

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNERHALTUNG UND PARODONTOLOGIE
DIREKTOR: PROF. DR. G. SCHMALZ
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Die Auswirkung von Siloran- und Methacrylathaftvermittlern auf die Adhäsion
siloranbasierter Dentalkomposite -
eine *in-vitro* Scherhaftfestigkeitsuntersuchung

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Susanne Kramer

2013

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNERHALTUNG UND PARODONTOLOGIE
DIREKTOR: PROF. DR. G. SCHMALZ
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Die Auswirkung von Siloran- und Methacrylathaftvermittlern auf die Adhäsion
siloranbasiertes Dentalkomposite -
eine *in-vitro* Scherhaftfestigkeitsuntersuchung

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Susanne Kramer

2013

Dekan: Prof. Dr. Dr. Torsten Reichert

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Gottfried Schmalz

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Peter Proff

Tag der mündlichen Prüfung: 22.10.2013

Inhalt

1 Einleitung.....	5
2 Literaturübersicht.....	7
2.1 Komposite	7
2.1.1 Methacrylate und ihre Zusammensetzung	7
2.1.2 Weiterentwicklungen in der Komposittechnologie	11
2.1.3 Silorane	13
2.2 Adhäsivtechnik	15
2.2.1 Schmelzkonditionierung	16
2.2.2 Dentinbonding	17
2.2.3 Haftvermittler für Silorane.....	20
3 Fragestellung.....	23
4 Material und Methode.....	26
4.1 Untersuchte Materialien.....	26
4.1.1 Verwendete siloranbasierte Komposite	26
4.1.2 Verwendete Adhäsivsysteme	27
4.2 Einteilung der Prüfungsgruppen	31
4.3 Versuchsdurchführung.....	33
4.3.1 Herstellung der Prüfkörper	33
4.3.2 Applikation der Adhäsive und Komposite.....	34
4.3.3 Scherversuch	35
4.3.4 Statistische Auswertung.....	37
5 Ergebnisse	38
5.1 Filtek Silorane.....	38
5.1.1 Haftkraft Schmelz	38
5.1.2 Haftkraft Dentin	39
5.1.3 Bruchmodi	44
5.2 Hermes Flow.....	46
5.2.1 Haftkraft Schmelz	46
5.2.2 Haftkraft Dentin	46
5.2.3 Bruchmodi	51

6 Diskussion.....	54
6.1 Diskussion von Material und Methode	54
6.1.1 Auswahl der Materialien.....	55
6.1.2 Untersuchungsmethode.....	56
6.1.3 Substratpräparation	57
6.1.4 Versuchsablauf.....	58
6.1.5 Versuchsauswertung	60
6.2 Diskussion der Ergebnisse	61
6.2.1 Ergebnisse mit SSA (Kontrollgruppen A)	61
6.2.2 Ergebnisse unter ausschließlichem Einsatz der Komponenten methacrylatbasierter Haftvermittler (Prüfgruppen B).....	61
6.2.3 Auswirkung der Kombination von konventionellen Adhäsiven mit Silorane System Adhesive – Bond (Prüfgruppen C).....	62
6.2.4 Einsatz von Hermes Flow als Bonding (Prüfgruppen D)	65
7 Schlussfolgerung.....	66
8 Zusammenfassung	67
9 Literaturverzeichnis	68
10 Anhang.....	83
10.1 Signifikanztabellen	83
10.2 Curriculum Vitae	91
10.3 Danksagung	92

1 Einleitung

Mit der Veröffentlichung von zwei Artikeln über die Verbesserung der Schmelz- und Dentinhaftung von Kompositen in den Jahren 1955 und 1956 durch *Buonocore* [17, 18] wurde der Grundstein für deren Verwendung in der Zahnheilkunde gelegt. Obwohl dentale Komposite zunächst ein ungenügendes Randverhalten zeigten und ihre mechanischen Eigenschaften den intraoralen Bedingungen nicht standhalten konnten, kam es in den folgenden Jahrzehnten dank der fortschreitenden, technischen Entwicklung zu einem Siegeszug der zahnfarbenen, ästhetischen Restaurierungen [13, 110].

Die stetig vorangetriebene Komposit- und Adhäsivchemie führte zu einer zunehmenden Modifizierung von Blacks Postulaten [58]. Bei der konservativen Therapie erfolgte ein Umdenken, die Forderung nach „Extension for prevention“ gilt heute als obsolet [108, 157]. Anstelle der untersichgehenden Kavitätenform zur mechanischen Retention trat eine defektbezogene Präparation mit maximaler Schonung gesunder Zahnhartsubstanz, gefolgt von einer Stabilisierung durch das adhäsiv befestigte Kompositmaterial. So konnte bei wurzelkanalbehandelten Zähnen eine deutlich erhöhte Frakturresistenz nach adhäsiver Füllungstherapie beobachtet werden, im Vergleich zu Zähnen, die mit Amalgam restauriert worden waren [55, 128].

Als einer der größten Schwachpunkte moderner Komposite und ihrer Adhäsive muss aber nach wie vor deren Polymerisationsschrumpfung gelten, welche zur Stressbildung an den Kontaktflächen zwischen Kavitätenwänden und Füllungsmaterial führt [66, 91]. Das 2007 auf dem Markt eingeführte, siloranbasierte Komposit Filtek Silorane (3M Espe, St. Paul, MN, USA) wird deshalb mit seiner neuartigen Matrixchemie beworben, die eine Minimierung der Polymerisationsschrumpfung verspricht [1]. Einige Studien bestätigen mittlerweile die im Vergleich zu gewöhnlichen Methacrylaten verringerte Volumenschrumpfung von unter 1%, welche auf eine einzigartige Polymerisationsreaktion durch eine kationische Ringöffnung zurückzuführen ist [28, 164, 167].

Allerdings ist bisher nur wenig zu den Eigenschaften des für Silorane erzielbaren adhäsiven Verbundes veröffentlicht worden [52, 99, 131], welcher immer genauso maßgeblich am Erfolg einer restaurativen Versorgung beteiligt ist, wie das jeweilige

Kompositmaterial selbst. Noch weniger Erkenntnisse liegen über die Kompatibilität des stark hydrophoben Materials mit handelsüblichen, methacrylatbasierten Bondingsystemen vor [31]. Der Hersteller selbst fordert den ausschließlichen Einsatz zusammen mit einem speziell für die Silorane entwickelten Adhäsiv [1].

In der vorliegenden *in-vitro* Studie soll die Scherhaftfestigkeit von zwei siloranbasierten Kompositen auf den Zahnhartsubstanzen menschlicher Molaren getestet werden. Als Haftvermittler kamen verschiedene konventionelle Bondingsysteme, deren Einzelbestandteile und Kombinationen aus diesen mit dem gezielt entwickelten Silorane System Adhesive Bond sowie einem experimentellen, flowable Komposit als Bonding zum Einsatz. Als Kontrollen dienten Proben, die ausschließlich mit dem Siloranadhäsiv behandelt worden waren. Um bei der Fülle an angebotenen Materialien eine möglichst große Auswahl an unterschiedlichen Systemen abdecken zu können, sei an dieser Stelle auf eine zweite, parallel entstandene Arbeit verwiesen, die weitere Versuchsreihen nach dem gleichen Prüfungsprotokoll beinhaltet, jedoch noch unveröffentlicht ist [97].

2 Literaturübersicht

2.1 Komposite

Nachdem kalthärtende ungefüllte Methacrylate und Polymethylmethacrylate in der Mundhöhle unbefriedigende Langzeitergebnisse gezeigt hatten [13, 166], suchte *Bowen* nach möglichen Alternativen mit erfolgversprechenden chemischen und physikalischen Eigenschaften [12]. Im Jahr 1962 beschrieb er erstmals das organische Molekül Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) als Matrix für ein dentales Kompositmaterial zusammen mit einem anorganischen Füllstoff aus silanisiertem Quarzmehl [9]. Obwohl heute eine Vielzahl an Produkten am Markt verfügbar ist, die aus zahlreichen Einzelkomponenten bestehen, basieren die meisten modernen Komposite immer noch auf den von *Bowen* vorgestellten Grundpfeilern. Ihrem Namen entsprechend (lat. componere = zusammensetzen) handelt es sich um einen Verbundwerkstoff, dessen drei Hauptbestandteile die organische Matrix, die disperse Phase (anorganische Füller) und die Verbundphase im Zusammenspiel zu neuen Werkstoffeigenschaften führen [41].

2.1.1 Methacrylate und ihre Zusammensetzung

2.1.1.1 Organische Phase

Die organische Matrix der meisten zugelassenen Dentalkomposite besteht vorwiegend aus Monomeren, die den mehrfunktionellen Methacrylaten zugeordnet werden können. Dies sind typischerweise Bis-GMA oder Urethandimethacrylat (UDMA) [117] (Abbildung 1, [8]). Deren Molekülgröße wirkt sich direkt auf die Polymerisations-schrumpfung aus. Die langkettigeren Moleküle führen gegenüber den einfachen Methylmethacrylaten zu geringeren Kontraktionen bei der Aushärtung, bewirken aber gleichzeitig eine erhöhte Viskosität des Materials [160]. Dies versucht man durch den Einsatz von Komonomeren wie Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) [142] oder Ethylenglykol-Dimethacrylat (EGDMA) zu kompensieren, um eine gute Verarbeitbarkeit zu gewährleisten und um den Füllkörperanteil erhöhen zu können [117, 160] (Abbildung 1, [8]). Weiterhin ist die Struktur der Methacrylate für das hydrophobe Verhalten, den Polymerisationsgrad [140] sowie eventuelle mutagene [136],

entzündungsauslösende [49, 133] und zytotoxische [32, 103] Eigenschaften verantwortlich.

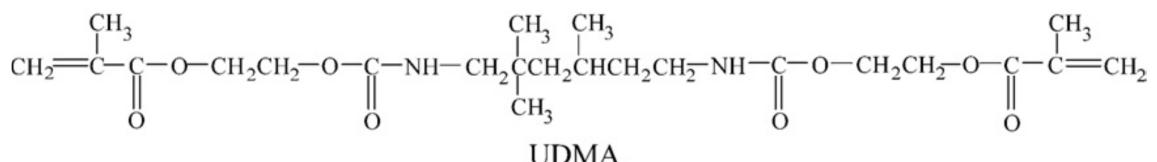
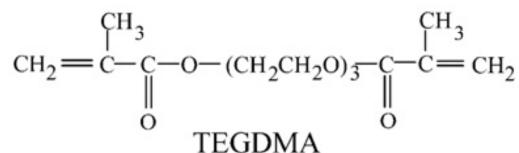
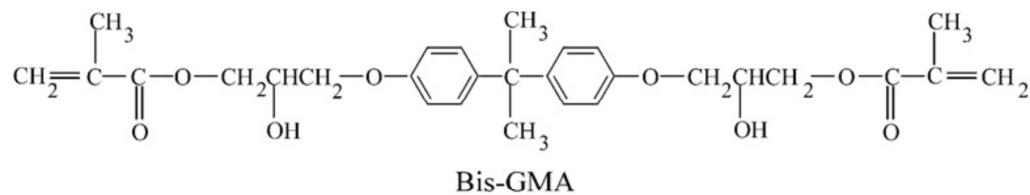


Abbildung 1: Chemische Strukturformeln von 2,2-bis-[4-(2-hydroxy-3-methacryloyloxypropoxy)phenyl] propan (Bis-GMA), Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) und Urehandimethacrylat (UDMA) [8]

Die Polymerisationsreaktion beruht auf einem radikalischen Aufbrechen der Doppelbindungen der Methacrylreste der Monomere. Dies ermöglicht die Reaktion der Monomere untereinander und deren dreidimensionale Vernetzung und Aushärtung zu Polymerketten. Um die Reaktion zu starten, werden Initiatoren benötigt, die bei Aktivierung zu energiereichen Radikalen zerfallen, welche sich durch ein einzelnes unbundenes Elektron auszeichnen. Bei modernen Kompositen geschieht dies durch Photoinitiatorsysteme wie Campherchinon, das Licht der Wellenlänge 400-540 nm absorbiert [143]. Vom Wirkungsgrad dieses Vorgangs sind wichtige klinische Eigenschaften, wie die Durchhärtungstiefe und die Vollständigkeit der Aushärtung der Kompositfüllung abhängig [135]. Bei unvollständiger Reaktion können verbleibende Restmonomere zu erhöhter Wasseraufnahme und -löslichkeit führen [71] und sich zytotoxisch auswirken [150].

Da auch bereits unter normalen Lagerungsbedingungen spontan Radikale entstehen können, müssen dem Komposit in geringen Mengen Stabilisatoren zugesetzt werden, die mit solchen vorzeitigen Startermolekülen reagieren, um die Haltbarkeit und Verarbeitungszeit zu verlängern. Am häufigsten werden hierfür Phenole, insbesondere Hydrochinonmonomethyläther, verwendet [11, 58].

Weitere zugesetzte Additiva in der Kompositmatrix sind Weichmacher, Lichtschutzmittel und optische Aufheller. Um eine möglichst umfassende und passgenaue Farbpalette für die adhäsiven Restaurationen zu ermöglichen, können verschiedenste Farbpigmente, vor allem Eisenoxide, beigemischt werden [58].

2.1.1.2 Disperse Phase

Bei der zweiten Hauptkomponente der Komposite handelt es sich um anorganische Füllstoffe, wie Quarze, Keramik oder Siliziumdioxid. Ihre Bedeutung wird schon daran ersichtlich, dass methacrylatbasierte Komposite heute üblicherweise nach der Morphologie und Größe ihrer Füllstoffe klassifiziert werden [58]. Diese beeinflussen gleichzeitig auch den Füllkörpergehalt und darüberhinaus wichtige mechanische Eigenschaften des gesamten Kunststoffes. Druck- und Zugfestigkeit, Elastizitätsmodul und Mikrohärte können durch die disperse Phase gesteigert werden [76]. Ferner kann ein hoher Füllkörperanteil die Wasseraufnahme [125] sowie die thermische Expansion und die Polymerisationsschrumpfung verringern und das ästhetische Ergebnis beeinflussen [85]. Weiterentwicklungen bei Füllkörperanteil und -eigenschaften waren lange Zeit, bei weitgehend unveränderter Monomerstruktur [160], der Hauptansatzpunkt für die Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung [64]. Durch *Lutz und Phillips* erfolgte eine immer noch gängige Einteilung in konventionelle Makrofüllerkomposite, homogene Mikrofüllerkomposite, inhomogene Mikrofüllerkomposite sowie Hybridkomposite [92].

Konventionelle Komposite enthalten nach *Lutz und Phillips* rein anorganische splitterförmige Füllerpartikel in einer Größe zwischen 0,1 und 100 µm [92]. Den Gläsern beigefügte Schwermetalle, wie Barium oder Strontium, ermöglichen Radioopazität [11]. Aufgrund der Härtedifferenz zwischen Füller und Matrix kommt es aber zu einem raschen oberflächlichen Herausbrechen der Partikel, deren Durchmesser

zudem größer ist als die Wellenlänge von sichtbarem Licht [92]. Aus dem Verlust der Füllkörper resultiert eine schlechte Polierbarkeit mit einem unbefriedigenden ästhetischen Ergebnis [87] und erhöhter Plaqueanlagerung [92] begünstigt durch die Oberflächenrauigkeit [123]. Die Tendenz neuerer konventioneller Komposite geht hin zu kleineren, runden Makrofüllern mit Größen zwischen 1 und 5 µm. Hierdurch lässt sich der Fülleranteil erhöhen, ohne die gute Verarbeitbarkeit zu gefährden. Die Politurergebnisse bleiben trotzdem kurzlebig und mangelhaft [92].

Mikrofüller besitzen eine durchschnittliche Größe zwischen 0,001 und 0,1 µm, meist jedoch von ca. 0,04 µm, und werden durch chemische Hydrolyse von Gläsern gewonnen. Das optische Ergebnis ist erheblich besser als mit Makrofüllern [87], da selbst ein chemisch oder mechanisch bedingtes Herausbrechen der Füllkörper auf der Oberfläche mit bloßem Auge nicht erkennbar ist. Allerdings sind Mikrofüller meist Röntgenstrahlen durchlässig und erhöhen die Viskosität des Kompositos in starkem Maße. Dadurch wird der mögliche Füllkörperanteil limitiert und die Verarbeitbarkeit enorm erschwert [92]. Wegen ihrer erhöhten Anfälligkeit für Frakturen wird ihr Einsatz nur in Klasse I und IV Kavitäten mit ästhetischer Relevanz befürwortet [86].

Um den Füllkörperanteil erhöhen zu können, ohne die positiven Merkmale der Mikrofüller zu verlieren, wurden inhomogene Mikrofüllerkomposite entwickelt. Hierbei werden der Kompositmatrix Mikrofüller sowie größere Füllerpartikel, die auf Mikrofüllern basieren, zugesetzt. Möglich sind splitterförmige Vorpolymerisate, bei denen es sich um mikrogefüllte Komposite handelt, welche bis zu einer Größe von 1-200 µm zermahlen werden, kugelförmige Vorpolymerisate mit einem Durchmesser von 20-30 µm und Mikrofülleragglomerate. Diese sind im Gegensatz zu den Vorhergenannten rein anorganisch aufgebaut und besitzen eine Größe von 1-25 µm [92]. Inhomogene Mikrofüllerkomposite sind allerdings oft nicht röntgenopak und ihre physikalischen Eigenschaften bleiben immer noch hinter denen von Makrofüllern zurück. Bei splitterförmigen Vorpolymerisaten kann es an den Grenzflächen unter Belastung zu Rissbildung kommen, was zu vorzeitigem Versagen führen kann. Im Seitenzahnbereich sind sie deshalb nicht indiziert [58, 92].

Die Eigenschaften beider Füllersysteme vereinen die Hybridkomposite. Hier werden sowohl traditionelle Makrofüller als auch Mikrofüller eingesetzt. Der Füllkörperanteil

lässt sich auf diese Weise auf 70-87% [166] steigern, die Viskosität und Verarbeitbarkeit lassen sich steuern und die Röntgenopazität kann durch die Makrofüller gewährleistet werden. Die Mikrofüller verstärken die organische Matrix und verringern so die mechanischen Unterschiede, was den Verbund verbessert [92]. Insgesamt zeigen die Hybridkomposite sehr gute physikalische Eigenschaften [48] sowie eine bessere Polierbarkeit und Ästhetik als Makrofüllerkomposite, auch wenn sie im Frontzahngelände nach wie vor nicht die optische Qualität der Mikrofüllerkomposite erreichen [92]. Da sich mittlerweile die meisten verwendeten Komposite den Hybridkompositen zuordnen lassen, erfolgten in dieser Kategorie weitere Unterteilungen nach Füllkörperanteil und Größe [40, 63]. *Willems* et al. klassifizierten Komposite nach mittlerem (< 60%) und dichtem (> 60%) Gehalt an Füllkörpern und nach deren durchschnittlichen Ausmaßen in fein (> 3 μm) und ultrafein (< 3 μm) [168]. Weitere Einteilungen können in Fein-, Feinst- und Submikrometerhybridkompositen erfolgen mit Korngrößen bis zu 5 μm , unter 3 μm und unter 1 μm [58].

2.1.1.3 Verbundphase

Erheblichen Anteil am dauerhaften Erfolg einer Kompositfüllung hat die Verbundphase, welche bestimmt für die Haftkräfte zwischen anorganischen Füllern und organischer Matrix ist [40]. Um ein Herausbrechen der Füllkörper wirkungsvoll verhindern zu können und damit mechanische Werte, wie die Hydrolysestabilität [111], zu verbessern, müssen diese eine hydrophobe Beschichtung erhalten. Dies gelingt am besten mit Molekülen, welche eine Silangruppe am einen und eine Methacrylatgruppe am anderen Ende aufweisen. Üblicherweise werden hierfür 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilane verwendet. Die Güte der Silanisierung und der erzielte Verbund zur Matrix beeinflussen maßgeblich die Widerstandsfähigkeit des Komposit [40, 94].

2.1.2 Weiterentwicklungen in der Komposittechnologie

Heute sind zahlreiche Weiterentwicklungen und Modifikationen der klassischen Komposite wie Nanofüllerkomposite, Kompomer und Ormocere auf dem Markt

verfügbar. Diese beruhen vorrangig auf der Chemie der Fein- und Feinstpartikelhybridkomposite [58].

Nanofüllerkomposite enthalten Primärpartikel zwischen 20 nm und 75 nm (nach Herstellerangaben: 3M Espe, St. Paul, MN, USA: Filtek Supreme Plus) in einer Dimension und Nanofülleraggregate mit einer Größe von 0,6-1,4 μm [36]. Ihre Füllkörper sind damit nicht kleiner als Mikrofüller, wie der Name fälschlicherweise suggerieren könnte. Allerdings kann durch „physikalische und chemische Veränderungen“ [58] ihr Agglomerieren verhindert werden. Während bei den ursprünglichen Mikrofüllern ihre große Oberfläche und ihre Tendenz, sich aneinander zu lagern, zu einer starken Limitierung des möglichen Füllkörpergehalts führte, konnte bei Nanofüllerkompositen der Füllkörperanteil auf den von Hybridkompositen (s. 2.1.1.2) gesteigert werden [58]. Die in den Nanofülleraggregaten enthaltenen Zirkoniumpartikel gewährleisten Röntgenopazität [36]. Ihre mechanischen Eigenschaften wie Vickershärte, E-Modul und Biegebruchfestigkeit sind denen der Hybridkompositen ähnlich, weshalb sie auch für den Einsatz im Seitenzahngebiet geeignet sind [65]. Zum Teil bieten Nanofüllerkomposite aber gleichzeitig eine bessere Polierbarkeit [70].

Bei Kompomeren handelt es sich um eine Kombination aus Kompositen und Glasionomerzementen. Da sie in ihrer Anwendung und Zusammensetzung eher den Kompositen entsprechen, werden sie aber auch als „Polyalkensäure modifizierte Komposite“ bezeichnet. Ihre Aushärtungsreaktion erfolgt als Photopolymerisation der Monomeranteile. Die Säure-Base-Reaktion, welche für die anmischbaren Glasionomerzemente charakteristisch ist, entfällt zunächst. Sie läuft erst im Anschluss bei Kontakt mit Feuchtigkeit in der Mundhöhle und nur an den Grenzflächen der Füllung ab [173]. Bei den Füllkörpern handelt es sich vor allem um silanierte Fluorsilikatgläser, welche die Abgabe von Fluoriden durch die Kompomerfüllung ermöglichen. Es können jedoch auch Füllerbestandteile aus der Komposittechnologie enthalten sein. Wie bei dieser ist eine Anwendung mit Adhäsivtechnologie empfohlen; besonders häufig kommen selbtkonditionierende Primer zum Einsatz [60, 98]. Aufgrund ihrer vergleichsweise hohen Abrasivität und der Fluoridabgabe haben sie ihre Indikation vor allem im Milchgebiss [25, 104].

Ebenfalls zu erwähnen ist die Entwicklung der „organisch modifizierten Keramiken“, kurz Ormocere genannt. Im Gegensatz zu Kompositen ist ihre Matrix nicht rein organischer Natur, sondern enthält auch anorganische Anteile, die zu einem dreidimensionalen Gerüst vernetzen. Alkoxysilane bilden ein anorganisches Si-O-Si Gerüst, während die Methacrylatgruppen der mehrfunktionellen Urethan- und Thioethermethacrylate die Photopolymerisation ermöglichen [63, 173]. Ihre mechanischen Eigenschaften ähneln denen der Hybridkomposite [61].

2.1.3 Silorane

Trotz aller Optimierungen blieb die Polymerisationsschrumpfung als Ursache von Stress, Randspaltbildung und dem daraus resultierenden Materialversagen eine essenzielle Problematik der Füllungstherapie mit zahnfarbenen Materialien [66, 118]. Obwohl versucht wurde, die Polymerisationsschrumpfung durch verschiedene Parameter, wie zum Beispiel Art und Anteil der Füllkörper [24], Kavitätenform und C-Faktor, Applikationstechnik [151] und „Softstart- Polymerisation“ [37, 112] zu minimieren, bleibt die Kontraktion zentraler Bestandteil der radikalischen Reaktion aller handelsüblichen Komposite auf Methacrylatbasis [164].

Auch bei den erst seit 2007 auf dem Markt befindlichen Filtek Siloranen (FS) kommt es zu einer Schrumpfung, bedingt durch das Verketten der Moleküle im Reaktionsverlauf. Da diesem Prozess hier jedoch nicht das radikalische Aufbrechen von Doppelbindungen, sondern ein Ringöffnungsverfahren vorausgeht, kann der Volumenverlust annähernd ausgeglichen werden [69].

Die Chemie der Siloranmatrix beruht auf der Verknüpfung zweier Moleküle, denen das Komposit auch seinen Namen verdankt, den Siloxanen und den Oxiranen (Abbildung 2, [69]). Die Oxirane ermöglichen hierbei die kationische Polymerisation unter Ringöffnung, während das Siloxangerüst für die hydrophoben Eigenschaften verantwortlich ist.

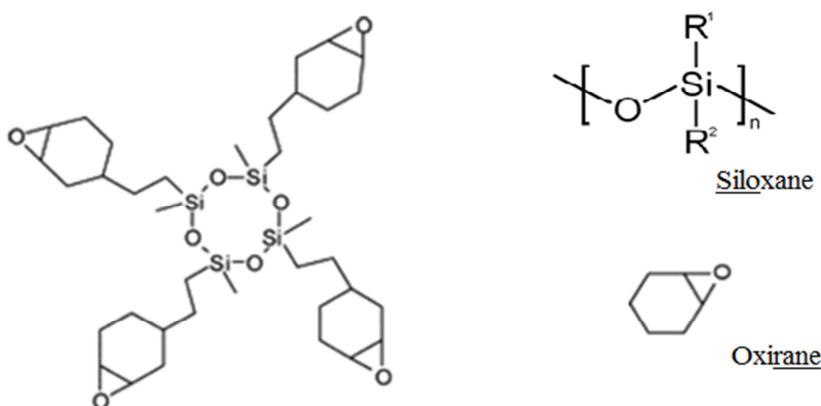


Abbildung 2: Siloranmoleköl und seine Einzelbestandteile [69]

Wegen der starken Hydrophobie kann die Hydrolysestabilität der Silorane unter oralen Bedingungen gewährleistet werden, die anderen Oxiranverbindungen fehlt [33, 79]. Dadurch können die mechanischen Werte langfristig konstant erhalten werden [64, 113]. Diese sind bei den Siloranen ähnlich wie bei klinisch erfolgreich eingesetzten Methacrylaten [62, 63, 64, 95, 165]. Im Test mit drei ausgewählten Methacrylaten zeigten die Silorane die größte Farbstabilität [45]. Da ihre Farbpalette bisher auf vier Töne beschränkt ist, bleiben sie vorläufig dem Einsatz im Seitenzahngebiet vorbehalten.

Als Füllstoffe dienen silanisierte Quarzpartikel mit einem mittleren Durchmesser unter 0,5 µm [164]. Der Füllkörperanteil bleibt mit 76 % [1] hinter dem von gängigen Mikrohybridkompositen zurück [99]. Obwohl laut Herstellerangaben auch Yttriumfluorid enthalten ist [1], wurde die Röntgenopazität in der klinischen Anwendung als zu schwach kritisiert [173].

Die Polymerisationsreaktion der Silorane verläuft kationisch. Die eigentliche Photoreaktion geht, wie auch bei der radikalischen Polymerisation der Methacrylate, von dem Moleköl Campherchinon aus. Dadurch bleibt die Verarbeitung unter Einsatz von handelsüblichen Polymerisationslampen mit einem Emissionsspektrum von 430-490 nm möglich. Bei den weiteren Reaktionsteilnehmern handelt es sich um einen Elektronendonator und ein Iodoniumsalz (Abbildung 3, [58, 164]), welches in einer Redox-Reaktion zu einem Kation umgewandelt wird und den Ringöffnungsprozess an den Oxirangruppen startet [164]. Der einzigartige Polymerisationsvorgang ermöglicht

die deutliche Reduzierung der Volumenschrumpfung auf unter 1% [28] und damit verbunden die Verringerung des Schrumpfungsstresses [20, 35, 39] und der Randspaltbildung [7, 82, 93, 170, 171].

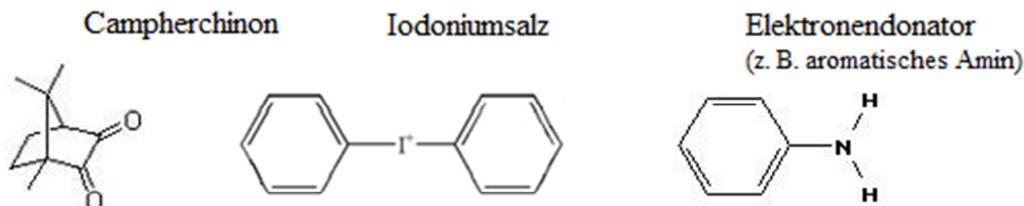


Abbildung 3: Photoinitiatorbestandteile der Silorane [58, 164]

In-vitro Untersuchungen auf Zyro- und Genotoxizität ergaben ein sehr geringes zellschädigendes Potential der siloranbasierten Komposite [80, 83, 137, 138]. Schweikl et al. stellten insbesondere im Vergleich mit den strukturell verwandten, reaktiven Oxiranen bei Siloranen kaum mutagenen Eigenschaften fest [138].

Da das Material erst seit 2007 auf dem Markt ist, gibt es bisher nur wenige klinische Daten. Eine englische Studie über den Zeitraum von zwei Jahre zeigte aber zufriedenstellende Ergebnisse im Seitenzahngebiet [19]. Trotz allem konnte in einer klinischen Ein-Jahres-Studie kein signifikanter Unterschied beim marginalen Randschluss von niedrig schrumpfenden Siloranen zu einem methacrylatbasierten Nanofüllerkomposit mit 2,6 % Volumenschrumpfung gefunden werden [134]. *In-vitro* konnte auch bei den Siloranen ein Einfluss von Kavitätenform und der Anwendung von Mehrschichttechnik auf die Haftwerte an den Zahnhartsubstanzen beobachtet werden, woraus die Schlussfolgerung gezogen werden muss, dass verringerte Schrumpfung alleine nicht alle Probleme bei der Adaption von Kompositen beheben kann [152].

2.2 Adhäsivtechnik

Der langfristige Erfolg einer restaurativen Füllungstherapie kann nur bei guter Randständigkeit gewährleistet werden. Den ablösenden Kräften durch Volumenänderung der Füllung infolge von Polymerisation und thermischen Ausdehnungs-

koeffizienten, verstärkt durch mechanische Kaubelastung, muss eine adhäsive Verankerung an den Zahnhartsubstanzen entgegen wirken [26, 139]. Aufgrund verschiedener anatomischer Gegebenheiten muss die mikromechanische Verankerung an Schmelz und Dentin unterschiedlich erzielt werden [84]. Die Haftvermittlung kann je nach verwendetem Produkt in anderen Einzelschritten erfolgen. Üblicherweise wird die Gesamtheit aller Einzelbestandteile eines Komposithaftvermittlers als Adhäsiv- oder Bondingsystem bezeichnet werden.

2.2.1 Schmelzkonditionierung

Bei der Haftvermittlung von Kompositmaterialien am Zahnschmelz leistete *Buonocore* Pionierarbeit [17]. Er fand einen dauerhaften Verbund von dünnfließendem Versiegelungskunststoff mit Zahnoberflächen, die mit Phosphorsäure angeätzt und anschließend abgespült worden waren. *Gwinnett* und *Matsui* untersuchten den so vorbehandelten Schmelz elektronenmikroskopisch und fanden ein regelmäßiges Ätzmuster um die Schmelzprismen, welche von dem niedrig-viskosen Füllungsmaterial gut benetzt und gleichsam ummantelt werden konnten. Sie beschrieben die Ausbildung von Komposit-„tags“ von bis zu 25 µm in der selektiv herausgelösten Prismenstruktur [53].

Diese „Etch & Rinse“ Technik gilt in Kombination mit einem niedrig viskosen Haftvermittler bzw. einem „flowable“ Komposit zur Fissurenversiegelung immer noch als verlässliche Methode des Schmelzbondings [156]. Verwendet wird zumeist 37%-ige Phosphorsäure für mindestens 30 sec. Bei Säurekonzentrationen über 50% bildet sich Monokalziumphosphatmonohydrat, bei unter 27% kommt es zur Ausfällung schwer löslicher Dikalziumphosphatdihydrate, welche in der klinischen Anwendung mit Wasserspray nicht vollständig entfernt werden können [23]. Beides führt zu einer Beeinträchtigung der Haftwerte, ebenso wie jedwede Kontamination mit Wasser, Speichel oder Blut, wodurch die Zughäftfestigkeit um bis zu 70% verringert werden kann [169].

2.2.2 Dentinbonding

Der physiologische Aufbau des Dentins unterscheidet sich grundlegend von dem des Schmelzes. Die mineralisierten Anteile sind von zahlreichen Tubuli durchzogen, in denen sich die Odontoblastenfortsätze umgeben von Dentinliquor befinden. Pulpennah kann die Schnittfläche der Öffnungen dieser Dentinkanälchen bis zu 80% einer Präparationsfläche ausmachen [101]. Die Schichttiefe und Permeabilität des sogenannten Zahneins beeinflussen maßgeblich die erzielbare Adhäsion [44]. Aufgrund der Struktur und des hydrophilen Charakters des Dentins ist die rein mikromechanische Adhäsion eines hydrophoben Komposit unmöglich [58].

Dies führte zunächst zu dem Versuch, mittels bifunktioneller Monomere eine chemische Verbindung zum Dentin herzustellen. Moleküle wie Glycerophosphorsäure-Dimethacrylate [18] oder N-Phenylglycin-GMA [10] sollten einerseits in der Lage sein, mit den Kalzium-Ionen des Hydroxylapatits zu reagieren und sie sollten andererseits Methacrylatgruppen zur Anbindung der Komposite besitzen. Die erzielten Haftwerte blieben allerdings zu gering, um klinische Relevanz zu gewinnen. Eine Hydrolysestabilität war nicht gegeben [84].

Ähnlich verhielt es sich mit den Haftvermittlern der zweiten Generation, bei denen eine ionische Bindung von Chlorphosphatengruppen an Kalzium postuliert wurde [84]. Die Schmierschicht, eine 0,5-2 μ m dicke Schicht, welche nach der Präparation die Oberfläche der Zahnhartsubstanzen bedeckt und auch die Tubuli in Form von Propfen infiltriert [162], wurde vor der Anwendung nicht durch Ätzung entfernt. Der Hauptteil der schwachen Bindungskräfte kam bei diesen frühen Systemen daher durch die Anheftung an die modifizierte Schmierschicht zustande, deren Haftung an der Zahnhartsubstanz wiederum nicht stabil genug ist [146].

Moderne Adhäsive zielen auf eine mikromechanische Verankerung ab und bewerkstelligen den Brückenschlag vom hydrophilen Dentin zum hydrophoben Komposit in drei Stufen. Zunächst wird das Dentin mit Hilfe einer Säure demineralisiert und die Schmierschicht entweder entfernt oder modifiziert, anschließend kann ein hydrophiler Primer in das freigelegte Kollagennetzwerk eindringen. In diese Grundlage infiltriert das eigentliche Dentinadhäsiv oder Bonding, bestehend aus amphiphilen, lichthärtenden Methacrylatmolekülen [58, 156]. Durch Polymerisation des Bondings wird die entstan-

dene Schicht aus Dentinkollagen und Adhäsivbestandteilen stabilisiert. Die Ausbildung einer solchen Hybridschicht auf angeätztem Dentin konnte erstmals 1982 von *Nakabayashi* und Mitarbeitern elektronenmikroskopisch nachgewiesen werden [109].

Da man zunächst noch von einer pulpaschädigenden Wirkung bei Applikation von Phosphorsäure auf freigelegtem Dentin ausging, wurde in einer dritten Adhäsivgeneration versucht, lediglich den Schmelz selektiv zu ätzen, was sich in der Praxis als schwer umsetzbar erwies [46].

Schließlich setzte sich die „Etch & Rinse“ Technik auch für Dentin durch. Als problematisch erwies sich dabei, dass eine zu lange Einwirkdauer der Phosphorsäure bei Dentin zu einem Zusammenbruch der freigelegten Kollagenfasern und damit zu einer Verschlechterung des Verbundes führt. Während auch beim „Total Etch“ Verfahren der Zahnschmelz weiterhin 30 sec mit Säure benetzt sein sollte, darf die Dentin-Konditionierung 15-20 sec nicht überschreiten [84]. Eine weitere Fehlerquelle in dem techniksensiblen Verfahren besteht in der übermäßigen Trocknung nach Absprühen des Säurepräparats. Absolute Trockenheit, wie sie beim Schmelz erwünscht ist, um mittels der weißlich, opaken Entkalkung die erfolgreiche Ätzung zu verifizieren, führt beim Dentin zum Kollabieren des Kollagengeflechts [115]. Deshalb wurde eine gewisse Restfeuchtigkeit des Dentins vor dem Aufbringen des Primers gefordert. Insbesondere wenn dessen Zusammensetzung auf Aceton basiert, kommt es beim „Primen“ zu einer Verdrängung des Wassers und anschließenden zur Verdunstung des flüchtigen Lösungsmittels [74].

Neben Aceton kommen Wasser und Alkohol als Lösungsmittel in Primergemischen in Frage. Bei den funktionellen Monomeren handelt es sich vor allem um kurzkettige Moleküle wie z.B. Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) oder Biphenyldimethacrylat (Bis-DMA). Bei den Bondings handelt es sich um un- bzw. niedriggefüllte Mono- bzw. Dimethacrylate wie 4-Methacryloyloxyethyl-trimellitat-anhydrit (4-META), Urethane-dimethacrylat (UDMA) oder Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), ferner sind Photoinitiatorbestandteile enthalten [154].

Weiterentwicklungen in der Adhäsivtechnologie erfolgten vor allem, um die Anwendungsschritte zu reduzieren und um die hohe Anfälligkeit des „Total-Etch“ Verfahrens für technische Fehler durch den Anwender in der Praxis zu

minimieren. Ergebnis waren zunächst Zwei-Schritt Verfahren, bei denen die Konditionierung entweder klassisch mit Phosphorsäure erfolgt, während Primer und Adhäsiv zu einem Produkt zusammengefasst sind, oder mittels eines selbstätzenden Primers, dem dann nur noch ein Bonding Schritt folgt [30, 84].

Bei den Zwei-Schritt „Etch & Rinse“ Adhäsiven bleibt die Problematik der zu langen Ätzung und Austrocknung des Kollagennetzwerkes erhalten. Zusammengefasst werden lediglich die darauffolgenden Schritte, wobei ein und dasselbe Produkt hier zweimal hintereinander auf die Zahnhartsubstanzen aufgetragen wird und zunächst die Funktion des Primers und anschließend die des Bondings übernimmt. Dies geht mit Einbußen bei den therapeutischen Anwendungsmöglichkeiten [115] und bei der Dauerhaftigkeit des Verbundes [30] einher. Die Adhäsivschicht verhält sich wie eine permeable Membran für Dentinflüssigkeit. Durch das Fehlen einer zusätzlichen hydrophoben Bondingschicht wie bei Drei-Schritt- und selbstätzenden Zwei-Schritt-Verfahren erhöht sich deren Durchlässigkeit. Selbst durch das Auftragen von zwei separat polymerisierten Lagen des selbstprimenden Bondings kann dieser Effekt nicht verhindert werden [148]. Das Drei-Schritt-Verfahren bleibt deshalb hier zu bevorzugen und wird auch als „Goldstandard“ bezeichnet [30].

Selbstätzende Primer kommen ohne Vorbehandlung von Schmelz und Dentin aus. Die Konditionierung erfolgt im gleichen Schritt wie das Priming. Die Säure wird folglich nicht von der Zahnoberfläche abgespült, sondern lediglich verblasen, was den Ausdruck „Etch & Dry“ prägte. Die Monomere eines solchen Primers müssen verschiedenen Ansprüchen genügen. So müssen aktive Gruppen vorhanden sein, welche später mit den Monomeren des Adhäsivs reagieren können, sowie saure Gruppen, in Form von Phosphorsäureestern oder Carboxylsäuren. Diese sollen in der Lage sein, die Zahnhartsubstanzen zu demineralisieren und eine Verbindung zu ihnen einzugehen. Weitere chemische und mechanische Eigenschaften des Primers werden von den jeweiligen Resten der Monomere bestimmt, an die die aktiven Gruppen gebunden sind [106].

Van Meerbeek et al. unterteilen die selbstätzenden Primer weiter in „stark“, „mild“ und „ultra-mild“ ätzende Produkte [156, 159]. Als „stark“ ätzende Primer gelten solche mit einem pH-Wert kleiner als 1, worin sie „Etch & Rinse“ Systemen ähneln. Die gelösten Calcium-Phosphate werden allerdings nicht wie bei diesen weggewaschen. Ihr

Verbleiben zwischen Dentinoberfläche und Komposit sehen sie als Ursache für eine Schwächung des adhäsiven Verbundes [159].

„Milde“ selbstätzende Primer mit einem pH-Wert von ca. 2 demineralisieren das Dentin nur bis in eine Tiefe von $1\mu\text{m}$ [156]. Ferner geht die Auflösung des Hydroxylapatits nur teilweise vonstatten, sodass neben dem freigelegten Kollagen Kristalle zur chemischen Interaktion verbleiben. Zusätzlich zur mikromechanischen wäre also auch eine chemische Bindung der Monomere möglich [172]. Für die Anwendung auf Dentin kann solchen „mild“ ätzenden Systemen inzwischen sogar der Vorzug vor den Phosphorsäure-Ätz-Verfahren gegeben werden, da diese im Vergleich zu aggressiv sind [159]. Da aber der erzielbare Schmelzverbund mit „Etch & Rinse“ nach wie vor der stärkste ist, wäre *Van Meerbeek* et al. zufolge zum gegenwärtigen Zeitpunkt die bestmögliche Adhäsion mit einer Rückkehr zur selektiven Schmelzätzung mit anschließender Verwendung eines selbstätzenden Primers zu erreichen [159]. „Ultra milde“ Primer besitzen noch höhere pH-Werte, erreichen aber häufig keine adäquate Entfernung der Schmierschicht mehr und bilden Hybridschichten von lediglich wenigen hundert Nanometern aus [159].

Der Trend zu weiter vereinfachten und in der klinischen Anwendung zeitsparenden Systemen brachte letztendlich auch noch Ein-Schritt-Verfahren hervor. Es handelt sich hierbei entweder um „All-in-one“-Adhäsive, die tatsächlich aus einer einzigen Substanz bestehen, die appliziert werden muss, oder um anmischbare Systeme. Beide Versionen beruhen auf einem selbstätzenden Primer, der gleichzeitig auch als Bonding fungiert. Deren Verwendung wird von den meisten Autoren aufgrund zu hoher Qualitätseinbußen bei Haftung und Langzeitstabilität abgelehnt [16, 30, 159]. Eine Ergänzung solcher Adhäsive durch ein zusätzliches, eher hydrophobes Bonding, wie es in Drei-Schritt-„Etch & Rinse“ Verfahren zum Einsatz kommt, kann die Wasseraufnahme und Hydrolyse verringern [77].

2.2.3 Haftvermittler für Silorane

Die stark hydrophoben Eigenschaften der Silorane verbessern zwar deren Stabilität und damit verbundene mechanische Werte [113] (vgl. 2.1.3), bergen aber Probleme für einen suffizienten Verbund zu den Zahnhartsubstanzen. Die zu überbrückende

Differenz in der Polarität ist erhöht [1] und eine chemische Bindung der Silorane an die Methacrylgruppen der Adhäsivsysteme für methacrylatbasierte Komposite ist unwahrscheinlich [31]. Den Herstellerangaben zufolge muss deshalb ein speziell entwickeltes Adhäsivsystem verwendet werden, das „Silorane System Adhesive“ (SSA). Hierbei handelt es sich um ein Zwei-Flaschen-System dessen erste Komponente ein selbstätzender Primer (SSA-P) ist. Die zweite Komponente wird als „Silorane System Adhesive Bond“ (SSA-B) bezeichnet. Im Unterschied zu üblichen Adhäsivsystemen muss das hydrophile SSA-P separat lichtgehärtet werden. Dies ist darauf zurückzuführen, dass SSA-B bereits eher hydrophobe Eigenschaften aufweist, um die spätere Anbindung des stark hydrophoben Kompositen zu ermöglichen [54, 99, 131]. In einer elektronen-mikroskopischen Untersuchung wurde dementsprechend auch keine Infiltration von SSA-B in die mit SSA-P benetzten Bereich beobachtet, sondern zwei klar getrennte Schichten [31, 99]. SSA-P wird deshalb weniger als Primer im konventionellen Sinne, als vielmehr vergleichbar mit einem Ein-Schritt-Adhäsiv beschrieben und ist als solcher alleine verantwortlich für die Verbindung zu den Zahnhartsubstanzen [131].

Bei *Mine* et al. stellte sich der Kontakt zwischen dem SSA-P sowohl mit dem Schmelz als auch mit dem Dentin unter dem Elektronenmikroskop innig dar, blieb aber oberflächlich. Im Schmelz fanden sich auf einer Breite von unter 1 μm meist lediglich „Micro-tags“ mit geringer Hydroxylapatit Auflösung. Die Hybridschicht im Dentin betrug nur wenige hundert Nanometer. In den Dentintubuli verblieben Schmierpfropfen, was die Ausbildung von Komposit-„tags“ verhinderte. Im schmierschichtfreien Dentin blieb die Interaktionsschicht mit 100-200 nm ebenfalls sehr dünn ohne deutliche Oberflächendemineralisation. Bei einem pH-Wert von 2,7 des SSA-P passt dies zum Bild eines „ultra-milden“ selbstätzenden Adhäsivs [99].

Dem widerspricht eine andere Studie aus demselben Jahr, in welcher zwar ein noch höherer initialer pH von 4,2 ermittelt wurde, aber im Dentin dennoch eine dicke Hybridschicht und die Ausbildung von deutlichen „tags“ von bis zu 100 μm Länge beobachtet wurde [52]. *Duarte* et al. bestätigten wiederum den pH-Wert von 2,7, bezeichneten SSA-P aber als „mild“ ätzendes Einschritt-Adhäsiv. Ihre Untersuchung ergab ein Verbleiben der Schmierpfropfen in den Dentintubuli, aber auch eine deutliche Demineralisation des intertubulären Dentins und eine gebildete Hybridschicht von 1-1,7

um. Mit einer vorangegangenen Ätzung des Dentins mit Phosphorsäure vor der normalen SSA Anwendung erreichten sie eine Verbesserung der Haftwerte gegenüber der ausschließlichen Anwendung von SSA [31].

SSA-B ist, wie auch der SSA-P, nicht siloranbasiert. Zusammen mit einem Methacrylatkomposit desselben Herstellers zeigte es ähnlich gute Ergebnisse wie andere Zwei-Schritt, selbstätzende Adhäsive [152]. SSA-B enthält aber einen hohen Anteil hydrophober Dimethacrylate, welche ihm seinen ebenfalls hydrophoben Charakter verleihen. Über den genaueren Anbindungsmechanismus zu dem siloranbasierten Komposit sind bisher keine Details bekannt [99]. Er scheint aber essenziell für das Adhäsiv zu sein. So ergab ein Versuch mit einem experimentellen Vorläufer von SSA, damals noch „Hermes Bond“ ohne SSA-B, eine schlechte Randständigkeit in Klasse V-Kavitäten unter dem Niveau von Ein-Schritt-Methacrylat-Adhäsiven [38]. Den Herstellerangaben zu Folge kommt zwischen SSA-B und den Siloranen eine chemische Bindung mittels saurer Monomere zustande, die den kationischen Ringöffnungsprozess der Oxirane ausnutzen [1]. Von der zweiten, separat lichtgehärteten Schicht aus dem hydrophoben SSA-B wird außerdem angenommen, dass sie die Hydrolysestabilität des Verbundes erhöht [99]. In neueren Untersuchungen mit dem vollständigen SSA blieben die Haftwerte immer noch signifikant hinter denen eines Zwei-Schritt „Etch & Rinse“ Verfahrens zurück [90], übertrafen allerdings die eines Ein-Schritt-Adhäsivs [153].

Die Kombinierbarkeit lichthärtender Komposite und Adhäsivsysteme verschiedener Generationen und Hersteller war bei Methacrylaten schon Gegenstand zahlreicher Untersuchungen [42, 73, 77]. Eine solche Kompatibilität ist durchaus wünschenswert, da sie dem Behandler eine größere Flexibilität gewährt, angepasst an die jeweilige restaurative Anforderung [127]. Für Filtek Silorane existieren in dieser Hinsicht bisher nur wenige Daten. *Duarte et al.* untersuchten an insgesamt 32 Prüfkörpern die Dentinhaftung von Siloranen unter Verwendung von SSA und dem Zwei-Schritt „Etch & Rinse“ Methacrylatadhäsiv Adper Single Bond Plus. Außerdem testeten sie die Kombination von SSA-B mit Adper Single Bond Plus und mit Phosphorsäureätzung [31]. Die Hersteller empfehlen den ausschließlichen Einsatz zusammen mit dem speziell von ihnen entwickelten SSA.

3 Fragestellung

In der vorliegenden *in-vitro* Studie wurden die Scherhaftkräfte für Filtek Silorane und für Hermes Flow, einem fließfähigem Komposit auf Siloranbasis, das sich noch im Entwicklungsstadium befindet, auf Schmelz und Dentin untersucht. Als Haftvermittler wurden SSA sowie drei gängige Mehr-Schritt-Bondingsysteme für konventionelle Methacrylate getestet. Auch Kombinationen aus Einzelbestandteilen der jeweiligen Adhäsivsysteme zusammen mit SSA-B oder Hermes Flow als Haftvermittler wurden untersucht. Alle Abkürzungen und Produktnamen, deren einzelne Anwendungsbestandteile sowie die zugeordneten Farben für die Ergebnisauswertung finden sich in Tabelle 1. Für die Herstellerangaben zur Inhaltszusammensetzung und Verarbeitung sei auf die Tabellen 3-5 in Kapitel 4.1 hingewiesen.

Abkürzung Einzelbestandteile	Produktname	Farbe
FS	Filtek Silorane	<input type="checkbox"/>
HF	Hermes Flow	
SSA	Silorane System Adhesive	
SSA-P	Silorane System Adhesive Self-Etch Primer	
SSA-B	Silorane System Adhesive Bond	
OFL	Optibond FL	
	H ₃ PO ₄	
OFL-P	Optibond FL Prime	
OFL-A	Optibond FL Adhesive	
ASB	Adper Scotchbond Multi Purpose	
	H ₃ PO ₄	
ASB-P	Adper Scotchbond Primer	
ASB-A	Adper Scotchbond Adhesive	
CSE	Clearfil SE Bond	
CSE-P	Clearfil SE Bond Primer	
CSE-B	Clearfil SE Bond Bond	

Tabelle 1: Verwendete Abkürzungen

Untersucht wurde die Frage, ob eine Veränderung der Scherhaftkräfte gegenüber dem herstellerangabengemäßen Einsatz von SSA-P und SSA-B als Haftvermittler (Kontrollgruppen A) für FS und HF erzielt werden kann:

- durch die ausschließliche Verwendung der Methacrylat Adhäsiv Systeme OFL, ASB oder CSE (Gruppen B₁) oder deren Einzelbestandteile H₃PO₄ + OFL-P, H₃PO₄ + ASB-P oder CSE-P (Gruppen B₂)?
- durch die Kombination von SSA-B mit den Methacrylat Adhäsiv-Systemen OFL, ASB oder CSE (Gruppen C₁) oder deren Einzelbestandteilen H₃PO₄ + OFL-P, H₃PO₄ + ASB-P oder CSE-P (Gruppen C₂)?
- durch die Kombination von HF als Haftvermittler mit den Methacrylat Adhäsiv-Systemen OFL, ASB oder CSE (Gruppen D₁) oder deren Einzelbestandteilen H₃PO₄ + OFL-P, H₃PO₄ + ASB-P oder CSE-P (Gruppen D₂)?

Zur besseren Übersicht sind in Tabelle 2 die Gruppenaufteilung und die Abfolge der Anwendungsschritte in den einzelnen Gruppen nochmals schematisch dargestellt.

Gruppe		A	B ₁	C ₁	D ₁	B ₂	C ₂	D ₂
Kunststoff: FS oder HF								
	Filtek Silorane	X	X	X	X	X	X	X
	Hermes Flow	X	X	X		X	X	
Aufge- tragene Substan- zen	Haftvermittler für Siloran- technologie							
	Hermes Flow als Haftvermittler					+		+
	SSA-B				+		+	
Bestandteile des jeweiligen Systems: SSA, OFL, ASB oder CSE								
	SSA-B, OFL-A, ASB-A oder CSE-B	+	+	+	+			
	SSA-P, $H_3PO_4+OFL-P$, $H_3PO_4+ASB-P$, oder CSE-P	+	+	+	+	+	+	+
Zahnhartsubstanz								
	Schmelz oder Dentin							

Tabelle 2: Abfolge der Anwendungsschritte in den einzelnen Prüfgruppen von unten nach oben:
Auf den Prüfkörper aus Schmelz oder Dentin wurden nacheinander die jeweiligen Bondingsystembestandteile aufgetragen (+) und zum Abschluss das Kompositmaterial, entweder FS oder HF (x), befestigt; die Prüfgruppen D entfallen bei HF

4 Material und Methode

Das Prüfprotokoll entspricht demjenigen der parallel zur vorliegenden Arbeit durchgeführten Dissertation von *Meinhardt* [97], nur das Material und die Kombinationen sind unterschiedlich.

4.1 Untersuchte Materialien

4.1.1 Verwendete siloranbasierte Komposite

Als Füllungskomposite, welche im Rahmen der Untersuchung adhäsiv an den Zahnhartsubstanzen menschlicher Molaren befestigt werden sollten, wurden Filtek Silorane (3M Espe, St. Paul, MN, USA) (FS) und Hermes Flow (3M Espe, Seefeld, Deutschland) (HF) verwendet. Bei den Filtek Siloranen, die sich als Seitenzahnfüllungsmaterial bereits für den klinischen Gebrauch auf dem Markt befinden, wurde durchgehend die Farbe A3 verwendet. Für das experimentelle, fließfähige Material Hermes Flow existiert im Moment nur eine farblose Variante. Eine Zusammenstellung der Inhaltsstoffe beider Materialien findet sich in Tabelle 3. Da für HF nach Rücksprache mit dem Hersteller noch kein Sicherheitsdatenblatt existiert, wurde bei den Inhaltsstoffen auf Angaben von *Ivanovas et al.* [68] zurückgegriffen.

Beide Werkstoffe wurden immer in je zwei Schichten in einem zweigeteilten Teflon Zylinder mit einem Durchmesser von 3 mm zu einer insgesamt 3 mm hohen Säule auf die Prüfkörper aufgetragen. Die Polymerisationszeit betrug für die erste Schicht 30 sec. Die Endhärtung erfolgte durch eine Frasaco- Kunststoffmatrize für je 40 sec (Einzelheiten s. 4.3).

Komposite	Lot	Matrix (Gew-%)	Füllkörper (Gew-%)	Verarbeitung
Filtek Silorane A3 (3M Espe, St. Paul, MN, USA)	0FR	3,4-Epoxyhexylcyclopoly-methylsiloxan (5-15), Siloran (5-15), Epoxy-Mono-Silanole (< 5)	Quarz,silaniert (60-70) Yttriumfluorid (5-15)	Aufbringung in 2 Schichten von je ca. 1,5 mm; 30 sec Polymerisation, Endhärtung 40 sec
Hermes Flow (3M Espe, Seefeld, Deutschland)	H1 Flow 0234	1,3,5,7-Tetrakis (ethyl cyclohexane epoxy)- - 1,3,5,7-tetramethyl-cyclotetra-siloxane-methyl-bis[2-(7-oxabicyclo[4.1.0]hept-3-yl)ethyl]phenyl		Aufbringung in 2 Schichten von je ca. 1,5 mm; 30 sec Polymerisation, Endhärtung 40 sec

Tabelle 3: Zusammensetzung und Verarbeitung der untersuchten, siloranbasierten Komposite

4.1.2 Verwendete Adhäsivsysteme

Als Haftvermittler wurden drei handelsübliche Mehrkomponenten-Adhäsivsysteme auf Methacrylatbasis von unterschiedlichen Herstellern verwendet, davon zwei „Etch & Rinse“ Bondings: Optibond FL (Kerr, Scafati, Italien) (OFL) auf Ethanol-/Wasserbasis und Adper Scotchbond Multi Purpose Adhesive System (3M Espe, St. Paul, MN, USA) (ASB) auf Wasserbasis. Außerdem kam das Zwei-Schritt- Selfetch-Adhäsiv Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc, Kurashiki, Okoyama, Japan) (CSE) zum Einsatz. Zur Ergänzung und als Vergleich in den Kontrollgruppen diente das vom Hersteller für die Anwendung mit Filtek Siloranen empfohlene Silorane System Adhesive (3M Espe, Seefeld, Deutschland) (SSA). Die Einzelbestandteile jedes Systems wurden je nach Untersuchungsgruppe verschieden kombiniert (vgl. 4.2), jedoch wurde jede Komponente immer nach Herstellerangaben appliziert, welche den Angaben in den Tabellen 4 und 5 zu entnehmen sind.

Zusätzlich wurden die erzielbaren Scherhaftkräfte mit dem fließfähigen Kunststoff Hermes Flow als Haftvermittler getestet, welcher in der Studie auch als Füllungskomposit zum Einsatz kommt (vgl. Tabelle 3). Hierfür wurde ein Tropfen des Materials auf die Prüfkörper aufgebracht und dann ein Deckgläschen für Mikroskopie zur besseren Belastungsverteilung darüber gelegt, welches anschließend für drei Sekunden mit Hilfe eines Gewichts von 400 g angedrückt wurde, um eine gleichmäßige Verteilung des flowable Komposit HF zu gewährleisten. Die Polymerisation erfolgte 30 sec durch das Glasplättchen, wodurch eine Verschmutzung des Lichtleiters durch Kontakt mit dem Material verhindert wurde, und weitere 30 sec nach Entfernung des Glasplättchens.

Adhäsivsysteme Komponenten	Lot	Zusammensetzung (Gew-%)	Verarbeitung
Silorane System Adhesive (3M			
Espe, Seefeld, Deutschland)			
- Self-Etch Primer (SSA-P)	8AY	Phoshorsaure-Methacryloxy- Hexylester (5-15) HEMA (15-25) BisGMA (15-25) Siliziumdioxid mit Silan behandelt (8-12)	15 sec einmassieren, verblasen, 10 sec polymerisieren
- Bond (SSA-B)	9BH	Campherchinon (< 3) TEGDMA (5-10) (Methylethyliden)bis(4,1- phenylenoxy-3,1- propandiyl)bis-methacrylat (70-80) Phosphorsäure- methacryloxy-hexylester(< 5)	Applikation, 10 sec polymerisieren
Hermes Flow (3 M Espe,			
Seefeld, Deutschland)	H1 Flow - 0234	1,3,5,7-Tetrakis (ethylcyclohexane epoxy)- 1,3,5,7-tetramethyl- cyclotetrasiloxane-methyl- bis[2-(7-oxabicyclo [4.1.0]hept-3-yl)ethyl]phenyl	Applikation, flach pressen mit Hilfe eines Gewichts, 2x je 30 sec polymerisieren

Abkürzungen: HEMA: 2-Hydroxyethylmethacrylat; BisGMA: Bisphenol A diglycidylmethacrylat;

TEGDMA: Triethyleneglycoldimethacrylat

Tabelle 4: Zusammensetzung und Verarbeitung der Haftvermittler für Siloranteknologie

Adhäsivsysteme Komponenten	Lot	Zusammensetzung (Gew-%)	Verarbeitung
Optibond FL (Kerr, Scafati, Italien)			
- Gel Etchant	3278632	37,5%ige Phosphorsäure	Applikation 15 sec, abspülen, trocknen
- Prime (OFL-P)	3285638	HEMA (25-30) Ethylalkohol (20-25)	15 sec einmassieren, 5 sec lufttrocknen
- Adhesive (OFL-A)	3275611	HEMA (15-20) Dinatrium-Hexafluorosilikat (1-2)	15 sec einmassieren, verblasen, 20 sec polymerisieren
Adper Scotchbond Multi Purpose Adhesive System (3M Espe, St. Paul, MN, USA)			
- Etchant	9NW	35%ige Phosphorsäure	Applikation 15 sec, abspülen, trocknen
- Primer (ASB-P)	9CE	HEMA (35-45) Copolymer aus Itacon- und Acrylsäure (10-20)	Applikation, 5 sec lufttrocknen
- Adhesive (ASB-A)	9RM	BisGMA (60-70) HEMA (30-40)	Applikation, 10 sec polymerisieren
Clearfil SE Bond (Kuraray, Kurashiki, Okoyama, Japan)			
- Primer (CSE-P)	00915A	HEMA (10-30) 10- Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat	20 sec einmassieren, verblasen
- Bond (CSE-B)	01352A	BisGMA (25-45) HEMA (20-40) 10- Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat	Applikation, verblasen, 10 sec polymerisieren

Abkürzungen: HEMA: 2-Hydroxymethylmethacrylat; BisGMA: Bisphenol A diglycidylmethacrylat

Tabelle 5: Zusammensetzung und Verarbeitung der methacrylatbasierten Haftvermittler

4.2 Einteilung der Prüfungsgruppen

Es wurden 64 verschiedene Prüfungsgruppen mit je 10 Stichproben gebildet, so dass insgesamt 640 Scherversuche an ebenso vielen menschlichen Zähnen durchgeführt wurden. Jeweils die Hälfte der extrahierten humanen Molaren wurde so beschliffen, dass sie als Schmelz- oder als Dentin Probe verwendet werden konnte. Die Zuteilung der Prüfkörper zu den Gruppen (vgl. Tabelle 2) erfolgte gleichmäßig und zufällig.

- 40 Proben entfielen dabei auf vier Kontrollgruppen (Gruppen **A**). Für diese wurden als „Füllung“ einmal Filtek Silorane und einmal Hermes Flow mit dem vom Hersteller für seine Komposite empfohlenen Haftvermittler SSA auf Schmelz und Dentin befestigt.
- Die übrigen 600 Prüfkörper wurden zu gleichen Teilen für die Testung des adhäsiven Verbundes der Komposite mit OFL, ASB und CSE verwendet. Auch hier wurde jeder Versuch gleichermaßen für Schmelz und Dentin als Klebegrundlage durchgeführt.
- Von den 100 Proben, die nach dieser ersten Aufteilung für jedes der drei Bondingsysteme auf jeder der beiden Zahnhartsubstanzen zur Verfügung standen, entfielen 60 auf die adhäsive Befestigung von Filtek Siloranen und 40 auf die von Hermes Flow.
- Aus den 60 Prüfkörpern für Filtek Silorane ergaben sich 6 Prüfungsgruppen (Gruppen **B-D**), bei denen die Anwendungskombinationen, die in Tabelle 2 dargestellt sind, getestet wurden. Verwendet wurden dabei die Einzelbestandteile des jeweiligen methacrylatbasierten Bondingsystems sowie zusätzlich die Haftvermittler auf Siloranbasis, SSA-B und Hermes Flow als Haftvermittler, um einen adhäsiven Verbund zu erzielen. SSA-P wurde in den Prüfungsgruppen nicht verwendet. Es kam lediglich in den Kontrollgruppen (Gruppen **A**) zum Einsatz.
- Mit den 40 Proben für Hermes Flow als Komposit wurde identisch verfahren, allerdings entfielen hier die Gruppen D₁ und D₂. Die Anwendung von Hermes Flow als Haftvermittler vor der Aufbringung des Füllungskompositos hätte in diesem Fall nur eine doppelte Schichtung desselben Materials bedeutet und keine eigenständige neue Prüfungsgruppe ergeben.

Für OFL und ASB, bei denen der Hersteller eine Ätzung von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure vor der Anwendung des Primers vorschreibt, wurde diese immer zuerst mit dem mitgelieferten Produkt durchgeführt. Erst dann wurden alle anderen Komponenten der Untersuchungsgruppe aufgetragen. Bei CSE entfiel dieser Schritt, da CSE-P selbstätzend ist.

Die Gesamtverteilung aller Prüfkörper auf die Prüfungsgruppen A₁-D₂ für die unterschiedlichen Bondingsysteme ist Tabelle 6 zu entnehmen.

Adhäsivsystem	Kompositaufbau			Prüfkörper
	Klebegrundlage	Filtek Silorane	Hermes Flow	
Siloran System Adhesive (= Kontrollgruppen)				
Schmelz	A	A		n = 20
Dentin	A	A		n = 20
Optibond FL				
Schmelz	B ₁ , C ₁ , D ₁ , B ₂ , C ₂ , D ₂	B ₁ , C ₁ , B ₂ , C ₂		n = 100
Dentin	B ₁ , C ₁ , D ₁ , B ₂ , C ₂ , D ₂	B ₁ , C ₁ , B ₂ , C ₂		n = 100
Adper Scotchbond				
Schmelz	B ₁ , C ₁ , D ₁ , B ₂ , C ₂ , D ₂	B ₁ , C ₁ , B ₂ , C ₂		n = 100
Dentin	B ₁ , C ₁ , D ₁ , B ₂ , C ₂ , D ₂	B ₁ , C ₁ , B ₂ , C ₂		n = 100
Clearfil SE Bond				
Schmelz	B ₁ , C ₁ , D ₁ , B ₂ , C ₂ , D ₂	B ₁ , C ₁ , B ₂ , C ₂		n = 100
Dentin	B ₁ , C ₁ , D ₁ , B ₂ , C ₂ , D ₂	B ₁ , C ₁ , B ₂ , C ₂		n = 100
Prüfkörper:	n = 380	n = 260		Ges.: n = 640

Tabelle 6: Darstellung der Prüfungsgruppen und Verteilung der Stichproben

4.3 Versuchsdurchführung

4.3.1 Herstellung der Prüfkörper

Für jeden Prüfkörper wurde ein extrahierter, menschlicher Molar verwendet, der kariesfrei sein musste und nicht länger als 6 Monate unter Kühlung bei 4° C aufbewahrt werden sein durfte. Die Zähne wurden vom Zeitpunkt der Extraktion an in 0,5% Chloraminlösung gelagert, die den beteiligten zahnärztlichen Praxen zugesandt worden war. Sie wurden mechanisch mit dem Skalpell gereinigt und mindestens 24 h vor der Weiterverarbeitung in entionisiertes Wasser (Reinstwasser-System Gen Pure, TKA, Niederelbert, Deutschland) umgelagert.

Um sie beschleifen zu können, wurden sie mit Boxing Wax (Kerr GmbH, Karlsruhe, Deutschland) in zylindrischen Kunststoff-Hohlformen fixiert und mit dem chemisch-härtenden Kaltpolymerisat Sample-Kwick-Powder und –Liquid (Buehler, Lake Bluff, IL, USA) eingebettet. Nach der Entformung wurden sie mit einer Metaserv Motopol 8 Schleifmaschine (Buehler, Lake Bluff, IL, USA) mit Schleifpapier der Körnungsstärke Grit 120/P120 abgeschliffen bis die angeschnittene Fläche als Klebegrundlage entweder für eine Schmelz- oder Dentinprobe geeignet war. Hierbei war Voraussetzung, dass die freigelegte Zahnhartsubstanz-Fläche groß genug dimensioniert sein musste, um später der Kompositfüllung in Form einer kleinen Säule mit einem Durchmesser von 3 mm Platz zu bieten unter Einhaltung eines ausreichenden Sicherheitsabstandes zum umgebenden Einbett-Kunststoff. Die Schmelz-Dentingrenze bzw. die Pulpenkammer durfte nicht verletzt werden. Ferner wurde darauf geachtet, dass die Zahnhartsubstanz immer in mesio-distaler Richtung, parallel zur bukkalen Oberfläche, getroffen wurde, um eine möglichst gleichmäßige Schliffrichtung von Schmelzprismen und Dentintubuli zu gewährleisten. Abschließend erfolgte eine Politur mit der Schleifpapierstärke Grit 600/P1200 für ca. 2 min.

4.3.2 Applikation der Adhäsive und Komposite

Die Proben wurden vorsichtig abgetrocknet und in eine Apparatur (Abbildung 4) eingeschraubt, die eigens für die Erleichterung der Kompositapplikation angefertigt worden war und in dieser Form bereits für frühere Untersuchungen zur Scherhaftfestigkeit zum Einsatz gekommen war [3]. Diese erlaubt es, den Prüfkörper zu fixieren und den, zweigeteilten Teflonzylinder, der für die Aufbringung der Füllungskunststoffe benötigt wurde, exakt über der Zahnhartsubstanz zu positionieren. Auf diese Weise konnte der Kontakt der getesteten Materialien mit dem Kaltpolymerisat, das zum Einbetten der Molaren verwendet worden war, am effizientesten vermieden werden.

Zunächst wurden nun jedoch die einzelnen Bestandteile des Adhäsivsystems - der jeweiligen Versuchskonfiguration entsprechend - unter Einhaltung der Herstellerangaben aufgetragen. Es wurde darauf geachtet, dass nie alle 10 Prüfkörper einer Serie am gleichen Tag bearbeitet wurden, sondern maximal 5, um mögliche tagesabhängige Einflüsse so gering wie möglich zu halten.

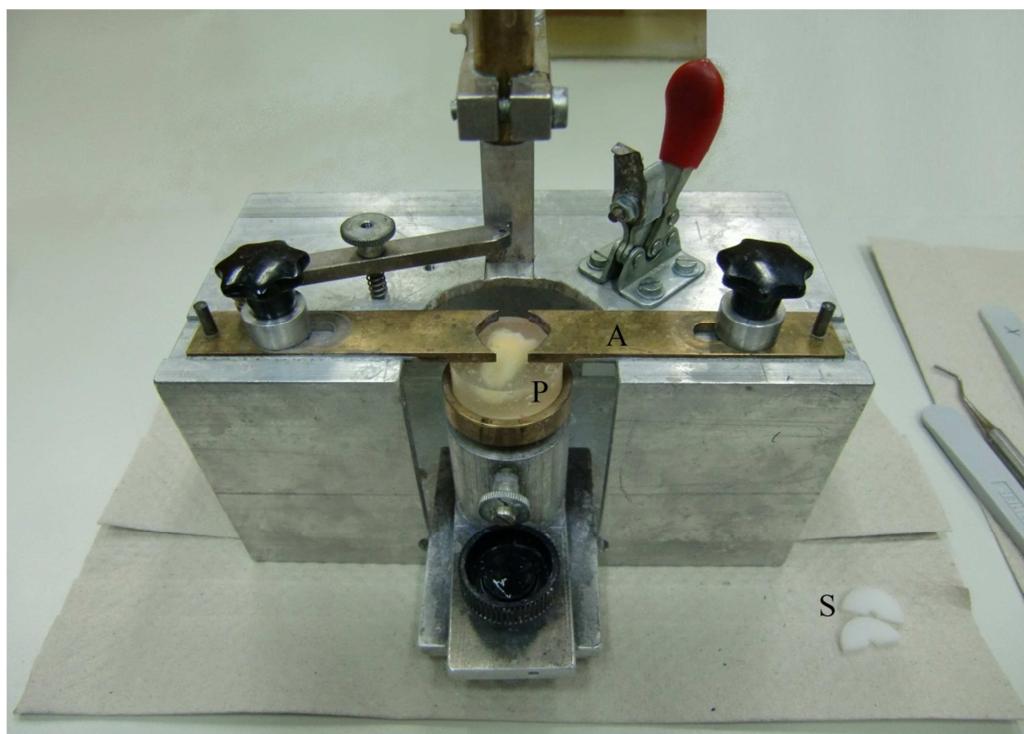


Abbildung 4: Eingespannter Prüfkörper (P); Haltearme (A) zur Fixierung des zweigeteilten Teflonzylinders (S) für die Komposite

Im Anschluss konnte der Zylinder aus Polytetrafluorethylen fixiert werden und mit dem Auftragen der Füllungskomposite in Form eines 3 mm hohen Zylinders mit einem Durchmesser von 3 mm fortgefahren werden. FS oder HF wurden dabei, wie unter 4.1.1 beschrieben, in zwei Phasen eingebracht, um eine möglichst blasenfreie, homogen durchgehärtete Schichtung zu erzielen. Die Lichthärtung erfolgte sowohl bei Kompositen als auch bei den Bondingsystemen mittels einer LED-Polymerisationslampe Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) mit einer Leistung von 1148 mW/cm², welche mit einem Luxmeter (PCE, Southampton, UK) überprüft wurde.

Nach der möglichst drucklosen, seitlichen Ablösung der beiden Hälften des Teflonzylinders wurden alle Bondingüberschüsse vorsichtig mit dem Skalpell entfernt und eine geeignete, möglichst glatte Stelle für den Ansatz der Guillotine für den späteren Scherversuch aufgesucht und markiert. Alle Werkzeugoberflächen, die mit Bondingmaterialien in Kontakt kommen konnten, wurden zwischen jedem Prüfkörper mit ethanolhaltigen Desinfektionstüchern der Marke Pursept A express (Merz Hygiene GmbH, Frankfurt/M., Deutschland) gereinigt. Die fertigen Prüfkörper wurden vor den eigentlichen Scherversuchen noch einmal zurück in entionisiertes Wasser gelegt und für 24 h bei 37° im Inkubator (Heraeus, Holding GmbH, Hanau, Deutschland) gelagert.

Hatte der Prüfkörper bei einer Probe nicht gehalten, wurde diese noch einmal mit feinem Schleifpapier poliert, um eventuelle Bondingreste zu entfernen, und anschließend die Klebung wiederholt. Löste sich der adhäsive Verbund auch beim zweiten Mal auf Anhieb, wurde die Probe mit „Klebung nicht erfolgreich“ markiert. Die Scherhaftkraft wurde bei solchen Proben mit 0 N angenommen und so in die Auswertung übernommen.

4.3.3 Scherversuch

Nach der 24 stündigen Lagerung im Inkubator wurden die Prüfkörper dem eigentlichen Scherversuch zugeführt. Dieser wurde mit der Materialprüfmaschine Zwick Z010 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) entsprechend der Norm ISO/TS 11405 [67] durchgeführt. Die Dokumentation der Messdaten erfolgte über einen angeschlossenen PC mit Hilfe der Software *testXpert II* V 2.1. Primär erfolgte die Messung in Newton, die grafisch gegen die Dehnung in mm aufgetragen wurden. Die Vorschubgeschwindigkeit

betrug 0,5 mm/min, die obere Kraftgrenze 300 N und die Vorkraft 1 N. Die Abscherung erfolgte unter Druckbelastung mittels eines Metallstempels. Dieser wurde wie eine Guillotine mit einem Abstand von 200 µm parallel zum Prüfkörper auf den Ansatzpunkt der Füllungskomposite herabgeführt, bis es zum Bruch zwischen Prüfkörper und Füllungsmaterial kam (Abbildung 5) [4].

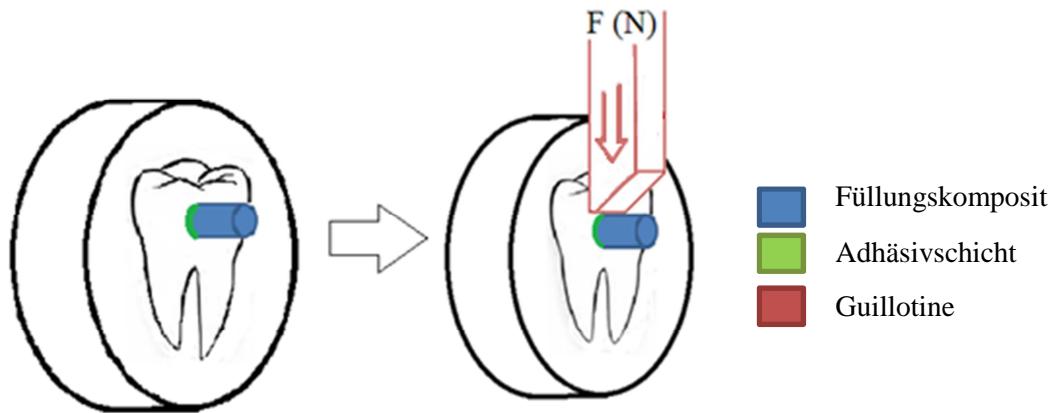


Abbildung 5: Schematischer Versuchsaufbau

Prüfkörpern, deren Kompositaufbau sich bereits während der Lagerung im Wasserbad gelöst hatte, wurde wiederum eine Scherhaftfestigkeit von 0 N zugewiesen und dieser Versuch so in die Analyse aufgenommen. Gleiches galt bei Proben, bei denen der Druck durch das Eigengewicht des angesetzten Scherstempels noch vor Beginn der eigentlichen Messung zum Verlust der Adhäsion führte.

Abschließend wurden die Bruchstellen zunächst mit bloßem Auge und anschließend unter dem Auflichtmikroskop (Wild M420, Leica, Heerbrug, Schweiz) untersucht und die Ergebnisse dokumentiert. Die Beurteilung erfolgte je nach Bedarf unter den Vergrößerungen 6-, 12-, 25- und 50-fach. Die Bruchmodi wurden in folgende Klassen eingeteilt:

- ❖ Bruch an der Klebestelle (adhäsive Fraktur) (Adh)
- ❖ Bruch an der Klebestelle mit Rückständen von Komposit auf Schmelz/Dentin (gemischt adhäsive + kohäsive Fraktur im Kunststoff) (KohK Adh)

- ❖ Bruch an der Klebestelle und im Schmelz/Dentin (gemischt adhäsive + kohäsive Fraktur in Zahnhartsubstanz) (KohZ Adh)
- ❖ Bruch im Komposit (kohäsive Fraktur) (KohK)
- ❖ Bruch im Dentin oder Schmelz (kohäsive Fraktur) (KohZ)

4.3.4 Statistische Auswertung

Standardisiert werden die Ergebnisse von Scherhaftkraftversuchen in der Einheit [MPa] angegeben. Die Umrechnung erfolgte deshalb von [N] in [MPa] nach folgender Formel:

$$\text{[MPa]} = \frac{\text{Kraft [N]}}{\text{Haftfläche [mm}^2\text{]}}$$

Die Haftfläche ergab sich aus dem Durchmesser des Kompositzylinders mit 3 mm, welcher über alle Versuche konstant blieb.

Es wurden die Mediane und Quartile für jede Versuchsgruppe bestimmt und graphisch dargestellt. Die Auswertung erfolgte im paarweisen Vergleich nach dem Mann-Withney- Test, wobei das Signifikanzniveau auf $p < \alpha = 0,05$ festgelegt wurde. Als Software kam das Programm SPSS Statistics (Version 19, IBM, Chicago, IL, USA) zum Einsatz. Zur Bewertung des Einflusses eines einzelnen Parameters wie „Komposit“, „Zahnhartsubstanz“ oder „Prüfgruppe“ unabhängig von den anderen Parametern wurde das Signifikanzniveau α gemäß der Error-Rates Methode zu $\alpha^* = 1 - (1 - \alpha)^{1/k}$ adjustiert, wobei k die Anzahl der beim jeweiligen beim Versuch auftretenden, paarweisen Vergleiche darstellt.

Für die Bruchmodi wurden Häufigkeitstabellen erstellt. Darin wurden Proben mit 0 N Haftkraft als rein adhäsive Frakturen aufgenommen.

5 Ergebnisse

Um die Ergebnisse der Versuche mit der parallel dazu durchgeföhrten Dissertation von *Meinhardt* [97] vergleichen zu können, wurde eine weitgehend gleiche Art der Darstellung gewählt.

In den Abbildung 6 bis 13 sind die gemessenen Haftkräfte der einzelnen Gruppen grafisch dargestellt. Eine Erläuterung zu der Abfolge der jeweils angewendeten Bestandteile der Bondingsysteme findet sich nochmals unter jeder der jeweiligen Graphiken in tabellarischer Form. Eine vollständige Auflistung über die ermittelten Medianwerte, Bruchmodi und Anzahl der nicht messbaren Haftwerte, da es zu einem vorzeitigen Versagen der Adhäsion gekommen war (ptf: pre-testing failures), findet sich in der Tabelle 7 für alle Ergebnisse mit Filtek Siloranen als Komposit und in der Tabelle 8 für Hermes Flow. Die Zusammenstellung der Ergebnisse der Signifikanzauswertung ist dem Anhang zu entnehmen (Tabellen 10-17). Tabelle 1 (vgl. 3) zeigt eine Übersicht über die verwendeten Abkürzungen, Einzelbestandteile der Bondingsysteme und Farben der Balken in den Graphiken.

5.1 Filtek Silorane

5.1.1 Haftkraft Schmelz

Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 6 und 7 dargestellt. Die höchsten Haftkräfte auf Schmelz für Filtek Silorane wurden mit CSE in der Gruppe **C₂** (27,8 MPa), gefolgt von **C₁** (23,1 MPa), erreicht. Beide Ergebnisse waren signifikant höher als die mit OFL und ASB in den Gruppen **C₁** und **C₂** und insbesondere auch als der Wert in der Kontrollgruppe **A** (3,5 MPa) mit dem empfohlenen SSA.

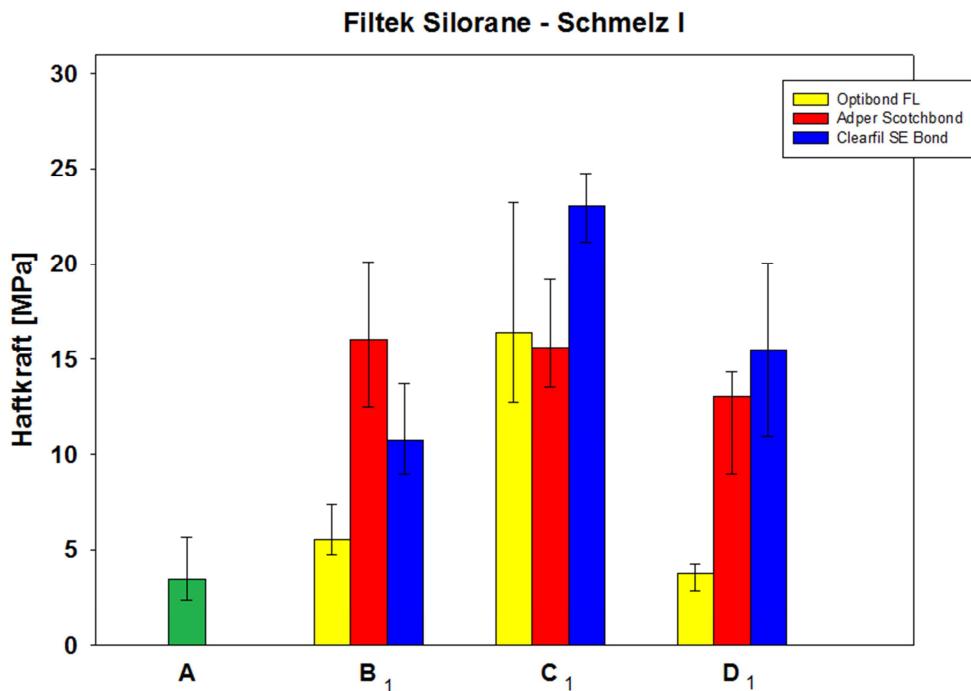
Die höchsten Werte bei den Versuchen mit OFL wurden ebenfalls in den Gruppen **C₂** (20,1 MPa) und **C₁** (16,4 MPa) gemessen. Der Unterschied zwischen diesen Gruppen war allerdings nicht signifikant, ebenso wenig wie der gegen die gleichen Gruppen bei ASB oder die höchsten Werte bei ASB untereinander, in diesem Fall die Gruppen **B₁** (16,1 MPa) **C₁** (15,6MPa) und **C₂** (15,0 MPa). Auch diese Ergebnisse lagen noch signifikant über dem der Kontrollgruppen.

Die niedrigsten Werte traten bei der Gruppe **D₂** auf, mit HF als einzigem Bonding. Das höchste Ergebnis lag hier wieder bei CSE bei 0,4 MPa.

5.1.2 Haftkraft Dentin

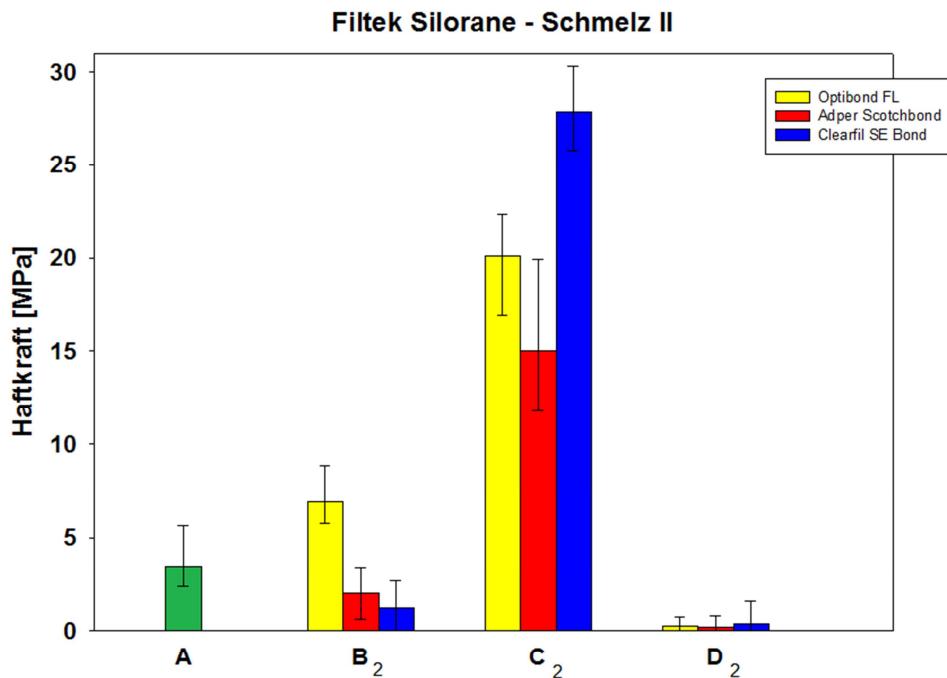
Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 8 und 9 zu sehen. Bei den Prüfungsgruppen auf der Klebegrundlage Dentin wurden die höchsten Messergebnisse innerhalb jedes Bondingsystems in den Gruppen **C₁** verzeichnet, stets ohne signifikanten Unterschied zu **C₂**. Hier erreichte jedoch auch die Kontrollgruppe eine deutlich bessere Haftung (14,9 MPa), so dass lediglich CSE mit den höchsten Werten bei 24,3 MPa und 33,8 MPa signifikant über den anderen Bondingsystemen lag. Ansonsten trat zwischen keinem der Bondingsysteme auf Methacrylatbasis in den **C**-Gruppen oder dem auf Siloranbasis eine signifikante Differenz auf.

Die schlechteste Haftung, beziehungsweise gar keine Haftung, wurde wiederum in den Gruppen **D₂** erzielt, sie lag bei allen drei Bondingsystemen bei 0 MPa. Der Anteil der Prüfkörper, bei denen kein Scherversuch durchgeführt werden konnte, da sich das Komposit bereits vor Beginn der Messung vom Dentin gelöst hatte, lag bei OFL und CSE bei 70%, bei ASB sogar bei 90%.



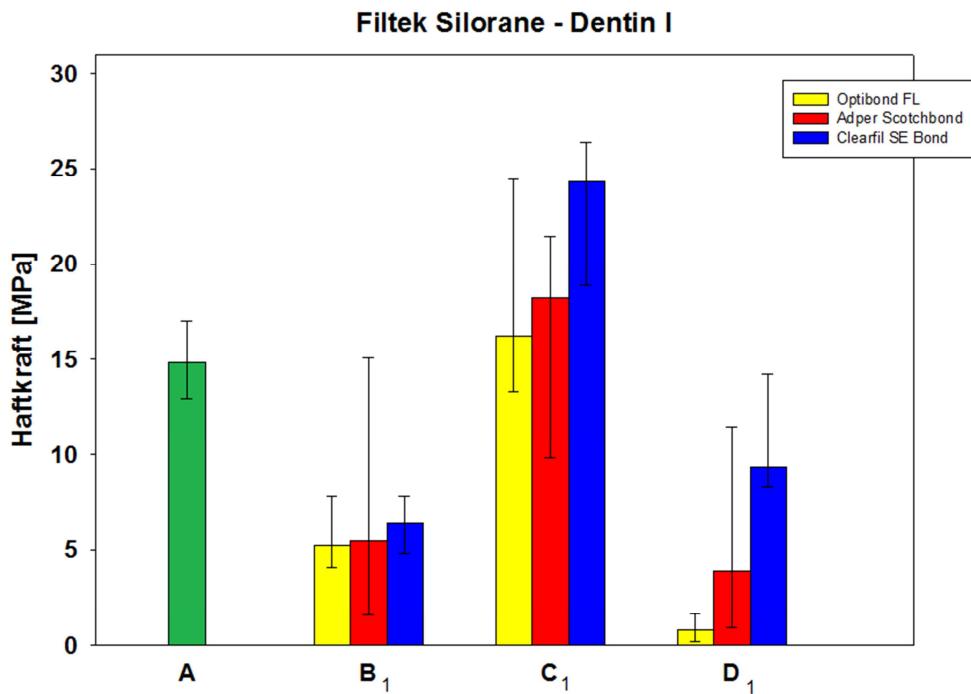
Gruppe	A				B ₁				C ₁				D ₁			
Kunststoff																
Hermes Flow als Bonding	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)
Silorane System Adhesive Bonding	Nicht zusätz-llich	Nein	Nein	Nein	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein
Bonding	SSA-B	OFL-A	ASB-A	CSE-B	OFL-A	ASB-A	CSE-B	OFL-A	OFL-A	ASB-A	CSE-B	OFL-A	OFL-A	ASB-A	CSE-B	CSE-B
Primer	SSA-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	CSE-P
Ätzung	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	Nein
Zahnhart-substanz	[Green Box]	[Yellow Box]	[Red Box]	[Blue Box]	[Yellow Box]	[Red Box]	[Blue Box]	[Yellow Box]	[Yellow Box]	[Red Box]	[Blue Box]	[Yellow Box]	[Yellow Box]	[Red Box]	[Blue Box]	[Blue Box]
Schmelz																

Abbildung 6: Scherhaftkräfte (Mediane, 25%-75% Quartile) für Filtek Silorane auf Schmelz (oben) und Protokoll der jeweiligen verwendeten Bondingschritte für die Kontrollgruppe A und die Prüfungsgruppen B₁, C₁, D₁ (unten)



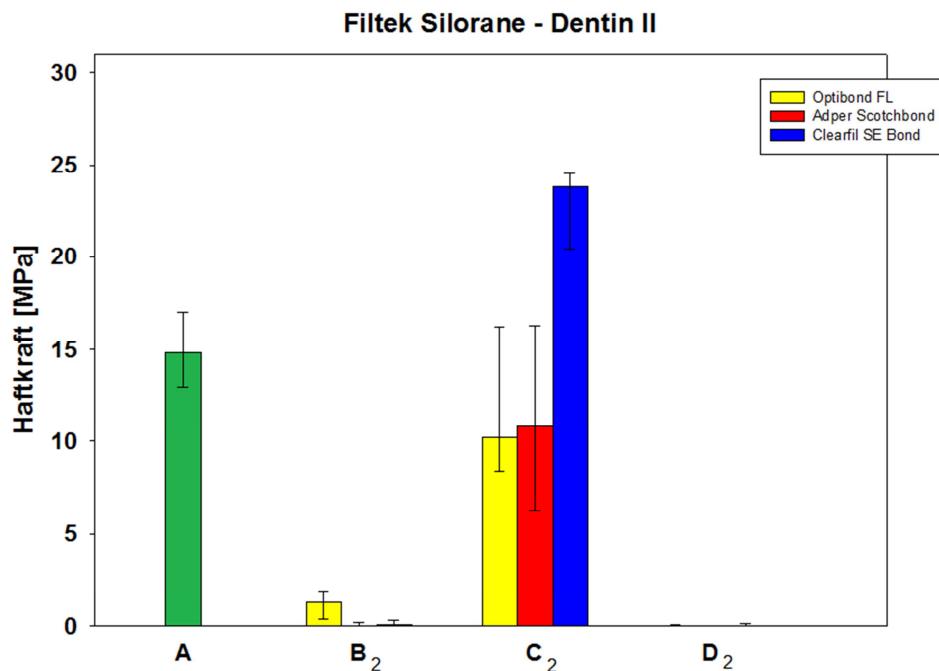
Gruppe	A	B ₂			C ₂			D ₂		
Kunststoff	Filtek Silorane (FS)									
Hermes Flow als Bonding	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)
Silorane System Adhesive Bonding	Nicht zusätz-llich	Nein	Nein	Nein	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Nein	Nein	Nein
Bonding	SSA-B	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein
Primer	SSA-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P
Ätzung	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein
Zahnhart-substanz										
		Schmelz								

Abbildung 7: Scherhaftkräfte (Mediane, 25%-75% Quartile) für Filtek Silorane auf Schmelz (oben) und Protokoll der jeweiligen verwendeten Bondingschritte für die Kontrollgruppe A und die Prüfungsgruppen B₂, C₂, D₂ (unten)



Gruppe	A				B ₁				C ₁				D ₁			
	Kunststoff				Filtek Silorane (FS)				Zahnhartsubstanz				Dentin			
Hermes Flow als Bonding	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)	Nein	Nein	Nein	Nein
Silorane System Adhesive Bonding	Nicht zusätz -lich	Nein	Nein	Nein	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein
Bonding	SSA-B	OFL-A	ASB-A	CSE-B	OFL-A	ASB-A	CSE-B									
Primer	SSA-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P									
Ätzung	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein
Zahnhartsubstanz	[Green Box]	[Yellow Box]	[Red Box]	[Blue Box]	[Yellow Box]	[Red Box]	[Blue Box]	[Yellow Box]	[Red Box]	[Blue Box]	[Yellow Box]	[Red Box]	[Blue Box]	[Yellow Box]	[Red Box]	[Blue Box]

Abbildung 8: Scherhaftkräfte (Mediane, 25%-75% Quartile) für Filtek Silorane auf Dentin (oben) und Protokoll der jeweiligen verwendeten Bondingschritte für die Kontrollgruppe A und die Prüfungsgruppen B₁, C₁, D₁ (unten)



Gruppe	A			B ₂			C ₂			D ₂		
Kunststoff	Filtek Silorane (FS)											
Hermes Flow als Bonding	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)
Silorane System Adhesive Bonding	Nicht zusätz-llich	Nein	Nein	Nein	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein
Bonding	SSA-B	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein
Primer	SSA-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P		
Ätzung	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄			Nein
Zahnhart-substanz	[Green]	[Yellow]	[Red]	[Blue]	[Yellow]	[Red]	[Blue]	[Yellow]	[Red]	[Blue]		
	Dentin											

Abbildung 9: Scherhaftkräfte (Mediane, 25%-75% Quartile) für Filtek Silorane auf Dentin (oben) und Protokoll der jeweiligen verwendeten Bondingschritte für die Kontrollgruppe A und die Prüfungsgruppen B₂, C₂, D₂ (unten)

5.1.3 Bruchmodi

Der am häufigsten aufgetretene Bruchmodus bei den Filtek Siloranen war mit 60% die rein adhäsive Fraktur. Sie trat vor allem bei niedrigen Scherkräften unter 10 MPa als Medianwert gehäuft auf. Ab 10 MPa aufwärts kam es mit über 50%iger Wahrscheinlichkeit auch zu gemischt kohäsiv-adhäsiven Frakturen im Komposit. Kohäsiv-adhäsive Frakturen, die die Zahnhartsubstanz betrafen, machten nur 2,6% aus und traten frühestens bei Medianen ab 16 MPa auf. Rein kohäsive Frakturen traten während aller Versuche nur ein einziges Mal auf. In Tabelle 7 findet sich eine Auflistung der prozentualen Verteilung der Bruchmodi auf jede Gruppe einzeln und für alle Versuche mit Filtek Siloranen als Komposit zusammen. Für jede Gruppe wurde der zugehörige Medianwert der Haftkraft angegeben, sowie die Anzahl der Prüfkörper, die sich bereits vor der Messung gelöst hatten (ptf).

Adhäsivsystem Komposit/ Klebegrundlage	Gruppe (n = 10)	Haft- kraft (MPa)	ptf	Bruchmodus (%)			
				Adh	KohK Adh	KohZ Adh	Koh K
Silorane System Adhesive (= Kontrollgruppen)							
FS/ Schmelz	A	3,5	-	80	20		
FS/ Dentin	A	14,9	-	70		30	
Optibond FL							
FS/ Schmelz	B ₁	5,5	-	90	10		
	C ₁	16,4	-	20	70	10	
	D ₁	3,8	1	100			
	B ₂	6,9	-	90	10		
	C ₂	20,1	-		100		
	D ₂	0,3	3	100			
FS/ Dentin	B ₁	5,2	-	100			
	C ₁	16,2	-	30	70		
	D ₁	0,8	1	100			
	B ₂	1,3	2	100			
	C ₂	10,2	-		100		
	D ₂	0,0	7	100			
Adper Scotchbond							
FS/ Schmelz	B ₁	16,1	-	10	90		
	C ₁	15,6	-		100		
	D ₁	13,1	-	50	50		
	B ₂	2,0	1	100			
	C ₂	15,0	-		100		
	D ₂	0,2	2	100			
FS/ Dentin	B ₁	5,5	-	80	20		
	C ₁	18,3	-	30	60	10	
	D ₁	3,9	2	100			
	B ₂	0,0	5	100			
	C ₂	10,8	-	40	60		
	D ₂	0,0	9	100			
Clearfil SE Bond							
FS/ Schmelz	B ₁	10,8	-	30	70		
	C ₁	23,1	-		90	10	
	D ₁	15,5	-	60	40		
	B ₂	1,3	3	100			
	C ₂	27,8	-		100		
	D ₂	0,4	4	100			
FS/ Dentin	B ₁	6,4	-	90	10		
	C ₁	24,3	-		70	30	
	D ₁	9,4	-	90	10		
	B ₂	0,1	5	100			
	C ₂	23,8	-	10	70	10	
	D ₂	0,0	7	100			10
Gesamt:	n = 380			60,5	36,6	2,6	- 0,3

Tabelle 7: Medianwerte der Haftkraft in MPa, pre-testing failures (ptf) und prozentuale Verteilung der Bruchmodi für Filtek Silorane

5.2 Hermes Flow

5.2.1 Haftkraft Schmelz

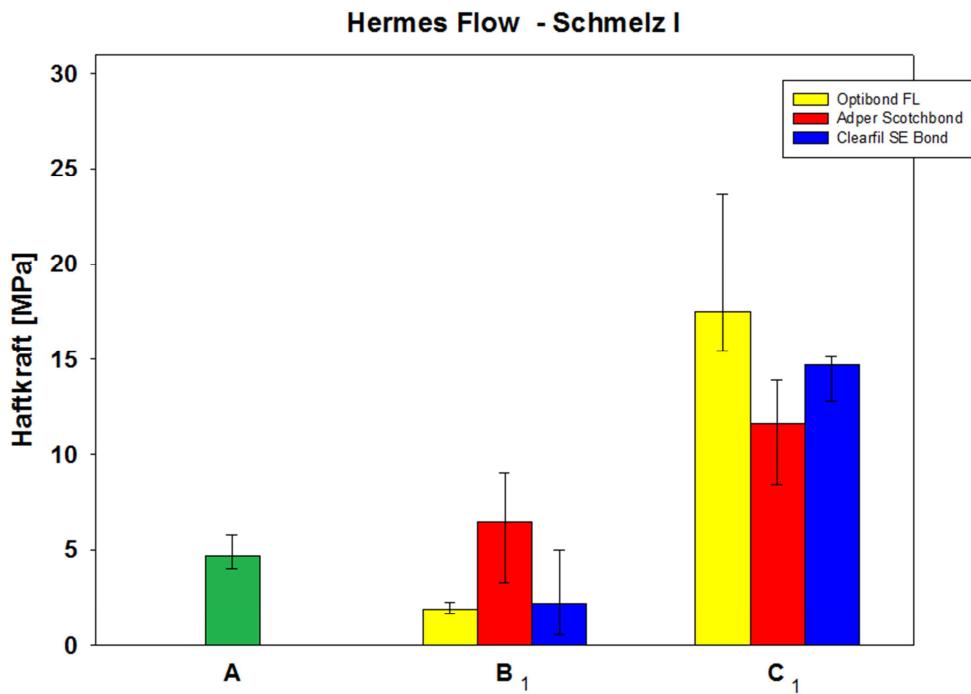
Abbildung 10 und 11 zeigen die Ergebnisse für Hermes Flow auf Schmelz. OFL erzielte die stärksten Haftkräfte in den Gruppen **C₂** (17,7 MPa) und **C₁** (17,5 MPa) ohne sich signifikant voneinander oder von CSE **C₂** (16,8 MPa) abzuheben. Etwas niedriger fielen die Werte für CSE **C₁** (14,7 MPa) und ASB **C₁** (11,7 MPa) und **C₂** (10,0 MPa) aus, wobei kein weiterer signifikanter Unterschied zwischen **C₁** bei CSE und ASB oder zwischen den **C**- Gruppen bei ASB festgestellt werden konnte. Alle genannten Werte lagen allerdings noch signifikant über dem Wert der Kontrollgruppe **A** (4,7 MPa)

Am niedrigsten schnitten die **B₂** Gruppen bei ASB (0,5 MPa) und CSE (0,1 MPa) ab. Lediglich bei OFL kam ein Wert von 3,7 MPa zustande, welcher sogar noch signifikant über dem für Gruppe **B₁** (1,9 MPa) bei OFL lag.

5.2.2 Haftkraft Dentin

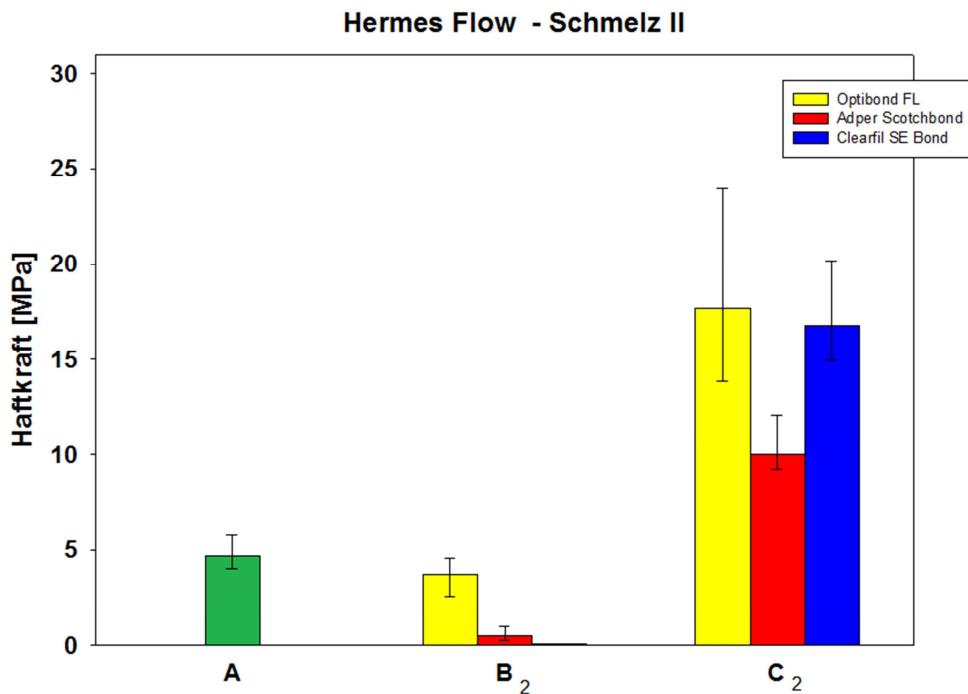
Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 12 und 13 dargestellt. Auf Dentin als Zahnhartsubstanz schnitt SSA wieder besser ab. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der Haftfestigkeit bei Kontrollgruppe **A** (13,3 MPa) zu CSE **C₂** (15,3 MPa) und **C₁** (13,2 MPa) oder OFL **C₁** (14,0 MPa) und **C₂** (10,4 MPa). Erst zwischen CSE **C₂** und OFL **C₂** war ein signifikanter Schritt bestimmbar. Die Messdaten von ASB blieben in dieser Prüfreihe generell sehr niedrig und kamen nicht über 5,5 MPa bei **C₁** hinaus.

Die niedrigsten Werte traten wieder bei Gruppe **B₂** auf. Hier hafteten überhaupt nur Prüfkörper mit OFL bei einer vorzeitigen Versagensrate von 50%. ASB und CSE waren mit 9 von 10 und 10 von 10 nicht messbaren Proben nicht weiter auswertbar.



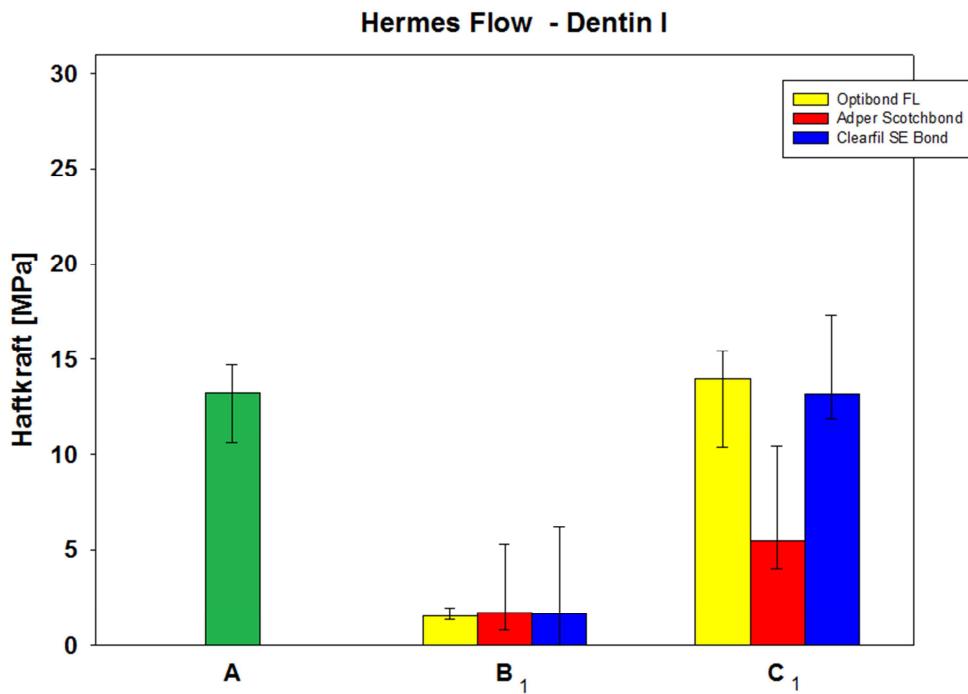
Gruppe	A	B ₁			C ₁			D ₁		
								Nicht getestet (~B ₁)		
Kunststoff		Hermes Flow (HF)								
Hermes Flow als Bonding	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)
Silorane System Adhesive Bonding	Nicht zusätz-lich	Nein	Nein	Nein	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Nein	Nein	Nein
Bonding	SSA-B	OFL-A	ASB-A	CSE-B	OFL-A	ASB-A	CSE-B	OFL-A	ASB-A	CSE-B
Primer	SSA-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P
Ätzung	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein
Zahnhart-substanz									Schmelz	

Abbildung 10: Scherhaftkräfte (Mediane, 25%-75% Quartile) für Hermes Flow auf Schmelz (oben) und Protokoll der jeweiligen verwendeten Bondingschritte für die Kontrollgruppe A und die Prüfungsgruppen B₁ und C₁ (unten)



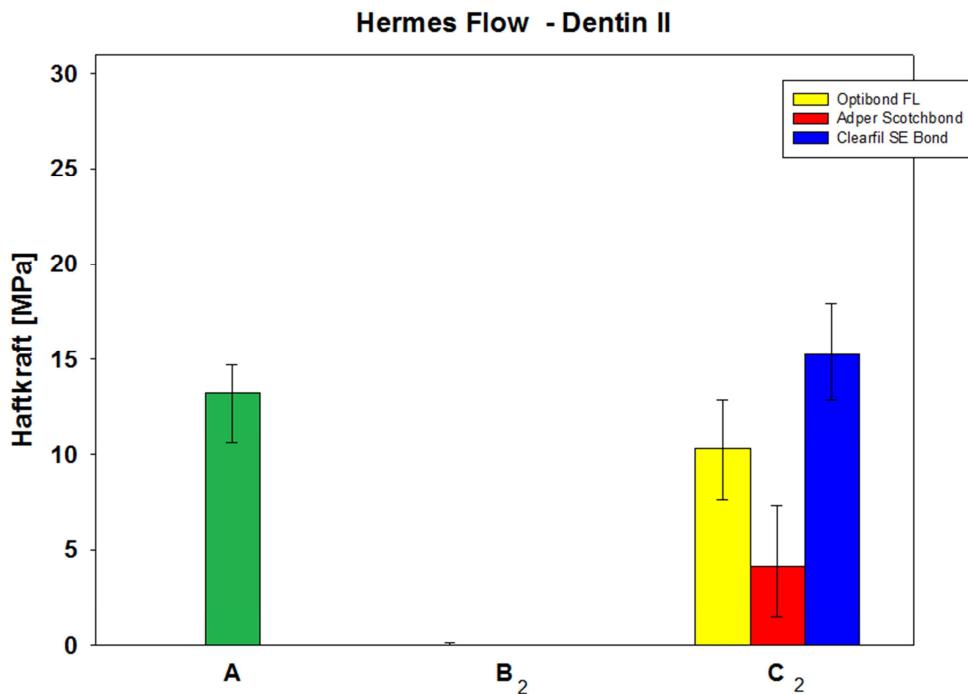
Gruppe	A			B ₂			C ₂			D ₂ Nicht getestet (~B ₂)		
	Hermes Flow (HF)			Schmelz			Hermes Flow (HF)			Schmelz		
Hermes Flow als Bonding	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)
Silorane System Adhesive Bonding	Nicht zusätz-lich	Nein	Nein	Nein	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein
Bonding	SSA-B	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein
Primer	SSA-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	-	-
Ätzung	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	-	-
Zahnhart-substanz	[Green Box]	[Yellow Box]	[Red Box]	[Blue Box]	[Yellow Box]	[Red Box]	[Blue Box]	-	-	-	-	-

Abbildung 11: Scherhaftkräfte (Mediane, 25%-75% Quartile) für Hermes Flow auf Schmelz (oben) und Protokoll der jeweiligen verwendeten Bondingschritte für die Kontrollgruppe A und die Prüfungsgruppen B₂ und C₂ (unten)



Gruppe	A				B ₁			C ₁			D ₁			Nicht getestet (~B ₁)
	Kunststoff	Hermes Flow (HF)												
Hermes Flow als Bonding	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)			
Silorane System Adhesive Bonding	Nicht zusätz-llich	Nein	Nein	Nein	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Nein	Nein	Nein	Nein			
Bonding	SSA-B	OFL-A	ASB-A	CSE-B	OFL-A	ASB-A	CSE-B	OFL-A	ASB-A	CSE-B	OFL-A	ASB-A	CSE-B	
Primer	SSA-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	
Ätzung	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	
Zahnhart-substanz		■	■	■	■	■	■	■	■	■				
														Dentin

Abbildung 12: Scherhaftkräfte (Mediane, 25%-75% Quartile) für Hermes Flow auf Dentin (oben) und Protokoll der jeweiligen verwendeten Bondingschritte für die Kontrollgruppe A und die Prüfungsgruppen B₁ und C₁ (unten)



Gruppe	A			B ₂			C ₂			D ₂ Nicht getestet (~B ₂)		
	Kunststoff	Hermes Flow (HF)										
Hermes Flow als Bonding	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Ja (HF)	Ja (HF)	Ja (HF)		
Silorane System Adhesive Bonding	Nicht zusätz-llich	Nein	Nein	Nein	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Ja (SSA-B)	Nein	Nein	Nein		
Bonding	SSA-B	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein		
Primer	SSA-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P	OFL-P	ASB-P	CSE-P		
Ätzung	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein	37,5% H ₃ PO ₄	35% H ₃ PO ₄	Nein		
Zahnhart-substanz		■	■	■	■	■	■					
								Schmelz				

Abbildung 13: Scherhaftkräfte (Mediane, 25%-75% Quartile) für Hermes Flow auf Dentin (oben) und Protokoll der jeweiligen verwendeten Bondingschritte für die Kontrollgruppe A und die Prüfungsgruppen B₂ und C₂ (unten)

5.2.3 Bruchmodi

Die Verteilung der Bruchmodi lag bei Hermes Flow wie folgt: Mit 58% kam es in der Mehrheit zu rein adhäsiven Frakturen, auch hier wieder vor allem bei Medianwerten der Haftkraft unter 10 MPa (Tabelle 8). Ab diesem Wert kam es mit einer Ausnahme in der Mehrzahl zu gemischt kohäsiv-adhäsiven Frakturen mit Kunststoffbeteiligung. Nur in zwei Fällen kam es zu gemischten Frakturen in der Zahnhartsubstanz. Rein kohäsive Frakturen traten nicht auf.

Adhäsivsystem Komposit/ Klebegrundlage	Gruppe (n=10)	Haft- kraft (MPa)	ptf	Bruchmodus (%)				
				Adh	KohK Adh	KohZ Adh	Koh K	Koh Z
Silorane System Adhesive (= Kontrollgruppen)								
HF/ Schmelz	A	4,7	-	70	30			
HF/ Dentin	A	13,3	-	10	90			
Optibond FL								
HF / Schmelz	B ₁	1,9	1	100				
	C ₁	17,5	-		90	10		
	B ₂	3,7	-	90	10			
	C ₂	17,7	-		100			
HF / Dentin	B ₁	1,5	-	100				
	C ₁	14,0	-		30	70		
	B ₂	0,0	5	100				
	C ₂	10,4	-	80	20			
Adper Scotchbond								
HF / Schmelz	B ₁	6,5	-	70	30			
	C ₁	11,7	-	10	90			
	B ₂	0,5	1	100				
	C ₂	10,0	-	30	70			
HF / Dentin	B ₁	1,7	-	90	10			
	C ₁	5,5	-	60	40			
	B ₂	0,0	9	100				
	C ₂	4,1	-	70	30			
Clearfil SE Bond								
HF / Schmelz	B ₁	2,2	1	80	20			
	C ₁	14,7	-		100			
	B ₂	0,1	2	100				
	C ₂	16,8	-		100			
HF / Dentin	B ₁	1,6	4	90	10			
	C ₁	13,2	-	20	70	10		
	B ₂	0,0	10	100				
	C ₂	15,3	-	10	90			
Gesamt:	n = 260			58,1	41,2	0,8	-	-

Tabelle 8: Medianwerte der Haftkraft in MPa, pre-testing failures (ptf) und prozentuale Verteilung der Bruchmodi für Hermes Flow

Betrachtet man alle durchgeführten Scherversuche unabhängig vom verwendeten Komposit, lag der Anteil der rein adhäsiven Frakturen bei 59,5% (Tabelle 9). Der Rest entfiel auf gemischt kohäsiv-adhäsive Frakturen, davon vornehmlich Frakturen, die mit 38,4% zum Teil im Kunststoff verliefen. Rein kohäsive Frakturen traten insgesamt in der Studie nur bei 0,2% der Prüfkörper auf.

Komposit	Stückzahl	Bruchmodus (%)					
		Adh	KohK	KohZ	KohK	KohZ	
			Adh	Adh			
FS	n = 380	60,5	36,6	2,6	-	0,3	
HF	n = 260	58,1	41,2	0,8	-	-	
Gesamt	n = 640	59,5	38,4	1,9	-	0,2	

Tabelle 9: Prozentuale Verteilung der Bruchmodi insgesamt

6 Diskussion

Zahlreiche Untersuchungen beschäftigen sich mit der Qualität und den Einflüssen auf die Haftung von methacrylathaltigen dentalen Füllungswerkstoffen. Über die vergleichsweise junge Silorantchnologie ist in dieser Hinsicht weniger bekannt. Ziel der Versuche, die dieser Studie zugrunde lagen, war es deshalb, für zwei siloranbasierte Komposite die Auswirkungen von drei unterschiedlichen Parametern auf die erzielbaren Haftkräfte und die dazugehörigen Bruchmodi hin zu untersuchen. Die getesteten Einflussfaktoren waren hierbei verschiedene Bondingsysteme, wechselnde Anwendungskombinationen mit ihren Einzelbestandteilen und die beiden Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin als Klebegrundlage. Außerdem wurde die Haftfestigkeit zu einem neu entwickelten, fließfähigen Siloran untersucht.

6.1 Diskussion von Material und Methode

Die Untersuchung und Beurteilung werkstoffkundlicher Eigenschaften von restaurativen Materialien ist ein unverzichtbarer Bestandteil der Zahnheilkunde. Der Studie am Patienten geht dabei zumeist eine Vielzahl an *in-vitro* Versuchsreihen voraus. Diese sind jedoch nicht in der Lage, die komplexe klinische Situation vollständig wiederzugeben. Schwierigkeiten bei der Handhabung während des Legens einer Füllung, sowie Feuchtigkeit von Umgebung und Substrat werden im Labor ausgeblendet [96]. Dies führt häufig zu fälschlich hohen Ergebnissen bei *in-vitro* Studien [121, 122]. Dennoch erlauben sie bis zu einem gewissen Grad eine Vorhersage über das klinische Verhalten und ermöglichen die Testung einer großen Anzahl von Prüfkörpern und Versuchsanordnungen unter standartisierten Bedingungen und im direkten Vergleich zu bewährten Materialien [158]. *In-vitro* Untersuchungen können deshalb klinische Studien nicht vollwertig ersetzen, bieten aber eine gute Möglichkeit zur Vorauswahl vor der Anwendung *in-vivo* [156].

Die Versuchsreihen der vorliegenden Arbeit basieren auf den Vorgaben der ISO Norm TS11405 [67] zur Testung der Adhäsion an Zahnhartsubstanzen. Ablauf und Aufbau

orientieren sich an vorausgegangenen Studien zur Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven [3, 4, 81].

6.1.1 Auswahl der Materialien

Die Versorgung von begrenzten Zahnhartsubstanzdefekten mit Kompositen gehört heute zu den Standardtherapien der konservativen Zahnheilkunde [59]. Mit der Markteinführung der Silorane steht auf diesem Sektor ein völlig neues Material zur Verfügung. Dem Nachweis der verringerten Volumenschrumpfung und der Testung auf medizinisch akzeptable, mechanische und biologische Eigenschaften galt bisher besondere Aufmerksamkeit (vgl. 2.1.3). Über Haftungsmechanismen und – qualität ist, insbesondere auch im Vergleich mit den lange erforschten Methacrylaten, bisher wenig veröffentlicht worden. Für die experimentelle, fließfähige Variante der Silorane, Hermes Flow, gilt dies umso mehr.

Als Adhäsive kamen in der Studie etablierte methacrylatbasierte Bondingsysteme zum Einsatz, die den verschiedenen Generationen angehören. Außerdem wurde das ebenfalls methacrylatbasierte, allerdings für die Silorane entwickelte, SSA angewandt. Insgesamt untersucht wurden zwei Drei-Schritt „Etch & Rinse“ Systeme (Optibond FL (Kerr), Adper Scotchbond Multi Purpose (3M Espe)), zwei Zwei-Schritt selbstätzende Adhäsive (Clearfil SE Bond (Kuraray), Clearfil Protect Bond (Kuraray)), ein Zwei-Schritt „Etch & Rinse“ Produkt (Adper Scotchbond 1xT (3M Espe)) sowie ein Ein-Schritt selbstätzendes Bondingsystem (Adper Easy Bond (3M Espe)).

Um dieses breite Spektrum abdecken zu können, fanden die Untersuchungen aufgeteilt auf zwei parallel entstandene Arbeiten statt. In der bisher unveröffentlichten, zweiten Studie [97] finden sich einerseits die Ergebnisse zu den drei letzteren Produkten ebenso wie die Prüfung von SSA und dessen Einzelbestandteilen dem Versuchsprotokoll unter 4. entsprechend. Für die hier vorliegende Studie wurden für SSA lediglich die Werte für den herstellerangabengemäßen Einsatz wiederholt, um eine Vergleichbarkeit der beiden Studien zu gewährleisten.

Bei den Methacrylat-Adhäsiven fiel die Wahl auf CSE, ein selbstätzendes Adhäsiv, welches für Methacrylate auch auf Schmelz Haftwerte wie „Etch & Rinse“ Systeme

erreichte [2]. Es handelt sich hierbei um eines der am häufigsten getesteten Bondingsysteme seiner Generation [72, 73, 116, 156]. Gleches gilt für OFL bei den „Etch & Rinse“ Adhäsiven [14, 30, 156]. Beide repräsentieren in ihren jeweiligen Materialklassen den Standard, der in Studien oftmals als Vergleichswert für andere Adhäsive herangezogen wird [29, 132]. Als dritter Haftvermittler wurde ASB gewählt, ein zweites „Etch & Rinse“ Produkt vom gleichen Hersteller wie der der Filtek Silorane, das ebenfalls gut untersucht ist [22, 155, 161].

6.1.2 Untersuchungsmethode

Die gängigsten Haftkraftuntersuchungen unter Laborbedingungen sind Makro- und Mikro-Scher- bzw. Zugversuche. Wegen ihrer leichten und schnellen Durchführbarkeit werden häufig Scherversuche angewendet [129]. Scherkräfte spielen vermutlich auch in der klinischen Anwendung eine bedeutende Rolle für das Versagen von direkten Restaurationen, obwohl die komplexen oralen Gegebenheiten im Labor nie vollständig wiedergegeben werden können [34, 145]. Der Bruch erfolgt beim Einsatz einer Guillotine zur Krafteinleitung in der Regel an deren Kraftansatzpunkt und nicht am schwächsten Punkt der adhäsiven Verankerung, wie dies bei Zugversuchen der Fall wäre [163].

Häufig kritisiert wird die mangelnde Standardisierung unterschiedlicher Studien, da sich zahlreiche Parameter auf die Ergebnisse auswirken können [88]. Ab einer, hier überschrittenen, Bindungsfläche von mehr als 3 mm^2 spricht man von Makro- Untersuchungsmethoden [129, 158]. Unterschiedliche Größen der Bindungsfläche können zu Abweichungen bei den Haftkräften führen [145].

Vor Beginn der eigentlichen Messung wurden die fertig behandelten Prüfkörper bei 37°C für 24 h im Inkubator gelagert. Dies simuliert orale Bedingungen, sofern keine anders temperierten Nahrungsmittel aufgenommen werden. Es handelt sich hierbei um eine der in der Literatur am häufigsten angewandten Arten der Prüfkörpervorbehandlung bei *in-vitro* Haftkraftuntersuchungen [20, 100, 144]. Eine längere Lagerungsdauer sowie gezielte Temperaturschwankungen können zu verringerten Adhäsionskräften führen [6, 47]. Andere Autoren hingegen konnten keine signifikanten Einflüsse der

Lagerungsdauer auf die Messergebnisse feststellen [78, 110]. Weiterführende Untersuchungen zum Verhalten der getesteten Adhäsivkombinationen nach Langzeitlagerung und unter thermischem Stress wären wünschenswert.

Zahlreiche Studien beschäftigen sich mit dem Einfluss der angewendeten Vorschubgeschwindigkeit auf die Messergebnisse bei Scherhaftkraftversuchen. Bei steigenden Geschwindigkeiten ab 0,1 bzw. 0,5 mm/min konnte eine Erhöhung der Haftwerte beobachtet werden [144, 145]. Innerhalb der Vorgaben der ISO Norm TS 11405 [67] scheinen die Auswirkungen jedoch gering zu sein [15]. Die hier verwendete Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min wird empfohlen [56]. Alle Prüfkörper wurden vor dem Ansetzen der Guillotine (vgl. Abbildung 7) fest eingespannt, um Verwindungen oder sonstigen Bewegungen vorzubeugen. Die Ansatzrichtung der Guillotine erfolgte mit einem Abstand von 200 µm parallel zum Prüfkörper und senkrecht zum Kompositaufbau [4].

6.1.3 Substratpräparation

Es wurde darauf geachtet, nur unversehrte menschliche Molaren zu verwenden, da kariöses und sklerotisches Dentin als Substrat die Bindungswerte beeinträchtigen kann [51]. Lagerungsdauer und –medium der extrahierten Zähne sind weiter Variablen für die Scherhaftfestigkeitsuntersuchung. Formalin und Thymol als Desinfektionslösungen wirken sich bei 6 monatiger Lagerung negativ auf die Messung aus [130]. Für 0,5%ige Chloraminlösungen wurde selbst bei 2 jähriger Aufbewahrung ein solcher Effekt nicht beobachtet [102], dennoch kann ein Einfluss auf die Ergebnisse nicht vollständig ausgeschlossen werden. Die Lagerung in Chloramin sollte deshalb 6 Monate nicht überschreiten [129, 141] und unter Kühlung erfolgen [88]. Um Wechselwirkungen mit dem Lagerungsmedium zu vermeiden, erfolgte spätestens 24 h vor der Prüfkörperherstellung eine Umlagerung in entionisiertes Wasser.

Die Schichttiefe des Dentins wurde in diesem Versuchsaufbau nicht genau bestimmt. Mehrere Autoren berichten von einem Zusammenhang zwischen Pulpennähe und erzielbarer Haftkraft [44], insbesondere bei vollständiger Entfernung der Schmierschicht [146]. *De Munk et al.* andererseits fanden eine Abhängigkeit der

Bondingstärke von der anwesenden Menge an intertubulären Dentin bei selfetch, nicht aber bei „Etch & Rinse“ Adhäsiven [29]. *Takemori* et al. verneinten einen solchen Einfluss wiederum ganz [144].

Die angeschnittene Ebene wurde immer parallel zur bukkalen Zahnoberfläche gehalten, um eine gleichmäßige Ausrichtung der Schmelzprismen und Dentintubuli für alle Versuche zu gewährleisten. Im Schmelz ist das Anschrägen der Prismenstruktur eine weitverbreitete Technik, um die Füllungsretention zu verbessern [107]. Bei den Dentintubuli werden die Auswirkungen der Schnittrichtung kontrovers diskutiert [21, 119].

6.1.4 Versuchsablauf

Alle Versuche wurden von derselben Person durchgeführt. Verschiedene Anwender können bei Untersuchungen sowohl *in-vivo* als auch *in-vitro* zu erheblichen Schwankungen der Ergebnisse führen [43, 50]. Für jedes einzelne Produkt, das aufgetragen wurde, wurden die Herstellerangaben genau befolgt. Die Anwendung erfolgte mit Hilfe hochvergüteter Edelstahlinstrumente für die Füllungstherapie, welche nach jeder Anwendung mit ethanolhaltigen Reinigungstüchern von verunreinigenden Rückständen gesäubert wurden.

Für den Einsatz von Hermes Flow als Bonding existieren bisher keine Herstellerangaben. Für dünnfließende Komposite auf Methacrylatbasis sind verschiedenste Einsatzgebiete erprobt worden. Im Schmelz können sie direkt nach der Konditionierung mit Phosphorsäure mit oder ohne weitere adhäsive Maßnahmen als Fissurenversiegler aufgetragen werden oder sie können selbst als Bonding fungieren, wie bei der adhäsiven Befestigung von kieferorthopädischen Brackets [5, 126]. Im Zusammenhang mit der Dentinadhäsion wurde versucht, sie als Zwischenschicht zwischen Adhäsiv und Komposit einzusetzen. Während der Lichthärtung und unter Belastung kann ein solcher Liner dank seiner höheren Elastizität als Stressabsorber dienen und die Rissbildung verringern [75, 139]. Für stopfbare Füllungsmaterialien konnte auf diese Weise eine Erhöhung der Haftwerte erzielt werden [27].

Studien, die sich mit der Auswirkung einer solchen Zwischenschicht beschäftigten, definieren allerdings selten die verwendete Applikationstechnik. Gelegentlich können Angaben über die exakte Schichtungshöhe gefunden werden, nicht jedoch darüber, wie diese erzielt wurde [27]. Der Vorschlag, das dünnfließende Komposit wie ein Bonding zu verblasen [139], scheitert an der zu großen Viskosität des Hermes Flow. Um dennoch eine möglichst dünne, gleichmäßige Lage zu erzielen, wurde für 3 Sekunden der immer gleiche Anpressdruck von 400 g verteilt auf ein kreisrundes Mikroskopierdeckplättchen gewählt.

Die Applikation der beiden Füllungsmaterialien musste blasenfrei erfolgen und es musste eine vollständige Polymerisation gewährleistet sein. Die Durchhärtungstiefe eines Komposit ist von verschiedenen Faktoren abhängig. Die Beschaffenheit des verwendeten Materials selbst und seine Schichthöhe spielen hierbei eine wichtige Rolle. Bei opaken Kompositen wurde, abhängig von der Lichtintensität, bereits ab einer Schichttiefe von 1,5 mm eine Abnahme der Konversionsrate festgestellt [89]. Die Polymerisation erfolgte deshalb in zwei Schritten für 30 und 40 sec, um eine Schichttiefe von 1,5 mm nicht zu überschreiten. Für Filtek Silorane wurde konstant die Farbe A3 verwendet, für Hermes Flow existiert bisher nur die farblose, experimentelle Ausführung. Die regelmäßig kontrollierte Lichtleistung der verwendeten Polymerisationslampe betrug 1148 mW/cm². *Ilie* und *Hickel* fanden für Filtek Silorane der Farbe A3 ab einer Lichtleistung von 1141 mW/cm² und einer Schichtstärke von 2 mm vor allem die verwendete Polymerisationszeit zwischen 10 und maximal 40 sec als entscheidenden Faktor für eine hohe Konversionsrate [64].

Das Ende des Lichtleiters wurde so dicht wie möglich an das Siloran herangebracht, da unabhängig von der Art der Lichtquelle jede Entfernung immer zu einem Verlust bei der Leistungsdichte und somit beim Konversionsgrad führt [120, 124]. Die Lichtquelle wurde unmittelbar auf den Teflonzyylinder aufgesetzt, in den das Komposit eingefüllt wurde. Getrennt wurden sie lediglich durch eine durchsichtige Kunststoffmatrize, wie sie bei Füllungen im Frontzahnbereich zum Einsatz kommt und die eine Verschmutzung des Lichtaustrittsfensters verhindern sollte.

Als Form für den Siloranprüfkörper wurden durchscheinende, zweigeteilte Teflon Zylinder eingesetzt, ein Hilfsmittel das bei Haftkraftuntersuchungen zum Einsatz

kommt, um eine begrenzte und definierte Haftfläche zu gewährleisten [81, 100, 144], wie in der ISO Norm TS11405 gefordert [67]. Transluzente Matrizen aus Teflon ergeben tiefer reichende Polymerisationsergebnisse als solche aus opakem, reflektierendem Edelstahl [57]. Ein weiterer Vorteil des Materials ist die leichte, drucklose Entfernbarekeit vom Prüfkörper nach der Aushärtung, ohne Kraft auf selbigen auszuüben. Adhäsivüberschüsse um die Füllungskompositssäulen wurden vorsichtig mit dem Skalpell entfernt, da diese sonst möglicherweise zu einer ungewollten Vergrößerung der Bondingfläche und somit zu einer Verfälschung der Messergebnisse hätten führen können [158].

6.1.5 Versuchsauswertung

Im Umgang mit dem adhäsiven Versagen noch vor Beginn der eigentlichen Scherkraftmessung wurde entschieden, diesen Proben den Wert 0 MPa zuzuordnen. Dies führt in der Auswertung zu etwas zu niedrigen Werten, da ursprünglich eine, wenn auch nur geringe, Haftung vorlag. Alternativ wäre möglich gewesen, diese Versuche aus der Statistik zu streichen, was zu fälschlich hohen Ergebnissen geführt hätte, oder ihnen einen bestimmten Wert zuzuweisen, z.B. das niedrigste ermittelte Ergebnis [158]. Da die kleinstmögliche, in dieser Studie gemessene Haftkraft 0,017 N betrug, fällt der Unterschied zwischen der letztgenannten Methode und der angewendeten denkbar gering aus. Dennoch handelt es sich bei Ergebnissen von 0 MPa immer nur um einen Näherungswert. Die Anzahl der Prüfkörper jeder Gruppe, für die aus diesem Grund keine exakten Messwerte vorliegen, wurde in der Auswertung mitangegeben.

Um eine Aussage zu den möglichen Schwachstellen des Verbundes in den einzelnen Prüfgruppen treffen zu können, erfolgte abschließend eine Begutachtung der Bruchstelle unter dem Lichtmikroskop. Eine solche Untersuchung erlaubt keine detaillierte Aussage zu den Vorgängen in der Adhäsivschicht [114], ermöglicht aber eine Einteilung in Bruchmodi und ist in der Literatur eine häufig gewählte Form zu deren Beurteilung [3, 72, 81]. Um eine genauere Betrachtung der Bruchstellen zu ermöglichen, wurden elektronenmikroskopische Untersuchungen gefordert [163] und angewandt [52, 158].

Obwohl eine statistische Häufung von kohäsiven Brüchen üblicherweise mit stärkeren Haftwerten in Verbindung gebracht wird [88], sind diesbezügliche Ergebnisse unter Vorbehalt zu betrachten, da die Versuchsanordnung starke Auswirkungen auf den Frakturverlauf haben kann [161].

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Ergebnisse mit SSA (Kontrollgruppen A)

Bei den Kontrollgruppen zeigte sich, dass das selbstätzende SSA sowohl für FS als auch für HF im Dentin zwar vergleichsweise hohe Haftkräfte erzielen konnte (14,9 MPa; 13,3MPa), im Schmelz hingegen wurden nur sehr geringe Werte für beide Komposite erreicht (3,5 MPa; 4,7 MPa). Dies ist im Einklang mit den Beobachtungen der elektronenmikroskopischen Untersuchungen von *Mine et. al* [99] und verstärkt die Frage nach möglichen Verbesserungen im Adhäsionsmechanismus der Silorane. Untersuchungen des Herstellers für FS gehen insbesondere im Schmelz von erheblich höheren Haftkräften aus. So wurden Scherhaftkräfte von ca. 20 MPa an Schmelz und von ca. 25 MPa an Dentin angegeben. Die ermittelten Zughhaftkräfte lagen bei beiden Zahnhartsubstanzen bei ca. 20 MPa [1]. Entsprechende Angaben für HF sowie unabhängige Studien konnten nicht gefunden werden.

6.2.2 Ergebnisse unter ausschließlichem Einsatz der Komponenten methacrylatbasierter Haftvermittler (Prüfgruppen B)

Die Ergebnisse der Prüfungsgruppen **B**₁ für FS im Schmelz lagen zwar alle signifikant über **A**, im Dentin relativierte sich dieses Bild jedoch. Auf diesem Substrat blieben alle drei Werte signifikant hinter dem der hier besser abschneidenden Kontrollgruppe zurück. Ohne jedwede Bondingschicht in den Gruppen **B**₂ verschlechterten sich auf beiden Substraten alle Messergebnisse noch einmal signifikant, außer bei OFL. Insgesamt ergab sich für HF ein ähnliches Bild wie für FS. Allerdings schnitt **B**₁ auf Schmelz wie auf Dentin gleichermaßen schlecht ab. In Gruppe **B**₂ waren erneut alle Ergebnisse signifikant niedriger als in den Gruppen **B**₁. Die einzige Ausnahme bildete

auch hier wieder OFL auf Schmelz, dessen Wert sich durch das Weglassen von OFL-A sogar geringfügig verbesserte.

Das zusätzliche Auftragen von ASB-A und CSE-B auf den jeweiligen dazugehörenden Primer hingegen bewirkte in jeder Versuchskonstellation der **B**-Gruppen signifikante Steigerungen der Scherhaftfestigkeit. Dies erweckt den Eindruck, dass die Bondingpräparate der für Methacrylate entwickelten Systeme auch einen positiven Effekt auf die Siloranadhäson haben könnten. Eine solche Auswirkung wäre denkbar, da SSA -Primer und -Bond ebenfalls auf Methacrylatchemie beruhen [99]. Eine adäquate Überbrückung von Zahnhartsubstanz zu den stark hydrophoben Siloranen konnte aber durch keines der drei getesteten, für Methacrylate entwickelten Adhäsive erreicht werden. Diese Beobachtung machten auch *Duarte et al.* für das Zwei-Schritt „Total-Etch“ Adhäsiv Adper Single Bond Plus als Bonding für FS [31]. Besonders auf der hydrophileren der beiden Zahnhartsubstanzen, dem Dentin, fielen die Haftwerte niedrig aus. Hier wirkte sich allerdings auch die Anwesenheit von OFL-A für die Adhäsion beider Komposite positiv aus. Eine mögliche Erklärung für dieses Verhalten könnte in der Ausbildung der hydrophoben Hybridschicht durch die Polymerisation des OFL-A liegen, welche die geätzte und geprimete Oberfläche mit freigelegten Dentintubuli und Kollagengeflecht vor dem Auftragen des Kunststoffes versiegelt [115] und die Permeabilität der Adhäsivschicht für Dentinliquor verringert [148]. Im weitgehend anorganischen Schmelz würde eine solche Zwischenschicht, die keine Verbindung mit den Siloranen eingeht, nichts zur Adhäsion beitragen. Für ein dünnfließendes Komposit wie HF könnte sie unter Umständen sogar hinderlich für die Ausbildung einer eigenen mikromechanischen Verankerung mit den angeätzten Schmelzprismen sein, was in diesem einen Fall eine geringfügige Erhöhung der Werte von **B**₁ auf **B**₂ begründen könnte. Insgesamt bewährte sich der vollständige Verzicht auf alle SSA-Komponenten nicht.

6.2.3 Auswirkung der Kombination von konventionellen Adhäsiven mit Silorane System Adhesive – Bond (Prüfgruppen C)

Signifikante Erhöhungen der Scherhaftfestigkeit gegenüber SSA konnten vor allem bei den Gruppen **C**₁ und **C**₂ beobachtet werden. Der Verzicht auf den SSA-Primer und die

Kombination von Konditionierungs- und Primingschritten der getesteten Methacrylat Adhäsive mit dem SSA-Bonding stellte sich vor allem im Schmelz durchweg positiv dar. Das zusätzliche Aufbringen einer Bondingschicht vor SSA-B mit dem jeweils zum System gehörenden Produkt zeigte bei CSE ebenfalls positive Auswirkungen.

Alle drei getesteten Adhäsive erhöhten die Haftung von FS auf Schmelz gegenüber der Kontrollgruppe signifikant. Die höchsten Werte kamen mit CSE in den Gruppen **C₂** (27,8 MPa) und **C₁** (23,1 MPa) zustande. Deutlich niedriger fielen die Werte für OFL und ASB bei **C₂** und **C₁** aus, zwischen denen kein signifikanter Unterschied mehr festgestellt werden konnte. Im Dentin bot CSE (**C₁**: 24,3 MPa; **C₂**: 23,8 MPa) ebenfalls eine signifikant höhere Scherhaftfestigkeit als SSA alleine. Die **C**-Gruppen der beiden anderen Bondingsysteme blieben auf einem Signifikanzniveau mit SSA.

Für HF auf Schmelz rangierte OFL (**C₂**: 17,7 MPa; **C₁**: 17,5 MPa) tendenziell vor CSE und ASB und wiederum klar vor der Gruppe **A**. Auf Dentin erzielte erneut CSE (**C₂**: 15,3 MPa; **C₁**: 13,2 MPa) neben der Kontrollgruppe und OFL die höchsten Haftwerte.

Sowohl für OFL als auch für ASB bestand zwischen **C₁** und **C₂** kein signifikanter Unterschied. Die zusätzliche Bondingschicht bewirkte also keine Veränderung der Scherhaftfestigkeit. Bei CSE traf dies im Dentin auch zu, im Schmelz hingegen war **C₂** für FS wie für HF die signifikant bessere Alternative. CSE-B verringerte beide Male die Haftung. Ursache könnten analog zu den **B**-Gruppen wieder die großen Polaritätsunterschiede sein. Auf dem hydrophilen Dentin könnte eine sonst eher nachteilige, auspolymerisierte Bondingschicht dem gegenüber herkömmlichen Bondingpräparaten hydrophoberen [99] SSA-B die Anlagerung erleichtern.

Unabhängig davon, ob die jeweiligen Bondingpräparate zusätzlich verwendet wurden, arbeiteten die initialen Bestandteile aller drei Adhäsive gut mit SSA-Bond zusammen. Für FS ermöglichten sie immer bessere oder gleich gute Ergebnisse, wie SSA-Primer und -Bond im Zusammenspiel. Für HF trifft dies nur in einem Fall nicht zu. Eine Alternative für SSA-Bond ließ sich unter den getesteten Adhäsiven in diesen Versuchen nicht ausmachen. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen *Duarte et al.* in ihren Zugversuchen mit SSA und dem Zwei-Schritt Total-Etch Adhäsiv Adper Single Bond Plus [31]. Sie erhielten höhere Haftwerte durch Kombination von SSA mit Phosphor-säureätzung oder einem Methacrylatadhäsiv als mit SSA oder dem Methacrylat Bonding al-

leine. Allerdings fanden sie keinen Zusammenhang zwischen der gesteigerten Zughaftfestigkeit und dem ebenfalls beobachteten „Nanoleakage“. Sie lehnten daher einen klinischen Einsatz solcher experimenteller Kombinationen ohne genauere Untersuchungen zum Haftungsmechanismus ab [31]. Als Erklärungsansatz für die gefundene Silorane-Methacrylat Adhäsion durch SSA-B zogen sie eine Parallelle zu den Versuchsergebnissen von *Tezvergil-Mutluay* et al. zur Füllungsreparatur. In diesen konnte annähernd keine Haftung zwischen einem Methacrylat und FS festgestellt werden, dagegen leicht erhöhte Haftkräfte zwischen den Kompositen mit einer ASB-A Zwischenschicht und die besten Ergebnisse mit SSA-B als Bonding. Sie stellten ein Modell für eine chemische Bindung der sauren Organophosphatgruppen, die in SSA-B enthalten sind, an die Oxirangruppen der Silorane vor. Die Reaktion mit dem Methacrylatkomposit ist durch die mehrfunktionellen Methacrylatgruppen, auf denen SSA-B basiert, gewährleistet [149]. Weitere Studien bestätigen die bessere Verbindung zwischen FS und einem Methacrylat durch das phosphat-methacrylat basierte SSA-B als durch ein konventionelles Bonding [68, 105]. *Ivanovas* et al. führten zahlreiche weitere Versuchsreihen zur Siloranefüllungsreparatur mit Methacrylaten durch. Die besten Ergebnisse als Haftvermittler lieferte CSE, welches ebenfalls phosphat-methacrylat basiert ist, im Zusammenspiel mit einem Silan. Da aber ein konventionelles Methacrylat-Bonding zusammen mit einem Silan nicht signifikant schlechter abschnitt, wurde als entscheidender Faktor in diesen Gruppen vor allem das Silan benannt [68].

In der vorliegenden Studie fällt auf, dass das für Methacrylate entwickelte phosphat-methacrylat Bondingsystem CSE alleine keine suffiziente Bindung für Silorane gewährleistet. Im Vergleich mit den beiden rein methacrylatbasierten Adhäsiven zeigte es aber das beste Zusammenspiel mit SSA-Bond für FS. Bei HF konnte OFL in den C-Gruppen mit CSE gleichziehen, bei C₁ auf Schmelz schnitt es ein einziges mal besser ab.

Die Applikation von CSE-Primer und SSA-Bond zusammen in den Gruppen C₂ bedeutete in jedem Fall eine Erhöhung der Scherhaftfestigkeit für beide Komposite gegenüber SSA alleine, wie vom Hersteller empfohlen. Ausser bei HF auf Dentin war diese Steigerung stets signifikant. Für die praktische Anwendung bedeutet dies sogar eine geringfügige Vereinfachung der Bondingprozedur, da die Polymerisation des Primers entfällt.

6.2.4 Einsatz von Hermes Flow als Bonding (Prüfgruppen D)

HF stellte sich beim Einsatz als Haftvermittler als ineffizient zusammen mit Methacrylat-Systemen heraus. Ähnlich wie bei **B₁** wurden auf Schmelz bei **D₁** mit CSE und ASB Haftwerte über 10 MPa erreicht. Ansonsten war kein Ergebnis höher als das der Kontrollgruppen. Beim Verzicht auf ein zusätzliches Bonding unter **D₂** kam es häufig zum Versagen der Adhäsion vor dem eigentlichen Scherversuch. Besonders im Dentin kam, mit mindestens 70% nicht messbaren Proben, so gut wie keine Haftung zustande.

Der Grund hierfür ist vermutlich nicht in der Verbindung von HF mit FS zu suchen, sondern im ungenügenden Zusammenwirken von HF mit Methacrylaten bzw. der Zahnhartsubstanz. *Ivanovas et al.* stellten fest, dass die gemessenen Haftkräfte zwischen FS und FS mit einer HF Zwischenschicht nur insignifikant schlechter waren als die zwischen Methacrylaten, die mit einem niedrigviskosen Methacrylat repariert worden waren. Als ihre schlechteste Prüfgruppe benannten sie hingegen den Versuch, ein Methacrylat zu Reparaturzwecken mittels HF an FS zu binden [68].

Insgesamt kristallisierte sich heraus, dass es mit allen drei getesteten Adhäsiven schwerer war, einen akzeptablen Verbund für HF als für FS zu erzielen. Im direkten Vergleich mit FS waren in allen Gruppen die gemessenen Haftwerte für HF häufig signifikant niedriger und niemals signifikant höher. Einzig die Haftung mit SSA funktionierte für HF und FS stets gleichermaßen.

Ähnlich verhielt es sich beim Vergleich von Schmelz und Dentin. Mit Ausnahme der Kontrollgruppen stellten sich alle Adhäsive als effektiver im Schmelz dar, sofern ein signifikanter Unterschied auszumachen war. Für die beiden „Etch & Rinse“ Adhäsive war dies zu erwarten. Bei CSE belegen bereits frühere Studien seine für ein selbstätzendes System auch beim Schmelz hervorragenden Bondingeigenschaften [2, 116].

7 Schlussfolgerung

Innerhalb der Einschränkungen dieser *in-vitro* Studie, lassen die Untersuchungsergebnisse folgende Schlussfolgerungen zu:

- ❖ Das speziell entwickelte Silorane System Adhesive erreicht für FS und HF ähnliche Haftwerte. Die erzielbare Haftung zwischen Zahnhartsubstanzen und siloran-basiertem Füllungsmaterial lässt vor allem auf dem Substrat Schmelz Spielraum nach oben.
- ❖ Gängige Bondingsysteme für methacrylatbasierte Komposite reichen alleine nicht aus, um eine adäquate Adhäsion für Silorankunststoffe zu gewährleisten. Insbesondere auf Dentin stellen sie eine Verschlechterung gegenüber dem Einsatz von SSA dar.
- ❖ Kombinationen aus etablierten Konditionierungs-, Priming- und Bondingsschritten aller drei untersuchten Adhäsive mit dem SSA-Bonding (Gruppen **C₁** und **C₂**) hingegen können zu signifikanten Verbesserungen im Verbund führen.
- ❖ Die besten Ergebnisse wurden mit dem Zusammenspiel von CSE-Primer und SSA-Bond erzielt. Neben einer signifikanten Erhöhung der Scherhaftkräfte gegenüber dem herstellerangabengemäßen Einsatz von SSA bedeutet dies auch eine Vereinfachung der Applikationsschritte, da der selbstätzende CSE-Primer im Gegensatz zu dem SSA-Primer nicht separat lichtgehärtet werden muss.
- ❖ HF ist als Haftvermittler nicht geeignet. Generell sind für HF alle Methacrylat-Adhäsive auch in Kombination mit SSA-B häufig ineffizienter als für FS. In keiner Versuchsanordnung haftete HF im direkten Vergleich signifikant besser als FS.

8 Zusammenfassung

Mit der Einführung der Filtek Silorane steht dem Markt der konservativen Zahnheilkunde ein neuartiges Füllungsmaterial zur Verfügung, welches besonders mit seiner verringerten Volumenschrumpfung beworben wird. Aufgrund ihrer deutlich anderen Matrixchemie gegenüber den konventionellen, vielfach untersuchten Methacrylaten unterscheidet sich auch der Adhäsionsmechanismus der stark hydrophoben Silorane. Herkömmliche Methacrylatadhäsive reichen laut Hersteller nicht aus, um einen suffizienten Verbund zu erzielen. Benötigt wird vielmehr ein speziell entwickeltes Silorane Systeme Adhesive. Ziel der *in-vitro* Studie war es, mögliche Alternativen beim Bonding siloranbasierter Komposite auf ihre Scherhaftfestigkeit hin zu untersuchen.

Auf je 320 Schmelz- und Dentinprüfkörpern aus menschlichen Molaren wurden die Scherhaftkräfte gemessen, die bei der Adhäsion von Filtek Siloranen (3M Espe) oder Hermes Flow (3M Espe) einem siloranbasierten, niedrigviskosen Komposit als Füllungsmaterialien auftraten. Die aufgetretenen Bruchmodi wurden lichtmikroskopisch bestimmt. Als Haftvermittler dienten drei erprobte konventionelle Methacrylatadhäsive: Optibond FL (Kerr), Adper Scotchbond Multi Purpose (3M Espe) und Clearfil SE Bond (Kuraray). Anwendungskombinationen waren: deren Primer alleine oder in Verbindung mit dem dazugehörigen Bonding oder in Kombination mit dem Bonding des Silorane System Adhesive. Außerdem wurde Hermes Flow als Haftvermittler in Zusammenhang mit den Methacrylatadhäsiven getestet.

Es konnte gezeigt werden, dass keines der konventionellen Adhäsivsysteme alleine in der Lage war, auf beiden Zahnhartsubstanzen durchgehend höhere oder gleichwertige Haftwerte für siloranbasierte Komposite zu liefern als das Silorane System Adhesive. Alle drei getesteten Produkte konnten allerdings eine Verbesserung gegenüber dem empfohlenen Adhäsiv erreichen, wenn sie zusammen mit dem Bonding dieses speziellen Systems angewendet wurden. Als besonders erfolgsversprechend im Hinblick auf die gemessenen Haftkräfte erwies sich der Versuch, Clearfil SE Bond mit dem Silorane System Adhesive Bond zu kombinieren. Hermes Flow als Haftvermittler hingegen erreichte keine suffiziente Verbindung zu den Zahnhartsubstanzen.

9 Literaturverzeichnis

- [1] 3M ESPE: Filtek Silorane (2007)
- [2] Abdalla AI, El Zohairy AA, Abdel Mohsen MM, Feilzer AJ: Bond Efficacy and Interface Morphology of Self-etching Adhesives to Ground Enamel, *J Adhes Dent* 12 (1), 19-25 (2010)
- [3] Abo-Hamar SE, Federlin M, Hiller KA, Friedl KH, Schmalz G: Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin, *Dent Mater* 21, 794–803 (2005)
- [4] Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G: Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel, *Clin Oral Investig* 9, 161-167 (2005)
- [5] Albaladejo A, Montero J, de Diego RG, López-Valverde A: Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites, *Angle Orthod* 81 (4), 716-720 (2011)
- [6] Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB: The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin, *Dent Mater* 17, 268-276 (2001)
- [7] Bagis YH, Baltacioglu IH, 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)
- [8] Barszczewska-Rybarek IM, Krasowska M: Fractal analysis of heterogeneous polymer networks formed by photopolymerization of dental dimethacrylates, *Dent Mater* 28, 695-702 (2012)
- [9] Bowen RL: Unitet States Patent Office: Patentnr. 3, 066, 112 (1962)
- [10] Bowen RL: Adhesive Bonding of Various Materials to Hard Tooth Tissues. II. Bonding to Dentin Promoted by a Surface-active Comonomer, *J Dent Res* 44, 895-902 (1965)
- [11] Bowen RL: Compatibility of Various Materials with Oral Tissues. I: The Components in Composite Restorations, *J Dent Res* 58, 1493-1503 (1979)

- [12] Bowen RL: Use of Epoxy Resins in Restorative Materials, *J Dent Res* 35, 360-369 (1956)
- [13] Bowen RL, Marjenhoff WA: Development of an Adhesive System for Bonding to Hard Tooth Tissues, *J Esthet Dent* 3 (3), 86-90 (1991)
- [14] Bradna P, Vrbova R, Dudek M, Roubickova A, Housova D: Comparison of Bonding Performance of Self-etching and Etch-and-Rinse Adhesives on Human Dentin Using Reliability Analysis, *J Adhes Dent* 10 (6), 423-429 (2008)
- [15] Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA: Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods, *Dent Mater* 26, e38-e49 (2010)
- [16] Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E: Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface, *Dent Mater* 24, 90-101 (2008)
- [17] Buonocore MG: A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces, *J Dent Res* 34 (6), 849-853 (1955)
- [18] Buonocore MG, Wileman W, Brudevold F: A Report on a Resin Compositon Capable of Bonding to Human Dentin Surfaces, *J Dent Res* 35 (6), 846-851 (1956)
- [19] Burke FJT, Crisp RJ, James A, Mackenzie L, Pal A, Sands P, Thompson O, Palin WM: Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices, *Dent Mater* 27, 622-630 (2011)
- [20] Cabrera E, De la Macorra JC: Microtensile Bond Strength Distributions of Three Composite Materials with Different Polymerization Shrinkages Bonded to Dentin, *J Adhes Dent* 13 (1), 39-48 (2011)
- [21] Cehreli ZC, Akca T: Effect of Dentinal Tubule Orientation on the Microtensile Bond Strength to Primary Dentin, *J Dent Child* 70 (2), 139-144 (2003)
- [22] Chappell RP, Eick JD: Shear bond strength and scanning electron microscopic observation of six current dentinal adhesives, *J Dent Res* 25 (5), 359-368 (1994)
- [23] Chow LC, Brown WE: Phosphoric Acid Conditioning of Teeth for Pit and Fissure Sealants, *J Dent Res* 52 (5), 1158 (1973)
- [24] Condon JR, Ferracane JL: Reduction of composite contraction stress through non-

- bonded microfiller particles, *Dent Mater* 14, 256-260 (1998)
- [25] Daou MH, Attin T, Göhring TN: Clinical Success of Compomer and Amalgam Restorations in Primary Molars, *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 119, 1082-1088 (2009)
- [26] Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A: The Competition between the Composite-Dentin Bond Strength and the Polymerization Contraction Stress, *J Dent Res* 63 (12), 1396-1399 (1984)
- [27] De Goes MF, Giannini M, Di Hipólito V, Carrilho MRdO, Daronch M, Rueggeberg FA: Microtensile Bond Strength of Adhesive Systems to Dentin with or without Application of an Intermediate Flowable Resin Layer, *Braz Dent J* 19 (1), 51-56 (2008)
- [28] De Melo Monteiro GQ, Japiassú Resende Montes MA, Rolim TV, de Oliveira Mota CCB, de Barros Correia Kyotoku B, Gomes ASL, de Freitas AZ: Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites, *Dent Mater* 27, e176-e185 (2011)
- [29] De Munck J, Mine A, Vivan Cardoso M, De Almeida Neves A, Van Landuyt KL, Poitevin A, Van Meerbeek B: Effect of dentin location and long-term water storage on bonding effectiveness of dentin adhesives, *Dent Mater* 30 (1), 7-13 (2011)
- [30] De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B: A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results, *J Dent Res* 84 (2), 118-132 (2005)
- [31] Duarte Jr. S, Phark JH, Varjao FM, Sadan A: Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging, *Dent Mater* 25, 589-600 (2009)
- [32] Eckhardt A, Gerstmayr N, Hiller KA, Bolay C, Waha C, Spagnuolo G, Camargo C, Schmalz G, Schweikl H: TEGDMA-induced oxidative DNA damage and activation of ATM and MAP kinases, *Biomaterials* 30, 2006-2014 (2009)
- [33] Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL: Stability of silorane dental monomers in aqueous systems, *J Dent* 34, 405-410 (2006)

- [34] Eliades G: Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems, *J Dent* 22, 73-81 (1994)
- [35] El-Sahn NA, El-Kassas DW, El-Damanhoury HM, Fahmy OM, Gomaa H, Platt JA: Effect of C-factor on Microtensile Bond Strengths of Low-Shrinkage Composites, *Oper Dent* 36 (3), 281-292 (2011)
- [36] Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B: Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composit, *Clin Oral Investig* 10, 119-125 (2006)
- [37] Ernst CP, Brand N, Frommator U, Rippin G, Willershausen B: Reduction of Polymerization Shrinkage Stress and Marginal Microlleakage Using Soft-Start Polymerization, *J Esthet Restor Dent* 15 (2), 93-103 (2003)
- [38] Ernst CP, Galler P, Willershausen B, Haller B: Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration, *Dent Mater* 24, 319-327 (2008)
- [39] Ernst CP, Meyer GR, Klöcker K, Willershausen B: Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation, *Dent Mater* 20, 313-321 (2004)
- [40] Ferracane JL: Current Trends in Dental Composites, *Crit Rev Oral Biol Med* 6 (4), 302-318 (1995)
- [41] Ferracane JL: Resin composite—State of the art, *Dent Mater* 27, 29-38 (2011)
- [42] Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Fatigue behaviour of different dentin adhesives, *Clin Oral Investig* 3, 11-17 (1999)
- [43] Frankenberger R, Reinelt C, Petschelt A, Krämer N: Operator vs. material influence on clinical outcome of bonded ceramic inlays, *Dent Mater* 25, 960-968 (2009)
- [44] Friedl KH, Hiller KA, Schmalz G: Influence of Different Factors on Bond Strength of Dentin Bonding Systems (abstract), *J Dent Res* 79, 508(2918) (2000)
- [45] Furuse AY, Gordon K, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC: Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging, *J Dent* 36, 945-952 (2008)
- [46] Fusayama T: Total Etch Technique and Cavity Isolation, *J Esthet Dent* 4 (4), 105-

- 109 (1992)
- [47] Gale MS, Darvell BW: Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, *J Dent* 27, 89-99 (1999)
- [48] García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Fos Galve P: Composite resins. A review of the materials and clinical indications, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 11, E215-220 (2006)
- [49] Geurtzen W: Biocompatibility of Resin-Modified Filling Materials, *Crit Rev Oral Biol Med* 11 (3), 333-355 (2000)
- [50] Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Nieri M, Bertini F: Influence of operator skill on microleakege of total-etch and self-etch bonding systems, *J Dent* 36, 49-53 (2008)
- [51] Giriyappa RH, Chandra BS: 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)
- [52] Grégoire G, Dabsie F, Delannée M, Akon B, Sharrock P: Water permeability, hybrid layer long-term integrity and reaction mechanism of a two-step adhesive system, *J Dent* 38, 526-533 (2010)
- [53] Gwinnett AJ, Matsui A: A study of enamel adhesives: The physikal relationship between enamel and adhesive, *Archs oral Biol* 12, 1615-1620 (1967)
- [54] Hahnel S, Leyer A, Rosentritt M, Handel G, Bürgers R: Surface Properties and in Vitro Streptococcus Mutans Adhesion to Self-etching Adhesives, *J Adhes Dent* 11 (4), 263-269 (2009)
- [55] Hansen EK, Asmussen E: In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with enamel-bonded resin, *Endod Dent Traumatol* 6, 218-225 (1990)
- [56] Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues Jr. AL: Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength, *Dent Mater* 17, 165-169 (2001)
- [57] Harrington E, Wilson HJ: Depth of cure of radiation-activated materials-effect of mould material and cavity size, *J Dent* 21 (5), 305-311 (1993)

- [58] Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung, *Deutscher Zahnärzte Verlag* (5. Auflage), Köln (2009)
- [59] Hickl R, Ernst HP, Haller B, Hugo B, Kunzelmann KH, Merte K, Ott K, Schmalz G, Staehle HJ: Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich-Indikation und Lebensdauer, *DGZMK Stellungnahme* (2005)
- [60] Hse KM, Leung SK, Wei SH: Resin-ionomer restorative materials for children: a review, *Aust Dent J* 44 (1), 1-11 (1999)
- [61] Ilie N, Hickel R: Investigations on mechanical behaviour of dental composites, *Clin Oral Investig* 13, 427–438 (2009)
- [62] Ilie N, Hickel R: Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites, *Dent Mater* 25, 810-819 (2009)
- [63] Ilie N, Hickel R: Resin composite restorative materials, *Aust Dent J* 56 (1), 59-66 (2011)
- [64] Ilie N, Hickel R: Silorane-based Dental Composite: Behavior and Abilities, *Dent Mater J* 25 (3), 445-454 (2006)
- [65] Ilie N, Rencz A, Hickel R: Investigations towards nano-hybrid resin-based composites, *Clin Oral Investig* (doi 10.1007/s00784-012-0689-1) (2012)
- [66] Irie M, Suzuki K, Watts DC: Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength, *Dent Mater* 18, 203-210 (2002)
- [67] ISO/TS 11405:2003 (E): Dental materials—testing of adhesion (2003)
- [68] Ivanovas S, Hickel R, Ilie N: How to repair fillings made by silorane-based composites, *Clin Oral Investig* 15 (6), 915-922 (2011)
- [69] Joshi P, Chitnis R: Silorane composit system - Review article, *Scientific Journal* 2, 1-5 (2008)
- [70] Jung M, Eichelberger K, Klimek J: Surface Geometry of Four Nanofiller and One Hybrid Composite After One-step and Multiple-step Polishing, *Oper Dent* 32 (4), 347-355 (2007)
- [71] Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schmalz G: Polymerization Efficiency of Different Photocuring Units Through Ceramic Discs, *Oper Dent* 31

- (1), 68-77 (2006)
- [72] Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G: Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues, *Clin Oral Investig* 6, 155-160 (2002)
- [73] Kaaden C, Schmalz G, Powers JM: Morphological characterization of the resin-dentin interface in primary teeth, *Clin Oral Investig* 7, 235-240 (2003)
- [74] Kanca J: Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin, *Quintessence Int* 23 (1), 39-41 (1992)
- [75] Kemp-Scholte CM, Davidson CL: Complete Marginal Seal of Class V Resin Composite Restorations Effected by Increased Flexibility, *J Dent Res* 69 (6), 1240-1243 (1990)
- [76] Kim KH, Ong L, Okuno O: The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites, *J Prosthet Dent* 87 (6), 642-649 (2002)
- [77] King NM, Tay FR, Pashley DH, Hashimoto M, Ito S, Brackett WW, García-Godoy F, Sunico M: Conversion of one-step to two-step self-etch adhesives for improved efficacy and extended application, *Am J Dent* 17, 000-000 (2004)
- [78] Konno ANK, Sinhoretí MAC, Consani S, Correr Sobrinho L, Consani RLX: Storage Effect on the Shear Bond Strength of Adhesive Systems, *Braz Dent J* 14 (1), 42-47 (2003)
- [79] Kopperud HM, Schmidt M, Kleven IS: Elution of substances from a siloranebased dental composite, *Eur J Oral Sci* 118, 100-102 (2010)
- [80] Kostoryz EL, Zhu Q, Zhao H, Glaros AG, Eick JD: Assessment of cytotoxicity and DNA damage exhibited by siloranes and oxiranes in cultured mammalian cells, *Mutat Res* 634, 156-162 (2007)
- [81] Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH: Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel—Human vs. bovine primary teeth in vitro, *Dent Mater* 24, 888-894 (2008)
- [82] Krifka S, Federlin M, Hiller KA, Schmalz G: Microléakage of silorane- and methacrylate-based class V composite restorations, *Clin Oral Investig* 16 (4), 1117-24 (2012)

- [83] Krifka S, Seidenader C, Hiller KA, Schmalz G, Schweikl H: Oxidative stress and cytotoxicity generated by dental composites in human pulp cells, *Clin Oral Investig* 16 (1), 215-224 (2012)
- [84] Kugel G, Ferrari M: The science of bonding: from first to sixth generation, *J Am Dent Assoc* 131, 20-25 (2000)
- [85] Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G: Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives, *Dent Mater* 15, 128–137 (1999)
- [86] Lambrechts P, Ameye C, Vanherle G: Conventional and microfilled composite resins. Part II: Chip fractures, *J Prosthet Dent* 46, 527-538 (1981)
- [87] Lambrechts P, Vanherle G: Observation and comparison of polished composite surfaces with the aid of SEM and profilometer, *J Oral Rehabil* 9, 169-182 (1982)
- [88] Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J: Concise Review Biomaterials & Bioengineering: Meta-analytical Review of Factors Involved in Dentin Adherence, *J Dent Res* 80 (7), 1605-1614 (2001)
- [89] Leloup G, Holvoet PE, Bebelman S, Devaux J: Raman scattering determination of the depth of cure of light-activated composites: influence of different clinically relevant parameters, *J Oral Rehabil* 29, 510-515 (2002)
- [90] Lima AF, Sasaki RT, Araújo LS, Gaglianone LA, Freitas MS, Aguiar FHB, Marchi GM: Effect of Tooth Bleaching on Bond Strength of Enamel-Dentin Cavities Restored with Silorane-and Dimethacrylate-based Materials, *Oper Dent* 36 (4), 390-396 (2011)
- [91] Lutz F, Krejci I, Barbakow F: Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations, *Dent Mater* 7, 107-113 (1991)
- [92] Lutz F, Phillips RW: A classification and evaluation of composite resin systems, *J Prosthet Dent* 50 (4), 480-488 (1983)
- [93] Mahmoud SH, Al-Wakeel EES: Marginal adhesion of ormocer-, silorane- and methacrylate-based composite restorative systems bonded to dentin cavities after water storage, *Quintessence Int* 42 (10), 131-139 (2011)
- [94] Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R: Mechanical Properties of New

- Composite Restorative Materials, *J Biomed Mater Res* 53, 353-361 (2000)
- [95] Marghalani HY: Post-Irradiation Vickers Microhardness Development of Novel Resin Composites, *Mater Res* 13 (1), 81-87 (2010)
- [96] Mason PN, Ferrari M, Cagidiaco MC, Davidson CL: Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro, *J Dent* 24 (3), 217-222 (1996)
- [97] Meinhardt S: Scherhaftfestigkeit von Siloranen, Universität Regensburg, Med Diss, in Vorbereitung
- [98] Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V: Compomers: between glass-ionomer cements and composites, *Biomaterials* 19, 529-539 (1998)
- [99] Mine A, De Munck J, Van Ende A, Cardoso MV, Kuboki T, Yoshida Y, Van Meerbeek B: TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin, *Dent Mater* 26, 524-532 (2010)
- [100] Mitchem JC, Terkla LG, Gronas DG: Bonding of resin dentin adhesives under simulated physiological conditions, *Dent Mater* 4, 351-353 (1988)
- [101] Mjör IA, Sveen OB, Heyeraas KJ: Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 1: Normal structure and physiology, *Quintessence Int* 32, 427-446 (2001)
- [102] Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H: Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths, *J Prosthet Dent* 104, 92-97 (2010)
- [103] Moharamzadeh K, Van Noort R, Brook IM, Scutt AM: Cytotoxicity of resin monomers on human gingival fibroblasts and HaCaT keratinocytes, *Dent Mater* 23, 40-44 (2007)
- [104] Moreau JL, Xu HHK: Fluoride releasing restorative materials: Effects of pH on mechanical properties and ion release, *Dent Mater* 26, e227-e235 (2010)
- [105] Moser S, Hickel R, Ilie N: Are silorane compatible with dimethacrylate-based composites?, *Dent Mater* (doi:10.1016/j.dental.2009.01.026) (2009)
- [106] Moszner N, Salz U, Zimmermann J: Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review, *Dent Mater* 21, 895-909 (2005)
- [107] 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)
- [108] Murdoch-Kinch A, McLean MA: Minimally invasive dentistry, *J Am Dent Assoc* 134, 87-95 (2003)
- [109] Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates, *J Biomed Mater Res* 16, 265-273 (1982)
- [110] Naughton T, Latta MA: Bond strength of composite to dentin using self-etching adhesive systems, *Quintessence Int* 36 (4), 259-262 (2005)
- [111] Nishiyama N, Ishizaki T, Horie K, Tomari M, Someya M: Novel polyfunctional silanes for improved hydrolytic stability at the polymer-silica interface, *J Biomed Mater Res* 25, 213-221 (1991)
- [112] Oberländer H, Friedl KH, Schmalz G, Hiller KH, Kopp A: Clinical performance of polyacid-modified resin restorations using “softstart-polymerization”, *Clin Oral Investig* 3, 55-61 (1999)
- [113] Palin WM, Fleming GJP, Burke FJT, Marquis PM, Randall RC: The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites, *Dent Mater* 21, 852-863 (2005)
- [114] Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM: Adhesion testing of dentin bonding agents: A review, *Dent Mater* 11, 117-125 (1995)
- [115] Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A: State of the art etch-and-rinse adhesives, *Dent Mater* 27, 1-16 (2011)
- [116] Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B: Five-year Vlinical Effectiveness of a Two-step Self-etching Adhesive, *J Adhes Dent* 9 (1), 7-10 (2007)
- [117] Peutzfeldt A: Resin composites in dentistry: the monomer systems, *Eur J Oral Sci* 105, 97-116 (1997)
- [118] Peutzfeldt A, Asmussen E: Determinants of in vitro gap formation of resin composites, *J Dent* 32, 109-115 (2004)
- [119] Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ: The effect of dentine location and tubule

- orientation on the bond strengths between resin and dentine, *J Dent* 27, 265-274 (1999)
- [120] Pires JAF, Cvitko E, Denehy GE, Swift Jr. EJ: Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness, *Quintessence Int* 24 (7), 517-521 (1993)
- [121] Purk JH, Dusevich V, Glaros A, Eick JD: Adhesive analysis of voids in class II composite resin restorations at the axial and gingival cavity walls restored under in vivo versus in vitro conditions, *Dent Mater* 23, 871-877 (2007)
- [122] Purk JH, Dusevick V, Glaros A, Spencer P, Eick D: In vivo versus in vitro microtensile bond strength of axial versus gingival cavity preparation walls in Class II resin-based composite restorations, *J Am Dent Assoc* 135, 185-193 (2004)
- [123] Quirynen M, Bollen CML: The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man (A review of literature), *J Clin Periodontol* 22, 1-14 (1995)
- [124] Rode KM, Kawano Y, Turbino ML: Evaluation of Curing Light Distance on Resin Composite Microhardness and Polymerization, *Oper Dent* 32 (6), 571-578 (2007)
- [125] Ruyter IE: Composites- Characterisation of composite filling materials: reactor response, *Adv Dent Res* 2 (1), 122-129 (1988)
- [126] Ryou DB, Park HS, Kim KH, Kwon TY: Use of Flowable Composites for Orthodontic Bracket Bonding, *Angle Orthod* 78 (6), 1105-1109 (2008)
- [127] Sabatini C, Campillo M, Hoelz S, Davis EL, Munoz CA: Cross-Compatibility of Methacrylate-Based Resin Composites and Etch-and- Rinse One-Bottle Adhesives, *Oper Dent* 36 (5), 1-8 (2011)
- [128] Sagsen B, Aslan B: Effect of bonded restorations on the fracture resistance of root filled teeth, *Int Endod J* 39, 900-904 (2006)
- [129] Salz U, Bock T: Testing Adhesion of Direct Restorative to Dental Hard Tissue - A Review, *J Adhes Dent* 12 (5), 343-371 (2010)
- [130] Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Neto AJF, Soares CJ: Influence of method

- and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine, *Braz Oral Res* 22 (4), 352-357 (2008)
- [131] Santini A, Miletic V: Comparison of the hybrid layer formed by Silorane adhesive, one-step self-etch and etch and rinse systems using confocal micro-Raman spectroscopy and SEM, *J Dent* 36, 683-691 (2008)
- [132] Sarr M, Kane AW, Vreven J, Mine A, Van Landuyt KL, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B, De Munck J: Microtensile Bond Strength and Interfacial Characterization of 11 Contemporary Adhesives Bonded to Bur-cut Dentin, *Oper Dent* 35 (1), 94-104 (2010)
- [133] Schmalz G, Krifka S, Schweikl H: Toll-like Receptors, LPS, and Dental Monomers, *Adv Dent Res* 23 (3), 302-306 (2011)
- [134] Schmidt M, Kirkevang LL, Hørsted-Bindslev P, Poulsen S: Marginal adaptation of a low-shrinkage silorane-based composite: 1-year randomized clinical trial, *Clin Oral Investig* 15, 291-295 (2011)
- [135] Schroeder WF, Vallo CI: Effect of different photoinitiator systems on conversion profiles of a model unfilled light-cured resin, *Dent Mater* 23, 1313-1321 (2006)
- [136] Schweikl H., Spagnuolo G, Schmalz G: Genetic and Cellular Toxicology of Dental Resin Monomers, *J Dent Res* 85 (10) (2006)
- [137] Schweikl H, Schmalz G, Weinmann W: Mutagenic activity of structurally related oxiranes and siloranes in *Salmonella typhimurium*, *Mutat Res* 521, 19-27 (2002)
- [138] Schweikl H, Schmalz G, Weinmann W: The Induction of Gene Mutations and Micronuclei by Oxiranes and Siloranes in Mammalian Cells in vitro, *J Dent Res* 83 (1), 17-21 (2004)
- [139] Senawongse P, Pongprueksa P, Tagami J: The effect of the elastic modulus of low-viscosity resins on the microleakage of Class V resin composite restorations under occlusal loading, *Dent Mater* 29 (3), 324-329 (2010)
- [140] Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G: Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins, *Biomaterials* 24, 655-665 (2003)
- [141] Söderholm KJM: Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive

- restorative materials: A report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials, *Dent Mater* 7, 74-83 (1991)
- [142] Söderholm KJ, Mariotti A: Bis-GMA- based resins in dentistry: are they save?, *J Am Dent Assoc* 130, 201-209 (1999)
- [143] Stansbury JW: Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization, *J Esthet Dent* 12, 300-308 (2000)
- [144] Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S: Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin, *Dent Mater* 8, 136-138 (1993)
- [145] Tamura Y, Tsubota K, Otsuka E, Endo H, Takubo C, Miyazaki M, Latta MA: Dentin bonding: Influence of bonded surface area and crosshead speed on bond strength, *Dent Mater J* 30 (2), 206-211 (2011)
- [146] Tao L, Pashley DH: Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position, *Dent Mater* 4, 371-378 (1988)
- [148] Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM, Lai CNS: Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence, *J Dent* 32, 611-621 (2004)
- [149] Tezvergil-Mutluay A, Lassila LVJ, Vallittu PK: Incremental layers bonding of silorane composite: The initial bonding properties, *J Dent* 36, 560-563 (2008)
- [150] Thonemann B, Schmalz G, Hiller KA, Schweikl H: Responses of L929 mouse fibroblasts, primary and immortalized bovine dental papilla-derived cell lines to dental resin components, *Dent Mater* 18, 318-323 (2002)
- [151] Unterbrink GL, Liebenberg WH: Flowable resin composites as "filied adhesives": Literature review and clinical recommendations, *Quintessence Int* 30, 249-157 (1999)
- [152] Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B: Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface?, *Dent Mater* 26, 215-222 (2010)
- [153] Van Ende A, Mine A, De Munck J, Poitevin A, Van Meerbeek B: Bonding of low-shrinking composites in high C-factor cavities, *J Dent* (doi:10.1016/j.jdent.2012.01.004) (2012)

- [154] Van Landuyt K, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B: Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives, *Biomaterials* 28, 3757-3785 (2007)
- [155] Van Meerbeek B, Conn LJ, Duke ES, Eick JD, Robinson SJ, Guerrero D: Correlative Transmission Electron Microscopy Examination of Nondemineralized and Demineralized Resin-Dentin Interfaces Formed by Two Dentin Adhesive Systems, *J Dent Res* 75 (3), 879-888 (1996)
- [156] Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G: Buonocore Memorial Lecture: Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges, *Oper Dent* 28 (3), 215-235 (2003)
- [157] Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G: The clinical performance of adhesives, *J Dent* 26 (1), 1-20 (1998)
- [158] Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J: Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes, *Dent Mater* 26, 100-121 (2010)
- [159] Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL: State of the art of self-etch adhesives, *Dent Mater* 27, 17-28 (2011)
- [160] Vasudeva G: Monomer Systems for Dental Composites and Their Future: A Review, *J Calif Dent Assoc* 37 (6), 389-398 (2009)
- [161] Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH: Why do Shear Bond Tests Pull Out Dentin?, *J Dent Res* 76 (6), 1298-1307 (1997)
- [162] Wang Y, Spencer P: Analysis of acid-treated dentin smear debris and smear layers using confocal Raman microspectroscopy, *J Biomed Mater Res* 60, 300-308 (2002)
- [163] Watanabe I, Nakabayashi N: Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan, *J Dent* 22 (2), 67-72 (1994)
- [164] Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R: Siloranes in dental composites, *Dent Mater* 21, 68-74 (2005)

- [165] Wei Yj, Silikas , Zhang Zt, Watts DC: Hygroscopic dimensional changes of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles, *Dent Mater* 27, 259-266 (2011)
- [166] Wei SHY, Tang ELK: Composite Resins: A Review of the Types, Properties and Restoration Techniques, *Ann Dent* 1, 28-33 (1994)
- [167] Wen L, Vandewalle KS: Physical properties of a new silorane-based restorative system, *Dent Mater* 26, 337-334 (2010)
- [168] Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G: A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics, *Dent Mater* 8, 310-319 (1992)
- [169] Xie J, Powers JM, McGuckin RS: In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions, *Dent Mater* 9, 295-299 (1993)
- [170] Yaman BC, Efes BG, Dörter C, Gömeç Y, Erdilek D, Yazıcıoğlu O: Microleakage of repaired class V silorane and nano-hybrid composite restorations after preparation with erbium: yttrium–aluminum–garnet laser and diamond bur, *Lasers Med Sci* 26, 163-170 (2011)
- [171] Yamazaki, Bedran-Russo, Pereira, Swift Jr: Microleakage Evaluation of a New Low-shrinkage Composite Restorative Material, *Oper Dent* 31 (6), 670-676 (2006)
- [172] Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa ,Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B: Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers, *J Dent Res* 83 (6), 454-458 (2004)
- [173] Zimmerli B, Strub , Jeger F, Stadler , Lussi A: Composite materials:Composition, properties and clinical applications, *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 120, 972-979 (2010)

10 Anhang

10.1 Signifikanztabellen

Optibond FL

Schmelz vs. Dentin	A (Kontroll- gruppe)	B ₁ (System)	C ₁ (System + Silorane Bond)	D ₁ (System + Flow als Bond)	B ₂ (System Primer)	C ₂ (System Primer + Silorane Bond)	D ₂ (System Primer + Flow als Bond)	
A (Kontroll- gruppe)	0,000	0,043	0,000	n.s.	0,004	0,000	0,000	
B₁ (System)	0,000	n.s.	0,000	0,001	n.s.	0,000	0,000	
C₁ (System + Silorane Bond)	n.s.	0,000	n.s.	0,000	0,000	n.s.	0,000	
D₁ (System + Flow als Bond)	0,000	0,000	0,000	0,009	0,000	0,000	0,001	
B₂ (System Primer)	0,000	0,000	0,000	n.s.	0,000	0,000	0,000	
C₂ (System Primer + Silorane Bond)	n.s.	0,001	n.s.	0,000	0,000	0,002	0,000	
D₂ (System Primer + Flow als Bond)	0,000	0,000	0,000	0,000	0,008	0,000	0,035	
	Filtek Silorane - Dentin							
	n.s.: nicht signifikant ($p > 0,05$)							

Tab. 10: Signifikanzauswertung der Haftkräfte bei Vergleich der verschiedenen Adhäsivkombinationen mit Optibond FL als Adhäsiv für Filtek Silorane auf Schmelz und Dentin

Adper Scotchbond

Schmelz vs. Dentin	A (Kontroll- gruppe)	B ₁ (System)	C ₁ (System + Silorane Bond)	D ₁ (System + Flow als Bond)	B ₂ (System Primer)	C ₂ (System Primer + Silorane Bond)	D ₂ (System Primer + Flow als Bond)	
A (Kontroll- gruppe)	0,000	0,000	0,000	0,000	n.s.	0,000	0,000	
B₁ (System)	0,046	0,016	n.s.	n.s.	0,000	n.s.	0,000	
C₁ (System + Silorane Bond)	n.s.	0,015	n.s.	0,023	0,000	n.s.	0,000	
D₁ (System + Flow als Bond)	0,001	n.s.	0,006	0,008	0,000	n.s.	0,000	
B₂ (System Primer)	0,000	0,000	0,000	0,013	0,002	0,000	0,043	
C₂ (System Primer + Silorane Bond)	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	0,000	n.s.	0,000	
D₂ (System Primer + Flow als Bond)	0,000	0,000	0,000	0,004	n.s.	0,000	0,004	
	Filtek Silorane - Dentin							
	n.s.: nicht signifikant ($p > 0,05$)							

Tab. 11: Signifikanzauswertung der Haftkräfte bei Vergleich der verschiedenen Adhäsivkombinationen mit Adper Scotchbond als Adhäsiv für Filtek Silorane auf Schmelz und Dentin

Clearfil SE Bond

Schmelz vs. Dentin	A (Kontroll- gruppe)	B ₁ (System)	C ₁ (System + Silorane Bond)	D ₁ (System + Flow als Bond)	B ₂ (System Primer)	C ₂ (System Primer + Silorane Bond)	D ₂ (System Primer + Flow als Bond)	
A (Kontroll- gruppe)	0,000	0,000	0,000	0,000	0,009	0,000	0,000	
B₁ (System)	0,000	0,003	0,000	n.s.	0,000	0,000	0,000	
C₁ (System + Silorane Bond)	0,000	0,000	n.s.	0,002	0,000	0,005	0,000	
D₁ (System + Flow als Bond)	0,011	0,008	0,000	n.s.	0,000	0,000	0,000	
B₂ (System Primer)	0,000	0,000	0,000	0,000	0,043	0,000	n.s.	
C₂ (System Primer + Silorane Bond)	0,000	0,000	n.s.	0,000	0,000	0,006	0,000	
D₂ (System Primer + Flow als Bond)	0,000	0,000	0,000	0,000	n.s.	0,000	n.s.	
	Filtek Silorane - Dentin							
	n.s.: nicht signifikant (p > 0,05)							

Tab. 12: Signifikanzauswertung der Haftkräfte bei Vergleich der verschiedenen Adhäsivkombinationen mit Clearfil SE Bond als Adhäsiv für Filtek Silorane auf Schmelz und Dentin

Optibond FL

Schmelz vs. Dentin	A (Kontroll- gruppe)	B ₁ (System)	C ₁ (System + Silorane Bond)	D ₁ (System + Flow als Bond)	B ₂ (System Primer)	C ₂ (System Primer + Silorane Bond)	D ₂ (System Primer + Flow als Bond)	
A (Kontroll- gruppe)	0,000	0,000	0,000		0,043	0,000		
B₁ (System)	0,000	n.s.	0,000		0,011	0,000		
C₁ (System + Silorane Bond)	n.s.	0,000	0,011		0,000	n.s.		
D₁ (System + Flow als Bond)								
B₂ (System Primer)	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000		
C₂ (System Primer + Silorane Bond)	n.s.	0,000	n.s.		0,000	0,006		
D₂ (System Primer + Flow als Bond)								
	Hermes Flow - Dentin							
	n.s.: nicht signifikant ($p > 0,05$)							
	Auswertung nicht möglich, da Untersuchung für Hermes Flow als Kunststoff auf Hermes Flow als Bonding nicht erfolgt							

Hermes Flow - Schmelz

Tab. 13: Signifikanzauswertung der Haftkräfte bei Vergleich der verschiedenen Adhäsivkombinationen mit Optibond FL als Adhäsiv für Hermes Flow auf Schmelz und Dentin

Adper Scotchbond

Schmelz vs. Dentin	A (Kontroll- gruppe)	B ₁ (System)	C ₁ (System + Silorane Bond)	D ₁ (System + Flow als Bond)	B ₂ (System Primer)	C ₂ (System Primer + Silorane Bond)	D ₂ (System Primer + Flow als Bond)	
A (Kontroll- gruppe)	0,000	n.s.	0,000		0,000	0,000		
B₁ (System)	0,000	0,019	0,010		0,000	0,011		
C₁ (System + Silorane Bond)	0,017	0,015	0,035		0,000	n.s.		
D₁ (System + Flow als Bond)								
B₂ (System Primer)	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000		
C₂ (System Primer + Silorane Bond)	0,004	n.s.	n.s.		0,000	0,009		
D₂ (System Primer + Flow als Bond)								
	Hermes Flow - Dentin							
	n.s.: nicht signifikant ($p > 0,05$)							
	Auswertung nicht möglich, da Untersuchung für Hermes Flow als Kunststoff auf Hermes Flow als Bonding nicht erfolgt							

Tab. 14: Signifikanzauswertung der Haftkräfte bei Vergleich der verschiedenen Adhäsivkombinationen mit Adper Scotchbond als Adhäsiv für Hermes Flow auf Schmelz und Dentin

Clearfil SE Bond

Schmelz vs. Dentin	A (Kontroll- gruppe)	B ₁ (System)	C ₁ (System + Silorane Bond)	D ₁ (System + Flow als Bond)	B ₂ (System Primer)	C ₂ (System Primer + Silorane Bond)	D ₂ (System Primer + Flow als Bond)	
A (Kontroll- gruppe)	0,000	0,023	0,000		0,000	0,000		
B₁ (System)	0,000	n.s.	0,000		0,019	0,000		
C₁ (System + Silorane Bond)	n.s.	0,000	n.s.		0,000	0,043		
D₁ (System + Flow als Bond)								
B₂ (System Primer)	0,000	0,007	0,000		0,002	0,000		
C₂ (System Primer + Silorane Bond)	n.s.	0,000	n.s.		0,000	n.s.		
D₂ (System Primer + Flow als Bond)								
	Hermes Flow - Dentin							
	n.s.: nicht signifikant ($p > 0,05$)							
	Auswertung nicht möglich, da Untersuchung für Hermes Flow als Kunststoff auf Hermes Flow als Bonding nicht erfolgt							

Tab. 15: Signifikanzauswertung der Haftkräfte bei Vergleich der verschiedenen Adhäsivkombinationen mit Clearfil SE Bond als Adhäsiv für Hermes Flow auf Schmelz und Dentin

Kunststoff	Substrat	Adhäsivkombination	Optibond FL vs. Adper Scotchbond	Optibond FL vs. Clearfil SE Bond	Adper Scotchbond vs. Clearfil SE Bond
Filtek Silorane	Schmelz	B₁ (System)	0,000	0,003	0,023
Filtek Silorane	Schmelz	C₁ (System + Silorane Bond)	n.s.	0,043	0,000
Filtek Silorane	Schmelz	D₁ (System + Flow als Bond)	0,000	0,000	n.s.
Filtek Silorane	Schmelz	B₂ (nur System Primer)	0,000	0,000	n.s.
Filtek Silorane	Schmelz	C₂ (System Primer + Silorane Bond)	n.s.	0,001	0,000
Filtek Silorane	Schmelz	D₂ (System Primer + Flow als Bond)	n.s.	n.s.	n.s.
Filtek Silorane	Dentin	B₁ (System)	n.s.	n.s.	n.s.
Filtek Silorane	Dentin	C₁ (System + Silorane Bond)	n.s.	0,028	0,014
Filtek Silorane	Dentin	D₁ (System + Flow als Bond)	n.s.	0,000	n.s.
Filtek Silorane	Dentin	B₂ (nur System Primer)	0,013	0,013	n.s.
Filtek Silorane	Dentin	C₂ (System Primer + Silorane Bond)	n.s.	0,000	0,000
Filtek Silorane	Dentin	D₂ (System Primer + Flow als Bond)	n.s.	n.s.	n.s.
Hermes Flow	Schmelz	B₁ (System)	0,001	n.s.	n.s.
Hermes Flow	Schmelz	C₁ (System + Silorane Bond)	0,004	0,017	n.s.
Hermes Flow	Schmelz	D₁ (System + Flow als Bond)			
Hermes Flow	Schmelz	B₂ (nur System Primer)	0,000	0,000	0,019
Hermes Flow	Schmelz	C₂ (System Primer + Silorane Bond)	0,001	n.s.	0,000
Hermes Flow	Schmelz	D₂ (System Primer + Flow als Bond)			
Hermes Flow	Dentin	B₁ (System)	n.s.	n.s.	n.s.
Hermes Flow	Dentin	C₁ (System + Silorane Bond)	0,035	n.s.	0,007
Hermes Flow	Dentin	D₁ (System + Flow als Bond)			
Hermes Flow	Dentin	B₂ (nur System Primer)	n.s.	n.s.	n.s.
Hermes Flow	Dentin	C₂ (System Primer + Silorane Bond)	0,015	0,028	0,000
Hermes Flow	Dentin	D₂ (System Primer + Flow als Bond)			

n.s.: nicht signifikant ($p > 0,05$)

Auswertung nicht möglich, da Untersuchung für Hermes Flow als Kunststoff auf Hermes Flow als Bonding nicht erfolgt

Tab. 16: Signifikanzauswertung der Haftkräfte bei Vergleich der Adhäsivsysteme Optibond FL, Adper Scotchbond und Clearfil SE Bond für beide Kunststoffe und Substrate bei sechs unterschiedlichen Anwendungskombinationen

Substrat	Adhäsiv-kombination	Filtek Silorane vs. Hermes Flow bei			
		Kontroll gruppen	Optibond FL	Adper Scotchbond	Clearfil SE Bond
Schmelz	A (Silorane System Adhesive)	n.s.			
Schmelz	B₁ (System)		0,000	0,001	0,000
Schmelz	C₁ (System + Silorane Bond)		n.s.	0,017	0,000
Schmelz	D₁ (System + Flow als Bond)				
Schmelz	B₂ (nur System Primer)		0,000	n.s.	n.s.
Schmelz	C₂ (System Primer + Silorane Bond)		n.s.	0,003	0,000
Schmelz	D₂ (System Primer + Flow als Bond)				
Dentin	A (Silorane System Adhesive)	n.s.			
Dentin	B₁ (System)		0,000	n.s.	0,029
Dentin	C₁ (System + Silorane Bond)		n.s.	0,008	0,001
Dentin	D₁ (System + Flow als Bond)				
Dentin	B₂ (nur System Primer)		0,017	n.s.	n.s.
Dentin	C₂ (System Primer + Silorane Bond)		n.s.	0,023	0,001
Dentin	D₂ (System Primer + Flow als Bond)				
n.s.: nicht signifikant ($p > 0,05$)					
Auswertung nicht möglich, da Untersuchung für Hermes Flow als Kunststoff auf Hermes Flow als Bonding nicht erfolgt					

Tab. 17: Signifikanzauswertung der Haftkräfte bei Vergleich der Kunststoffe Filtek Silorane und Hermes Flow unter Anwendung der drei Adhäsivsysteme in sechs Anwendungskombinationen auf beiden Substraten

10.2 Curriculum Vitae

Persönliche Daten

Name: Kramer
Vorname: Susanne Barbara
Adresse: Dachsbergstr. 1
94113 Tiefenbach
Geburtsdatum: 07.05.1986
Geburtsort: Hutthurm
Nationalität: deutsch
Familienstand: ledig

Schulausbildung

1992-1996: Besuch der Grundschule, Tiefenbach
1996-2005: Besuch des Gymnasiums Leopoldinum, Passau
06/2005: Allgemeine Hochschulreife

Studium

2005-2011: Studium der Zahnheilkunde an der Universität Regensburg
10/2008: Zahnärztliche Vorprüfung
07/2011: Staatsexamen, Erteilung der Approbation als Zahnarzt
Seit 03/2010: Promotion am Lehrstuhl für Zahnerhaltung und Parodontologie,
Universität Regensburg

Berufstätigkeit

Seit 10/2011: Zahnärztliche Vorbereitungsassistentin in Teilzeit, Praxis Dr. Kunrath
Tiefenbach
Seit 04/2012: zeitgleich zahnärztliche Vorbereitungsassistentin in Teilzeit, Praxis Dr.
Zöls und Dr. Lorenz, Pocking

10.3 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all jenen danken, die großen Anteil am Gelingen dieser Dissertation haben und ohne deren Unterstützung ihre Fertigstellung nicht möglich gewesen wäre.

Herrn Prof. Dr. G. Schmalz danke ich herzlich für die freundliche Überlassung des Themas, die großzügige Bereitstellung der Mittel zur Durchführung der Versuche und seine fachkundige Anleitung.

Ganz besonderer Dank gilt Herrn Dr. rer. nat. K. A. Hiller, der nicht nur die statistische Auswertung der Ergebnisse übernommen hat, sondern dessen Tür mir auch sonst immer offen stand. Seine Betreuung und seine wertvollen Ratschläge während der Entstehung und Korrektur der Dissertation waren eine große Hilfe.

Frau MTA Claudia Waha sowie dem gesamten Team des Forschungslabors der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie sei für die unermüdliche Unterstützung mit Rat und Tat bei der praktischen Versuchsdurchführung gedankt. Ihnen allen möchte ich auch ein herzliches Dankeschön aussprechen für die freundliche Aufnahme und Geduld gerade während den etwas beengten Zeiten des Umbaus.

Ebenfalls danken möchte ich den Mitarbeitern des Lehrstuhls für Zahnärztliche Prothetik für die sachkundige Unterweisung und die Begleitung an den Geräten zur Materialprüfung.

Nicht zuletzt sei meiner Familie gedankt, ohne deren Liebe und stete Ermutigung mein gesamtes Studium nicht möglich gewesen wäre.