silorane mit Flow (Median = 65,0%) können signifikant mehr Randspalten dokumentiert werden als für Filtek™ Supreme XT ohne (7,9%) und mit Flow (11,7%), sowie Clearfil™ AP-X ohne (10,0%) und mit Flow (11,0%). Die anderen Gruppen unterscheiden sich nicht signifikant (Tabelle 3.9).

Tabelle 3.9 Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi ($P \geq 0,05$): Randqualität zervikal Schmelz: Anteil der Randqualität „Randspalt“. Abkürzungen: s. Tab. 3.2.

	Sil -	Sil +	Sup -	Sup +	CF -	CF +	Evo -	Evo +
Sil -		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sil +	n.s.		p<0,05	p<0,05	p<0,05	p<0,05	n.s.	n.s.
Sup -	n.s.	p<0,05		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup +	n.s.	p<0,05	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
CF -	n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.
CF +	n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.
Evo -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.
Evo +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	

3.1.3.3 Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“

Die Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ wurde am zervikalen, schmelzbegrenzten Füllungsrand nur an einem einzigen Zahn beobachtet. Auf eine Darstellung der Ergebnisse wird verzichtet.

3.1.3.4 Randqualität „Überschuss“

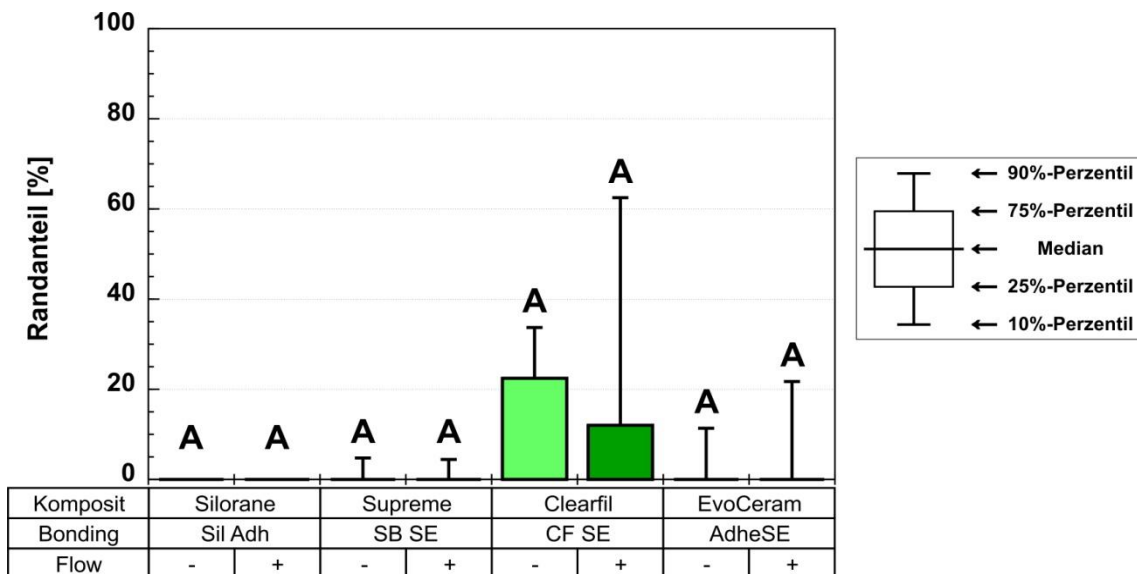


Abb. 3.12 Randqualität zervikal Schmelz: Anteil der Randqualität „Überschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.12 stellt den prozentualen Anteil der Randqualität „Überschuss“ im Abschnitt zervikal Schmelz dar. Überschüsse wurden bei Filtek™ Silorane ohne und mit Flow überhaupt nicht beobachtet. Bei Filtek™ Supreme XT ohne und mit Flow sowie Tetric EvoCeram® ohne und mit Flow zeigten jeweils 10% bzw. 20% der Zähne Überschüsse, bei Clearfil™ AP-X ohne und mit Flow sogar 30%. Es lassen sich jedoch keine signifikanten Unterschiede ($P < 0,05$) zwischen den Versuchsgruppen feststellen.

3.1.3.5 Randqualität „Unterschuss“

Bei keiner Versuchsgruppe traten „Unterschüsse“ am zervikalen, schmelz-begrenzten Füllungsrand an mehr als einer Probe auf. Drei Gruppen (Filtek™ Silorane ohne und mit Flow, Clearfil™ AP-X ohne Flow) zeigten überhaupt keine Unterschüsse. Auf eine Darstellung der Ergebnisse wird deshalb verzichtet.

3.1.4 Abschnitt Zervikal Dentin

Tabelle 3.10 zeigt, dass am zervikalen Füllungsrand unterhalb der Schmelzzementgrenze mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Testes ebenfalls signifikante Unterschiede ($P < 0,05$) für die Qualitäten „Kontinuierlicher Rand“ und „Randspalt“ beobachtet werden konnten. Zusätzlich treten hier kleine, perlchnurartig aneinandergereihte Bläschen im Randbereich auf, welche sich mitunter über weite Strecken ausdehnen („Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“).

Tabelle 3.10 Randqualität zervikal Dentin: Ergebnis des Kruskal-Wallis-Testes.

Zervikal Dentin	Kontinuierlich	Randspalt	Kont. WB	Überschuss	Unterschuss
Asymptotische Signifikanz	0,001	0,001	0,00002	0,085	0,429

3.1.4.1 Randqualität „Kontinuierlicher Rand“

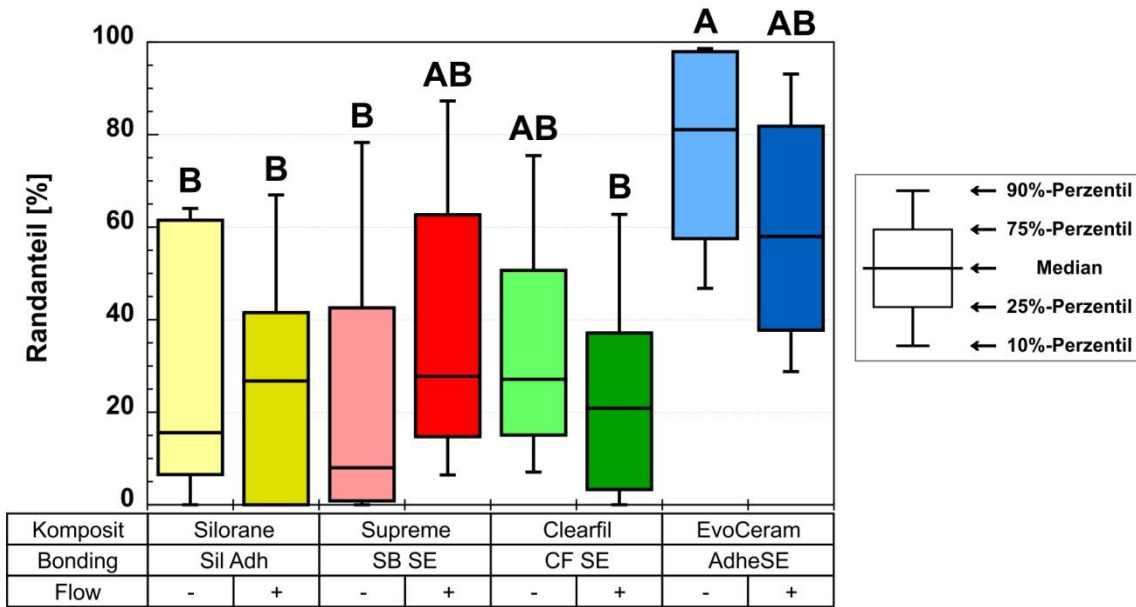


Abb. 3.13 Randqualität zervikal Dentin: Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.13 stellt den prozentualen Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand“ im Abschnitt zervikal Dentin dar. Bei Tetric EvoCeram® ohne Flow (Median = 81,1%) konnten signifikant mehr kontinuierliche Ränder beobachtet werden als bei Filtek™ Silorane ohne (15,6%) und mit Flow (26,7%), Filtek™ Supreme XT ohne Flow (8,0%) und Clearfil™ AP-X mit Flow (20,9%). Die übrigen Gruppen unterscheiden sich nicht signifikant von den vorgenannten (Tabelle 3.11).

Tabelle 3.11 Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi ($P \geq 0,05$): Randqualität zervikal Dentin: Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand“. Abkürzungen: s. Tab. 3.2.

	Sil -	Sil +	Sup -	Sup +	CF -	CF +	Evo -	Evo +
Sil -		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.
Sil +	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.
Sup -	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.
Sup +	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
CF -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.
CF +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		p<0,05	n.s.
Evo -	p<0,05	p<0,05	p<0,05	n.s.	n.s.	p<0,05		n.s.
Evo +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	

3.1.4.2 Randqualität „Randspalt“

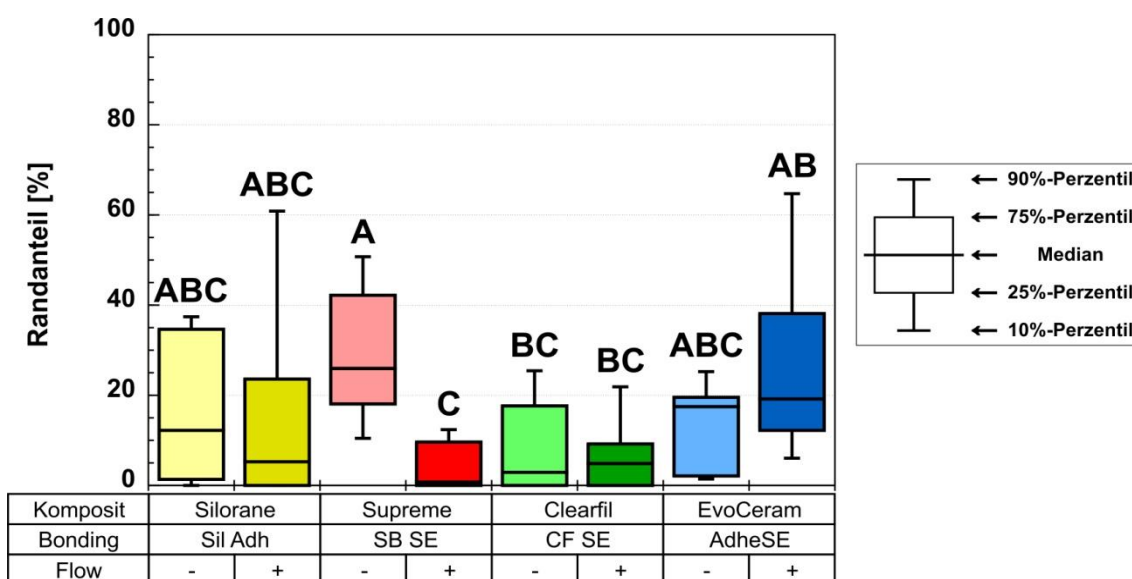


Abb. 3.14 Randqualität zervikal Dentin: Anteil der Randqualität „Randspalt“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.14 veranschaulicht den prozentualen Anteil der Randqualität „Randspalt“ im Abschnitt zervikal Dentin. Für Filtek™ Supreme XT ohne Flow (Median = 25,9%) lassen sich signifikant mehr Randspalten dokumentieren als für Filtek™ Supreme XT mit Flow (0,7%) und Clearfil™ AP-X ohne (2,9%) und mit Flow (4,8%). Außerdem treten bei Filtek™ Supreme XT mit Flow signifikant weniger Randspalten auf als bei Tetric EvoCeram® mit Flow (19,2%). Die anderen Versuchsgruppen sind von den vorgenannten nicht signifikant verschieden (Tabelle 3.12).

Tabelle 3.12 Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi ($P \geq 0,05$): Randqualität zervikal Dentin: Anteil der Randqualität „Randspalt“. Abkürzungen: s. Tab. 3.2.

	Sil -	Sil +	Sup -	Sup +	CF -	CF +	Evo -	Evo +
Sil -		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sil +	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup -	n.s.	n.s.		p<0,05	p<0,05	p<0,05	n.s.	n.s.
Sup +	n.s.	n.s.	p<0,05		n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05
CF -	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.
CF +	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.
Evo -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.
Evo +	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	

3.1.4.3 Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“

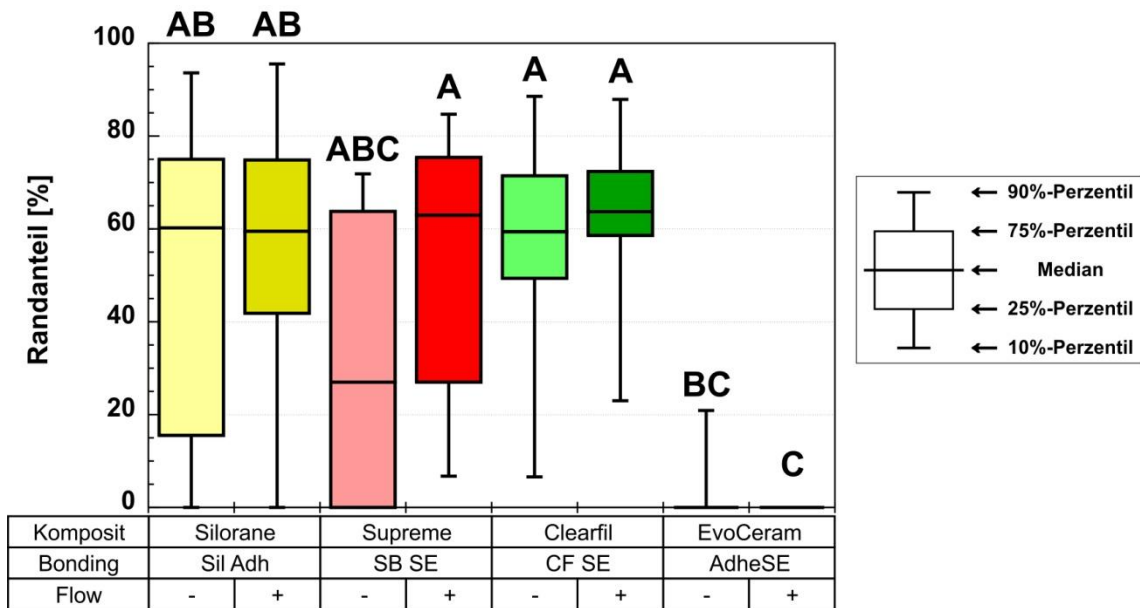


Abb. 3.15 Randqualität zervikal Dentin: Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.15 zeigt den prozentualen Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“ im Abschnitt zervikal Dentin. Auffällig ist, dass bei Tetric EvoCeram® ohne und mit Flow nahezu keine Wasserbläschen im Randbereich beobachtet werden konnten. Signifikante Unterschiede ($P < 0,05$) können für Tetric EvoCeram® ohne und mit Flow zu Filtek™ Supreme XT mit Flow und Clearfil™ AP-X ohne und mit Flow belegt werden. Außerdem lässt sich feststellen, dass Tetric EvoCeram® mit Flow einen signifikant geringeren Anteil an kontinuierlichen Rändern mit Wasserbläschen aufweist als Filtek™ Silorane ohne und mit Flow (Tabelle 3.13).

Tabelle 3.13 Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi ($P \geq 0,05$):
 Randqualität zervikal Dentin: Anteil der Randqualität „Kontinuierlicher Rand mit Wasserbläschen“. Abkürzungen: s. Tab. 3.2.

	Sil -	Sil +	Sup -	Sup +	CF -	CF +	Evo -	Evo +
Sil -		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05
Sil +	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05
Sup -	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup +	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	p<0,05	p<0,05
CF -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	p<0,05	p<0,05
CF +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		p<0,05	p<0,05
Evo -	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	p<0,05	p<0,05		n.s.
Evo +	p<0,05	p<0,05	n.s.	p<0,05	p<0,05	p<0,05	n.s.	

3.1.4.4 Randqualität „Überschuss“

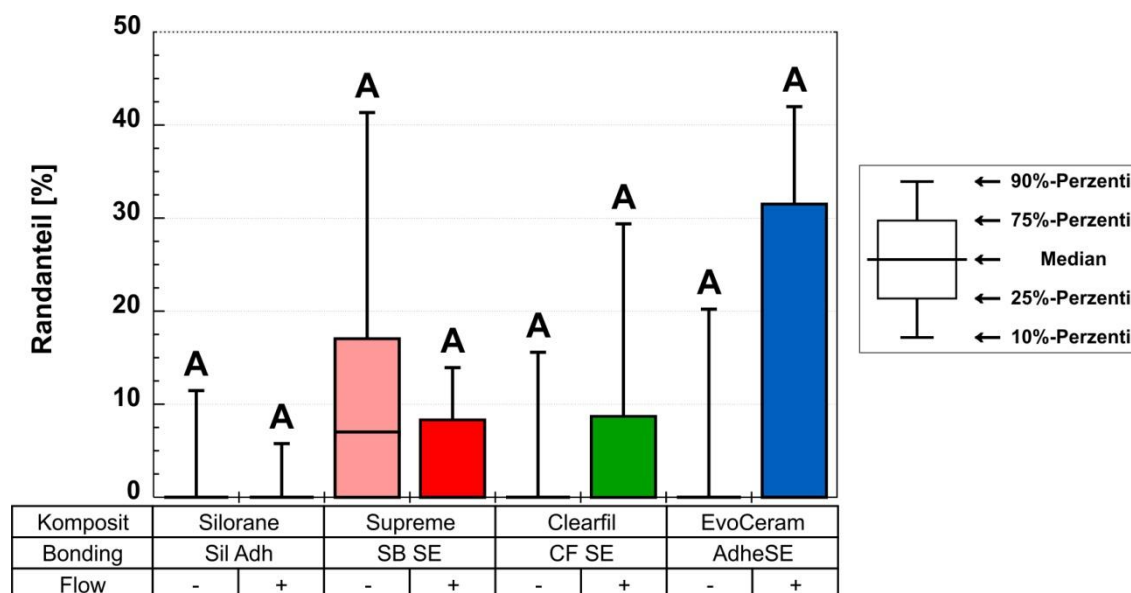


Abb. 3.16 Randqualität zervikal Dentin: Anteil der Randqualität „Überschuss“. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.16 stellt den prozentualen Anteil der Randqualität „Überschuss“ im Abschnitt zervikal Dentin dar. Die Mediane betragen bei sieben Gruppen 0,0%, einzige Ausnahme ist Filtek™ Supreme XT ohne Flow mit 7,0%. Es lassen sich keine signifikanten Unterschiede ($P < 0,05$) zwischen den Versuchsgruppen feststellen.

3.1.4.5 Randqualität „Unterschuss“

Die Randqualität „Unterschuss“ wurde am zervikalen Füllungsrand unterhalb der Schmelzzementgrenze nur an einem einzigen Zahn beobachtet. Auf eine Darstellung der Ergebnisse wird daher verzichtet.

3.2 Analyse der Randdichtheit durch Farbstoffpenetration

3.2.1 Farbstoffpenetration Okklusal

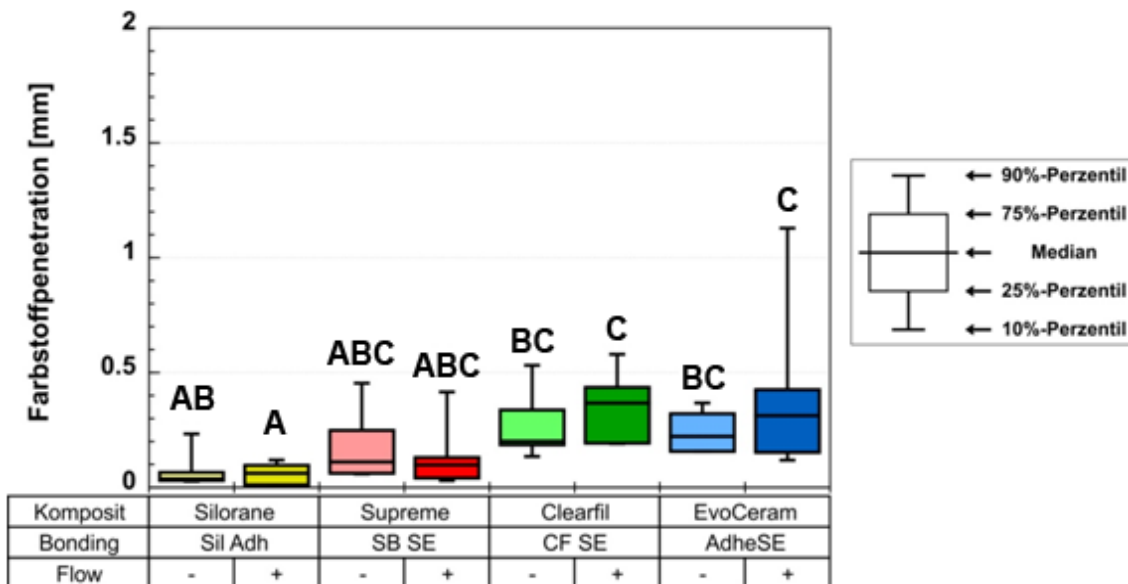


Abb. 3.17 Farbstoffpenetration okklusal. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.17 zeigt die Farbstoffpenetrationstiefen in Millimetern für den Abschnitt okklusal. Filtek™ Silorane weist im Kauflächenbereich ohne und mit Flow die geringsten Penetrationstiefen auf. Für Filtek™ Silorane ohne Flow konnten signifikant geringere Penetrationstiefen beobachtet werden als für Clearfil™ AP-X mit Flow und Tetric EvoCeram® mit Flow. Weiterhin zeigt Filtek™ Silorane mit Flow signifikant geringere Werte als Clearfil™ AP-X und Tetric EvoCeram® jeweils ohne und mit Flow. Die Unterschiede zwischen den übrigen Gruppen sind statistisch nicht signifikant (Tabelle 3.14).

Tabelle 3.14 Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi ($P \geq 0,05$): Farbstoffpenetration okklusal. Abkürzungen: s. Tabelle. 3.2.

	Sil -	Sil +	Sup -	Sup +	CF -	CF +	Evo -	Evo +
Sil -		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.	p<0,05
Sil +	n.s.		n.s.	n.s.	p<0,05	p<0,05	p<0,05	p<0,05
Sup -	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup +	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
CF -	n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.
CF +	p<0,05	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.
Evo -	n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.
Evo +	p<0,05	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	

3.2.2 Farbstoffpenetration Zervikal Schmelz

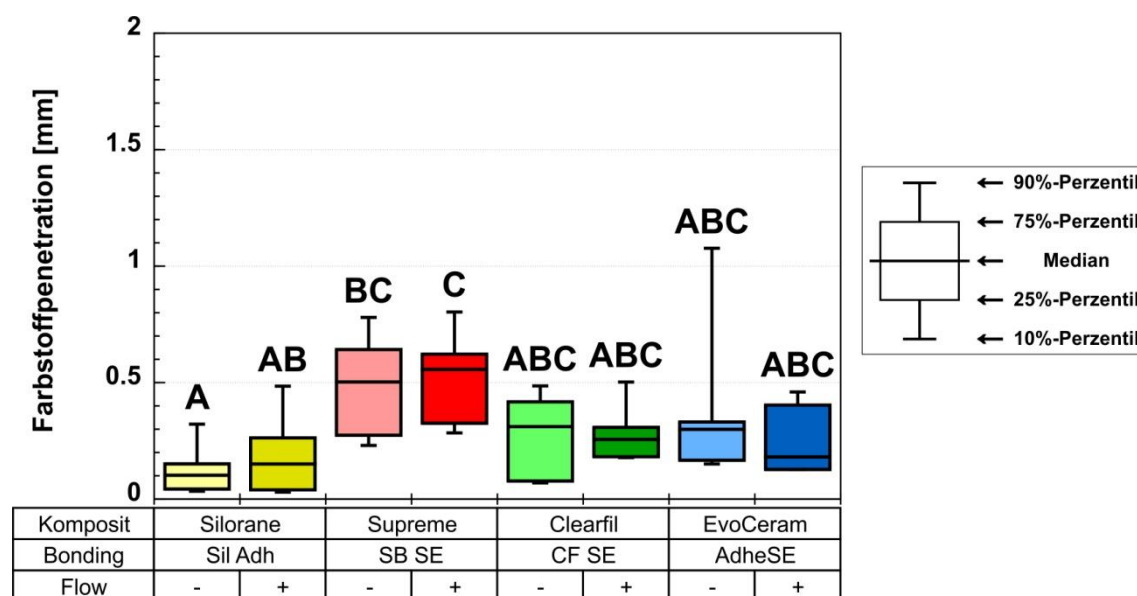


Abb. 3.18 Farbstoffpenetration zervikal Schmelz. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.18 veranschaulicht die Farbstoffpenetrationstiefen in Millimetern am zervikalen, schmelzbegrenzten Füllungsrand. Auch hier konnten für beide Gruppen mit Filtek™ Silorane die geringsten Penetrationstiefen gemessen werden. Signifikante Unterschiede bestehen zwischen Filtek™ Silorane ohne Flow und Filtek™ Supreme XT ohne und mit Flow, sowie zwischen Filtek™ Silorane mit Flow und Filtek™ Supreme XT mit Flow (Tabelle 3.15).

Tabelle 3.15 Ergebnis des Multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi ($P \geq 0,05$): Farbstoffpenetration zervikal Schmelz. Abkürzungen: s. Tabelle. 3.2.

	Sil -	Sil +	Sup -	Sup +	CF -	CF +	Evo -	Evo +
Sil -		n.s.	p<0,05	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sil +	n.s.		n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup -	p<0,05	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup +	p<0,05	p<0,05	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
CF -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.
CF +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.
Evo -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.
Evo +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	

3.2.3 Farbstoffpenetration Zervikal Dentin

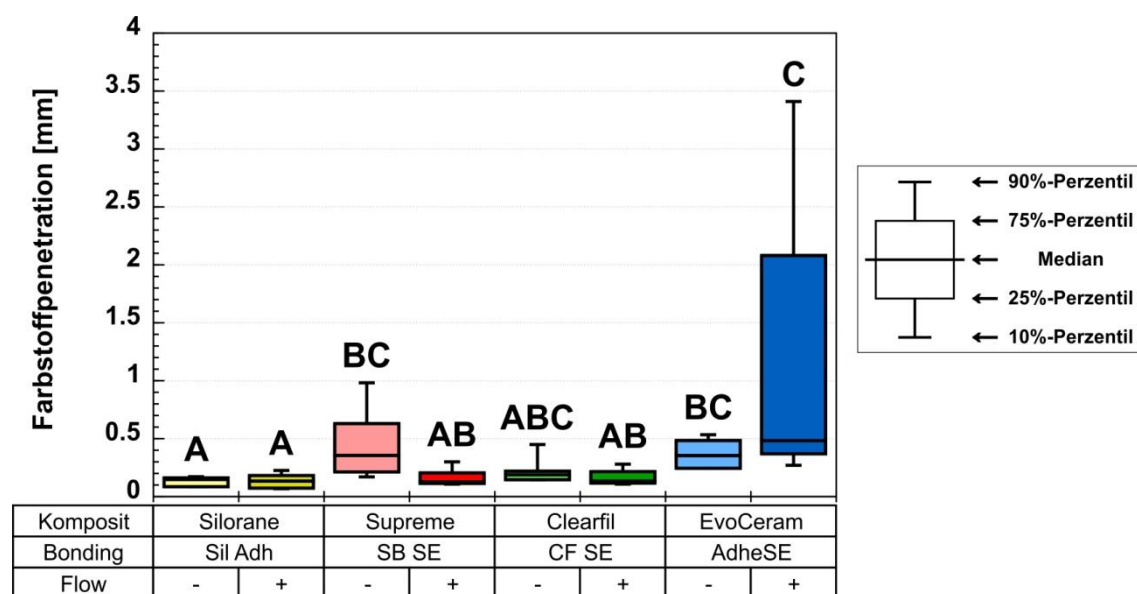


Abb. 3.19 Farbstoffpenetration zervikal Dentin. Abkürzungen: s. Abb. 3.1.

Abbildung 3.19 zeigt die Farbstoffpenetrationstiefen in Millimetern am zervikalen Füllungsrand unterhalb der Schmelzzementgrenze. Auch hier kann Filtek™ Silorane den Rand mit der geringsten Farbstoffpenetration vorweisen. Signifikante Unterschiede konnten für Filtek™ Silorane ohne und mit Flow gegenüber Filtek™ Supreme XT ohne Flow und Tetric EvoCeram® ohne und mit Flow beobachtet werden. Desweiteren wurden für Tetric EvoCeram® mit Flow Werte bis 4 mm gemessen und signifikante Unterschiede gegenüber Filtek™ Supreme XT mit Flow und Clearfil™ AP-X mit Flow ermittelt. Der

Unterschied zwischen Tetric EvoCeram® ohne und mit Flow ist jedoch statistisch nicht signifikant (Tabelle 3.16).

Tabelle 3.16 Ergebnis des Multiplen Mittelwertvergleiches nach Nemenyi ($P \geq 0,05$): Farbstoffpenetration zervikal Dentin. Abkürzungen: s. Tabelle. 3.2.

	Sil -	Sil +	Sup -	Sup +	CF -	CF +	Evo -	Evo +
Sil -		n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	p<0,05
Sil +	n.s.		p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	p<0,05
Sup -	p<0,05	p<0,05		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Sup +	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05
CF -	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.
CF +	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	p<0,05
Evo -	p<0,05	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.
Evo +	p<0,05	p<0,05	n.s.	p<0,05	n.s.	p<0,05	n.s.	

4 DISKUSSION

4.1 Der Versuchsaufbau

Die in dieser Studie angewandten Methoden zur Versuchsdurchführung sowie die Analyseverfahren zur Bestimmung von Randdichtheit und Randqualität haben sich bereits vielfach bewährt (ERNST et al. 2004a, AMARAL et al. 2007, BAGIS et al. 2009, AL-BONI und RAJA 2010).

4.1.1 Klinische Aussagekraft von *In-Vitro*-Studien

Der Erfolg einer Füllung *in vivo* hängt neben den Materialeigenschaften von zahlreichen Patientenfaktoren ab, wie z.B. Speichelfluss, Belastungen, auch und gerade durch Parafunktionen, Habits (Bleistiftkauen o.ä.), Ernährungsgewohnheiten, Mundhygiene, und lässt sich daher kaum vorhersagen. In Laborstudien kann man diese patienteneigenen Einflüsse ausschalten und somit Unterschiede zwischen verschiedenen Materialien bzw. Applikationstechniken leichter herausarbeiten. Eine Übertragung auf die klinische Situation ist dennoch nur sehr eingeschränkt möglich, da die Gefahr besteht, dass die individuellen Patientenfaktoren das Ergebnis stärker beeinflussen als die Materialien und somit Unterschiede aus den Laborstudien verdeckt werden. ABDALLA und DAVIDSON beobachteten 1993 bei *in vivo* gelegten Füllungen eine schlechtere Randdichtheit als bei *in vitro* gelegten Füllungen und erklärten dies mit der komplexeren Belastungssituation und der fehlenden absoluten Trockenlegung *in vivo*.

Als Proben haben sich extrahierte, menschliche Prämolaren oder Molaren etabliert. Im Gegensatz zur klinischen Situation weisen diese Zähne jedoch in der Regel keine kariösen Läsionen und damit überwiegend weite Dentintubuli auf, was die Aussagefähigkeit von *in-vitro*-Studien weiter einschränkt (LELOUP et al. 2001, GIRIYAPPA und CHANDRA 2008). Eine derartig abweichende

Mikromorphologie führt in Kombination mit dem fehlenden Dentinliquordruck vitaler Zähne (PERDIGÃO 2010) zu ganz anderen Gegebenheiten am Kavitätenboden und beeinflusst somit die Adaptationsfähigkeit hydrophober Restaurationsmaterialien (LELOUP et al. 2001). Das unbekannte „Alter“ der Probenzähne mit variablem, physiologischem Sklerosierungsgrad und die unterschiedliche Restdentinschichtdicke aufgrund identischer Kavitätenmaße in verschieden großen Zahnkronen sind weitere Faktoren, die bei der Bewertung der Ergebnisse berücksichtigt werden müssen.

4.1.2 Adhäsivsysteme in der klinischen Anwendung

Es gibt heutzutage verschiedene Bonding-Konzepte und eine Vielzahl von Adhäsiven, die sich in Art und Anzahl der Arbeitsschritte zum Teil erheblich voneinander unterscheiden. Das bedeutet aber auch, dass es bisher kein ideales Adhäsivsystem gibt, welches schnell, sicher und dauerhaft arbeitet.

Studien, in denen Produkte mit 3-Schritt-Applikation getestet wurden, zeigen eine durchweg hohe Zuverlässigkeit mit nur geringen Messwertschwankungen (FRANKENBERGER et al. 1999, INOUE et al. 2001, MOLLA et al. 2002). Einen überwiegenden Beitrag dazu leistet offensichtlich der zunächst applizierte, dünnfließende Primer, welcher mit großer Sicherheit in die demineralisierten Bereiche vordringen kann und im Anschluss durch das etwas visköse Bonding stabilisiert wird.

Durch Zusammenfassung der Primer- und Bondingfunktion in einem Arbeitsschritt konnte zwar ein mittlerer Zeitgewinn von 10-15 Sekunden erzielt werden (HALLER und BLUNK 2003), jedoch musste in einigen Untersuchungen auch festgestellt werden, dass die Haftwerte mitunter geringer sind bzw. größeren Schwankungen unterliegen (INOUE et al. 2001, FRANKENBERGER 2002, BLUNCK und ROULET 2002). Als mögliche Ursache hierfür wurde die unzureichende Hybridisierung durch unvollständiges Eindringen des Primer-Adhäsiv-Gemisches in die demineralisierte Dentinoberfläche diskutiert (VAN MEERBEEK et al. 1999).

Je nach betrachteter Studie sind Self-Etch-Adhäsivsysteme derzeit konventionellen Etch-and-Rinse-Systemen qualitativ meist noch unterlegen (SODERHOLM et al. 2008, BARKMEIER et al. 2009, CAN-KARABULUT et al. 2009, ERICKSON et al. 2009a, ABDALLA 2010, McLEOD et al. 2010) bzw. bestenfalls gleichgestellt (MOLLA et al. 2002, KRITHIKADATTA 2010), jedoch keinesfalls überlegen. Allerdings lässt sich die Haftkraft und damit auch die klinische Performance von Self-Etch-Systemen durch eine separate Schmelzätzung sehr deutlich steigern (ERICKSON et al. 2009b).

Interessanterweise scheinen sowohl selbstkonditionierende Adhäsive als auch Systeme mit Total-Ätz-Technik an sklerotisch / kariös verändertem Dentin überwiegend geringere Haftwerte als an „normalen“ Dentin aufzuweisen (NAKAJIMA et al. 1999, YOSHIYAMA et al. 2000, YOSHIYAMA et al. 2002, GIRIYAPPA und CHANDRA 2008). Untersuchungen zur Haftfestigkeit am Schmelz konnten meist keine Unterschiede zwischen der Etch-and-Rinse- und 2-Schritt-Non-Rinse-Technik feststellen, obwohl im Rahmen der Selbstkonditionierung das Ätzmuster und der Schmelz-Komposit-Verbund erheblich schwächer ausgeprägt sind (HANNIG et al. 1999, TOLEDANO et al. 2001). Dagegen weisen All-in-One-Adhäsive auch im Schmelzbereich immer noch am häufigsten Imperfektionen, Mängel und die geringsten Haftwerte auf (HALLER und BLUNCK 2003, BRACKETT et al. 2008, McLEOD et al. 2010).

4.2 Diskussion der Ergebnisse

In der Literatur wird der Einsatz fließfähiger Komposite im Randbereich als erstes Inkrement bei der Füllungsapplikation kontrovers diskutiert. Im Wesentlichen werden dabei zwei Vorteile genannt. Zum einen die Vermeidung von Unterschüssen, weil das Flowable leichter in den Raum zwischen Matrize und Zahn einfließt. Dies müsste sich besonders axial und zervikal im Schmelz, evtl. auch zervikal im Dentin, jedoch nicht okklusal auswirken. Zum anderen die Vermeidung von Überschüssen, die durch das Herauspressen des modellierfähigen Komposits entstehen. Beides ist in den dargestellten Ergebnissen nicht

zu erkennen, wobei man allerdings berücksichtigen muss, dass die Füllungen unter direkter visueller Kontrolle ausgearbeitet wurden und evtl. Überschüsse somit gleich entfernt werden konnten. Vielmehr zeigt sich stattdessen, dass eine zusätzliche, separat polymerisierte Schicht Flowable am Kavitätenboden und im Bereich der approximalen Kavitätenränder im Rahmen dieser Untersuchung die Randqualität und die Randdichtheit von MOD Restaurationen mit einer einzigen Ausnahme nicht signifikant verbessern konnte, unabhängig vom verwendeten Komposit. Dieses Resultat deckt sich mit weiteren Studien (ERNST et al. 2002, ERNST et al. 2003, FIGUEIREDO REIS et al. 2003) und widerspricht Veröffentlichungen, wonach eine initiale Lage Flowable zwischen Adhäsiv und Komposit auftretende Spannungen teilweise kompensieren und so zu einem signifikant höheren Anteil spaltfreier Füllungsränder führen kann (BELLI et al. 2001).

Die Wirksamkeit der selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittler und der Einfluss der selektiven Schmelzätzung auf die Qualität und Dichtheit der Restaurationen lassen sich mit diesem Versuchsaufbau jedoch nicht getrennt voneinander beurteilen. Hierzu befinden sich aktuell zwei weitere Studien mit identischem Versuchsaufbau und gleichen Materialien unter Anwendung der Totalätztechnik bzw. gänzlich fehlender Phosphorsäureätzung in der Auswertung.

4.2.1 Randqualität im Rasterelektronenmikroskop

Die von KAPPLER et al. 2007 publizierte signifikante Verbesserung der Randqualität bei Füllungen aus Siloran in Folge der geringeren Polymerisationsschrumpfung ließ sich in dieser Studie nicht bestätigen.

Im Kauflächenbereich konnte für Filtek™ Silorane ein gutes Verhältnis von perfekten Rändern und Randspalten nachgewiesen werden, welches dem methacrylatbasierter Komposite jedoch lediglich gleichwertig und keinesfalls überlegen ist. Dies deckt sich mit Literaturangaben, die Filtek™ Silorane eine

ausschließlich tendenzielle Zunahme an perfekten Rändern bescheinigen (PALIN et al. 2005b).

Eine uneingeschränkte Übertragung dieser Aussage auf die Approximalräume, welche nicht mehr der direkten visuellen Kontrolle unterliegen, ist allerdings nicht möglich. So wurde bei Tetric EvoCeram®, Clearfil™ AP-X und Filtek™ Supreme XT am axialen Füllungsrand unabhängig von der Verwendung oder Nichtverwendung des fließfähigen Komposits die Randqualität „Kontinuierlicher Rand“ doppelt so häufig beobachtet wie die Qualität „Randspalt“. Dieses 2:1-Verhältnis konnte mit Filtek™ Silorane keinesfalls erreicht werden und betrug stattdessen lediglich 1:1 (mit Flow) bzw. sogar nur 1:1,4 (ohne Flow).

Ein tendenzieller, nicht signifikanter Unterschied zwischen Filtek™ Silorane mit und ohne Flow war am zervikalen, schmelzseitigen Kavitätenrand sichtbar. Während ohne Filtek™ Supreme XT Flowable etwa 70% der Randanteile Kontinuität aufweisen, wurde mit Flowable nur ein Wert von etwa 41% erreicht. Ursächlich hierfür sind jedoch nicht mehr Haarrisse zwischen dem Flowable und dem Komposit sondern insgesamt mehr Randspalten und ein höherer Anteil Frakturen innerhalb des Komposit. Nach Herstellerangaben soll Filtek™ Supreme XT Flow hinreichend mit Filtek™ Silorane System Adhesive und Filtek™ Silorane kompatibel sein. Der Einfluss dieses nicht speziell für das System Filtek™ Silorane / Silorane System Adhesive entwickelten Flowables auf die Randqualität kann mit dieser Studie folglich nicht ausreichend beurteilt werden.

Am zervikalen, dentinseitigen Füllungsrand erreichte Filtek™ Silorane Flowable-unabhängig bei den Kriterien „Kontinuierlich“ und „Spalt“ wieder das Niveau der anderen Materialien und zeigte weiterhin eine mit Clearfil™ AP-X und Filtek™ Supreme XT vergleichbare Neigung für „kontinuierliche Ränder mit Wasserbläschen“. Das minimale Auftreten dieser Bläschen bei Tetric EvoCeram® mit Flow (0%) bzw. ohne Flow (4%) ist nicht automatisch mit einer besseren Randqualität verbunden, da die Folgen dieser Bläschen weitestgehend unklar sind.

4.2.2 Randdichtheit durch Farbstoffpenetration

Filtek™ Silorane weist Flowable-unabhängig in allen untersuchten Kavitätenabschnitten die geringsten Penetrationstiefen auf. Im Gegensatz zu verschiedenen Literaturangaben (BAGIS et al. 2009, AL-BONI und RAJA 2010) handelt es sich hierbei jedoch meist um tendenzielle Abweichungen. Signifikante Unterschiede ($P < 0,05$) lassen sich nur gelegentlich feststellen. Demnach führen die neue Matrixchemie und das reduzierte Schrumpfungsverhalten zu sehr guten Ergebnissen, welche mit denen etablierter Füllungs-materialien mindestens vergleichbar sind. Die drei methacrylatbasierten Komposite können annähernd als gleich gut bewertet werden. Allerdings zeigte sich, dass Restaurationen mit zervikalen Füllungs-rändern unterhalb der Schmelzzementgrenze bei Verwendung von Tetric EvoCeram® mit Flow signifikant größere Penetrationstiefen zuließen (40% > 1,3mm).

4.3 Schlussfolgerung

Laut Hersteller (3M ESPE) ist Filtek™ Silorane mit seiner innovativen Siloranchemie das erste direkte Seitenzahnkomposit mit weniger als 1% Volumenschrumpfung. Verglichen mit drei konventionellen Kompositen auf Methacrylatbasis konnte aber keine signifikante Verbesserung der Füllungsrandqualität nachgewiesen werden. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen SCHMIDT et al. 2011, wonach die unter Laborbedingungen gezeigte Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung nicht zu signifikant besseren klinischen Ergebnissen führte. Da nach einer 2-jährigen klinischen Erprobung die Markteinführung von Filtek™ Silorane aufgrund von Problemen mit dem Adhäsivsystem konsequent verschoben wurde, kann unter Umständen auch das aktuelle Adhäsivsystem noch keinen absolut zuverlässigen Verbund zwischen dem äußerst hydrophoben Silorane und der hydrophilen Zahnhartsubstanz gewährleisten (LÖW 2008). Zieht man zusätzlich jedoch die absolut geringsten Farbstoffpenetrationstiefen mit in Betracht, drängt sich die

Vermutung auf, dass die nachgewiesenen Randspalten nicht besonders tief sind und deshalb auch erste klinische Ein- und Zwei-Jahres-Studien mit Filtek™ Silorane auf eine zufriedenstellende Leistungsfähigkeit hindeuten (BRANDENBUSCH et al. 2007, BURKE et al. 2011).

5 ZUSAMMENFASSUNG

Die bei der Polymerisation adhäsiver Kompositrestaurationen unweigerlich auftretende Volumenschrumpfung und die damit verbundene Schrumpfungsspannung stellt ein bis heute grundlegendes Problem in der modernen Zahnerhaltung dar. Das Ziel dieser *In-vitro*-Untersuchung war es, die Randdichtheit und Randqualität von Klasse II - Füllungen aus dem schrumpfungsreduzierten Komposit Filtek™ Silorane mit denen konventioneller Komposite auf Methacrylatbasis unter Verwendung selbstkonditionierender Dentinhaftvermittler nach vorheriger selektiver Schmelzätzung zu vergleichen. Hierzu wurden 80 extrahierte, menschliche Molaren mit standardisierten MOD-Kavitäten versehen und mit Hilfe einer Mehrschichttechnik gefüllt. Trotz Verwendung von Self-Etch-Adhäsivsystemen (Silorane System Adhesive (3M ESPE), AdheSE® (Ivoclar Vivadent), Clearfil™ SE Bond (Kuraray), Adper™ Scotchbond™ SE (3M ESPE)) wurde zusätzlich eine selektive Schmelzätzung mit 35%iger Phosphorsäure für 30 Sekunden durchgeführt. Als Füllungsmaterialien kamen das auf der Siloranchemie basierende Hybridkomposit Filtek™ Silorane (3M ESPE), sowie die konventionellen, methacrylatbasierten Komposite Tetric EvoCeram® (ein Nano-Hybridkomposit, Ivoclar Vivadent), Clearfil™ AP-X (ein Hybridkomposit, Kuraray) und Filtek™ Supreme XT (ein Nanokomposit, 3M ESPE) zum Einsatz. Eine vierwöchige Wasserlagerung bei 37°C und ein 2500 Zyklen umfassendes Thermocycling (5°C vs. 55°C) dienten der künstlichen Alterung. Zur Bewertung der Randdichtheit und der Randqualität wurden die Proben bzw. Replika der Füllungsflächen einer Farbstoffpenetration und einer Analyse unter dem Rasterelektronenmikroskop unterzogen. Die ermittelten Daten wurden mit Hilfe der nicht-parametrischen Rangvarianzanalyse (Kruskal-Wallis-Test) und dem Multiplen Mittelwertvergleich nach Nemenyi bei einem Signifikanzniveau von $P < 0,05$ ausgewertet.

Im Rahmen dieser Studie konnte kein signifikanter Unterschied bezüglich der Verwendung eines fließfähigen Komposits festgestellt werden.

Desweiteren zeigte Filtek™ Silorane abschnittsunabhängig die geringsten Penetrationstiefen. Möglicherweise ist hierfür die deutlich geringere Polymerisationsschrumpfung gegenüber den anderen Kompositen verantwortlich.

Hinsichtlich der Randqualität konnte Filtek™ Silorane jedoch nicht uneingeschränkt überzeugen. Während in den okklusalen und zervikalen Abschnitten noch überwiegend vergleichbare Ergebnisse erzielt wurden, zeigten sich insbesondere am axialen Füllungsrand häufiger Imperfektionen in Form von Randspalten. Möglicherweise ist das Silorane System Adhesive als essentielles Bindeglied aktuell noch nicht in der Lage eine ausreichende Haftwirkung am Zahn zu realisieren.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass Filtek™ Silorane mit seiner ringöffnenden Polymerisation in Kombination mit einem funktionierenden Adhäsivsystem durchaus das Potential besitzt, den nächsten Schritt auf dem Weg zum schrumpfungsfreien Komposit zu gehen. Maßgeblich für den klinischen Erfolg eines Restaurationsmaterials sind neben einer geringen oder gar fehlenden Volumenkontraktion allerdings noch zahlreiche andere material-, patienten- und behandlerabhängige Faktoren. Auch die Entwicklung eines mit der Siloranchemie kompatiblen Flowables wäre aus Sicht vieler potentieller Anwender sicherlich wünschenswert.

6 LITERATURVERZEICHNIS

Abdalla, A.I.: Effect of long-term water aging on microtensile bond strength of self-etch adhesives to dentin. *Am J Dent* 23 (1): 29-33 (2010)

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)

Al-Boni, R., Raja, O.M.: Microleakage evaluation of silorane based composite versus methacrylate based composite. *J Conserv Dent* 13 (3): 152-155 (2010)

Alomari, Q., Ajlouni, R., Omar, R.: Managing the polymerization shrinkage of resin composite restorations: a review. *SADJ* 62 (1): 12, 14, 16 passim (2007)

Amaral, F.L., Colucci, V., Palma-Dibb, R.G., Corona, S.A.: Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent* 19 (6): 340-353; discussion 354 (2007)

Asghar, S., Ali, A., Rashid, S., Hussain, T.: Replacement of resin-based composite restorations in permanent teeth. *J Coll Physicians Surg Pak* 20 (10): 639-643 (2010)

Asmussen, E., Peutzfeldt, A.: Class I and Class II restorations of resin composite: an FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading. *Dent Mater* 24 (5): 600-605 (2008)

Bagis, Y.H., Baltacioglu, I.H., Kahyaogullari, S.: Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide Class II MOD cavities. *Oper Dent* 34 (5): 578-585 (2009)

Barkmeier, W.W., Erickson, R.L., Kimmes, N.S., Latta, M.A., Wilwerding, T.M.: Effect of enamel etching time on roughness and bond strength. *Oper Dent* 34 (2): 217-222 (2009)

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)

Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J., Leloup, G.: Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 23 (1): 51-59 (2007)

Blunck, U., Roulet, J.F.: Effect of one-year water-storage on the effectiveness of dentin adhesives in Class V composite resin restorations. *J Dent Res* 81 (Spec Iss A): A139, Abstr.No. 0946 (2002)

Borkowski, K., Kotousov, A., Kahler, B.: Effect of material properties of composite restoration on the strength of the restoration-dentine interface due to polymerization shrinkage, thermal and occlusal loading. *Med Eng Phys* 29 (6): 671-676 (2007)

Bouillaguet, S., Gamba, J., Forchelet, J., Krejci, I., Watanabe, J.C.: ESPI Analysis of Tooth Deformation during Polymerization of Siloranes. *Dent Mater* 22: 896-902 (2006)

Bouschlicher, M.R., Vargas, M.A., Boyer, D.B.: Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 10 (2): 88-96 (1997)

Bowen, R.L.: Dental filling materials comprising vinyl silan treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis-phenol and glycidyl acrylate. US Patent 3066122 (1962)

Brackett, W.W., Tay, F.R., Looney, S.W., Ito, S., Haisch, L.D., Pashley, D.H.: Microtensile dentin and enamel bond strengths of recent self-etching resins. *Oper Dent* 33 (1): 89-95 (2008)

Braga, R.R., Boaro, L.C., Kuroe, T., Azevedo, C.L., Singer, J.M.: Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater* 22 (9): 818-823 (2006)

Brandenbusch, M., Meyer, G., Canbek, K., Willershausen, B., Ernst, C.-P.: One year performance of an innovative silorane posterior composite. IADR, New Orleans, USA, Nr. 1581 (2007)

Brenner, C.: Die Adhäsivtechnik – effizient und einfach. *Magazin für Zahnheilkunde, Management und Kultur* 20, 304-316 (2004)

Bryant R.W., Mahler D.B.: Volumetric contraction in some tooth-coloured restorative materials. *Aust Dent J.* 2007 Jun; 52 (2):112-117 (2007)

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)

Buonocore, M.G., Matsui, A., Gwinnett, A.J.: Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol* 13 (1): 61-70 (1968)

Burke, F.J., Crisp, R.J., James, A., Mackenzie, L., Pal, A., Sands, P., Thompson, O., Palin, W.M.: Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices. *Dent Mater* 27 (7): 622-630 (2011)

Burke, F.J., McCaughey, A.D.: The four generations of dentin bonding. *Am J Dent* 8 (2): 88-92 (1995)

Can-Karabulut, D.C., Oz, F.T., Karabulut, B., Batmaz, I., Ilk, O.: Adhesion to primary and permanent dentin and a simple model approach. *Eur J Dent* 3 (1): 32-41 (2009)

Craig, R.G., Powers, J.M., Wataha, J.C.: *Zahnärztliche Werkstoffe*. Urban & Fischer bei Elsevier, 1. Auflage: S. 23 - 24 (2006)

Davidson, C.L., de Gee, A.J., Feilzer, A.: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63 (12): 1396-1399 (1984)

Davidson, C.L., Feilzer, A.J.: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 25: 435-440 (1997)

de Almeida Neves, A., Coutinho, E., Cardoso, M.V., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B.: Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. *J Adhes Dent* 13 (1): 7-22 (2011)

Dentsply DeTrey: SDR - Smart Dentin Replacement.

<http://www.dentsply.de/docs/index.aspx?id=30973&domid=1042&sp=D>

Dewaele, M., Truffier-Boutry, D., Devaux, J., Leloup, G.: Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater* 22 (4): 359-365 (2006)

Efes, B.G., Dorter, C., Gomec, Y.: Clinical evaluation of an ormocer, a nanofill composite and a hybrid composite at 2 years. *Am J Dent* 19 (4): 236-240 (2006)

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)

Ellakwa, A., Cho, N., Lee, I. B.: The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. *Dent Mater* 23 (10): 1229-1235 (2007)

Erickson, R.L., Barkmeier, W.W., Latta, M.A.: The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dent Mater* 25 (11): 1459-1467 (2009a)

Erickson, R.L., Barkmeier, W.W., Kimmes, N.S.: Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater* 25 (10): 1187-1194 (2009b)

Ernst, C.-P.: Eine Einteilung der Kompositmaterialien. Update Komposite: Einführung – Teil 1, Teil 2 und Teil 3“.

[http://www.zmk-aktuell.de/zahnheilkunde/zahnerhaltung/story/update-komposite-einfuehrung-teil-1\[2,3\].html](http://www.zmk-aktuell.de/zahnheilkunde/zahnerhaltung/story/update-komposite-einfuehrung-teil-1[2,3].html) (2010)

Ernst, C.-P., Brandenbusch, M., Meyer, G., Canbek, K., Gottschalk, F., Willershausen, B.: Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig* 10 (2): 119-125 (2006)

Ernst, C.-P., Buhtz, C., Rissing, C., Willershausen, B.: Clinical performance of resin composite restorations after 2 years. *Compend Contin Educ Dent* 23 (8): 711-714, 716-717, 720 passim (2002)

Ernst, C.-P., Canbek, K., Aksogan, K., Willershausen, B.: Two-year clinical performance of a packable posterior composite with and without a flowable composite liner. *Clin Oral Investig* 7 (3): 129-134 (2003)

Ernst, C.-P., Canbek, K., Euler, T., Willershausen, B.: In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig* 8 (3): 130-138 (2004a)

Ernst, C.-P., Meyer, G.R., Klocker, K., Willershausen, B.: Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater* 20 (4): 313-321 (2004b)

Ernst, C.-P., Willershausen, B.: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztliche Mitteilungen* 93 (7): 30ff (2003)

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.: Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 6 (4): 302-318 (1995)

Figueiredo Reis, A., Giannini, M., Ambrosano, G.M., Chan, D.C.: The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. *J Dent* 31 (1): 59-66 (2003)

Floyd, C.J., Dickens, S.H.: Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater* 22 (12): 1143-1149 (2006)

Frankenberger, R., Kramer, N., Petschelt, A.: Fatigue behaviour of different dentin adhesives. *Clin Oral Investig* 3 (1): 11-17 (1999)

Frankenberger, R.: Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 57, 154-171 (2002)

Giachetti, L., Bertini, F., Bambi, C., Scaminaci Russo, D.: A rational use of dental materials in posterior direct resin restorations in order to control polymerization shrinkage stress. Minerva Stomatol 56 (3): 129-138 (2007)

Giachetti, L., Scaminaci Russo, D., Bambi, C., Grandini, R.: A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. J Contemp Dent Pract 7 (4): 79-88 (2006)

Giriappa, R.H., Chandra, B.S.: Comparative evaluation of self-etching primers with fourth and fifth generation dentin-bonding systems on carious and normal dentin substrates: An in vitro shear bond strength analysis. J Conserv Dent 11 (4): 154-158 (2008)

Goldstein, G.R.: The longevity of direct and indirect posterior restorations is uncertain and may be affected by a number of dentist-, patient-, and material-related factors. J Evid Based Dent Pract 10 (1): 30-31 (2010)

Gonczowski, K., Visvanathan, A., Ilie, N., Kunzelmann, K.H.: Polymerization contraction stress in light-cured composite restorative materials. CED, Amsterdam, Niederlande, Abstract-Nr. 0346 (2005)

Gordan, V.V., Vargas, M.A., Denehy, G.E.: Interfacial ultrastructure of the resin-enamel region of three adhesive systems. Am J Dent 11 (1): 13-16 (1998)

Gwinnett, A.J.: Bonding of restorative resins to enamel. Int Dent J 38 (2): 91-96 (1988)

Gwinnett, A.J., Matsui, A.: A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. Arch Oral Biol 12 (12): 1615-1620 (1967)

Haller, B.: Die postoperative Hypersensibilität. Zahnärztliche Mitteilungen 99 (3): 684-689 (2009)

Haller, B., Blunck, U.: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. Zahnärztliche Mitteilungen 93 (7): 48ff (2003)

Hannig, M., Reinhardt, K.J., Bott, B.: Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. Oper Dent 24 (3): 172-180 (1999)

Hardan, L.S., Amm, E.W., Ghayad, A., Ghosn, C., Khraisat, A.: Effect of different modes of light curing and resin composites on microleakage of Class II restorations--Part II. Odontostomatol Trop 32 (126): 29-37 (2009)

Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T.: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Fischer bei Elsevier, 4. Auflage: S. 140 (2007)

Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T.: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Fischer bei Elsevier, 4. Auflage: S. 208, S. 212 (2007a)

Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T.: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Fischer bei Elsevier, 4. Auflage: S. 169-172 (2007b)

Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T.: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Fischer bei Elsevier, 4. Auflage: S. 173-179 (2007c)

Hickel, R., Ernst, C.-P., Haller, B., Hugo, B., Kunzelmann, K.-H., Merte, K., Ott, K., Schmalz, G., Staehle, H.J.: Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich - Indikation und Lebensdauer. Zahnärztliche Mitteilungen 95 (21): 74-76 (2005)

Hickel, R., Manhart, J.: Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 3 (1): 45-64 (2001)

Ilie, N., Hickel, R.: Silorane-based Dental Composite: Behavior and Abilities. *Dent Mater J* 25: 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., Jelen, E., Hickel, R.: Low-shrinkage composite for dental application. *Dent Mater J* 26 (2): 149-155 (2007)

Ilie, N., Kunzelmann, K.H., Hickel, R.: Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. *Dent Mater* 22 (7): 593-601 (2006)

Inoue, S., Vargas, M.A., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Sano, H., Van Meerbeek, B.: Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 3 (3): 237-245 (2001)

Jimenez-Planas, A., Martin, J., Abalos, C., Llamas, R.: Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int* 39 (2): e74-84 (2008)

Kahler, B., Kotousov, A., Borkowski, K.: Effect of material properties on stresses at the restoration-dentin interface of composite restorations during polymerization. *Dent Mater* 22 (10): 942-947 (2006)

Kappler, O., Loll, H., Weinmann, W., Thalacker, C.: Chewing Simulation of Silorane and Methacrylate Restorations. *CED, Thessaloniki, Nr. 0537* (2007)

Kemp-Scholte, C.M., Davidson, C.L.: Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 69 (6): 1240-1243 (1990)

Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J.: Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* 21 (12): 1150-1157 (2005)

Krithikadatta, J.: Clinical effectiveness of contemporary dentin bonding agents. *J Conserv Dent* 13 (4): 173-183 (2010)

Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Vanherle, G.: Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 15 (2): 128-137 (1999)

Latta, M.A., Barkmeier, W.W.: Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 42 (4): 567-577 (1998)

Legler, L.R., Retief, D.H., Bradley, E.L.: Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98 (2): 154-160 (1990)

Leloup, G., D'Hoore, W., Bouter, D., Degrange, M., Vreven, J.: Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* 80 (7): 1605-1614 (2001)

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

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

Lutz, F., Krejci, I., Barbakow, F.: Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 7 (2): 107-113 (1991)

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

Malhotra, N., Mala, K.: Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part I. *Compend Contin Educ Dent* 31 (7): 498-505; quiz 506, 508 (2010)

Malhotra, N., Mala, K.: Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part II. *Compend Contin Educ Dent* 31 (8): 584-588, 590-591; quiz 592, 603 (2010)

Manhart, J.: Neues Konzept zum Ersatz von Dentin in der kompositbasierten Seitenzahnversorgung. *ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2010; 119 (3): 118-125 (2010)

Manhart, J., Chen, H., Hamm, G., Hickel, R.: Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 29 (5): 481-508 (2004)

Masouras, K., Silikas, N., Watts, D.C.: Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dent Mater* 24 (7): 932-939 (2008)

McLeod, M.E., Price, R.B., Felix, C.M.: Effect of configuration factor on shear bond strengths of self-etch adhesive systems to ground enamel and dentin. *Oper Dent* 35 (1): 84-93 (2010)

Mitchem, J.C.: The use and abuse of aesthetic materials in posterior teeth. *Int Dent J* 38 (2): 119-125 (1988)

Mitra, S.B., Wu, D., Holmes, B.N.: An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 134 (10): 1382-1390 (2003)

Mixson, J.M., Eick, J.D., Tira, D.E., Moore, D.L.: The effects of rinse volumes and air and water pressures on enamel-composite resin bond strength. *J Prosthet Dent* 62 (5): 522-526 (1989)

Molla, K., Park, H.J., Haller, B.: Bond strength of adhesive / composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. *J Adhes Dent* 4 (3): 171-180 (2002)

Munehika, T., Suzuki, K., Nishiyama, M., Ohashi, M., Horie, K.: A comparison of the tensile bond strengths of composite resins to longitudinal and transverse sections of enamel prisms in human teeth. *J Dent Res* 63 (8): 1079-1082 (1984)

Munksgaard, E.C., Hansen, E.K., Kato, H.: Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Scand J Dent Res* 95 (6): 526-531 (1987)

Musanje, L., Sakaguchi, R.L., Ferracane, J.L., Murchison, C.F.: Light-Source, Material and Measuring-Device Effects on Contraction Stress in Composites. IADR, Baltimore, USA, Abstract-Nr. 0294 (2005)

Nakajima, M., Ogata, M., Okuda, M., Tagami, J., Sano, H., Pashley, D.H.: Bonding to caries-affected dentin using self-etching primers. *Am J Dent* 12 (6): 309-314 (1999)

Nağacı, A., Salbas, M., Ulusoy, N.: The effects of soft-start vs continuous-light polymerization on microleakage in Class II resin composite restorations. *J Adhes Dent* 7 (4): 309-314 (2005)

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)

Niu, Y., Ma, X., Fan, M., Zhu, S.: Effects of layering techniques on the microtensile bond strength to dentin in resin composite restorations. *Dent Mater* 25 (1): 129-134 (2009)

Nozaka, K., Suruga, Y., Amari, E.: Microleakage of composite resins in cavities of upper primary molars. *Int J Paediatr Dent* 9 (3): 185-194 (1999)

Okamura, H., Miyasaka, T., Hagiwara, T.: Development of dental composite resin utilizing low-shrinking and low-viscous monomers. *Dent Mater J* 25 (3): 437-444 (2006)

Opdam, N.J., Bronkhorst, E.M., Loomans, B.A., Huysmans, M. C.: 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res* 89 (10): 1063-1067 (2010)

Opdam, N.J., Bronkhorst, E.M., Roeters, J.M., Loomans, B.A.: A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater* 23 (1): 2-8 (2007)

Opdam, N.J., Roeters, J.J., Kuijs, R., Burgersdijk, R.C.: Necessity of bevels for box only Class II composite restorations. *J Prosthet Dent* 80 (3): 274-279 (1998)

Osborne, J.W., Summitt, J.B.: Extension for prevention: is it relevant today?. *Am J Dent* 11 (4): 189-196 (1998)

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 (2005a)

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 (2005b)

Papadogiannis, D.Y., Lakes, R.S., Papadogiannis, Y., Palaghias, G., Helvatjoglu-Antoniades, M.: The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites. *Dent Mater* 24 (2): 257-266 (2008)

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

Pearson, G.J., Hegarty, S.M.: Cusp movement in molar teeth using dentine adhesives and composite filling materials. *Biomaterials* 8 (6): 473-476 (1987)

Perdigão, J.: Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 26 (2): e24-37 (2010)

Poggio, C., Arciola, C.R., Rosti, F., Scribante, A., Saino, E., Visai, L.: Adhesion of *Streptococcus mutans* to different restorative materials. *Int J Artif Organs* 32 (9): 671-677 (2009)

Polymerisation und Volumenschumpf von Silorane und Methacrylaten, 3M ESPE, Website:

http://solutions.3mdeutschland.de/wps/portal/3M/de_DE/3M_ESPE/DentalManufacturers/Products/DentalRestorativeMaterials/DentalComposite/PosteriorFillings/#tab2

Rees, J.S., Jacobsen, P.H., Hickman, J.: The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. *Clin Mater* 17(1): 11-5 (1994)

Retief, D.H.: Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 52 (2): 333-341 (1973)

Ritter, R.G.: Conservative tooth-colored restorations for the 21st century. *Dent Today* 17: 50-52, 54-55 (1998)

Rodrigues Junior, S.A., Pin, L.F., Machado, G., Della Bona, A., Demarco, F.F.: Influence of different restorative techniques on marginal seal of class II composite restorations. *J Appl Oral Sci* 18 (1): 37-43 (2010)

Roulet, J. F.: *Degradation of Dental Polymers*. Karger, Basel / New York (1987)

Rzanny, A., Göbel, R., Küpper, H.: Ein methacrylatfreies Seitenzahnkomposit im werkstoffkundlichen Vergleich mit Nano-, Nanohybrid- und Hybridkompositen. *ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2010; 119 (9): 406-414 (2010)

Sakaguchi, R.L., Peters, M.C., Nelson, S.R., Douglas, W.H., Poort, H.W.: Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 20 (3): 178-182 (1992)

Santini, A.: Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dent Update* 37 (4): 214-216, 218-220, 223-227 (2010)

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

Schweikl, H., Schmalz, G., Weinman, W.: The Induction of Gene Mutations and Micronuclei by Oxiranes and Siloranes in Mammalian Cells. *J Dent Res* 83 (1): 17-21 (2004)

Shimada, Y., Tagami, J.: Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent* 28 (1): 20-27 (2003)

Soderholm, K.J., Soares, F., Argumosa, M., Loveland, C., Bimstein, E., Guelmann, M.: Shear bond strength of one etch-and-rinse and five self-etching dental adhesives when used by six operators. *Acta Odontol Scand* 66 (4): 243-249 (2008)

Soltész, U., Koplín, C.: Polymerisationsschrumpfung neuer Komposit-Füllungswerkstoffe. *Zahnärztliche Mitteilungen* 94 (8): 54ff (2004)

Suliman, A.H., Boyer, D.B., Lakes, R.S.: Polymerization shrinkage of composite resins: comparison with tooth deformation. *J Prosthet Dent* 71 (1): 7-12 (1994)

Swift, E.J., Jr.: Wear of composite resins in permanent posterior teeth. *J Am Dent Assoc* 115 (4): 584-588 (1987)

Swift, E.J., Jr., Perdigão, J., Heymann, H.O.: Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 26 (2): 95-110 (1995)

Toledano, M., Osorio, R., de Leonardi, G., Rosales-Leal, J.I., Ceballos, L., Cabrerizo-Vilchez, M.A.: Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 14 (4): 205-210 (2001)

Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71 (8): 1530-1540 (1992)

Van Meerbeek, B., Perdigão, J., Lambrechts, P., Vanherle, G.: The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26 (1): 1-20 (1998)

Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Snauwaert, J., Hellemans, L., Lambrechts, P., Vanherle, G., Wakasa, K., Pashley, D. H.: Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM. *J Adhes Dent* 1 (1): 7-23 (1999)

Watts, D.C., Satterthwaite, J.D.: Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. *Dent Mater* 24 (1): 1-8 (2008)

Watts, D.C., Wahbi, M.A.: Shrinkage-Stress Kinetics of Silorane versus Dimethacrylate Resin-Composites. IADR, Baltimore, USA, Nr. 2680 (2005)

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

Weinmann, W., Thalacker, C., Guggenberger, R., Stippschild, A., Dede, K., Anderski, A.: Comparative Testing of Ambient Light Stability and Reactivity of Silorane and Methacrylate Filling Materials. IADR, Göteborg, Schweden, Nr. 0733 (2003)

Yamazaki, P.C., Bedran-Russo, A.K., Pereira, P.N., Wsift, E.J., Jr.: Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material. *Oper Dent* 31 (6): 670-676 (2006)

Yanovskyy, O., Salihovic, M., Neiser, F., Döbritz, M.K., Chalupa, J., Gente, M.: Untersuchungen zur linearen Schrumpfung von Kompositen. *ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2010; 119 (3): S. 74-76 (2010)

Yapp, R., Powers, J.M.: Bond Strength of Filtek™ LS System to Tooth Structure. *The Dental Advisor* 12 (2007)

Yoshiyama, M., Tay, F.R., Doi, J., Nishitani, Y., Yamada, T., Itou, K., Carvalho, R.M., Nakajima, M., Pashley, D.H.: Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 81 (8): 556-560 (2002)

Yoshiyama, M., Urayama, A., Kimochi, T., Matsuo, T., Pashley, D.H.: Comparison of conventional vs self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin. *Oper Dent* 25 (3): 163-169 (2000)

Zhao, H., Kostoryz, E.L., Weinmann, W., Eick, J.D.: Evaluation of Siloranes for DNA Damage Using the Comet Assay. IADR, Baltimore, USA, Nr. 1196 (2005)

7 HERSTELLERVERZEICHNIS

1% Chloramin-T-Lösung Apotheke des Klinikums der Universität Würzburg
D - 97080 Würzburg

Adhäsiv-Systeme AdheSE®
Ivoclar Vivadent AG
9494 Schaan Liechtenstein

Adper™ Scotchbond™ SE /
Silorane System Adhäsiv
3M ESPE AG
Dental Products
D - 82229 Seefeld

CLEARFIL™ SE BOND
Kuraray Europe GmbH
BU Medical Products
D - 65926 Frankfurt / Main

Bevelshape Feile BS 40
Intensiv SA
CH - 6916 Grancia

Chirurgische Absaugkanüle roeko Surgitip
Coltène/Whaledent
D - 89122 Langenau

Diamantscheibe 924XC
Komet
Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG
D - 32631 Lemgo

Einweg-Applikator	Disposable Applicators Brushes (Size M) 3M ESPE Dental Products St. Paul, MN 55144-1000 USA
Epoxidharz	ARALDITE CW 2215 Ciba Specialty Chemicals REN HY 5162 Härter Gößl & Pfaff GmbH D - 85123 Karlskron/Brautlach
Ethanol	Apotheke des Klinikums der Universität Würzburg D - 97080 Würzburg
Füllungsinstrumente	OP 3 CT Deppeler™ CH - 1180 Rolle Planstopfer PLGEF0 / PLGEF2 Hu-Friedy Europe Zweigniederlassung Deutschland D - 69181 Leimen Sonde EXS3A Hu-Friedy Europe Zweigniederlassung Deutschland D - 69181 Leimen

Graphitkleber	N 650 PLANOCARBON (30g) PLANO GmbH D - 35578 Wetzlar
Gummipolierer	9608.204.030 (Brownie) 9618.204.030 (Greenie) Komet Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG D - 32631 Lemgo
Holzkeile	KerrHawe Sycamore Interdental Wedges KerrHawe CH - 6934 Bioggio
INTRA LUX EVA	Prohylactic Kopf 61 LRG KaVo Dental GmbH D - 88400 Biberach/Riß
Kaltpolymerisat	Paladur® Heraeus Kulzer GmbH D - 63450 Hanau
Kochsalzlösung	Isotonische Kochsalzlösung 0,9% LOT WM1003 / 500ml Fresenius Kabi Deutschland GmbH D - 61346 Bad Homburg v. d. H.
Komposit	CLEARFIL MAJESTY™ Flow / CLEARFIL™ AP-X Kuraray Europe GmbH BU Medical Products D - 65926 Frankfurt / Main

	Filtek™ Silorane / Filtek™ Supreme XT Flowable Composite / Filtek™ Supreme XT Universal Composite 3M ESPE Dental Products St. Paul, MN 55144-1000 USA
	Tetric EvoFlow® / Tetric EvoCeram® Ivoclar Vivadent AG 9494 Schaan Liechtenstein
Mischbecher	RESIMIX® (30ml) Scheu Dental GmbH D - 58642 Iserlohn
Parodontometer	PCP UNC15 Hu-Friedy Europe Zweigniederlassung Deutschland D - 69181 Leimen
Phosphorsäure-Gel	Ultra-Etch® IndiSpense Refill (30ml) LOT B 3911 ULTRADENT PRODUCTS, INC. UP Dental GmbH D - 51149 Köln
Polierbürstchen	Occlubrush® Spitze // regulärer Kelch KerrHawe SA CH - 6934 Bioggio

Polymerisationsgerät	Elipar™ FreeLight 2 3M ESPE AG Dental Products D - 82229 Seefeld
Präparierdiamanten	830L.314.012 (Korngröße 100µm) 8830L.314.014 (Korngröße 45µm) Komet Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG D - 32631 Lemgo
Präzisionswaage	Mettler P1200 Mettler-Toledo GmbH D - 35353 Giessen
Rasterelektronenmikroskop	DSM 940 Carl Zeiss NTS GmbH D - 73447 Oberkochen
REM-Träger	12,5mm Aluminium Pin Stubs High Purity Agar Scientific Ltd. Stansted Essex CM24 8GF England
Röntgenfilmentwickler	Periomat Intra DÜRR DENTAL AG D - 74321 Bietigheim-Bissingen
Schieblehre	Digitale Schieblehre (DMV-SL05) DARIO Markenartikelvertrieb GmbH & Co. KG D - 20095 Hamburg

Schleifpapier	WS flex 18C Hermes Schleifmittel GmbH & Co. KG D - 22547 Hamburg
Sichel-Scaler	SH 6/7 Hu-Friedy Europe Zweigniederlassung Deutschland D - 69181 Leimen
Silbernitrat	≥ 99,9%, p.a. AgNO ₃ Art. 7908.1 Carl Roth GmbH + Co. KG 76185 Karlsruhe
Silikonabformmaterial	Honigum®-Light LOT 601984 DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH D - 22547 Hamburg Automix-Dispenser Type 50 1:1 LOT 600862 DMG D - 22547 Hamburg
Software	Leica Application Suite LAS EZ (Version 1.5.0) RaEM 4.0 Peter Müller Universität Würzburg

	Sigma Scan Image Analysis (Version 1.20.09)
Sputtergerät	K550 - Emitech ROENALYTIC GmbH D - 65232 Taunusstein
Stereomikroskop (digital)	EZ4 D Leica Mikrosysteme Vertrieb GmbH D - 35578 Wetzlar
Transparentmatrizen	Hawe Adapt® Sectional Matrix Transparent Art.Nr. 752, Art.Nr. 754 KerrHawe SA CH - 6934 Bioggio
Trennschleifmaschine	WOCO 50/Med. Conrad D - 38678 Clausthal-Zellerfeld
Universalkomposit	Systemp®. onlay Ivoclar Vivadent GmbH D - 73479 Ellwangen, Jagst
Wärmeschrank	Memmert GmbH + Co. KG D - 91107 Schwabach
Wasserbad	Umlaufkühler UKT 600 LAUDA Dr. R. Wobser GmbH & Co. KG D - 97922 Lauda-Königshofen

Umlaufwasserbad MT/M6
LAUDA Dr. R. Wobser GmbH & Co. KG
D - 97922 Lauda-Königshofen

Winkelstücke
KaVo Dental GmbH
D - 88400 Biberach/Riß

Zementspatel mittel
Aura-Dental
D - 97717 Aura a. d. Saale

Danksagung

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

Herrn Professor Dr. med. dent. Alfred Renk danke ich für die Übernahme des Korreferates.