

AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND- UND KIEFERHEIL-
KUNDE
DES FACHBEREICHS MEDIZIN
DER PHILIPPS-UNIVERSITÄT MARBURG

Geschäftsführende Direktorin: Univ.-Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner

Abteilung für Zahnerhaltungskunde

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger

**Die Dentinhaltfestigkeit eines experimentellen Universaladhäsivs
unter Anwendung verschiedener Applikationsverfahren**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

Dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg vorgelegt

von

Nadine Hundertmark

aus Hameln

Marburg, 2020

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:

15.06.2020

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer

Referent: Herr Prof. Dr. R. Frankenberger

1. Korreferentin: Frau Prof. Dr. A. Jablonski-Momeni

Meiner Familie in Dankbarkeit gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
2.	Literaturübersicht	2
2.1	<i>Komposite</i>	2
2.1.1	Organische Phase	2
2.1.2	Disperse Phase	4
2.1.3	Verbundphase	6
2.1.4	Polymerisation, Polymerisationsschrumpfung und Polymerisationsspannungen	6
2.1.5	Fließfähige Komposite	9
2.1.6	Bulk-Fill-Komposite	9
2.1.6.1	Das Bulk-Fill-Komposit FiltekTM One Bulk Fill Restorative (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland)	11
2.2	<i>Adhäsivtechnik</i>	11
2.2.1	Schmelzhaftung	12
2.2.2	Dentinhaftung	13
2.2.2.1	Aktuelle Einteilung der Dentinadhäsive nach Anzahl der Arbeitsschritte	14
2.2.2.1.1	Selective-Etch-Adhäsive	14
2.2.2.1.2	Etch-and-Rinse-Adhäsive	15
2.2.2.1.3	Self-Etch-Adhäsive	16
2.2.2.1.4	Universaladhäsive	17
2.2.2.2	Allgemeine Zusammensetzung moderner Adhäsivsysteme	19
3.	Problemstellung	20
4.	Material und Methoden	21
4.1	<i>Studiendesign</i>	21
4.2	<i>Probenherstellung</i>	23
4.2.1	Vorbereitung der Probenzähne	23
4.2.2	Präparation der Klasse-I-Kavitäten	23
4.2.3	Applikation des Adhäsivs	24
4.2.4	Applikation des Komposits	25
4.3	<i>Microtensile Untersuchungen</i>	27
4.3.1	Sägeprozess	27
4.3.2	Mikrozugversuch	29
4.3.3	Vermessen der Probefläche	31
4.4	<i>Rasterelektronenmikroskopische (REM) Untersuchung</i>	31
4.5	<i>Statistische Analyse</i>	34
5.	Ergebnisse	35
5.1	<i>Quantitative Auswertung</i>	35
5.2	<i>Qualitative Auswertung</i>	36
5.3	<i>Auswertung der REM-Aufnahmen</i>	36

5.4	<i>Ergebnisse der EXP19 Self-Etch Gruppen</i>	37
5.5	<i>Ergebnisse der EXP19 Etch-and-Rinse Gruppen</i>	39
5.6	<i>Ergebnisse der Kontrollgruppen</i>	41
6.	Diskussion	44
6.1	<i>Diskussion der Methode</i>	44
6.1.1	Auswahl und Lagerung der Zähne	44
6.1.2	Probenherstellung	45
6.1.3	Mikrozugversuch	46
6.2	<i>Diskussion der Ergebnisse</i>	47
6.2.1	Vergleich der Haftkraft des experimentellen Universaladhäsivs EXP19 mit Scotchbond™ Universal	47
6.2.2	Einfluss des Ätzmodus auf den Dentinverbund	48
6.3	<i>Schlussfolgerung und klinische Relevanz</i>	52
7.	Zusammenfassung	53
7.1	<i>Zusammenfassung (deutsch)</i>	53
7.1.1	Ziel der Studie	53
7.1.2	Material und Methoden	53
7.1.3	Ergebnisse	53
7.1.4	Schlussfolgerung	54
7.2	<i>Abstract</i>	55
7.2.1	Aim of the study	55
7.2.2	Materials and methods	55
7.2.3	Results	55
7.2.4	Conclusion	56
8.	Abkürzungsverzeichnis	57
9.	Literaturverzeichnis	58
10.	Abbildungsverzeichnis	68
11.	Tabellenverzeichnis	70
12.	Anhang	71
12.1	<i>Verzeichnis akademischer Lehrer</i>	71
12.2	<i>Danksagung</i>	71

1. Einleitung

Sowohl der steigende ästhetische Anspruch der Patienten als auch die Diskussion über angebliche Gesundheitsbeeinträchtigungen durch Amalgamfüllungen haben dazu beigetragen, dass zahnfarbene Restaurationsmaterialien immer mehr an Bedeutung gewinnen [36, 71, 80, 114]. Vor allem bei kleineren bis mittleren Defekten ist Komposit das Füllungsmaterial der Wahl, da durch minimalinvasive Präparation und adhäsiven Verbund die Restzahnhartsubstanz stabilisiert werden kann [42, 78]. Klinische Studien zeigen, dass bei korrekter Anwendung die Lebensdauer von Kompositrestorationen in ähnlicher Größenordnung wie die von Amalgamfüllungen liegt [29, 33, 79, 90, 91, 121]. Zu beachten ist, dass das Legen adhäsiver Kompositfüllungen deutlich zeitintensiver und techniksensitiver ist [35, 80]. Im Vergleich zu indirekten Restaurationen zeigen Kompositfüllungen in Bezug auf die Lebensdauer keine signifikanten Unterschiede, so dass die zeitaufwändigere und kostenintensivere Versorgung nur aus ästhetischer Sicht von Vorteil ist [83, 120]. Der Langzeiterfolg von Kompositfüllungen wird durch die Materialauswahl, den Behandler und den Patienten beeinflusst. Ursachen für den Füllungsverlust können Sekundärkaries, postoperative Hypersensibilitäten, Randspalte sowie Frakturen der Füllung oder des Zahnes sein [33, 66, 80]. Patientenrisikofaktoren wie ein erhöhtes Kariesrisiko und Bruxismus spielen ebenfalls eine wichtige Rolle [33, 91]. Entscheidend für den Erfolg einer Kompositfüllung ist der adhäsive Verbund. In den letzten Jahrzehnten wurden verschiedenste Adhäsivsysteme entwickelt [32, 48, 127]. Aktuelles Bestreben der Industrie und Forschung ist daher die Vereinfachung in der Anwendung sowie eine Verkürzung der Anwendungszeit von Adhäsiven, möglichst ohne negativen Einfluss auf die Haftwerte [32]. Die seit 2011 auf dem Markt erschienenen Universaladhäsive, die eine verkürzte Applikationsdauer sowie den Einsatz in Self-Etch- und Etch-and-Rinse-Technik erlauben, stellen den Fortschritt der Entwicklung dar [131]. Neben den Adhäsivsystemen wurde auch auf dem Gebiet der Komposite bezüglich Vereinfachung und Zeitersparnis geforscht. Neueste Materialien, sog. Bulk-Fill-Komposite, können anders als herkömmliche Komposite in größeren Inkrementstärken von bis zu 5 mm lichtpolymerisiert und somit oft in nur einer Schicht in die Kavität eingebracht werden [116].

2. Literaturübersicht

2.1 Komposite

Wie der lateinische Begriff „componere“ = „zusammensetzen“ verrät, handelt es sich bei Kompositen um Verbundwerkstoffe. In der Zahnmedizin wird bei Kompositen von zahnfarbenen, plastischen Füllungsmaterialien gesprochen, die aus folgenden drei Hauptbestandteilen bestehen:

- eine organische Phase (organische Matrix),
- eine disperse Phase (anorganische Phase, Füllkörper) sowie
- eine Verbundphase (Silane, Kopolymere) [136].

Die Aushärtung (Polymerisation) erfolgt entweder rein chemisch, rein durch Energiezufuhr oder durch Kombination beider Methoden [46, 47]. Dabei entsteht durch kovalente Bindungen zwischen den Monomeren der organischen Matrix ein Polymernetz. Dies verursacht einen verringerten Abstand zwischen den Molekülen, sodass eine Schrumpfung von 1,7–3 Vol. % bei stopfbaren und bis zu 6 Vol. % bei fließfähigen Kompositen zustande kommt [14, 37, 65, 75].

2.1.1 Organische Phase

Die organische Phase setzt sich unpolymerisiert aus Monomeren, Initiatoren, Inhibitoren, Pigmenten und anderen Additiven zusammen [65].

Als **Monomere** dienen mehrfunktionelle Methacrylate. Diese bestehen aus zwei Methacrylsäureester-Resten, die über ein organisches Zwischenglied, wie beispielsweise aromatische Ringe oder aliphatische Ketten, verbunden sind. Das organische Zwischenglied ist dabei für die mechanischen Eigenschaften wie Wasserabsorption, Schrumpfungsgrad, Polymerisationsgrad oder Viskosität verantwortlich. Je mehr Sauerstoffatome bzw. Hydroxylgruppen das Zwischenglied aufweist, desto größer ist die Wasserabsorption. Langkettige Monomere zeigen zwar eine geringere Polymerisationsschrumpfung, führen aber zu einer erhöhten Viskosität, die die Verarbeitung des Komposits erschweren. Das von Bowen 1962 entwickelte Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) ist hochviskös, weshalb zur Verbesserung kurz-kettige Verdünnermonomere wie Triethylenglykoldimethacrylat (TEGDMA) beige-setzt werden. Alternativ wird Urethandimethacrylat (UDMA) verwendet, das wegen

seiner etwas geringeren Viskosität keinen Verdünner benötigt, jedoch eine erhöhte Polymerisations schrumpfung aufweist [46, 47, 56, 65, 77]. Die physikalischen Eigenschaften wie beispielsweise Zug- und Biegefestigkeit sowie Elastizitätsmodul eines Komposits sind vom Mischungsverhältnis der Basismonomere abhängig [7].

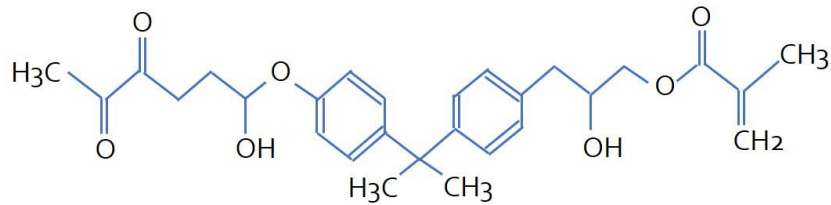


Abbildung 1: Strukturformel von Bis-GMA.

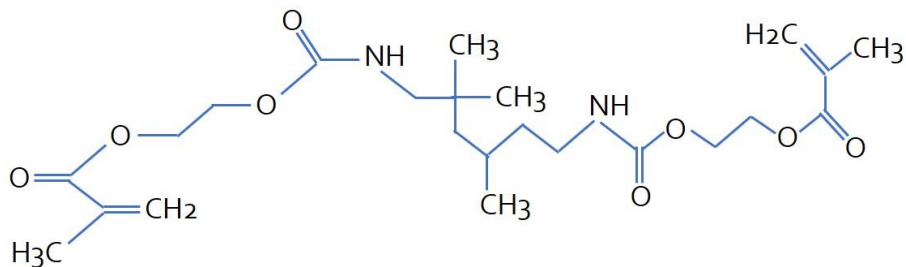


Abbildung 2: Strukturformel von UDMA.

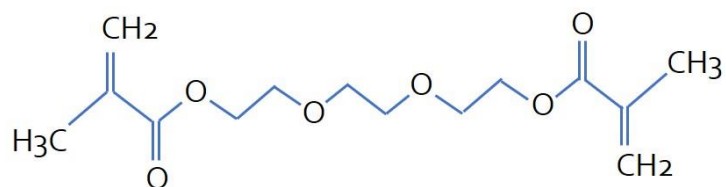


Abbildung 3: Strukturformel von TEGDMA.

Initiatoren haben die Funktion die Polymerisationsreaktion in Gang zu setzen. Bei rein lichthärtenden Kompositen erfolgt dies durch Bestrahlung mit sichtbarem, blauem Licht im Wellenlängenbereich von 410 – 500 nm. Der am meisten verwendete Fotoinitiator ist Kampferchinon mit einem Absorptionsmaximum bei 470 nm. Es wird durch Lichtaktivierung gespalten und bildet durch folgende Reaktion mit tertiären Aminen freie Radikale. Diese verursachen eine Kettenreaktion, die durch Vernetzung der Monomere zur Bildung von Polymerketten führt [46, 47, 65].

Bei selbsthärtenden Kompositen, die als Befestigungs- oder Stumpfaufbaumaterial dienen, wird die Polymerisation durch Vermischen beider Phasen in einem Redoxsystem initiiert. Des Weiteren gibt es dualhärtende Komposite, die sowohl lichthärtend als auch selbsthärtend polymerisieren [47].

Inhibitoren – oder Stabilisatoren – können durch Abfangen freier Radikale, die durch Umgebungslicht oder Wärme entstehen, eine vorzeitige Polymerisation des Komposits verhindern. Inhibitoren, wie z. B. Hydrochinon, verlängern dadurch die Lagerfähigkeit und die Verarbeitungszeit. Als Nebeneffekt wird jedoch auch die gewünschte Polymerisation verzögert, da vor der radikalischen Polymerisationsreaktion die Inhibitoren erst vollständig verbraucht werden müssen. Neben Hydrochinon werden zum Schutz des Polymernetzwerks der ausgehärteten Kompositfüllungen UV-Stabilisatoren eingesetzt, die Alterungsprozesse durch UV-Licht verhindern [47, 65].

Für die Erzeugung verschiedener Farbnuancen werden organische und anorganische Partikel beigefügt. Es kommen Titan- und Eisenoxide zur Anwendung [65]. Die Opazität des Komposits kann durch Zirkoniumdioxid und Aluminiumoxid verändert werden.

2.1.2 Disperse Phase

Anorganische Füllkörper bilden die disperse Phase. Sie bestehen meist aus Siliziumdioxid oder aus Aluminiumoxiden und sind für die physikalischen und mechanischen Eigenschaften des Komposits verantwortlich [25]. Sie bewirken unter anderem eine geringere Polymerisationsschrumpfung, eine Reduktion des Wärmeausdehnungskoeffizienten, eine Abrasionsbeständigkeit und optimierte mechanische Eigenschaften [46]. Die Röntgenopazität kann durch Zusatz von Schwermetallpartikeln wie Bariumoxid oder Strontiumoxid erzeugt werden [56].

Komposite werden anhand der verwendeten Füllkörpergrößen in Makrofüller-, Mikrofüller- und Hybridkomposite unterteilt [77]. Neben den drei klassischen Hauptfüllkörpern sind seit einigen Jahren auch Komposite mit Nanofüllern auf dem Markt [47, 65].

Literaturübersicht

Durchschnittliche Füllkörpergröße	Kategorie
> 100 µm	Megafüller
10 – 100 µm	Makrofüller (in den ersten Kompositen verwendet, keine Hochglanzpolitur möglich, Oberflächenrauigkeiten, Abrasion)
1 – 10 µm: < 5 µm Feinpartikelkomposite > 3 µm Feinstpartikelkomposite	Midifüller (überwiegend 1 – 3 µm durchschnittliche Partikelgröße)
0,1 – 1 µm	Minifüller oder Submikrometerfüller
0,01 – 0,1 µm	Mikrofüller (gute Polierbarkeit)
0,005 – 0,01 µm	Nanofüller

Tabelle 1: Klassifikation der Komposite anhand ihrer Füllkörpergröße [46].

Makrofüller wurden in den ersten Kompositen verwendet und haben wegen ihrer Partikelgröße eine hohe mechanische Belastbarkeit. Eine Hochglanzpolitur ist allerdings nicht möglich. Als Zeichen des Verschleißes kommt es zur Zunahme von Oberflächenrauigkeiten, bedingt durch Lösen von Füllkörpern aus der Matrix, die auch eine verstärkte Plaqueakkumulation und Abrasion mit sich bringen [46, 65].

Mikrofüller sind gut polierbar und behalten auch langfristig eine glatte Oberfläche, da sich die kleineren Füllkörper weniger aus der Matrix lösen. Sie bringen aber auch einige Nachteile mit sich: geringere Stabilität, erhöhte Polymerisationsschrumpfung, fehlende Röntgenopazität sowie eine schlechtere Modellierbarkeit durch die gesteigerte Viskosität [65, 92].

Um die positiven Eigenschaften von Makro- und Mikrofüllern zu vereinigen, wurden **Hybridkomposite** entwickelt [65]. Dabei machen 85 – 90 Gew. % der Füllkörper Makrofüller und 10 – 15 Gew. % Mikrofüller aus. Bei stopfbarem Komposit liegt der Füllkörperanteil insgesamt bei ca. 82 Gew. %, bei fließfähigem etwas geringer bei 70 – 75 Gew. %, weshalb diese auch eine größere Polymerisationsschrumpfung aufweisen. Die Hybridkomposite lassen sich anhand ihrer mittleren Füllkörpergröße weiter einteilen in: Feinpartikelhybridkomposite (< 5 µm Füllkörpergröße), Feinstpartikelhybridkomposite (> 3 µm Füllkörpergröße) und Submikrometerhybridkomposite (< 1 µm

Füllkörpergröße) [65]. Durch Lösen von größeren Füllkörpern aus der polymerisierten Matrix können jedoch auch hier Oberflächenrauigkeiten entstehen [77].

Nanofüllerkomposite weisen noch kleinere Füllkörper im Nanometerbereich auf, wodurch der Füllkörperanteil weiter erhöht und eine geringere Polymerisations-schrumpfung erzielt werden kann. Auch Polierbarkeit und Oberflächenbeschaffenheit werden verbessert, die für eine langfristige Stabilität sorgen. Durch die geringere Partikelgröße wird aber auch kein sichtbares Licht mehr reflektiert, weshalb größere Füllkörper beigemischt werden müssen („Nanohybridkomposite“) [40, 46, 56, 65].

2.1.3 Verbundphase

Durch die Verbundphase wird eine chemische Bindung der organischen Matrix mit den anorganischen Füllkörpern mittels Silanisierung erzeugt [46, 65, 136]. Die Verbundphase besteht aus Silanen, i. d. R. dem bipolaren 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan (MPTS), das unter Wasserabspaltung mit den Hydroxylgruppen der Füllkörper reagiert und in die Polymermatrix einpolymerisiert werden kann. Die mechanischen Eigenschaften des Komposits werden durch die chemische Verbindung verbessert [67].

2.1.4 Polymerisation, Polymerisationsschrumpfung und Polymerisationsspannungen

Durch Anregung des Initiatormoleküls wird die meist radikalische Polymerisationsreaktion gestartet. Durch Verringerung des Molekülabstandes während der Aushärtung resultiert eine Schrumpfung des Komposits. Dabei können folgende Faktoren den Polymerisationsprozess des Komposits beeinflussen:

Literaturübersicht

Faktor	Klinische Auswirkung
Aushärtezeit	Abhängig u. a. von Leistung der Polymerisationslampe, Farbe des Komposits, Kavitätentiefe und Schichtdicke; 20 – 40 s als minimale Härtezeit
Schichtdicke	Max. Schichtdicke bei herkömmlichen Kompositen ist 1 – 2 mm
Kompositfarbe	Dunkle Farben härten langsamer und weniger tief aus als hellere Farben
Temperatur	Schnellere und vollständigere Aushärtung des Komposits bei Raumtemperatur bzw. warmen Temperaturen
Distanz und Winkel zwischen Lichtquelle und Komposit	Als optimaler Abstand gilt 1 mm, die Lichtquelle sollte idealerweise in einem 90°-Winkel positioniert werden
Füllstofftyp	Makrofüller-Komposite härten leichter aus als Mikrofüller-Komposite

Tabelle 2: Faktoren, die den Polymerisationsprozess beeinflussen [47].

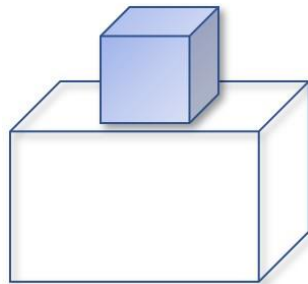
Moderne, stopfbare Komposite weisen eine Polymerisationsschrumpfung von 1,7 – 3 Vol.% auf [65]. Ohne Befestigung an einer Oberfläche findet eine Schrumpfung in Richtung des Zentrums statt. Bei Befestigung des Komposits an den Zahnhartsubstanzen hingegen nehmen die Klebeflächen Einfluss auf den Schrumpfungsprozess. Durch die Schrumpfung entstehen im Komposit sowie im Zahn Spannungen. Bei Überschreiten der Schrumpfungsspannung gegenüber der Adhäsionskräfte kann es zu Spaltbildungen zwischen Komposit und Kavitätenwand mit Folge von Füllungsverlusten, Verfärbungen des Füllungsrandes, Bakterieninfiltration, Sekundärkaries und postoperativen Hypersensibilitäten kommen [47].

Auf die bei der Polymerisation auftretenden Schrumpfungsspannungen haben folgende Faktoren einen Einfluss: C-Faktor, Füllkörperanteil und E-Modul [58].

Der Konfigurationsfaktor, **C-Faktor** genannt, beschreibt das Verhältnis von gebundener zu freier Oberfläche (OF) der Kompositfüllung ($C = \text{gebundene OF} / \text{freie OF}$).

$$\text{C-Faktor} = \frac{\text{gebundene Oberfläche}}{\text{freie Oberfläche}}$$

$$= \frac{1}{5} = 0,2$$



$$= \frac{5}{1} = 5$$

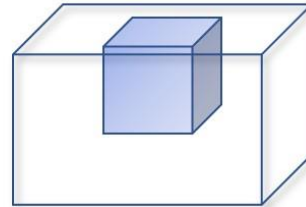


Abbildung 4: Konfigurations-Faktor. Die linke Abbildung stellt einen Würfel dar, von dem 5 Flächen frei schrumpfen können. Rechts, ähnlich wie bei einer Klasse-I-Kavität, kann hingegen nur 1 Oberfläche frei schrumpfen. In der rechten Abbildung kommt es trotz gleichen Würfelvolumens zu einem signifikant höheren Schrumpfstress.

Das heißt, je größer der C-Faktor, desto mehr Kavitätenwände konkurrieren um die Adhäsion und desto größer der Schrumpfstress und desto häufiger kommt es zur Bildung von Randspalten [43, 88]. Dies erklärt, warum z. B. Klasse-IV-Restaurationen mit niedrigem C-Faktor im Vergleich zu Klasse-I-Restaurationen weniger Randspalten aufweisen [31, 43].

Die Schrumpfung ist umso größer, je mehr Monomere sich zu Polymerketten vereinigen und Netzwerke bilden. Die Füllkörper selbst weisen dabei keine Schrumpfung auf, weshalb sich ein hoher **Füllstoffgehalt** positiv auf den Schrumpfungsgrad auswirkt [58].

Als **Elastizitätsmodul (E-Modul)** wird das elastische Verhalten eines Materials bei Belastung bezeichnet. Je höher das E-Modul (E) und die Polymerisationsschrumpfung (x) sind, desto höher ist die Schrumpfungsspannung (F) (Hooksches Gesetz: $F = E \cdot x$). [58]. Mit fortschreitender Polymerisation nimmt das E-Modul zu. Anfangs können die auftretenden Spannungen durch Fließvorgänge ausgeglichen werden. Sobald der sog. Gelpunkt erreicht wird, ist kein Ausgleich durch Nachfließen nicht polymerisierter Monomere möglich [65].

Um die Polymerisationsspannung zu verringern wird eine Inkrementtechnik empfohlen, bei der das Komposit schichtweise eingebracht und ausgehärtet wird [44, 73, 93, 121].

2.1.5 Fließfähige Komposite

Neben den hochviskösen, stopfbaren Kompositen gibt es zahlreiche niedrigvisköse, fließfähige Komposite, die sog. „Flowables“. Die fließfähige Konsistenz wird durch Verringerung des Füllkörperanteils auf 37 – 53 Vol. % erreicht [9]. Folge dessen ist jedoch eine Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften. Viskosität und Füllkörperanteil variieren stark innerhalb der verschiedenen Flowables. Aufgrund des niedrigeren Füllkörperanteils besitzen sie eine höhere Polymerisationsschrumpfung, sodass der Haftverbund bei Kavitäten mit großem C-Faktor negativ beeinflusst werden kann [56]. Anwendungsgebiete fließfähiger Komposite sind Bereiche, die keinen hohen mechanischen Belastungen ausgesetzt werden [9]. Dazu zählen beispielsweise minimal-invasive Kavitäten, Fissurenversiegelungen sowie Klasse-V-Kavitäten, bei denen eine geringere Biegefestigkeit des Füllungsmaterials von Vorteil ist [56, 80]. Flowables werden außerdem als Lining in Kavitäten empfohlen, da sie mikrostrukturelle Unregelmäßigkeiten der Kavitäten durch bessere Benetzung ausgleichen und so die marginale Adaptation sowie den Haftverbund verbessern können [9].

2.1.6 Bulk-Fill-Komposite

Anders als herkömmliche Komposite, die maximal in einer Schichtstärke von 2 mm in die Kavität eingebracht werden dürfen, um eine ausreichende Lichtpolymerisation zu erreichen, können Bulk-Fill-Komposite in nur einem Schritt bis zu einer Inkrementstärke von 4 bis 5 mm ausgehärtet werden. Dies wird durch eine erhöhte Transluzenz [112] sowie spezielle, hochreaktive Photoinitiatorsysteme ermöglicht [115, 130]. Der Einsatz von Bulk-Fill-Kompositen bringt eine Vereinfachung des Füllungsprozesses sowie eine Zeitersparnis mit sich [12]. Sie lassen sich ebenso wie die klassischen Komposite in niedrigvisköse, fließfähige sowie hochvisköse, stopfbare Materialien klassifizieren [42]. Beim Einsatz von Bulk-Fill-Flowables in kaulasttragenden Bereichen wird wegen ihrer schlechteren mechanischen Eigenschaften eine 2 mm dicke Deckfüllung sowie eine approximale Kontaktpunktgestaltung mit einem stopfbaren Hybridkomposit empfohlen [22, 116]. Bulk-Fill-Komposite weisen eine geringere Polymerisationsschrumpfungsspannung als herkömmliche Komposite bei akzeptabler

marginaler Anpassung auf [14, 19, 22, 37, 54, 72, 105]. Eine erhöhte Transluzenz, die größere Durchhärteiefen ermöglichen soll, wird durch Verringerung des Füllkörperanteils sowie durch Verwendung von Füllkörpern, die einen ähnlichen Brechungsindex wie die organische Matrix besitzen, erreicht [112]. Dadurch wird die Lichtstreuung innerhalb des Komposits verringert. Eine geringere Lichtstreuung kann auch durch Verwendung größerer Füllkörper bei gleichem Füllkörperanteil erzielt werden. An besonders kleinen Füllkörpern im Nanometerbereich, kleiner als die Wellenlänge des sichtbaren Lichts, kann keine Lichtbrechung oder -absorption stattfinden, sodass auch dies die Lichtstreuung mindert [16, 21, 68]. Die ästhetischen Ergebnisse der Bulk-Fill-Komposite sind in Bezug auf den Farbton und die Transluzenz der Materialien im Vergleich zu den herkömmlichen Kompositen zwar schlechter, aber dennoch akzeptabel für den Seitenzahnbereich [22]. Insgesamt variieren die mechanischen Eigenschaften, die Applikationstechnik sowie das ästhetische Ergebnis erheblich zwischen den aktuell verfügbaren Bulk-Fill-Kompositen [16, 42, 55]. So zeigen einige, vor allem niedrigviskose Bulk-Fill-Materialien, schlechtere mechanische Eigenschaften, besonders in Bezug auf Oberflächenhärte und Elastizitätsmodul [38, 68, 76, 115], während andere hochviskose Bulk-Fill-Komposite ähnliche mechanische Eigenschaften wie die der klassischen Komposite aufweisen [14, 106]. Eine ausreichende Durchhärteiefe wird bei Befolgen der Herstellerangaben erreicht [4, 37, 68, 69, 76, 137]. In einer Studie konnte gezeigt werden, dass eine Verlängerung der Lichtpolymerisationszeit eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften vor allem in tiefen Kavitäten mit sich bringt [137].

Bezüglich der klinischen Leistung zeigen einige Studien, dass Bulk-Fill-Komposite eine geeignete Alternative zu den herkömmlichen Kompositen darstellen [8, 10, 63, 70, 122, 130].

Es gibt jedoch nur wenige in-vivo Studien zu Langzeitergebnissen von Bulk-Fill-Kompositen, weshalb eine sorgfältige Auswahl des Materials sowie das Befolgen der Herstellerangaben empfohlen wird [22, 112, 115].

2.1.6.1 *Das Bulk-Fill-Komposit Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland)*

Das in dieser Studie verwendete Bulk-Fill-Komposit Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) weist durch Weiterentwicklung der Nanotechnologie eine höhere Opazität bei Aushärtungstiefen bis zu 5 mm auf [1]. Dies wird durch Verwendung eines optimalen Brechungsindex-Verhältnisses erreicht. Es ist ein hochvisköses, stopfbares Komposit. Durch Einsatz neuartiger Metacrylat-Monomere, dem Addition-Fragmentation-Monomer (AFM) sowie dem aromatisch-aliphatischen Urethandimethacrylat (AUDMA), können Polymerisationsschrumpfung sowie Polymerisationsstress reduziert werden [1]. Mittels der Nanotechnologie können mechanische Eigenschaften wie Verschleißfestigkeit durch Erhöhung des Füllkörperanteils und Glanzretention verbessert werden [21, 85].

2.2 Adhäsivtechnik

Als Adhäsion (lat. „adhaerere“ – „anhaften“, „kleben“) bezeichnet man die Haftung zwischen zwei Stoffen unter engem Kontakt. Die Adhäsion kann durch mikroretentiven, mechanischen oder durch chemischen Verbund zustande kommen [124]. Im Falle der Kompositfüllung an Zahnhartsubstanzen handelt es sich um eine mikro-mechanische Bindung, die aber nicht ohne eine Adhäsivtechnik erfolgen kann [126, 129]. Ohne diese würden sich als Zeichen einer insuffizienten Adhäsion Randspalten, Verfärbungen, Sekundärkaries sowie Zahnfrakturen ergeben. Eine chemische Bindung aus ionischen oder kovalenten Bindungen zwischen Komposit und Zahnhartsubstanzen konnte bei den klassischen Adhäsiven nicht nachgewiesen werden [65], anders hingegen bei den neueren Universaladhäsiven [129].

Das Adhäsiv hat die Funktion der Polymerisationsschrumpfung des Komposits sowie den verschiedenen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanzen und Komposit entgegenzuwirken [46]. Durch die Polymerisationsschrumpfung des Komposits kommt es zu inneren mechanischen Spannungen, die auf die Grenzfläche zwischen Zahnhartsubstanzen und Adhäsivschicht übertragen werden. Bei Überschreiten des Haftverbundes zwischen Zahn und Adhäsivschicht ist ein Adhäsionsverlust („Debonding“) mit oben beschriebenen Folgen möglich [30].

2.2.1 Schmelzhaftung

Schon im Jahr 1955 stellte BUONOCORE eine signifikante Verbesserung der Haftung zwischen Zahnschmelz und Komposit durch Phosphorsäureätzung fest [17]. Auf dieser Grundlage basiert die moderne Adhäsivtechnik [46].

Der Zahnschmelz besteht überwiegend aus anorganischen Hydroxylapatitkristallen, die Schmelzprismen bilden. Diese erstrecken sich von Schmelz-Dentin-Grenze bis etwas unterhalb der Schmelzoberfläche. Prismenfreier Schmelz aus dicht gepackten, parallel zur Oberfläche verlaufenden Kristallen liegt im Bereich einer intakten Schmelzoberfläche (z. B. im Fissurenbereich) in einer Dicke von 20 – 30 µm vor. Anders hingegen ordnen sich die Kristalle innerhalb der Schmelzprismen in unterschiedlichen Winkeln zur Längsachse an. Während sie im Zentrum eher parallel zur Prismenlängsachse liegen, fächern sie sich in der Prismenperipherie weiter auf, sodass sie beinahe rechtwinklig zur Prismenlängsachse sind [65].

Durch die Applikation von 30 – 40 %iger Phosphorsäure entsteht ein ideales, mikroretentives Oberflächenrelief. Dies kommt durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Prismen in Peripherie und Zentrum zustande, wobei etwa 10 µm der Schmelzoberfläche irreversibel abgetragen werden und eine Rautiefe von bis zu 50 µm entsteht [59, 65, 104]. Neben der Oberflächenvergrößerung bewirkt die Konditionierung eine erhöhte Reaktionsfreudigkeit des Schmelzes sowie eine Verbesserung der Benetzbarkeit. Bei Auftragen eines niedrigviskosen Adhäsivs (Bondings), penetriert dieses in die Schmelzprismen und bildet nach Aushärten eine mikromechanische Verankerung [18, 59, 65].

Nach der Konditionierung ist ein Abspülen mit ausreichend Wasser nötig, da Säurereste die Haftung zwischen Komposit und Schmelz verschlechtern. Die Ätzdauer sollte im präparierten Schmelz bei 15 – 30 s, im unpräparierten Schmelz bei 60 s liegen. Die längere Ätzdauer wird dadurch begründet, dass die Schmelzoberfläche eine ca. 10 µm dicke, aprismatische Schicht aufweist, die zunächst entfernt werden muss, bevor ein Schmelz-Ätzmuster erzeugt werden kann. Es wurde angenommen, dass eine Schmelzanschrägung am Kavitätenrand durch senkrechtes Anschneiden möglichst vieler Schmelzprismen das Säureätzmuster verbessern könne. Dies konnte klinisch nicht nachgewiesen werden [47].

2.2.2 Dentinhaftung

Eine mikromechanische Haftung des Komposits am Dentin gestaltete sich schwieriger als am Schmelz, da das Dentin einen anderen Aufbau und daher auch andere Eigenschaften aufweist. Dentin besteht im Gegensatz zum Schmelz (93 – 98 Gew. %) nur zu 70 Gew. % aus anorganischem Material, während organische Materialien 20 Gew. % (hauptsächlich Kollagen Typ I und kollagenartige Verbindungen) und Wasser 10 Gew. % ausmachen. Die Apatitkristalle des Dentins zeigen eine deutlich grazilere Form und Größe als die des Schmelzes und sind nicht in Prismen angeordnet, sondern sind abhängig von Lokalisation, Alterung, kariöser Prozesse sowie Remineralisation unterschiedlich dicht gepackt [65, 74, 81, 98, 127]. Eine Adhäsion des hydrophoben Komposits am Dentin wird durch weitere Eigenschaften erschwert. Dazu zählen der hydrophile Liquor in den Dentinkanälchen sowie die nach der mechanischen Bearbeitung hinterlassene Schmierschicht („Smear-Layer“), bestehend aus Schmelz- und Dentinpartikeln, denaturiertem Kollagen, Bakterien, Resten von Odontoblastenfortsätzen sowie Wasser, die einen direkten Kontakt mit dem Dentin verhindert und die Dentinkanälchen verstopft [11, 15, 95]. Daher kann durch Phosphorsäureätzung mit anschließender Anwendung eines hydrophoben Adhäsivs keine mikromechanische Haftung erzeugt werden [128]. Folge wären die Ausbildung eines Spalts („Nano-leakage“), in das Dentinliquor eindringen und durch hydrodynamische Weiterleitung von Reizen zu postoperativen Hypersensibilitäten führen kann [47, 94]. Daher wurden anfangs Zementunterfüllungen zur Abdeckung von Dentinwunden gelegt [46].

Die Entwicklung funktionsfähiger Dentinadhäsive Anfang der 80er Jahre erfolgte erst deutlich später als die Schmelz-Ätz-Technik [34]. Dieser Entwicklung nach kann man die Dentinadhäsive chronologisch in „Generationen“ einteilen. Da aber eine Vereinfachung in der Anwendung und eine Verkürzung der Arbeitszeit nicht immer eine Verbesserung der Haftung und des Randschlusses mit sich brachten, ist die Einteilung in Generationen nicht mehr sinnvoll.

2.2.2.1 Aktuelle Einteilung der Dentinadhäsive nach Anzahl der Arbeitsschritte

Bei dieser Einteilung wird zum einen nach der Ätzsystematik, d. h. Selective-Etch-, Total-Etch- (Etch-and-Rinse-) und Self-Etch-Adhäsiven, zum anderen nach der Anzahl der Applikationsschritte unterteilt [46]. In Tabelle 3 wird dies dargestellt.

Ätzsystematik	Schritte	Beispiel	Bestandteile
Selective Etching	Vier-Schritt-Selective-Etch	Syntac® Classic	Etchant 1. Primer 2. Primer Heliobond
	Drei-Schritt-Selective-Etch	A.R.T.® Bond	Etchant Primer (A + B) Bond
Total Etching/Etch-and-Rinse	Vier-Schritt-Etch-and-Rinse	Syntac® Classic	Etchant 1. Primer 2. Primer Heliobond
	Drei-Schritt-Etch-and-Rinse	A.R.T.® Bond Optibond® FL	Etchant Primer (A + B) Bond
	Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse	Gluma® Comfort Bond	Etchant Prime + Bond
Self-Etching	Zwei-Schritt-Self-Etch	AdheSE®	Primer Bonding Agent
	Ein-Schritt-Self-Etch (Mischpräparate)	Futurabond® NR	Etchant + Primer + Bond
	Ein-Schritt-Self-Etch (Einfläschenpräparate)	Futurabond® M	Etchant + Primer + Bond

Tabelle 3: Aktuelle Einteilung der Adhäsivsysteme [46].

2.2.2.1.1 Selective-Etch-Adhäsive

Bei Selective-Etch-Systemen wird selektiv der Schmelz mit 30 – 40 %iger Phosphorsäure 30 s lang konditioniert und anschließend mit ausreichend Wasser abgespült. Durch die im Primer enthaltenen Säuren wird anschließend das Dentin konditioniert. Dabei wird die Schmierschicht nur teilweise entfernt bzw. modifiziert und in Form infiltrierter Schmierpfropfen in die Hybridschicht eingebaut [65]. Zu den Vier-Schritt-Selective-Etch-Adhäsiven gehört zum Beispiel Syntac® Classic (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein). Hier werden nach 30 s selektiver Schmelzätzung zwei verschiedene Primer aufgetragen und leicht verblasen. Im vierten Schritt wird das Bonding Agent (Heliobond) aufgetragen, leicht verblasen und für 20 s ausgehärtet. Bei A.R.T.® Bond (Fa. Coltene/Whaledent, Altstätten, Schweiz), einem Drei-Schritt-

Selective-Etch-Adhäsiv, wird nach selektiver Schmelzätzung nur ein Primer aufgetragen, der zuvor aus zwei Komponenten angemischt wird. Zuletzt erfolgt auch hier das Auftragen eines Bonding Agents. [46].

2.2.2.1.2 Etch-and-Rinse-Adhäsive

Bei der Etch-and-Rinse- bzw. Total-Etch-Technik werden Schmelz und Dentin in einem Schritt geätzt. Wichtig ist, eine Überätzung des Dentins zu vermeiden, da dies zu einem Kollaps freigelegter Kollagenfasern führt, die anschließend nicht vom Dentinadhäsiv infiltriert werden können. Daher empfiehlt es sich, die Phosphorsäure erst auf den Schmelz (Einwirkzeit 30 s) und dann auf das Dentin aufzutragen, damit dieses eine maximale Ätzdauer von 15 – 20 s erfährt. Die Schmierschicht wird bei diesem Verfahren komplett entfernt. Syntac® Classic sowie A.R.T.® Bond können auch als Etch-and-Rinse-Adhäsive verwendet werden, es unterscheiden sich lediglich die Ätztechniken. Die Vereinfachung der Adhäsivsysteme erfolgte durch Herstellung der Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsive. Dazu zählt z. B. Gluma® Comfort Bond (Fa. Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland), bei welchem nur eine weitere Lösung aus Primern und Bonding nach Phosphorsäureätzung aufgetragen wird [46].

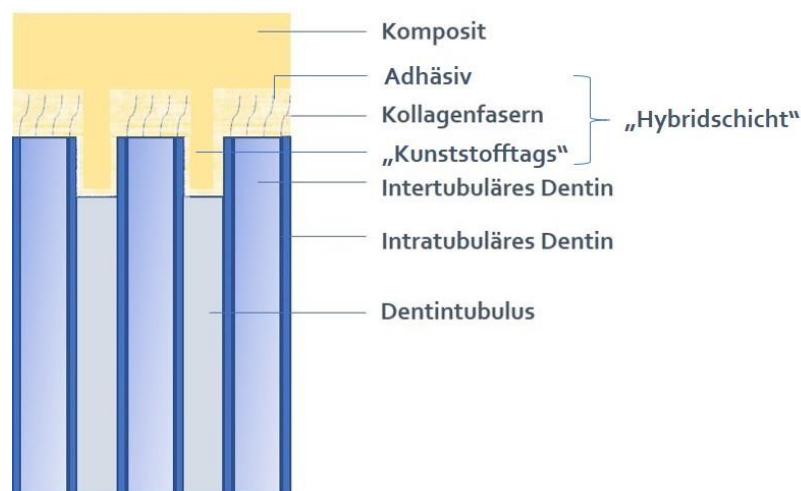


Abbildung 5: Entstehung der Hybridschicht bei Anwendung der Etch-and-Rinse-Technik.

2.2.2.1.3 Self-Etch-Adhäsive

Bei diesen Adhäsiven wird auf eine Phosphorsäureätzung verzichtet. Die im Primer enthaltenen Säuren, z. B. Maleinsäure, Glutarsäure oder Dicarbonsäure, übernehmen die Konditionierung von Schmelz und Dentin. Zu den Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven zählt AdheSE® (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), das aus einem selbstkonditionierenden Primer, der auf Schmelz und Dentin aufgetragen und nicht abgespült wird, sowie aus einem Bonding Agent besteht, das verblasen und ausgehärtet wird. Bei den Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven wird nur eine Lösung auf Schmelz und Dentin aufgetragen. Diese liegen als Mischpräparat wie z. B. Futurabond® NR (Fa. VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland), das aus zwei Komponenten angemischt wird, oder als Einflaschenpräparat wie z. B. Futurabond® M (Fa. VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland) vor.

Während die Self-Etch-Adhäsive sehr gute Haftwerte am Dentin erzielen, ist die Haftung am Schmelz signifikant schlechter als bei Phosphorsäureätzung [13, 39, 41, 49, 51, 123, 126]. Dies ist auf den pH-Wert von 2 – 2,8 solcher Präparate zurückzuführen, da diese keine ausreichende Schmelzätzung bewirken. Es erscheint sinnvoll den Schmelz selektiv mit Phosphorsäure zu konditionieren, was jedoch bei kleinen Kavitäten schwierig umzusetzen ist [82]. Eine versehentliche Ätzung des Dentins würde wegen Überätzung zu schlechteren Dentinhaftwerten führen, weshalb diese Methode nicht empfohlen wird [46]. Self-Etch-Adhäsive müssen oft mehrmals aufgetragen werden, um ausreichende Haftwerde zu erzielen. Eine Vereinfachung durch weniger Arbeitsschritte wird dadurch relativiert. Wegen der Hydrophilie des Adhäsivs auch nach Aushärtung kann Wasser durch die Hybridschicht dringen und eine dichte Dentinversiegelung verhindern, das sich mit postoperativen Hypersensitivitäten bemerkbar macht [46, 60, 61, 118].

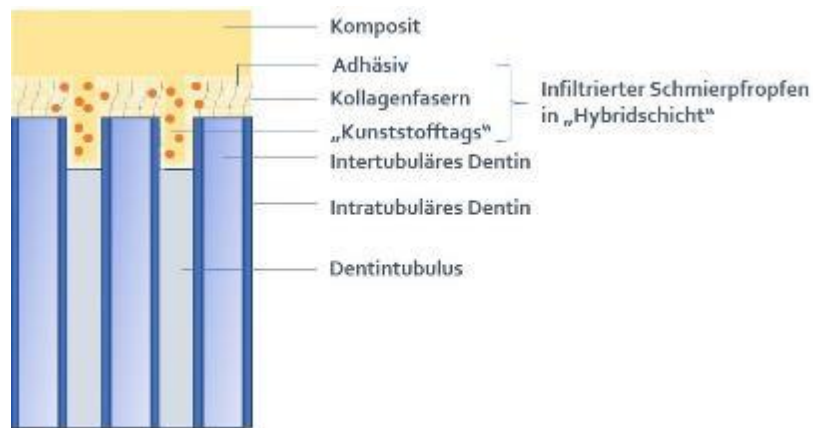


Abbildung 6: Entstehung der Hybridschicht mit infiltriertem Schmierpfropfen nach Anwendung der Self-Etch-Technik.

2.2.2.1.4 Universaladhäsive

Universaladhäsive sind seit 2011 auf dem Markt und können als Etch-and-Rinse- sowie auch als Self-Etch-Adhäsive verwendet werden. Alle Universaladhäsive beinhalten ein Phosphatester ($R-O-PO_3H_2$) als funktionelles Monomer. Die mikromechanische Verzahnung durch Bildung einer Hybridschicht wird für eine gute Haftung vorausgesetzt. Diese soll durch zusätzliche chemische Interaktion zwischen funktionellen Monomeren und Bestandteilen der Zahnhartsubstanzen verbessert werden. Dabei bekommt das sog. „AD-concept“ („Adhesion-Decalcification Concept“) Aufmerksamkeit, welches auf Interaktion funktioneller Monomere mit dem Hydroxylapatit der Zahnhartsubstanzen beruht [129]. Das in den frühen 80er Jahren von der Firma KURARAY Co., Ltd. (Chiyoda, Japan) synthetisierte 10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogen-phosphat (10-MDP) gilt dabei als besonders geeignet. Es ist amphiphil, mit einer hydrophoben Methacrylat-Gruppe, die an Komposite chemisch bindet, und einer hydrophilen Phosphat-Gruppe, die chemisch an die Zahnhartsubstanzen (ionische Bindung an Calcium des Hydroxylapatits unter Bildung von stabilen Calcium-Phosphat-Salzen), Metalle und Zirkonioxidoxide bindet [53, 125, 129, 134, 135]. Durch das lange Kohlenstoffkettengerüst ist das Monomer recht hydrophob, was einen positiven Effekt auf die Hydrolysebeständigkeit und damit die Haltbarkeit hat [3, 129].

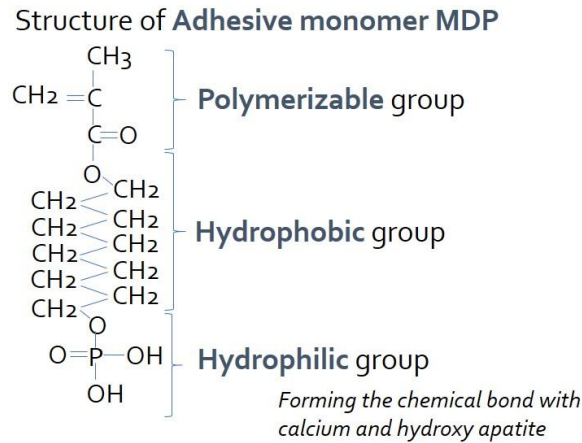


Abbildung 7: Strukturformel von 10-MDP (10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogen-phosphat) (KURARAY Co., Ltd., Chiyoda, Japan).

Auch das Polyalkensäure-Copolymer, das erstmals im Glasionomer-Unterfüllungsmaterial Vitrebond™ (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) Anwendung fand und Bestandteil des Universaladhäsivs Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) ist, bindet chemisch an das Calcium des Hydroxylapatits [84].

Universaladhäsive können sowohl zur Befestigung von direkten als auch von indirekten Restaurationen verwendet werden. Die enthaltenen Silane können eine Haftung zu Keramik sowie zu den Füllstoffen der Komposite herstellen. Universaladhäsive können nicht nur als Adhäsiv an Schmelz und Dentin, sondern auch als ein Primer für Metall und Zirkonoxid verwendet werden [3]. Der pH-Wert von Universaladhäsiven variiert zwischen 2,2 und 3,2. Dieser ist für die Ätzung des Dentins ausreichend, im Schmelz jedoch nicht [129]. Es konnte gezeigt werden, dass auch Universaladhäsive durch zusätzliche Phosphorsäureätzung bessere Haftwerte im Schmelz aufweisen [26, 27, 103]. Im Vergleich zu klassischen Drei- oder Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiven, die auch heute noch als Goldstandard gelten, zeigen Universaladhäsive keine Unterschiede bezüglich der Haftwerte am Dentin. Es wird empfohlen vor Auftragen des Universaladhäsivs eine selektive oder totale Phosphorsäureätzung durchzuführen. Durch Konditionierung des Dentins wird anders als bei Self-Etch-Adhäsiven die Haftung nicht beeinträchtigt [28, 113, 131]. Wenn in einer Kavität kein oder nur wenig Schmelz vorhanden ist, reicht die Anwendung des Universaladhäsivs in Self-Etch-Technik aus [3].

2.2.2.2 Allgemeine Zusammensetzung moderner Adhäsivsysteme

Konditionierer (Säure, Komplexbildner), Primer (hydrophiles Monomer in Lösung) und Adhäsiv (amphiphile Monomere in Lösung) bilden die drei Komponenten eines modernen Adhäsivsystems.

Als Konditionierer dient eine Säure, die nach Applikation auf die Zahnhartsubstanzen eine oberflächliche Demineralisation mit Änderung der Oberflächenstruktur bewirkt, wodurch die Penetration des anschließend applizierten Adhäsivs ermöglicht wird [65]. Abhängig von Säurekonzentration und Applikationsdauer entsteht ein unterschiedliches Ätzmuster. Mögliche Konditionierer sind Zitronensäure (10 %), Phosphorsäure (10 – 40 %), Salpetersäure (4 %), Maleinsäure (2 – 4 %) oder EDTA (5 – 16 %), die nach einer bestimmten Einwirkzeit wieder entfernt werden. Mit konstanter Ätzwirkung hat sich 30 – 40 %ige Phosphorsäure klinisch bewährt [46, 65].

Der Primer schafft als Dentinhaftvermittler eine chemische Bindung zwischen organischem sowie anorganischem Anteil des Dentins und ermöglicht eine verbesserte Benetzbarkeit mit den hydrophoben Anteilen des Adhäsivs. Prinzipiell lässt sich der Aufbau eines Primers mit der Formel M-R-X beschreiben. Das M steht dabei für eine Methacrylatgruppe, das R für einen Distanzhalter und das X für eine funktionelle Gruppe, die eine Reaktion mit dem Dentin eingehen soll. Als funktionelle Methacrylate kommen z. B. Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) oder TEGDMA zum Einsatz. Der Primer beinhaltet außerdem Lösungsmittel wie Wasser, Aceton oder Alkohol sowie Säuremonomere [65]. Der hydrophile Anteil des Primers infiltriert das feuchte Kollagennetzwerk, während der hydrophobe Anteil die Oberflächenbenetzung durch das Adhäsiv ermöglicht. HEMA ist Bestandteil aller modernen Adhäsivsysteme, da es sich wegen seiner Hydrophilie und seines niedrigen Molekulargewichts besonders zur Infiltration und Benetzung des konditionierten Dentins eignet. Es ist in Wasser, Ethanol und Aceton löslich, erleichtert die Bildung einer Hybridschicht und hält hydrophobe sowie hydrophile Monomere des Primers in Lösung, indem es eine Phasentrennung durch Wasser minimiert. Nachteile von HEMA sind die Wasseraufnahme sowohl im ungehärteten als auch polymerisierten Zustand sowie die Erschwerung des Verdampfens von Wasser bei Lufttrocknung. Aus diesem Grund sollte die

Problemstellung

Konzentration von HEMA im Primer möglichst gering gehalten werden, um seine Vorteile zu nutzen und unerwünschte Eigenschaften zu minimieren [3].

Das Adhäsiv, bestehend aus längeren Monomeren wie Bis-GMA oder UDMA, penetriert die durch den Primer vorbehandelte Dentinoberfläche und bildet nach Aushärtung in den eröffneten Dentintubuli sog. Kunststofftags [47, 65].

3. Problemstellung

Die Hersteller von Adhäsivsystemen bestreben in der Entwicklung eine Vereinfachung in der Anwendung sowie eine Verkürzung der Anwendungszeit von Adhäsiven [32]. In den letzten Jahren zeigte sich, dass neuere Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsive teilweise schlechtere Haftwerte und Randschlussqualitäten als klassische Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsive aufweisen. Den seit 2011 auf dem Markt vorhandenen Universaladhäsiven konnten hingegen keine Qualitätsverluste bezüglich der Haftwerte und des Randschlusses gegenüber den klassischen Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiven nachgewiesen werden [28, 51, 131]. Weiterhin werden Möglichkeiten erforscht, die Anwendung von Universaladhäsiven zu vereinfachen sowie die Anwendungszeit zu verkürzen. Eine Kombination von Phosphorsäureätzung in Selective-Etch- bzw. Etch-and-Rinse-Technik mit modernen Universaladhäsiven wies eine Verbesserung der Schmelzhaftung auf. In Bezug auf den Dentinverbund kann bei Anwendung eines Universaladhäsivs mit zusätzlicher Phosphorsäureätzung keine Veränderung der Haftwerte festgestellt werden [28, 131].

Im Rahmen dieser Studie sollen folgende Arbeitshypothesen untersucht werden:

1. Das experimentelle Universaladhäsiv EXP19 zeigt im Vergleich zum Scotchbond™ Universal höhere Haftwerte am Dentin.
2. Die Anwendung der Self-Etch-Technik bzw. Etch-and-Rinse-Technik hat keinen Einfluss auf den Dentinverbund.
3. Die Dauer der Applikation des Universaladhäsivs kann ohne Verringerung der Haftwerte verkürzt werden.

4. Material und Methoden

4.1 Studiendesign

Es wurden bei 50 kariesfreien, humanen Molaren okklusale Klasse-I-Kavitäten präpariert. Nach randomisierter Einteilung der Zähne in 10 Versuchsgruppen ($n = 5$) erfolgte unter Anwendung verschiedener Adhäsivtechniken und Einwirkdauer die Versorgung mit Kompositfüllungen.

Das in dieser Studie untersuchte Universaladhäsiv EXP19 wurde sowohl in Self-Etch- als auch in Etch-and-Rinse-Technik angewendet. Als Ätzzel diente Scotchbond™ Universal Etchant (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland). Die Einwirkdauer des Adhäsivs wurde zwischen 0 s und 30 s variiert. Zum Vergleich wurde das Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) in Self-Etch- sowie Etch-and-Rinse-Technik nach Herstelleranweisung angewendet.

Die Kavitäten wurden im Anschluss mit dem Komposit Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) gefüllt.

Im Sägeprozess wurden die Zähne mit der Präzisionskreissäge IsoMet® 1000 Precision Saw (Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) zunächst in Scheiben und dann in Stäbchen, bestehend aus einem oberen Kompositteil und einem unteren Dentinteil, gesägt. Die nötige Bruchkraft der Stäbchen wurde im Mikrozugversuch (MTD-500 plus, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland) ermittelt. Um die Bruchkraft pro Fläche in MPa zu berechnen, wurde die Fläche des Komposit-Dentin-Interfaces mit einer Schiebellehre vermessen. Bereits beim Sägeprozess zerbrochene Stäbchen wurden vermerkt und bei der Auswertung berücksichtigt.

Im Anschluss wurde die Bruchfläche des Dentinstäbchens mit einem Rasterelektrodenmikroskop (REM, Firma Phenom-World B.V., Eindhoven, Niederlande) untersucht.

Folgendes Flussdiagramm (Abb. 8) veranschaulicht das Vorgehen bei den Versuchsgruppen:

Adhäsiv	Adhäsivtechnik	Abkürzungen
EXP19	Self-Etch	ES 1, ES 2, ES 3, ES 4
EXP19	Etch-and-Rinse	EE 1, EE 2, EE 3, EE 4
Scotchbond™ Universal	Self-Etch	SCS
Scotchbond™ Universal	Etch-and-Rinse	SCE

Tabelle 4: Abkürzungen der Versuchsgruppen.

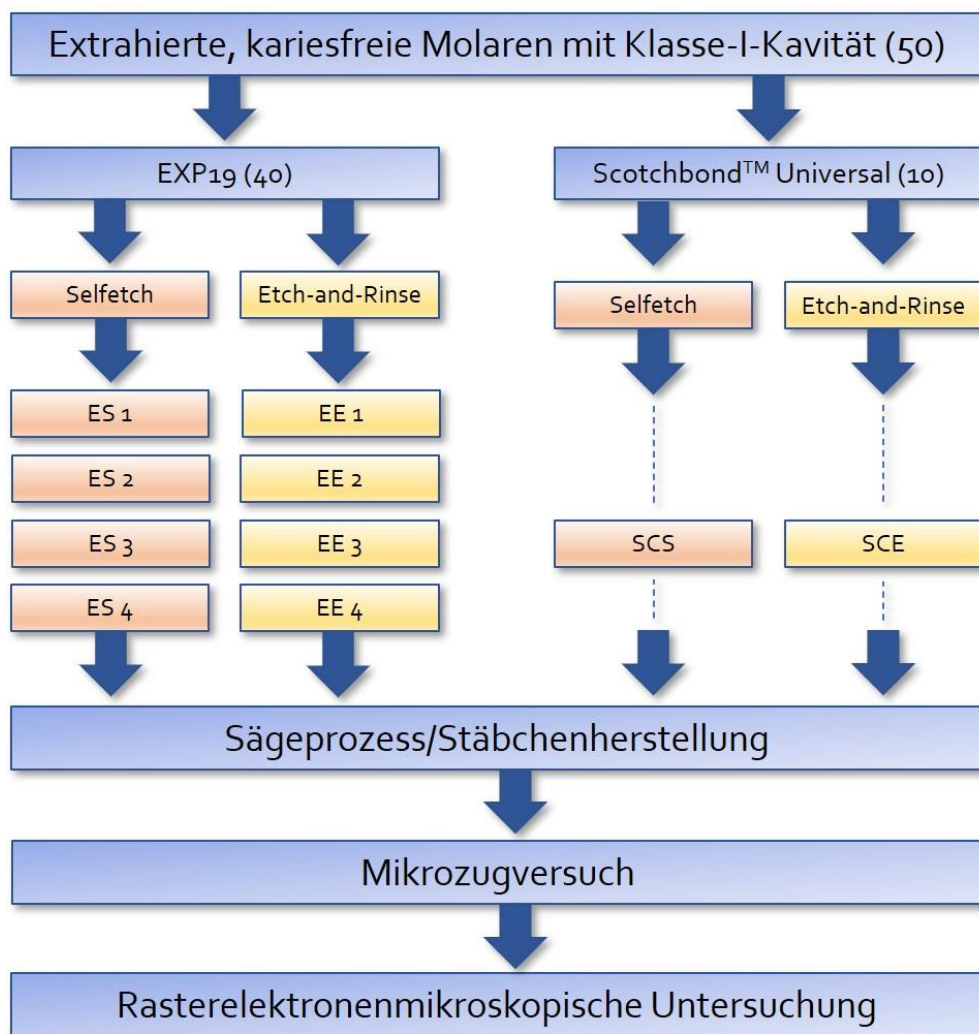


Abbildung 8: Schematische Darstellung des Studienablaufs.

4.2 Probenherstellung

4.2.1 Vorbereitung der Probenzähne

Die als Probezähne dienenden 50 extrahierten, kariesfreien Molaren wurden bis zur Probenherstellung in 0,9 %-iger isotonischer Kochsalzlösung mit 0,001 % Natriumazid versetzt für ca. 3 Monate bei Raumtemperatur gelagert. Zunächst wurden die Zähne mit einem Ultraschallscaler und Bürstchen von Zahnstein und Geweberesten befreit. Um die Austrocknung zu verhindern, wurden die Zähne nach Probenherstellung in reiner isotonischer Kochsalzlösung gelagert.

4.2.2 Präparation der Klasse-I-Kavitäten

Die Klasse-I-Kavität wurde mit einer Turbine und einem zylindrischen Diamanten der Körnung 46 μm (8836.314.012 VPE 5, Fa. Komet dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) mit 4 mm Länge, 4 mm Breite und 4 mm Tiefe präpariert. Zähne, bei denen die Pulpa während der Präparation eröffnet wurde, wurden nicht in die Studie mit einbezogen. Im Anschluss erfolgte die randomisierte Einteilung der Zähne in 10 Versuchsgruppen mit jeweils 5 Zähnen.

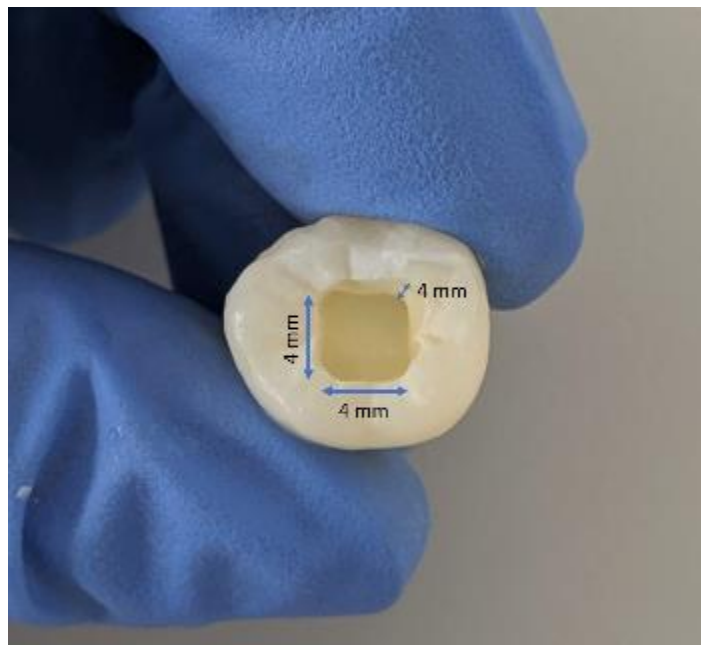


Abbildung 9: Präparierte Klasse-I-Kavität mit den Maßen 4 mm Länge, 4 mm Breite und 4 mm Tiefe.

Material und Methoden

4.2.3 Applikation des Adhäsivs

Das zu überprüfende Universaladhäsiv EXP19 wie auch das als Kontrolle dienende Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) wurden in Self-Etch- sowie in Etch-and-Rinse-Technik angewendet. Das experimentelle Adhäsiv EXP19 wurde in der Gruppe ES 1 nach Auftragen sofort verblasen und lichtgehärtet, während es bei den Gruppen ES 2 – ES 4 mit einem Microbrush für eine Dauer von 10 s, 20 s bzw. 30 s einmassiert, verblasen und anschließend 10 s lichtgehärtet wurde.



Abbildung 10: Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland).

Scotchbond™ Universal	Gewichtsprozent (%)
2-Hydroxyethylmethacrylat	15 - 25
Bisphenol-A-diglycidylmethacrylat	15 - 25
Silan	5 - 15
Decamethyldimethacrylat	5 - 15
Ethanol	10 - 15
Methacrylierte Phosphorsäure	1 - 10
Copolymer von Acryl- und Itaconsäure	1 - 5
Campherchinon	< 2
Ethyl-4-dimethylaminobenzoat	< 2
(Dimethylamino)ethylmethacrylat	< 2
Butanon	< 0,5

Tabelle 5: Inhaltsstoffe in Gewichtsprozent von Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) laut Herstellerangaben.

Material und Methoden

In den Etch-and-Rinse-Gruppen diente Scotchbond™ Universal Etchant (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) als Ätzel, das nach 15 s Einwirkzeit gründlich mit Wasser abgespült wurde. In der Gruppe EE 1 erfolgte nach sofortigem Verblasen des Adhäsivs mit öl- und wasserfreier Luft die Lichthärtung. In den Gruppen EE 2 – EE 4 wurde das Adhäsiv ebenfalls mit einem Microbrush für eine Dauer von 10 s, 20 s bzw. 30 s einmassiert, verblasen und anschließend 10 s lichtgehärtet.



Abbildung 11: Scotchbond™ Universal Etchant (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland).

Das als Kontrolle dienende Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) wurde in der Gruppe SCS nach 20 s Einmassieren verblasen und 10 s lichtgehärtet, während in der Gruppe SCE vor Einmassieren des Adhäsivs eine zusätzliche Phosphorsäureätzung von 15 s erfolgte.

4.2.4 Applikation des Komposits

Als Füllungsmaterial diente bei allen Versuchsgruppen das Komposit Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) in der Farbe A3. Dieses wurde zunächst mit einem Kugelstopfer in die Kavität eingebracht und mit einem Heide-mannspatel entsprechend eines natürlichen Okklusalreliefs modelliert. Da nach Herstellerangaben eine Aushärtungstiefe von bis zu 5 mm erreicht wird, wurde lediglich eine Schicht Komposit in die Kavität eingebracht und anschließend für 40 s lichtgehärtet. Um ein Austrocknen zu verhindern, wurden die Zähne in isotonischer Kochsalzlösung gelagert.

Material und Methoden

Filtek™ One Bulk Fill Restorative	Gewichtsprozent (%)
Keramisches Material, Hydrolyseprodukt mit 3- (Trimethoxysilyl)propylmethacrylat	60 – 70
Ethanol, 2,2'-[1,3-phenylenebis(oxy)]bis-, polymer mit 2-(phenoxyethyl)oxirane, bis[N- [2-[(2-methyl-1-oxo-2-propen-1-yl)oxy]ethyl]carbamate]	10 – 20
Dimethylacrylat (1 – 10 %)	1 - 10
Ytterbiumfluorid (YbF ₃)	1 – 10
1,12-Dodecandiyldimethacrylat	1 – 10
Siliziumdioxid mit Silan behandelt	1 - 10
Zirkoniumoxidkeramik , Oberflächenmodifiziert mit Methacryloxypropyltrimethoxysilan	< 5
Wasser	< 5

Tabelle 6: Inhaltsstoffe in Gewichtsprozent von Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) laut Herstellerangaben.



Abbildung 12: Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland).



Abbildung 13: Klasse-I-Kavität nach Legen der Füllung mit Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland).

4.3 Microtensile Untersuchungen

4.3.1 Sägeprozess

Zunächst wurden die Wurzeln nach Fixierung auf einem Kunststoffträger mithilfe von Klebewachs in der Präzisionskreissäge IsoMet® 1000 Precision Saw (Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) unter Wasserkühlung bei 200 U/min und 200 g Gewicht abgetrennt.



Abbildung 14: Präzisionskreissäge IsoMet® 1000 Precision Saw (Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA).

Um Zahnscheiben herzustellen, wurden die Probezähne so fixiert, dass das Sägeblatt in Richtung der Längsachse der Kavität liegt. Der erste Sägeschnitt sollte genau durch

Material und Methoden

die Dentin-Komposit-Grenze verlaufen. Das Sägeblatt, das eine Stärke von 0,3 mm aufweist, wurde um 1,3 mm nach jedem Sägeschnitt in der Horizontalen verstellt. So entstanden pro Zahn zwei bzw. drei Scheiben mit der gewünschten Scheibendicke von 1,0 mm. Diese wurden jeweils flach auf dem Probehalter mit Klebewachs fixiert und unter gleichen Einstellungen in Stäbchen mit einer Kantenlänge von 1,0 mm x 1,0 mm gesägt. Bereits beim Sägen zerbrochene Stäbchen wurden für die quantitative Auswertung dokumentiert. In der Zeit zwischen Sägeprozess und Mikrozugversuch wurden die Komposit-Dentin-Stäbchen in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

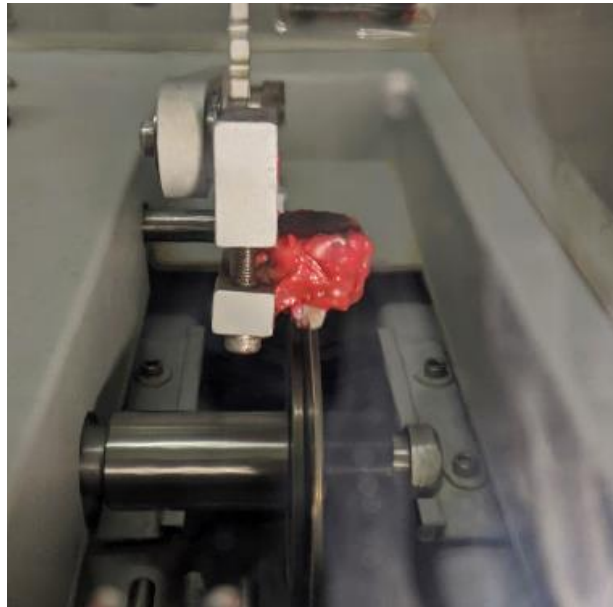


Abbildung 15: Sägen der Scheiben in Längsrichtung des Zahnes.



Abbildung 16: In Stäbchen gesägte Zahnscheibe.

4.3.2 Mikrozugversuch

Die Komposit-Dentin-Stäbchen wurden in einer Kleinlast-Prüfmaschine (MTD-500 plus, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland) mithilfe von Sekundenkleber und Aktivatorspray ohne Kontamination des Komposit-Dentin-Interfaces fixiert. Der Kraftvektor sollte dabei senkrecht zum Komposit-Dentin-Interface einwirken. Der Mikrozugversuch wurde mit einer Verfahrensgeschwindigkeit von 1 mm/min, einem maximalen Zugweg von 1 mm und einer maximalen Zugkraft von 50 N durchgeführt. Die zum Bruch führende Kraft sowie eine grafische Auswertung als Kraft-Weg-Diagramm wurden je Stäbchen dokumentiert.



Abbildung 17: Yuki Model Sekundenkleber und Yuki Model Aktivatorspray (Firma CN Development & Media, Haselbauer & Piechowski GbR, Bad Bramstedt, Deutschland).



Abbildung 18: Kleinlast-Prüfmaschine (MTD-500 plus, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland).



Abbildung 19: Dentin- und Kompositfragment nach Bruch.

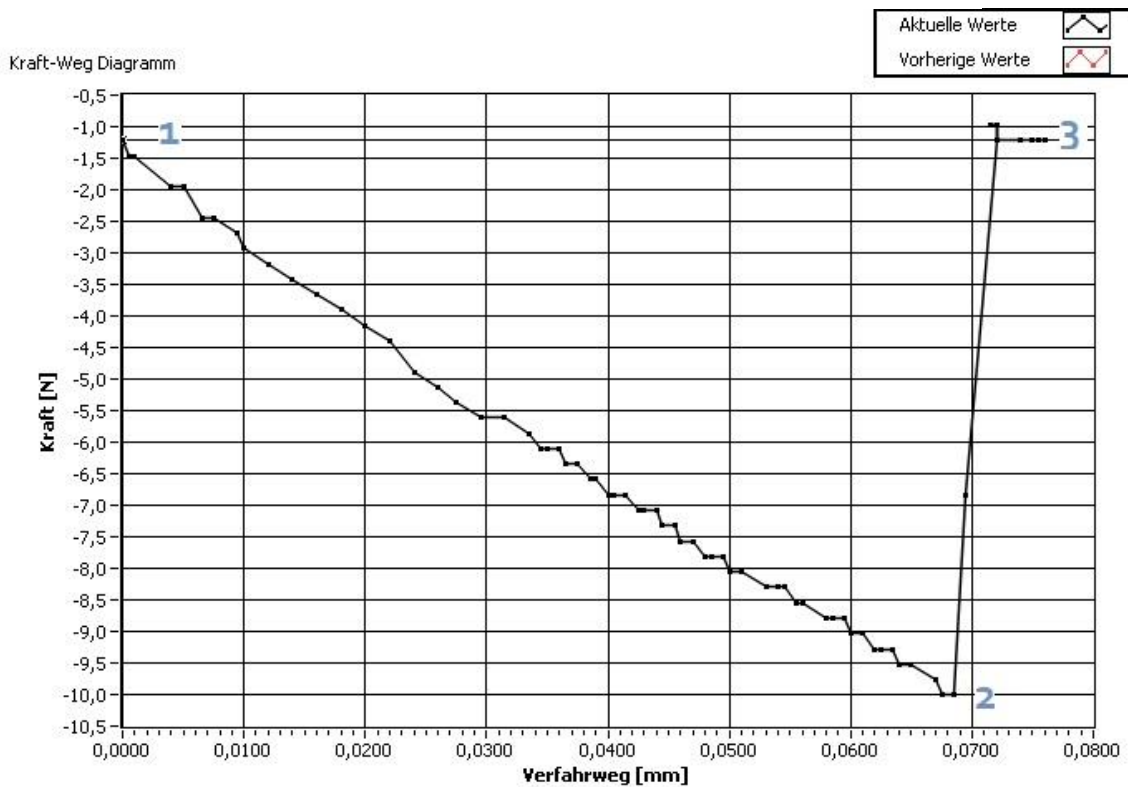


Abbildung 20: Kraft-Weg-Diagramm des Stäbchens 2 aus der Versuchsgruppe SCS.

Das in Abbildung 20 dargestellte Kraft-Weg-Diagramm des Stäbchens 2 aus der Versuchsgruppe SCS zeigt sowohl zu Beginn (1) als auch am Ende nach der Fraktur des Stäbchens (3) eine geringe Grundspannung von ca. - 1,2 N. Dies ist dadurch bedingt, dass die Fixation der Stäbchen mit Sekundenkleber nicht spannungsfrei durchgeführt werden kann. Die zum Bruch nötige Kraft ergibt sich dementsprechend aus der Differenz zwischen (2) = - 10 N und (3) = - 1,2 N, hier - 8,8 N und spiegelt die Haftkraft des Dentin-Komposit-Verbundes wider. Der Dentinanteil wurde für die REM-Untersuchung aufbewahrt.

4.3.3 Vermessen der Probefläche

Zur Berechnung der Bruchfläche wurden die genauen Seitenlängen der Dentinstäbchen mithilfe des digitalen Messschiebers (Hogetex Deutschland GmbH, Nieder-Olm, Deutschland) vermessen. Aus dem Quotienten der zuvor je Stäbchen ermittelten Bruchkraft und der jeweiligen Fläche lässt sich die Bruchkraft pro Fläche berechnen. Diese entspricht der Dentinhaftung und wird in Megapascal (MPa) angegeben. Dabei entspricht $1 \text{ MPa} = 1 \text{ N/mm}^2$.



Abbildung 21: Digitaler Messschieber (Hogetex Deutschland GmbH, Nieder-Olm, Deutschland).

4.4 Rasterelektronenmikroskopische (REM) Untersuchung

Aus jeder Versuchsgruppe wurden exemplarisch bis zu acht Dentinfragmente auf einem runden Probeteller mittels Komposit möglichst senkrecht fixiert. Zwischen Probeteller und Komposit wurde eine Verbindung durch den konduktiven Karbonzement Leit-C nach Göcke (Firma Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) hergestellt.



Abbildung 22: Probeteller mit Dentinfragmenten.

Material und Methoden



Abbildung 23: Leit-C nach Göcke (Firma Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland).

Die Proben wurden zur Vorbereitung für die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung im Sputter Coater (D15B, Firma Edwards) mit einer Gold-Palladium-Legierung beschichtet, um eine elektrische Leitfähigkeit herzustellen.

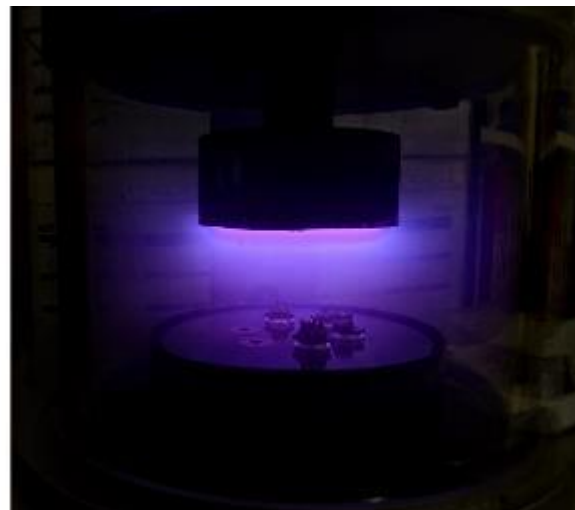


Abbildung 24: Besputtern der Dentinfragmente im Sputter Coater (D15B, Firma Edwards).



Abbildung 25: Probenteller mit Dentinfragmenten nach Besputtern.

Zur Analyse wurden im Rasterelektronenmikroskop (Firma Phenom-World B.V., Eindhoven, Niederlande) Übersichtsaufnahmen der Bruchflächen bei 250-facher Vergrößerung und Detailaufnahmen bei 500- sowie 1000-facher Vergrößerung aufgenommen.

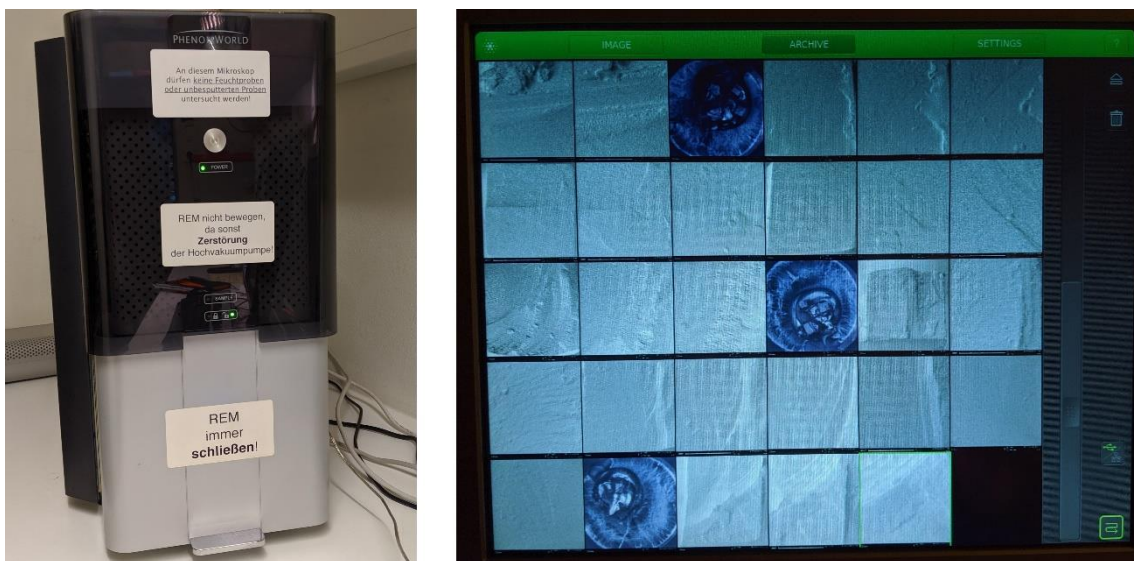


Abbildung 26: Aufnahmen im Rasterelektronenmikroskop (Firma Phenom-World B.V., Eindhoven, Niederlande).

4.5 Statistische Analyse

Die Auswertung und statistische Analyse der erhaltenen Messwerte erfolgte mittels SPSS® für Windows (SPSS Inc., Chicago, USA). Die graphischen Darstellungen wurden mithilfe von Excel® (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) erstellt.

Zunächst wurden Mittelwerte und Standardabweichungen in Megapascal (MPa) für alle Versuchsgruppen berechnet. Zur Überprüfung der Normalverteilung wurden der Kolmogorov-Smirnov-Test herangezogen. Entsprachen die Messwerte einer Versuchsgruppe der Normalverteilung, wurden die Mittelwerte durch einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) miteinander verglichen. Lag keine Normalverteilung vor, wurde der nichtparametrische Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Dieser Test überprüft, ob sich die zentralen Tendenzen zweier unabhängiger Stichproben signifikant unterscheiden. Mithilfe des Korrekturverfahrens nach Bonferroni-Holm können unabhängige Stichproben auf dem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ verglichen werden. Dabei werden statistische Subgruppen gekennzeichnet durch die Buchstaben A – E gebildet. Innerhalb einer Subgruppe liegt kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) vor, während zwischen den verschiedenen Subgruppen ein signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) besteht.

5. Ergebnisse

5.1 Quantitative Auswertung

Die Anzahl der gesägten Stäbchen wurde für jede Versuchsgruppe dokumentiert. Bereits beim Sägen zerbrochene Stäbchen sowie Stäbchen, die in der Kleinlast-Prüfmaschine nicht gebrochen werden konnten, wurden notiert. Die Anzahl bereits beim Sägen zerbrochener Stäbchen ist bei Anwendung des experimentellen Universaladhäsivs EXP19 abgesehen von der Versuchsgruppe EE₄ besonders hoch.

	n (gesägte Stäbchen)	n (unbrechbare Stäbchen)	n (zerbrochene Stäbchen)	n (gemessene Stäbchen)	% (zerbrochene Stäbchen)
ES 1	22	0	17	5	77,2
ES 2	21	1	15	5	71,4
ES 3	21	1	17	3	81
ES 4	20	0	17	3	85
EE 1	21	0	20	1	95,2
EE 2	20	1	14	5	70
EE 3	21	0	12	9	57,1
EE 4	20	1	3	16	15
SCS	22	1	1	20	4,6
SCE	22	1	7	14	31,8

Tabelle 7: Quantitative Auswertung des Versuchs.

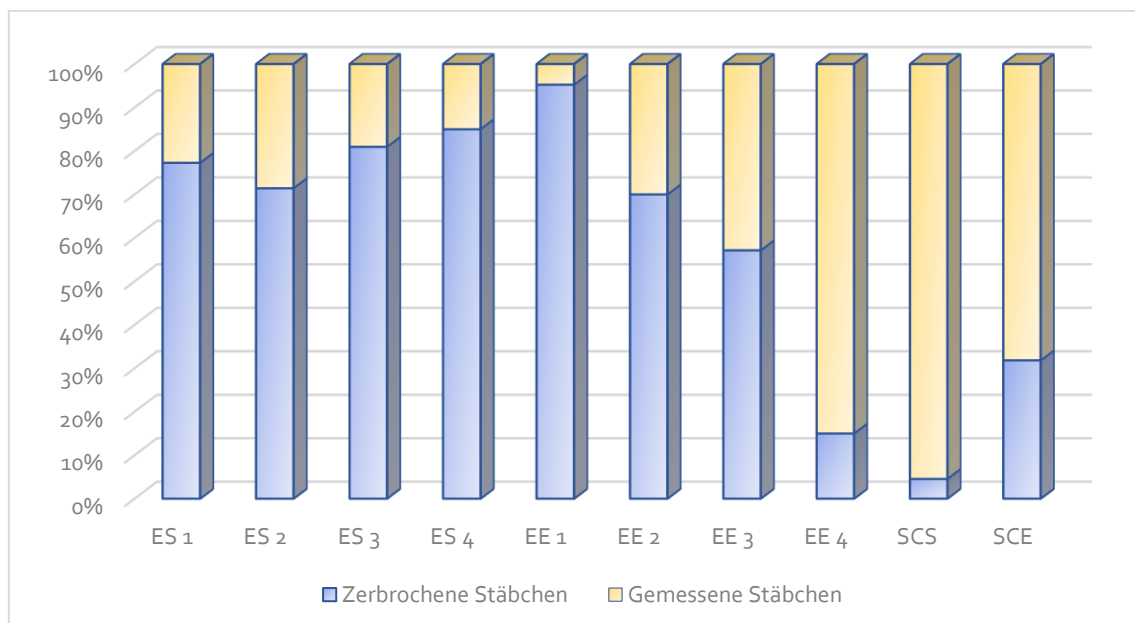


Abbildung 27: Graphische Darstellung des Verhältnisses vorzeitig zerbrochener Stäbchen und gemessener Stäbchen.

5.2 Qualitative Auswertung

In folgender Tabelle wird die statistische Auswertung der Messwerte anhand von Mittelwerten, Standardabweichungen und den statistischen Subgruppen mit signifikantem Unterschied dargestellt:

	Mittelwert (MPa)	Standardabweichung	Statistische Subgruppe
ES 1	1,2	3,5	E
ES 2	4,2	5,0	D
ES 3	5,0	4,2	C
ES 4	5,3	3,9	C
EE 1	0,6	3,0	E
EE 2	3,9	3,5	D
EE 3	7,6	4,2	B
EE 4	9,3	3,6	A
SCS	12,4	5,0	A
SCE	8,2	3,9	B

Tabelle 8: Qualitative Auswertung der Messwerte.

5.3 Auswertung der REM-Aufnahmen

Die REM-Aufnahmen der Bruchflächen jeder Versuchsgruppe wurden untersucht und nach dem Bruchverlauf klassifiziert. Mögliche Bruchverläufe werden in Abbildung 28 schematisch dargestellt. Dabei wird zwischen kohäsivem (a und b) und adhäsivem (c und d) sowie gemischt kohäsiv-adhäsivem Bruch (e und f) unterschieden [111]. Ein kohäsiver Bruch fasst Bruchverläufe zusammen, die entweder vollständig im Komposit oder vollständig im Dentin liegen. Ein adhäsiver Bruch entsteht durch das Versagen entlang der Hybridschicht zwischen Adhäsiv und Dentin oder Adhäsiv und Komposit. Bei einem gemischt kohäsiv-adhäsivem Bruch verläuft der Bruchspalt sowohl durch die Hybridschicht als auch durch Komposit oder Dentin. Dabei kann es zu kleineren und größeren Komposit- bzw. Dentinauflagerungen kommen.

Ergebnisse

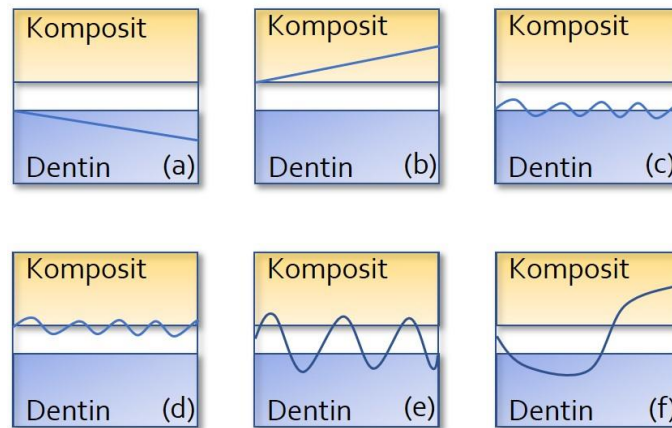


Abbildung 28: Mögliche Bruchverläufe nach Scherrer et al. [111]: (a) kohäsiver Bruch im Dentin, (b) kohäsiver Bruch im Komposit, (c) adhäsiver Bruch (Dentin-Adhäsiv-Interface), (d) adhäsiver Bruch (Komposit-Adhäsiv-Interface), (e) gemischt kohäsiv-adhäsiver Bruch (kleine Komposit- und Dentinauflagerungen), (f) gemischt kohäsiv-adhäsiver Bruch (größere Komposit- und Dentinauflagerungen).

5.4 Ergebnisse der EXP19 Self-Etch Gruppen

Unter Verwendung des experimentellen Universaladhäsivs EXP19 in Self-Etch-Technik konnten mit zunehmender Einwirkdauer signifikant bessere Haftwerte ($p < 0,05$) erzielt werden. Den höchsten Mittelwert erreichte die Gruppe ES₄ mit 5,3 MPa, der sich nicht signifikant von dem der Gruppe ES₃ unterscheidet. Den niedrigsten Mittelwert zeigte die Gruppe ES₁ mit 1,2 MPa. Insgesamt sind die Mittelwerte der Haftkraft in allen EXP19 Self-Etch-Gruppen sehr niedrig, was sich auch in der quantitativen Auswertung widerspiegelt. Ein großer Anteil der Stäbchen ist bereits während des Sägeprozesses zerbrochen (71,4 – 85 %).

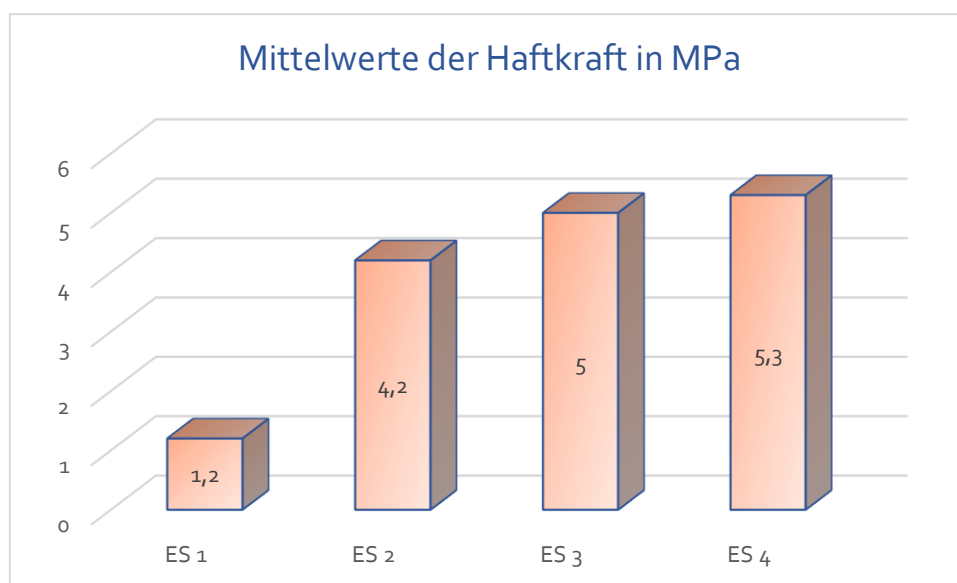


Abbildung 29: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Self-Etch-Gruppen des experimentellen Universaladhäsivs EXP19.

Ergebnisse

Im Rasterelektrodenmikroskop zeigten sich gemischt kohäsiv-adhäsive sowie rein kohäsive Versagen.

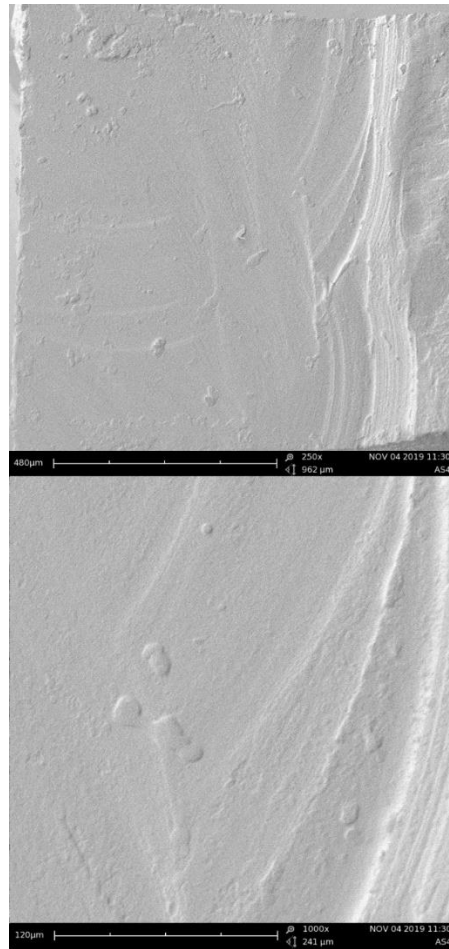


Abbildung 30: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus der Versuchsgruppe ES₄ mit rein kohäsivem Versagen. Dentinkanälchen sind nicht sichtbar.

5.5 Ergebnisse der EXP19 Etch-and-Rinse Gruppen

Bei den Versuchsgruppen EXP19 in Etch-and-Rinse-Technik zeigten sich ähnlich wie bei den Self-Etch-Gruppen signifikant bessere Haftwerte ($p < 0,05$) mit zunehmender Einwirkdauer. Der höchste Mittelwert der Haftkraft wurde mit 9,3 MPa in Gruppe EE₄ erzielt. Auch in der quantitativen Auswertung wurde bei geringerer Einwirkdauer eine höhere Anzahl an bereits zuvor zerbrochenen Stäbchen ermittelt. Nur in der Gruppe EE₄ sind wenige Stäbchen bereits beim Sägeprozess zerbrochen (15 %).

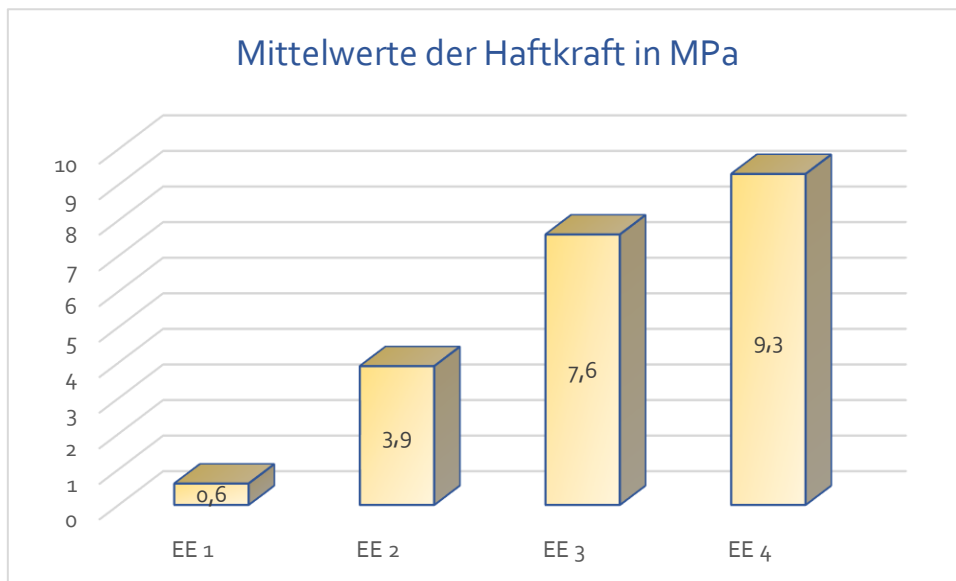


Abbildung 31: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Etch-and-Rinse-Gruppen des experimentellen Adhäsivs EXP19.

Ergebnisse

Im Rasterelektronenmikroskop wurde neben gemischt kohäsiv-adhäsivem Versagen auch ein rein adhäsives Versagen beobachtet.

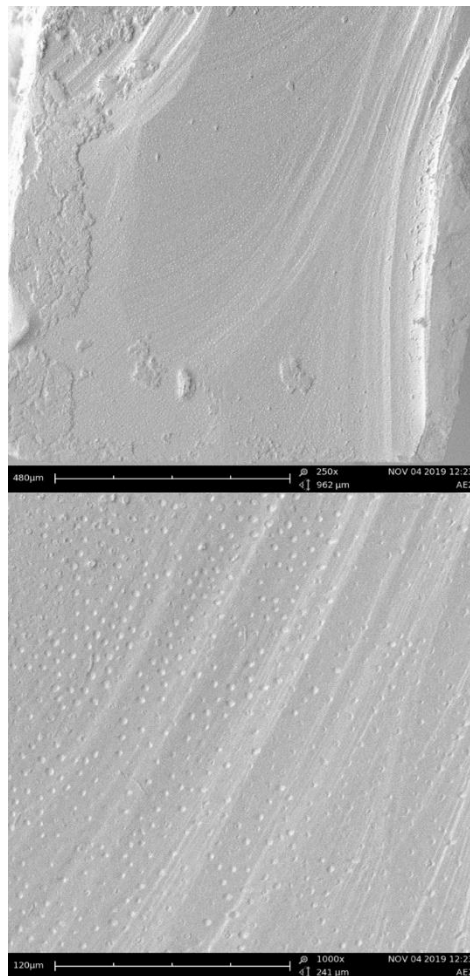


Abbildung 32: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus der Gruppe EEz mit vorwiegend adhäsivem Versagen und kleineren Arealen aufgelagerten Komposits.

5.6 Ergebnisse der Kontrollgruppen

In den Kontrollgruppen SCS und SCE wurden unter Befolgen der Herstellerangaben nach 20 s Einwirkdauer des Universaladhäsivs Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) hohe Mittelwerte der Haftkraft erreicht. Die Self-Etch-Gruppe zeigte den signifikant höchsten Mittelwert von 12,4 MPa ($p < 0,05$), während der Mittelwert der Etch-and-Rinse-Gruppe etwas niedriger bei 8,2 MPa lag. Auch bei der quantitativen Auswertung sind nur sehr wenige Stäbchen in der Kontrollgruppe SCS (4,6 %) und wenige in SCE (31,8 %) bereits beim Sägen zerbrochen.

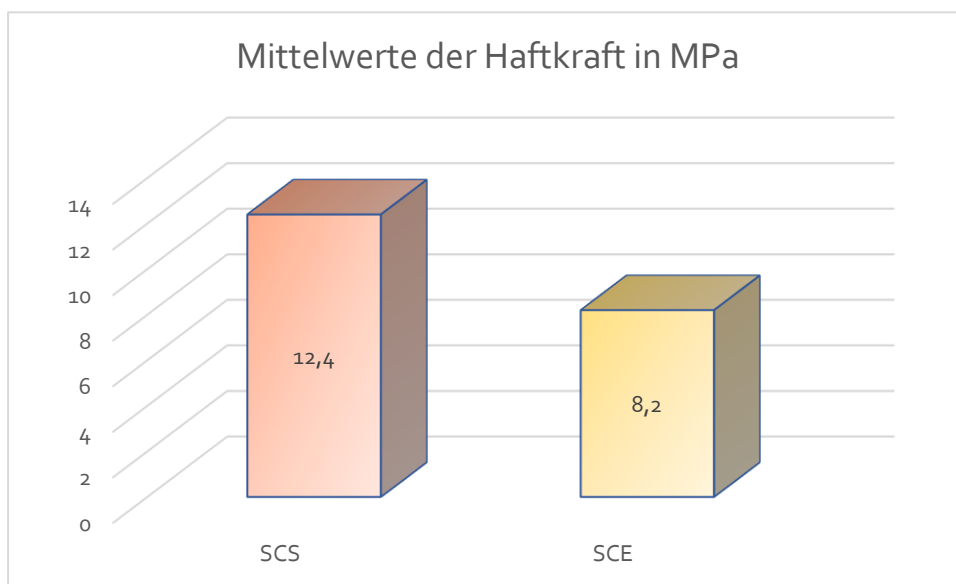


Abbildung 33: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Kontrollgruppen.

Ergebnisse

Im Rasterelektronenmikroskop wurde bei beiden Kontrollgruppen vorwiegend ein gemischtes kohäsiv-adhäsives Versagen beobachtet, wobei sich in der Etch-and-Rinse-Gruppe auch rein adhäsive Versagen darstellten.

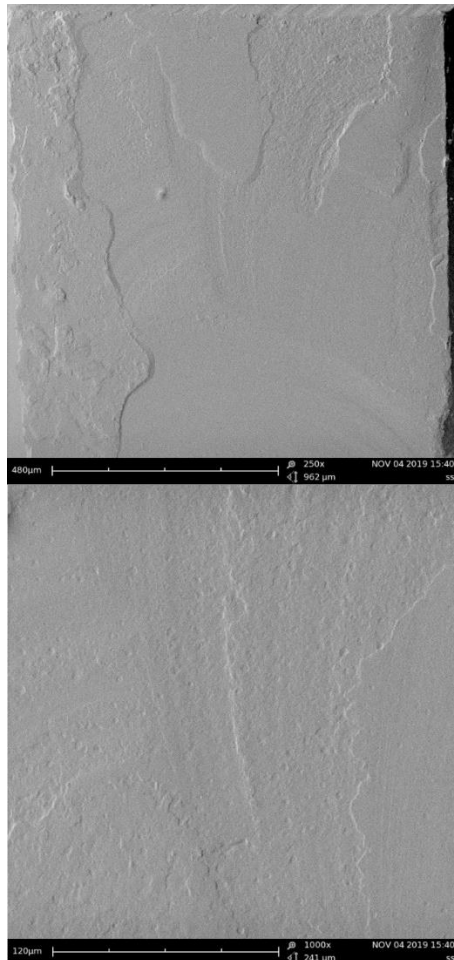


Abbildung 34: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus der Kontrollgruppe SCS mit gemischt kohäsiv-adhäsivem Versagen. Strukturloses, aufgelagertes Komposit sowie die typische Struktur der Dentinkanälchen sind sichtbar.

Ergebnisse

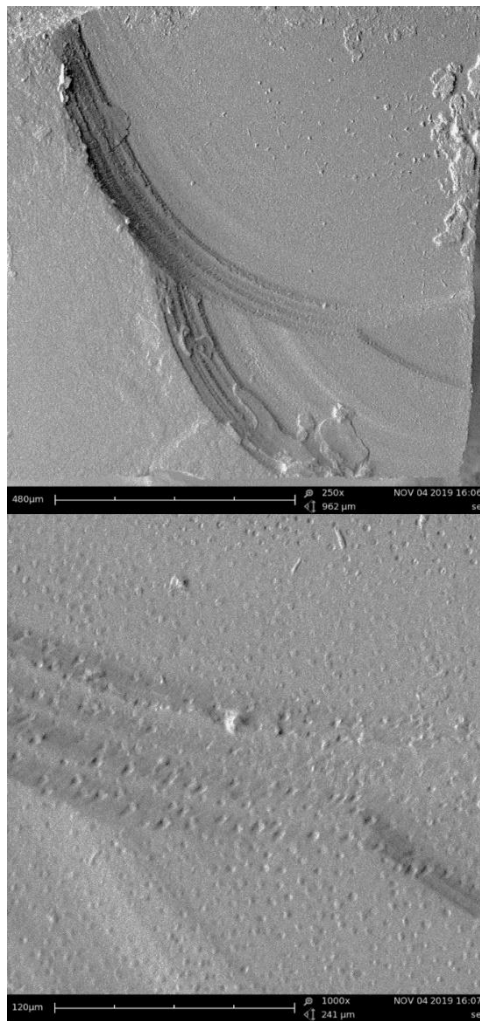


Abbildung 35: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus Kontrollgruppe SCE mit vorwiegend adhäsivem Versagen. Es sind kleine Reste von aufgelagertem Komposit sichtbar.

6. Diskussion

6.1 Diskussion der Methode

Für den Erhalt der Ergebnisse dieser in-vitro Studie wurden möglichst standardisierte Methoden herangezogen, um die erhobenen Werte mit anderen Studien vergleichen zu können. Auch wenn einige Autoren eine studienübergreifende Vergleichbarkeit wegen einer großen Anzahl möglicher Variablen in Frage stellen, ist die in-vitro Untersuchung der Haftkraft ein Standardtestverfahren für Adhäsivsysteme und kann als Anhaltspunkt für den Einsatz in-vivo dienen [5, 45, 64]. Dennoch kann anhand von in-vitro Studien keine genaue Aussage über den Langzeiterfolg bei klinischer Anwendung getroffen werden [45, 64].

6.1.1 Auswahl und Lagerung der Zähne

Die Überprüfung der Haftfestigkeit eines Universaladhäsivs wurde in dieser Studie an 50 humanen Molaren durchgeführt. Die Fallzahlberechnung von 50 Zähnen bei zehn Versuchsgruppen richtet sich nach aktuellen Empfehlungen von ARMSTRONG et al. (2017), die eine Anzahl von mindestens fünf, idealerweise von acht bis zehn Zähnen bzw. 15 Stäbchen pro Versuchsgruppe befürworten [5]. Humane Zähne sind die am meisten verwendeten und geeignetsten Zähne. Haftwerte an alternativ verwendeten Rinderzähnen sind nicht mit humanen Zähnen vergleichbar und meist geringer [45, 133]. Eine kariöse Läsion galt als Ausschlusskriterium für diese in-vitro Studie, da die reaktive Sklerosierung des Dentins zu verringerten Haftwerten führt [62, 74, 117]. Auch altersbedingt kann es zu einer Sklerosierung kommen [86]. Die für diese Studie ausgewählten Molaren wurden im Rahmen operativer Weisheitszahnentfernungen gewonnen, weshalb von einem geringen Alter der Zähne auszugehen ist. Mögliche Variablen können durch die randomisierte Verteilung der Zähne in die verschiedenen Versuchsgruppen ausgeglichen werden.

Die Probezähne wurden vom Zeitpunkt der Extraktion bis zur Probenherstellung in 0,9 %-iger isotonischer Kochsalzlösung mit 0,001 % Natriumazid versetzt für ca. drei Monate bei Raumtemperatur gelagert. Durch die Kochsalzlösung sollte ein Austrocknen verhindert werden, Natriumazid weist eine antimikrobielle Wirkung auf und soll so

die potenzielle Infektionsgefahr verringern ohne dabei Einfluss auf die Dentinhaftwerte im Mikrozugversuch zu nehmen [110]. Nach Probenherstellung erfolgte die Lagerung in reiner isotonischer Kochsalzlösung. Die gesamte Lagerungszeit von Extraktion bis zur Beendigung des Versuchs betrug weniger als sechs Monate. Eine Lagerungszeit von bis zu zwei Jahren scheint keinen signifikanten Einfluss auf die Haftwerte zu haben [87]. Bei längeren Lagerungszeiten hingegen konnte eine deutliche Abnahme der Dentinhaftwerte nachgewiesen werden [50].

6.1.2 Probenherstellung

Da die Präparation der Klasse-I-Kavitäten mit den Maßen 4 mm Länge, 4 mm Breite und 4 mm Tiefe manuell erfolgte, konnte es zu geringen Abweichungen kommen. Während der Präparation wurde die Kavität sorgfältig mit einer Millimetersonde nachgemessen, um mögliche Abweichungen zu minimieren. Allgemein weisen Zähne anatomische sowie entwicklungsbedingte Unterschiede auf, sodass sich auch die Restdentinstärke unterhalb des Kavitätenbodens der Probezähne unterscheidet [108]. Da die Anzahl und der Durchmesser der Dentintubuli mit der Tiefe und folglich auch die Dentinfeuchtigkeit zunimmt, ist die Haftung an pulpanahem Dentin gegenüber oberflächlicherem Dentin erschwert [81, 86, 98]. Eine homogene Zusammensetzung der Versuchsgruppen wurde durch randomisierte Einteilung der Zähne erreicht. Das zu überprüfende Adhäsiv EXP19 sowie das zur Kontrolle dienende Scotchbond™ Universal wurden streng nach Studienprotokoll angewendet. Ätzzeiten sowie Einwirkdauer des Adhäsivs wurden mit einer Stoppuhr gemessen. Die Polymerisation des Adhäsivsystems sowie des verwendeten Bulk-Fill Komposits erfolgten nach Herstellerangaben. Die Probezähne wurden einheitlich mit demselben Komposit der Farbe A3 gefüllt, sodass bezüglich des Füllungsmaterials keine weitere Variable Einfluss auf den Haftverbund nehmen konnte. Während der techniksensiblen Herstellung der Komposit-Dentin-Stäbchen mit der Präzisionskreissäge kann es durch Vibrationen und ungleichmäßige Kräfte zu vorzeitigen Brüchen (sog. „pretest failures“) kommen [5, 64, 97, 111]. Durch einen geringen Anpressdruck von 200 g und Verwendung eines neuen, scharfen Sägeblatts wurde die auf die Stäbchen einwirkende Kraft minimiert. Vorzeitige Frakturen konnten dadurch nicht vermieden werden.

6.1.3 Mikrozugversuch

Aktuell existiert kein standardisiertes Verfahren zur Bestimmung der Haftkraft von Adhäsivsystemen, sodass wegen der großen Anzahl möglicher Variablen kein Studienvergleich erhoben werden kann [45, 64, 111]. In ersten Makrozugversuchen zur Ermittlung von Haftwerten wurden Proben mit einer relativ großen Klebefläche von 3 – 4 mm Durchmesser untersucht. Bei Haftwerten von über 20 MPa treten überwiegend kohäsive Frakturen im Dentin auf, weshalb keine Aussage über den adhäsiven Verbund getroffen werden kann [2]. Die seit Mitte der 90er-Jahre etablierte Mikrozugprüfung („Microtensile-Versuch“), bei der Komposit-Dentin-Stäbchen mit Klebeflächen von teilweise kleiner als 1 mm² zum Einsatz kommen [5, 109], bietet Vorteile gegenüber früheren Makrozugversuchen. Es werden weniger extrahierte Zähne benötigt, Spannungen werden gleichmäßiger verteilt und auf der Probefläche befinden sich weniger Strukturfehler im Dentin, die eine kohäsive Fraktur im Dentin verursachen können [2, 64, 96, 108]. Dadurch wurden bei kleineren Klebeflächen höhere Haftwerte erreicht [108, 109]. Alle Stäbchen, die einen rein kohäsiven Bruch in Komposit oder Dentin aufweisen, sollten nicht bei der Auswertung berücksichtigt werden, da diese nicht repräsentativ für die Haftkraft von Adhäsivsystemen sind. Es sollten lediglich adhäsive oder gemischt kohäsiv-adhäsive Brüche mit kleinen Komposit- oder Dentinauflagerungen (< 10 %) in die Berechnung der Haftfestigkeit einbezogen werden. Dies setzt eine mikroskopische Untersuchung der Bruchfläche voraus [111]. Im Rahmen dieser Studie wurde die Bruchverläufe stichprobenartig im Rasterelektronenmikroskop untersucht. Es wurden nur wenige kohäsive Brüche festgestellt. Neben der Stäbchenform werden auch andere geometrische Formen wie Hantel- oder Uhrglasform diskutiert. Bei der Stäbchenform wurde die gleichmäßigste Stressverteilung unter Belastung nachgewiesen, weshalb diese in vorliegender Studie angewendet wurde [57].

Die in diesem Versuch hergestellten Komposit-Dentin-Stäbchen wurden in der Kleinlast-Prüfmaschine mithilfe von Sekundenkleber und Aktivatorspray ohne Kontamination des Komposit-Dentin-Interfaces fixiert, wobei der Kraftvektor dabei stets senkrecht zum Komposit-Dentin-Interface einwirken sollte [5]. Dies sollte auftretende, seitliche Biegekräfte vermeiden. Durch die Aushärtung des Sekundklebers können außerdem Kräfte entstehen, die Einfluss auf die Messergebnisse nehmen [6]. Dass ein

Stäbchen in der Kleinlast-Prüfmaschine nicht zum Bruch geführt werden konnte, kann z.B. durch ein zu kurzes Dentinteil oder durch ein das Komposit-Dentin-Interface überbrückenden Dentinabschnitt begründet werden.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Vergleich der Haftkraft des experimentellen Universaladhäsivs EXP19 mit Scotchbond™ Universal

Die signifikant höchste Haftkraft ($p < 0,05$) wurde in der Kontrollgruppe SCS mit dem Adhäsiv Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) im Self-Etch-Modus erzielt. Unter Anwendung der Self-Etch-Technik zeigte das experimentelle Adhäsiv EXP19 in allen Gruppen keine ausreichenden Haftwerte für die klinische Verwendung. Das experimentelle Adhäsiv EXP19 konnte nur in den Versuchsgruppen EE₃ und EE₄ ausreichende bzw. vergleichbare Haftwerte zu denen der Kontrollgruppen SCS und SCE vorweisen, wobei die Gruppen EE₃ und SCE sowie EE₄ und SCS keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p > 0,05$) zeigen.

Durch Verkürzung der Einwirkdauer des Adhäsivs wurden schlechtere Haftwerte erreicht. Dies zeigt auch eine ähnliche Studie von SAITO et al. (2019), bei der Dentin-Scherhaftwerte in Abhängigkeit von Ätzmodus und Applikationsdauer untersucht wurden [107]. Diese waren signifikant von den Faktoren Adhäsivtyp und Applikationsdauer abhängig, nicht aber von dem Faktor Vorätzen. Bei sofortigem Verblasen des Universaladhäsivs (Scotchbond™ Universal und Adhese® Universal) wurden sowohl in Self-Etch- als auch in Etch-and-Rinse-Technik geringere Haftwerte erzielt als bei verlängerter Applikationszeit.

Laut einer Studie von CHOWDHURY et al. (2019) führt eine Verdopplung der Applikationszeit von Universaladhäsiven zur erhöhten Wasserentfernung und zu verbesserten Haftfestigkeiten (52 vs. 66,4 MPa) [23]. Die Verbesserung der Haftung soll Ergebnis einer erhöhten chemischen Wechselwirkung, einer besseren Entfernung des Lösungsmittels und einer verbesserten Harzinfiltration sein [24].

In einer Studie von FUJIWARA et al. (2018) wurde festgestellt, dass durch Doppelapplikation von zwei Universaladhäsiven (Scotchbond™ Universal, Prime & Bond elect®) verbesserte Scherbindungs- und Scherermüdungsfestigkeiten erreicht werden [52].

In einer aktuellen Studie von MORITAKE et al. (2019) wurde gezeigt, dass die Auswahl des Adhäsivs, der Applikationsmodus sowie die Anzahl thermischer Zyklen die Scherbindungsfestigkeit unabhängig vom Ätzmodus signifikant beeinflussten [89]. Bei aktiver Applikation wurden unabhängig vom Ätzmodus höhere Werte erreicht als bei inaktiver. Auch nach Thermocycling wurden signifikant niedrigere Haftwerte bei inaktiver Applikation festgestellt. Die Dentintubulipenetration war bei aktiver Applikation viel tiefer als bei inaktiver, sodass die Haltbarkeit der Dentinhaftung von Universaladhäsiven durch aktive Applikation verbessert werden kann. Es wird empfohlen, bei der Verwendung von Universaladhäsiven den optimalen Ätzmodus und die geeignete Applikationsmethode entsprechend den Kavitätsbedingungen wie das Vorhandensein oder Fehlen von Schmelz auszuwählen [89].

6.2.2 Einfluss des Ätzmodus auf den Dentinverbund

Das in dieser Studie untersuchte Adhäsiv EXP19 unterscheidet sich signifikant in Bezug auf den Einfluss des Ätzmodus auf die Haftwerte von dem Kontrolladhäsiv Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland). Beim experimentellen Adhäsiv EXP19 wurden in Etch-and-Rinse-Technik signifikant höhere Haftwerte ($p < 0,05$) erzielt, während sich bei Verwendung von Scotchbond™ Universal die Self-Etch-Technik als signifikant besser ($p < 0,05$) erwies. Dies lässt darauf schließen, dass es sich beim experimentellen Adhäsiv EXP19 möglicherweise um ein ultra-mildes Universaladhäsiv handelt, das keine ausreichende Konditionierung des Dentins bewirkt.

Der Einfluss des Ätzmodus auf die Dentinhaftfestigkeit von Universaladhäsiven wurde bereits in einigen in-vitro Studien untersucht. Dabei wurden überwiegend keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) der Haftwerte zwischen Self-Etch- und Etch-and-Rinse-Technik nachgewiesen.

In einer Studie von THALACKER et al. (2011) wurden die Scherhaftwerte verschiedener Adhäsive an Rinderzähnen gemessen. Dabei wurde festgestellt, dass eine Vorätzung des Dentins die Haftwerte von Scotchbond™ Universal leicht, aber nicht signifikant reduziert [119].

WAGNER et al. (2014) beobachteten ebenfalls unabhängig vom Ätzmodus bei Verwendung drei verschiedener Universaladhäsive (Futurabond® Universal, Scotchbond™

Universal und All-Bond Universal®) ähnliche Dentinhaftwerte [131]. In den Etch-and-Rinse-Gruppen wurden längere Kunststofftags und dickere Hybridschichten nachgewiesen. Die bessere Dentindurchdringung des Adhäsivs wird durch den vorherigen Ätzschritt begründet. Verglichen mit den Universaladhäsiven zeigen Self-Etch-Adhäsive, die zwar wegen ihrer höheren Azidität (pH = 1,5) eine tiefere Penetration und dickere Hybridschicht erreichen, signifikant geringere Haftwerte [131].

In einer Studie von DA ROSA et al. (2015) wurden bei milden Universaladhäsiven keine statistisch signifikanten Unterschiede bezüglich der Dentin-Mikrozugfestigkeit zwischen Etch-and-Rinse- und Self-Etch-Technik nachgewiesen. Nur bei dem ultra-milden All-Bond Universal® wurde eine Verbesserung der Dentinhaftwerte bei Etch-and-Rinse-Technik beobachtet. Dies wird auf die ultra-milde Azidität (pH = 3,1) zurückgeführt, die nicht zu einer ausreichenden Konditionierung des Dentins führt. Die Haftkraft am Schmelz wird bei allen Universaladhäsiven durch vorheriges Ätzen verbessert [28]. Auch in der Studie von TAKAMIZAWA et al. (2016) wurde der Einfluss verschiedener Ätzmodi auf die Dentinhaftung von drei verschiedenen Universaladhäsiven (Prime & Bond elect®, Scotchbond™ Universal und All-Bond Universal®) untersucht. Diese war abhängig vom verwendeten Adhäsiv. Bei den Universaladhäsiven Scotchbond™ Universal und All-Bond Universal® hatte die Verwendung der Etch-and-Rinse-Technik jedoch keinen negativen Einfluss auf die Qualität der Dentinhaftung [113].

In einer Studie von YAMAUCHI et al. (2019) wurde kein Einfluss des Ätzmodus auf initiale Scherhaftwerte von vier verschiedenen Universaladhäsiven (Adhese® Universal, All-Bond Universal®, G-Premio Bond und Scotchbond™ Universal) festgestellt. Die Bruchmodi waren überwiegend vom adhäsiven Typ, unabhängig vom Ätzmodus. Die Hybridschicht war ca. 7-12 µm dick und die Adaptation an die Dentinoberfläche bei beiden Ätzmodi exzellent. Bei der Etch-and-Rinse-Technik wurde eine tiefere Penetration des Adhäsivs in die Dentintubuli festgestellt. Es wird vermutet, dass die Haftkraft von Universaladhäsiven zwar in beiden Ätzmodi klinisch ausreichend ist, die Bindungsmechanismen sich aber unterscheiden können. Scotchbond™ Universal zeigte bessere Haftwerte als andere Universaladhäsive, unabhängig vom Ätzmodus [132].

Auch CRUZ et al. (2019) kamen zu dem Ergebnis, dass sich die Haftwerte am Dentin zwischen vier verschiedenen milden Universaladhäsiven (Scotchbond™ Universal, OptiBond™ eXTRa Universal, Clearfil™ Universal Bond Quick, Adhese® Universal)

unterscheiden, jedoch nicht vom Ätzmodus abhängig sind [26]. Eine Schmelzätzung vor Applikation des Universaladhäsivs wird zur Verbesserung der Haftung am Schmelz empfohlen.

Drei klinische Studien untersuchten die Haftung von Universaladhäsiven in-vivo. Dazu wurden bei den Patienten die Kompositfüllungen, die unter Anwendung verschiedener Ätzmodi adhäsiv befestigt wurden, in einem bestimmten Zeitraum in Bezug auf Füllungsverluste, Verfärbung und marginaler Adaptation untersucht.

MENA-SERRANO et al. (2013) untersuchten das Universaladhäsiv Scotchbond™ Universal in nicht-kariösen Klasse-V-Kavitäten. Nach sechs Monaten erwies sich das klinische Verhalten des Universaladhäsivs Scotchbond™ Universal als zuverlässig und hängt möglicherweise nicht vom angewandten Ätzmodus ab [82]. Diese Studie weist nur einen kurzen Nachbeobachtungszeitraum von sechs Monaten auf, weshalb weitere Daten erforderlich sind. Die Autoren weisen auf andere Studien hin, bei denen nach bis zu acht Jahren häufiger Schmelzranddefekte sowie Verfärbungen bei Verwendung der Self-Etch-Technik nachgewiesen wurden [99, 101, 102].

PERDIGAO et al. (2014) zeigten in einer klinischen Studie anhand von 200 nicht-kariösen Klasse-V-Kavitäten, dass die Haftung des Universaladhäsivs Scotchbond™ Universal nach 18 Monaten nicht von der Ätzsystematik abhängt. Die einzigen Unterschiede zwischen Etch-and-Rinse-, Selective-Etch- und Self-Etch-Technik wurden für den Parameter marginale Anpassung festgestellt [100].

In einer Studie von CARVALHO et al. (2019) wurde der Einfluss verschiedener Anwendungstechniken des Universaladhäsivs Scotchbond™ Universal auf das klinische Verhalten an Klasse-I- und -II-Restorationen untersucht. Unabhängig vom Ätzmodus konnten im Zeitverlauf von $15,8 \pm 2,7$ Monaten klinisch akzeptable Kompositrestorationen nachgewiesen werden [20].

6.2.3 Überprüfung der Hypothesen

Im Rahmen dieser Arbeit sollten folgende Arbeitshypothesen überprüft werden:

1. Das experimentelle Universaladhäsiv EXP19 zeigt im Vergleich zum Scotchbond™ Universal höhere Haftwerte am Dentin.

Die erste Hypothese kann anhand der Ergebnisse widerlegt werden. Das experimentelle Adhäsiv EXP19 zeigt keine statistisch signifikant höhere Haftwerte am Dentin ($p > 0,05$). Die Gruppen ES₁₋₄ sowie EE₁ und EE₂ zeigen statistisch signifikant schlechtere Haftwerte als die Kontrollgruppen ($p < 0,05$). Die Gruppen EE₃ (7,6 MPa) und SCE (8,2 MPa) sowie EE₄ (9,3 MPa) und SCS (12,4 MPa) weisen keine statistisch signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) auf.

2. Die Anwendung der Self-Etch-Technik bzw. Etch-and-Rinse-Technik hat keinen Einfluss auf den Dentinverbund.

Auch die zweite Hypothese dieser Studie kann nicht bestätigt werden. Beim experimentellen Adhäsiv EXP19 wurde zwar in den Gruppen ES₁/EE₁ und ES₂/EE₂ kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Adhäsivtechnik festgestellt, in den Gruppen ES₃/EE₃ und ES₄/EE₄ nach 20 bzw. 30 s Einwirkdauer wurden jedoch signifikant bessere Haftwerte unter Anwendung der Etch-and-Rinse-Technik nachgewiesen. Insgesamt erzielt die Self-Etch-Technik beim EXP19 keine ausreichenden Haftwerte für die klinische Anwendung. In der Kontrollgruppe mit Scotchbond™ Universal wurden hingegen signifikant bessere Dentinhaftwerte bei der Self-Etch-Technik ermittelt, wobei beide Gruppen ausreichende Ergebnisse für den klinischen Gebrauch zeigen.

3. Die Dauer der Applikation des Universaladhäsivs kann ohne Verringerung der Haftwerte verkürzt werden.

Durch Verkürzung der Applikationsdauer wurden geringere Haftwerte erzielt. Die dritte Hypothese kann demnach ebenfalls verworfen werden. Die Verbesserung der Haftung wird durch eine erhöhte chemische Wechselwirkung, eine bessere Entfernung des Lösungsmittels und eine verbesserte Harzinfiltration begründet [24].

6.3 Schlussfolgerung und klinische Relevanz

Wie bereits in einigen Studien nachgewiesen wurde, kann die Anwendung von Universaladhäsiven durch ihre kurze Applikationsdauer und ihre geringe Techniksensitivität den Füllungsprozess maßgeblich vereinfachen. Die Ergebnisse dieser Studie weisen ähnlich wie die von SAITO et al. (2019) darauf hin, dass eine Verkürzung der Applikationsdauer des Adhäsivs zu geringeren Haftwerten führt, während die Anwendung von Etch-and-Rinse- bzw. Self-Etch-Technik nur geringen Einfluss auf die Haftkraft nimmt. Um ausreichende Haftwerte zu erreichen, müssen die Herstellerangaben eingehalten werden. Es bedarf daher weiterer Forschung nach neuen Universaladhäsiven, dessen Wirksamkeit bereits nach kürzerer Applikationsdauer eintritt.

7. Zusammenfassung

7.1 Zusammenfassung (deutsch)

7.1.1 Ziel der Studie

Das Ziel der Studie war es, die Dentinhaftfestigkeit des experimentellen Universaladhäsivs EXP19 im Vergleich zum bekannten Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) sowie den Einfluss der Self-Etch- bzw. Etch-and-Rinse-Technik auf den Haftverbund zu untersuchen.

7.1.2 Material und Methoden

Nach Präparation von okklusalen Klasse-I-Kavitäten mit den Maßen $4 \times 4 \times 4$ mm in 50 kariesfreie, humane Molaren wurden diese randomisiert in 10 Versuchsgruppen ($n = 5$) unterteilt und unter Anwendung verschiedener Adhäsivtechniken und Einwirkdauer mit Kompositfüllungen versorgt. Das in dieser Studie untersuchte Universaladhäsiv EXP19 wurde sowohl in der Self-Etch- als auch in Etch-and-Rinse-Technik angewendet. Die Einwirkdauer des Adhäsivs wurde zwischen 0 s und 30 s variiert. Zum Vergleich wurde das Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) ebenfalls in Self-Etch- sowie Etch-and-Rinse-Technik nach Herstelleranweisung appliziert. Die Kavitäten wurden im Anschluss mit dem Komposit Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) gefüllt. Nach Herstellung von Komposit-Dentin-Stäbchen mit den Maßen $1,0 \times 1,0$ mm wurde die Haftkraft zwischen Dentin und Komposit im Mikrozugversuch ermittelt. Zuletzt wurden die Bruchflächen der Dentinstäbchen mit einem Rasterelektronenmikroskop untersucht.

7.1.3 Ergebnisse

Das experimentelle Adhäsiv EXP19 zeigt in Self-Etch-Technik (ES1: $1,2 \pm 3,5$ MPa; ES2: $4,2 \pm 5,0$ MPa; ES3: $5,0 \pm 4,2$ MPa; ES4: $5,3 \pm 3,9$) keine ausreichenden Haftwerte für den klinischen Gebrauch. In Etch-and-Rinse-Technik wurden nach 0 s bzw. 10 s Einwirkdauer (EE1: $0,6 \pm 3,0$; EE2: $3,9 \pm 3,5$ MPa) geringe Haftwerte erreicht. Nur in den Versuchsgruppen EE3 ($7,6 \pm 4,2$ MPa) und EE4 ($9,3 \pm 3,6$ MPa) konnte das experimentelle Adhäsiv EXP19 ausreichende bzw. vergleichbare Haftwerte zu denen der

Zusammenfassung

Kontrollgruppen mit Scotchbond™ Universal SCS ($12,4 \pm 5,0$ MPa) und SCE ($8,2 \pm 3,9$ MPa) vorweisen. Die Verwendung der Etch-and-Rinse-Technik führt beim experimentellen Adhäsiv EXP19 nach 20 s bzw. 30 s Einwirkdauer zu signifikant besseren Haftwerten ($p < 0,05$). Bei Scotchbond™ Universal wurden im Self-Etch-Verfahren signifikant bessere Werte beobachtet.

7.1.4 Schlussfolgerung

Das untersuchte Universaladhäsiv ist laut dieser in-vitro Studie nicht für den klinischen Alltag geeignet. Eine Verkürzung der Applikationsdauer führt zu geringeren Haftwerten. Es bedarf daher weiterer Forschung nach neuen Universaladhäsiven, dessen Wirksamkeit bereits nach kürzerer Applikationsdauer eintritt, um den Füllungsprozess beschleunigen zu können.

7.2 Abstract

7.2.1 Aim of the study

Aim of the present study was to investigate dentin bond strength of an experimental universal adhesive in comparison to the well-suited Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Germany) and to evaluate the influence of both self-etch and etch-and-rinse technique on bonding performance in high C-factor cavities.

7.2.2 Materials and methods

Fifty caries-free human third molars received Class-I cavities measuring 4 x 4 x 4 mm, and were randomly assigned to 10 experimental groups (n=5). Cavities were filled with resin composite using various adhesive techniques and exposure times. The universal adhesive EXP19 investigated in this study was used in both self-etch and etch-and-rinse techniques. Duration of application of the adhesive varied between 0 s and 30 s. As a control, Scotchbond™ Universal was also applied using the self-etch and etch-and-rinse technique according to the manufacturer's instructions. Cavities were filled with the resin composite Filtek™ One Bulk Fill Restorative. After cutting composite-dentin beams with a cross-sectional area of 1.0 x 1.0 mm, bond strength between dentin and resin composite was determined in a micro tensile test. Finally, the failed resin-dentin interfaces were examined under a scanning electron microscope at up to 1000x magnification.

7.2.3 Results

The experimental adhesive EXP19 did not exhibit sufficient adhesive performance for clinical use in the self-etch approach (ES1: 1.2 ± 3.5 MPa; ES2: 4.2 ± 5.0 MPa; ES3: 5.0 ± 4.2 MPa; ES4: 5.3 ± 3.9). Using the etch-and-rinse technique, low adhesion values were achieved after 0 s or 10 s exposure time (EE1: 0.6 ± 3.0 ; EE2: 3.9 ± 3.5 MPa). Only in the groups EE3 (7.6 ± 4.2 MPa) and EE4 (9.3 ± 3.6 MPa), the experimental adhesive showed sufficient or comparable adhesion values to the control groups (12.4 \pm 5.0 MPa) and SCE (8.2 ± 3.9 MPa). The use of the etch-and-rinse technique leads to improved adhesion values after 20 s or 30 s exposure time when EXP19 was used. With Scotchbond™ Universal, slightly higher bond strengths were observed in the self-etch process.

7.2.4 Conclusion

Within the limits of this in-vitro study, the investigated experimental universal adhesive has not been tested suitable for everyday clinical practice. Shortening application time lead to lower adhesion values. Further research is therefore required into new universal adhesives whose effectiveness is already apparent after shorter application time in order to accelerate the restorative process.

8. Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
ANOVA	Analysis of variance
Bis-GMA	Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat
bzw.	beziehungsweise
°C	Grad Celsius
ca.	circa
C-Faktor	Konfigurationsfaktor
d. h.	das heißt
E-Modul	Elastizitätsmodul
Gew. %	Gewichtsprozent
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
i. d. R.	in der Regel
Max.	Maximal
10-MDP	10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogen-phosphat
µm	Mikrometer
min	Minute
mm	Millimeter
mm²	Quadratmillimeter
MPa	Megapascal
nm	Nanometer
OF	Oberfläche
REM	Rasterelektronenmikroskop
s	Sekunde
sog.	sogenannt
µTBS	Micro Tensile Bond Strength
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
u. a.	unter anderem
UDMA	Urethandimethacrylat
Vol. %	Volumenprozent
z. B.	zum Beispiel

9. Literaturverzeichnis

1. 3M Oral Care S 3M™ Filtek™ One Bulk Fill Komposit. https://www.3mdeutschland.de/3M/de_DE/gesundheit-de/filtek-one-bulk-fill/.
2. ABDALLA A I (2004) Microtensile and tensile bond strength of single-bottle adhesives: a new test method. *Journal of Oral Rehabilitation* 31: 379–384.
3. ALEX G (2015) Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)* 36: 15-26; quiz 28, 40.
4. ALRAHLAH A, SILIKAS N, WATTS D C (2014) Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials* 30: 149–154.
5. ARMSTRONG S, BRESCHI L, ÖZCAN, M. PFEFFERKORN, F. FERRARI M, VAN MEERBEEK B (2017) Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dental Materials* 33: 133–143.
6. ARMSTRONG S, GERALDELI S, MAIA R, ARAUJO RAPOSO L H, SOARES C J, YAMAGAWA J (2010) Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials* 26: e50-e62.
7. ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A (1998) Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials* 14: 51–56.
8. BALKAYA H, ARSLAN S, PALA K (2019) A randomized, prospective clinical study evaluating effectiveness of a bulk-fill composite resin, a conventional composite resin and a reinforced glass ionomer in Class II cavities: one-year results. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB* 27: e20180678.
9. BAROUDI K, RODRIGUES J C (2015) Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR* 9: ZE18-24.
10. BAYRAKTAR Y, ERCAN E, HAMIDI M M, ÇOLAK H (2017) One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* 8.
11. BEIER U S, KAPFERER I, DUMFAHRT H, GERNHARDT C R (2011) Dentinhypersensibilität – eine Übersicht. *Stomatologie* 108: 9–14.
12. BELLINASSO M D, SOARES F Z M, ROCHA DE OLIVERA R (2019) Do bulk-fill resins decrease the restorative time in posterior teeth? A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*: e12463.
13. BLUNCK U (2011) Enamel margin integrity of Class I one-bottle all-in-one adhesives-based restorations. *The Journal of Adhesive Dentistry*: 23–29.
14. BOARO L C, GONCALVES F, GUIMARAES T C, FERRACANE J L, VERSLUIS A, BRAGA R (2010) Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials* 26: 1144–1150.

15. BRÄNNSTRÖM M, JOHNSON G (1974) Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 31: 422–430.
16. BUCUTA S, ILIE N (2014) Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical Oral Investigations* 18: 1991–2000.
17. BUONOCORE M G (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research* 34: 849–853.
18. BUONOCORE M G, MATSUI A, GWINNETT A J (1968) Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Archives of Oral Biology* 13: 61–70.
19. CAMPOS E A, ARDU S, LEFEVER D, JASSÉ F F, BORTOLOTTI T, KREJCI I (2014) Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 42: 575–581.
20. CARVALHO A A, LEITE M M, ZAGO J K M, NUNES C A B C M, BARATA T D J E, FREITAS G C DE, TORRES É M DE, LOPES L G (2019) Influence of different application protocols of universal adhesive system on the clinical behavior of Class I and II restorations of composite resin - a randomized and double-blind controlled clinical trial. *BMC Oral Health* 19: 252.
21. CHEN M H (2010) Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research* 89: 549–560.
22. CHESTERMAN J, JOWETT A, GALLACHER A, NIXON P (2017) Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal* 222: 337–344.
23. CHOWDHURY A F M A, ISLAM R, ALAM A, MATSUMOTO M, YAMAUTI M, CARVALHO R M, SANO H (2019) Variable Smear Layer and Adhesive Application: The Pursuit of Clinical Relevance in Bond Strength Testing. *International Journal of Molecular Sciences* 20.
24. CHOWDHURY A F M A, SAIKAEW P, ALAM A, SUN J, CARVALHO R M, SANO H (2019) Effects of Double Application of Contemporary Self-Etch Adhesives on Their Bonding Performance to Dentin with Clinically Relevant Smear Layers. *The Journal of Adhesive Dentistry* 21: 59–66.
25. CHUANG S F, LIU J K, CHAO C C, LIAO F P, CHEN Y H (2001) Effects of flowable composite lining and operator experience on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 85: 177–183.
26. CRUZ J, SOUSA B, COITO C, LOPES M, VARGAS M, CAVALHEIRO A (2019) Micro-tensile bond strength to dentin and enamel of self-etch vs. etch-and-rinse modes of universal adhesives. *American Journal of Dentistry* 32: 174–182.
27. CUEVAS-SUÁREZ C E, DA ROSA W, LUND R G, DA SILVA A F, PIVA E (2019) Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry* 21: 7–26.
28. DA ROSA W, PIVA E, DA SILVA A F (2015) Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry* 43: 765–776.

29. DA ROSA RODOLPHO P A, DONASSOLLO T A, CENCI M S, LOGUÉRCIO A D, MORAES R R, BRONKHORST E M, OPDAM N J M, DEMARCO F F (2011) 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dental Materials* 27: 955–963.
30. DAVIDSON C L, DE GEE A J, FEILZER A (1984) The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of Dental Research* 63: 1396–1399.
31. DAVIDSON C L, FEILZER A J (1997) Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of Dentistry* 25: 435–440.
32. DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, PEUMANS M, POITEVIN A, LAMBRECHTS P, BRAEM M, VAN MEERBEEK B (2005) A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research* 84: 118–132.
33. DEMARCO F F, CORREA M B, CENCI M S, MORAES R R, OPDAM N J M (2012) Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dental Materials* 28: 87–101.
34. DOUGLAS W H (1989) Clinical status of dentine bonding agents. *Journal of Dentistry* 17: 209–215.
35. DUDEK M-C (2019) Amalgam versus Komposit. *Dentista - Wissenschaft - Praxis - Leben* 13: 21–22.
36. DUDEK M-C, FRANKENBERGER R (2018) Ist Amalgam noch zeitgemäß? Gefahren des Quecksilbers. *Dentista - Wissenschaft - Praxis - Leben* 12: 12–13.
37. EL-DAMANHOURY H M, PLATT J (2014) Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry* 39: 374–382.
38. ENGELHARDT F, HAHNEL S, PREIS V, ROSENTRITT M (2016) Comparison of flowable bulk-fill and flowable resin-based composites: an in vitro analysis. *Clinical Oral Investigations* 20: 2123–2130.
39. ERICKSON R L, BARKMEIER W W, KIMMES N S (2009) Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dental Materials* 25: 1187–1194.
40. ERNST C P, BRANDENBUSCH M, MEYER G, CANBEK K, GOTTSCHALK F, WILLERSHAUSEN B (2006) Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clinical Oral Investigations* 10: 119–125.
41. FABIANELLI A, KUGEL G, FERRARI M (2003) Efficacy of self-etching primer on sealing margins of Class II restorations. *American Journal of Dentistry* 16: 37–41.
42. FEDERLIN M, BLUNCK U, FRANKENBERGER R, KNÜTTEL H, REICHL F X, SCHWEIKL H, STAEHLE H J, HICKEL R (2016) Kompositrestaurationen im Seitenzahnggebiet. S1-Handlungsempfehlung. AWMF online.
43. FEILZER A J, DE GEE A J, DAVIDSON C L (1987) Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research* 66: 1636–1639.

44. FÉLIX S A, GONZÁLEZ-LÓPEZ S, MAURICIO P D, AGUILAR-MENDOZA J A, BOLANOS-CARMONA M V (2007) Effects of filling techniques on the regional bond strength to lateral walls in Class I cavities. *Operative Dentistry* 32: 602–609.
45. FINGER W J (1988) Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *American Journal of Dentistry*: 184–188.
46. FRANKENBERGER R (2018) Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg, 4. überarbeitete und erweiterte Auflage. Spitta, Balingen.
47. FRANKENBERGER R, BLUNCK U (Hrsg.) (2013) Adhäsive Zahnheilkunde. Wissenschaft und Praxis; mit 16 Tabellen; mit 3D-Brille. Dt. Zahnärzte-Verl. Köln.
48. FRANKENBERGER R, HEIDEMANN D, STAEHLE H J, HELLWIG E, BLUNCK U, HICKEL R (2014) DGZ-Gutachten zur Adhäsivtechnik.
49. FRANKENBERGER R, LOHBAUER U, ROGGENDORF M J, NAUMANN M, TASCHNER M (2008) Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *The Journal of Adhesive Dentistry* 10: 339–344.
50. FRANKENBERGER R, STROBEL W O, LOHBAUER U, KRÄMER N, PETSCHLT A (2004) The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials* 69: 25–32.
51. FRANKENBERGER R, TAY F R (2005) Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials* 21: 397–412.
52. FUJIWARA S, TAKAMIZAWA T, BARKMEIER W W, TSUJIMOTO A, IMAI A, WATANABE H, ERICKSON R L, LATTA M A, NAKATSUKA T, MIYAZAKI M (2018) Effect of double-layer application on bond quality of adhesive systems. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 77: 501–509.
53. FUKEGAWA D, HAYAKAWA S, YOSHIDA Y, SUZUKI K, OSAKA A, VAN MEER-BEEK B (2006) Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. *Journal of Dental Research* 85: 941–944.
54. FURNESS A, TADROS M Y, LOONEY S W, RUEGGERBERG F A (2014) Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 42: 439–449.
55. GARCIA D, YAMAN P, DENNISON J, NEIVA G F (2014) Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative Dentistry* 39: 441–448.
56. GARCÍA A H, LOZANO M A, VILA J C, ESCRIBANO A B, GALVE P F (2006) Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal* 11: E215-20.
57. GHASSEMIEH E (2008) Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dental Materials* 24: 536–547.

58. GIACHETTI L, SCAMINACI RUSSO D, BAMBI C, GRANDINI R (2006) A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 7: 79–88.
59. GWINNETT A J, MATSUI A (1967) A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Archives of Oral Biology* 12: 1615–1620.
60. HASHIMOTO M, OHNO H, KAGA M, ENDO K, SANO H, OGUCHI H (2000) In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research* 79: 1385–1391.
61. HASHIMOTO M, OHNO H, SANO H, TAY F R, KAGA M, KUDOU Y, OGUCHI H, ARAKI Y, KUBOTA M (2002) Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *Journal of Biomedical Materials Research* 63: 306–311.
62. HASS V, CARDENAS A, SIQUEIRA F, PACHECO R R, ZAGO P, SILVA D O, BANDECA M C, LOGUERCIO A D (2019) Bonding Performance of Universal Adhesive Systems Applied in Etch-and-Rinse and Self-Etch Strategies on Natural Dentin Caries. *Operative Dentistry* 44: 510–520.
63. HECK K, MANHART J, HICKEL R, DIEGRITZ C (2018) Clinical evaluation of the bulk fill composite QuiXfil in molar class I and II cavities: 10-year results of a RCT. *Dental Materials* 34: e138-e147.
64. HEINTZE S D, ZIMMERLI B (2011) Relevanz von In-vitro-Untersuchungen von Adhäsiv- und Kompositmaterialien. Eine Übersicht in 3 Teilen. Teil 3: In-vitro-Prüfungen von Adhäsivsystemen. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin*: 1033–1040.
65. HELLWIG E, KLIMEK J, ATTIN T (2010) Einführung in die Zahnerhaltung. Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. mit 60 Tabellen, 5. Aufl. Dt. Zahnärzte-Verl. Köln.
66. HICKEL R, MANHART J (2001) Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *The Journal of Adhesive Dentistry* 3: 45–64.
67. IKEJIMA I, NOMOTO R, McCABE J F (2003) Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dental Materials* 19: 206–211.
68. ILIE N, BUCUTA S, DRAENERT M (2013) Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry* 38: 618–625.
69. JANG J-H, PARK S-H, HWANG I-N (2015) Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Operative Dentistry* 40: 172–180.
70. KARAMAN E, KESKIN B, INAN U (2017) Three-year clinical evaluation of class II posterior composite restorations placed with different techniques and flowable composite linings in endodontically treated teeth. *Clinical Oral Investigations* 21: 709–716.

71. KIELBASSA A M, LYNCH C D, WILSON N H (2014) Editorial: the Minamata convention: the beginning of the (amalgam-free) future? *Quintessence International* (Berlin, Germany: 1985) 45: 547–548.
72. KIM R J-Y, KIM Y-J, CHOI N-S, LEE I-B (2015) Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 43: 430–439.
73. KWON Y, FERRACANE J L, LEE I (2012) Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dental Materials* 28: 801–809.
74. KWONG S M, CHEUNG G S P, KEI L H, ITTHAGARUN A, SMALES R J, TAY F R, PASHLEY D H (2002) Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dental Materials* 18: 359–369.
75. LABELLA R, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B, VANHERLE G (1999) Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials* 15: 128–137.
76. LEPRINCE J G, PALIN W M, VANACKER J, SABBAGH J, DEVAUX J, LELOUP G (2014) Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 42: 993–1000.
77. LUTZ F, PHILLIPS R W (1983) A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 50: 480–488.
78. LYNCH C D, OPDAM N J, HICKEL R, BRUNTON P A, GURGAN S, KAKABOURA A, SHEARER A C, VANHERLE G, WILSON N H F (2014) Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. *Journal of Dentistry* 42: 377–383.
79. MANHART J, CHEN H, HAMM G, HICKEL R (2004) Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry* 29: 481–508.
80. MANHART J, GARCÍA-GODOY F, HICKEL R (2002) Direct posterior restorations: clinical results and new developments. *Dental clinics of North America* 46: 303–339.
81. MARSHALL G W, MARSHALL S J, KINNEY J H, BALOOCH M (1997) The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry* 25: 441–458.
82. MENA-SERRANO A, KOSE C, DE PAULA E A, TAY L Y, REIS A, LOGUERCIO A D, PERDIGAO J (2013) A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 25: 55–69.
83. MESKO M E, SARKIS-ONOFRE R, CENCI M S, OPDAM N J, LOOMANS B, PEREIRA-CENCI T (2016) Rehabilitation of severely worn teeth: A systematic review. *Journal of Dentistry* 48: 9–15.
84. MITRA S B, LEE C-Y, BUI H T, TANTBIROJN D, RUSIN R P (2009) Long-term adhesion and mechanism of bonding of a paste-liquid resin-modified glass-ionomer. *Dental Materials* 25: 459–466.

85. MITRA S B, WU D, HOLMES B N (2003) An application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of the American Dental Association* (1939) 134: 1382–1390.
86. MJÖR I A (2009) Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Brazilian Dental Journal* 20: 3–16.
87. MOBARAK E H, EL-BADRAWY W, PASHLEY D H, JAMJOOM H (2010) Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 104: 92–97.
88. MOREIRA DA SILVA E, DOS SANTOS G O, GUIMARAES J G A, BARCELLOS A D A L, SAMPAIO E M (2007) The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Operative Dentistry* 32: 356–362.
89. MORITAKE N, TAKAMIZAWA T, ISHII R, TSUJIMOTO A, BARKMEIER W W, LATTA M A, MIYAZAKI M (2019) Effect of Active Application on Bond Durability of Universal Adhesives. *Operative Dentistry* 44: 188–199.
90. OPDAM N J M, BRONKHORST E M, LOOMANS B A C, HUYSMANS M C D N J M (2010) 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *Journal of Dental Research* 89: 1063–1067.
91. OPDAM N J M, VAN SANDE F H, BRONKHORST E, CENCI M S, BOTTENBERG P, PALLESEN U, GAENGLER P, LINDBERG A, HUYSMANS M C D N J M, VAN DIJKEN J W (2014) Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Dental Research* 93: 943–949.
92. PALLAV P, DE GEE A J, DAVIDSON C L, ERICKSON R L, GLASSPOOLE E A (1989) The influence of admixing microfiller to small-particle composite resin on wear, tensile strength, hardness, and surface roughness. *Journal of Dental Research* 68: 489–490.
93. PARK J, CHANG J, FERRACANE J, LEE I B (2008) How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental Materials* 24: 1501–1505.
94. PASHLEY D H (1991) Clinical correlations of dentin structure and function. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 66: 777–781.
95. PASHLEY D H (1992) Smear layer: overview of structure and function. *Proceedings of the Finnish Dental Society* 88 Suppl 1: 215–224.
96. PASHLEY D H, CARVALHO R M, SANO H, NAKAJIMA M, YOSHIYAMA M, SHONO Y, FERNANDES C A, TAY F R (1999) The microtensile bond test: a review. *The Journal of Adhesive Dentistry* 1: 299–309.
97. PASHLEY D H, SANO H, CIUCCHI B, YOSHIYAMA M, CARVALHO R M (1995) Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dental Materials* 11: 117–125.
98. PERDIGAO J (2010) Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials* 26: e24-37.

99. PERDIGAO J, CARMO A R P, ANAUATE-NETTO C, AMORE R, LEWGOY H R, CORDEIRO H J D, DUTRA-CORREA M, CASTILHOS N (2005) Clinical performance of a self-etching adhesive at 18 months. *American Journal of Dentistry* 18: 135–140.
100. PERDIGAO J, KOSE C, MENA-SERRANO A P, DE PAULA E A, TAY L Y, REIS A, LOGUERCIO A D (2014) A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Operative Dentistry* 39: 113–127.
101. PEUMANS M, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P, VAN MEER-BEEK B (2007) Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *The Journal of Adhesive Dentistry* 9: 7–10.
102. PEUMANS M, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K L, POITEVIN A, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B (2010) Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials* 26: 1176–1184.
103. POUYANFAR H, TABAII E S, AGHAZADEH S, NOBARI S P T N, IMANI M M (2018) Microtensile Bond Strength of Composite to Enamel Using Universal Adhesive with/without Acid Etching Compared To Etch and Rinse and Self-Etch Bonding Agents. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences* 6: 2186–2192.
104. RETIEF D H (1973) Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *Journal of Dental Research* 52: 333–341.
105. RIZZANTE F A P, DUQUE J A, DUARTE M A H, MONDELLI R F L, MENDONCA G, ISHIKIRIAMA S K (2019) Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dental Materials Journal* 38: 403–410.
106. ROSA DE LACERDA L, BOSSARDI M, SILVEIRA MITTERHOFER W J, GALBATTI DE CARVALHO F, CARLO H L, PIVA E, MÜNCHOW E A (2019) New generation bulk-fill resin composites: Effects on mechanical strength and fracture reliability. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 96: 214–218.
107. SAITO T, TAKAMIZAWA T, ISHII R, TSUJIMOTO A, HIROKANE E, BARKMEIER W W, LATTA M A, MIYAZAKI M (2019) Influence of Application Time on Dentin Bond Performance in Different Etching Modes of Universal Adhesives. *Operative Dentistry*.
108. SANO H, CHOWDHURY A F M A, SAIKAEW P, MATSUMOTO M, HOSHIKA S, YAMAUTI M (2020) The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *Japanese Dental Science Review* 56: 24–31.
109. SANO H, SHONO T, SONODA H, TAKATSU T, CIUCCHI B, CARVALHO R, PASHLEY D H (1994) Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength - evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials* 10: 236–240.
110. SANTANA F R, PEREIRA J C, PEREIRA C A, FERNANDES NETO A J, SOARES C J (2008) Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Brazilian Oral Research* 22: 352–357.

111. SCHERRER S S, CESAR P F, SWAIN M V (2010) Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental Materials* 26: e78-93.
112. SON S-A, PARK J-K, SEO D-G, KO C-C, KWON Y H (2017) How light attenuation and filler content affect the microhardness and polymerization shrinkage and translucency of bulk-fill composites? *Clinical Oral Investigations* 21: 559-565.
113. TAKAMIZAWA T, BARKMEIER W W, TSUJIMOTO A, Berry T P, Watanabe H, ERICKSON R L, LATTA M A, MIYAZAKI M (2016) Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dental Materials* 32: e9-e21.
114. TAKEFUJI Y Y (2019) Illogical dental amalgam policy by WHO and UNEP. *British Dental Journal* 226: 241.
115. TARLE Z, ATTIN T, MAROVIC D, ANDERMATT L, RISTIC M, TAUBÖCK T T (2015) Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clinical Oral Investigations* 19: 831-840.
116. TAUBÖCK T T, ATTIN T (2016) Bulk-Fill-Komposite. *Swiss Dental Journal*: 694-695.
117. TAY F R, PASHLEY D H (2004) Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *Journal of Dentistry* 32: 173-196.
118. TAY F R, PASHLEY D H, SUH B I, CARVALHO R M, ITTHAGARUN A (2002) Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of Dentistry* 30: 371-382.
119. THALACKER C, LOLL H, KRUEGER D D, GUGGENBERGER R, WANKE E (2011) Performance of an Experimental Total Etch/Self Etch Adhesive.
120. VAN DIJKEN J W (2000) Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *Journal of Dentistry* 28: 299-306.
121. VAN DIJKEN J W (2010) Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: a 12-year follow-up. *Journal of Dentistry* 38: 469-474.
122. VAN DIJKEN J W, PALLESEN U (2016) Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *Journal of Dentistry* 51: 29-35.
123. VAN LANDUYT K L, KANUMILLI P, DE MUNCK J, PEUMANS M, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B (2006) Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *Journal of Dentistry* 34: 77-85.
124. VAN LANDUYT K L, SNAUWAERT J, DE MUNCK J, PEUMANS M, YOSHIDA Y, POITEVIN A, COUTINHO E, SUZUKI K, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B (2007) Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 28: 3757-3785.
125. VAN LANDUYT K L, YOSHIDA Y, HIRATA I, SNAUWAERT J, DE MUNCK J, OKAZAKI M, SUZUKI K, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B (2008) Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *Journal of Dental Research* 87: 757-761.

126. VAN MEERBEEK B, DE MUNCK J, YOSHIDA Y, INOUE S, VARGAS M, VIJAY P, VAN LANDUYT K L, LAMBRECHTS P, VANHERLE G (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry* 28: 215–235.
127. VAN MEERBEEK B, PERDIGAO J, LAMBRECHTS P, VANHERLE G (1998) The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry* 26: 1–20.
128. VAN MEERBEEK B, PEUMANS M, VERSCHUEREN M, GLADYS S, BRAEM M, LAMBRECHTS P, VANHERLE G (1994) Clinical status of ten dentin adhesive systems. *Journal of Dental Research* 73: 1690–1702.
129. VAN MEERBEEK B, YOSHIHARA K, YOSHIDA Y, MINE A, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K L (2011) State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials* 27: 17–28.
130. VELOSO S R M, LEMOS C A A, MORAES S L D DE, DO EGITO VASCONCELOS B C, PELLIZZER E P, DE MELO MONTEIRO G Q (2019) Clinical performance of bulk-fill and conventional resin composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations* 23: 221–233.
131. WAGNER A, WENDLER M, PETSCHOLT A, BELLI R, LOHBAUER U (2014) Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of Dentistry* 42: 800–807.
132. YAMAUCHI K, TSUJIMOTO A, JURADO C A, SHIMATANI Y, NAGURA Y, TAKAMIZAWA T, BARKMEIER W W, LATTA M A, MIYAZAKI M (2019) Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. *Journal of Oral Science* 61: 549–553.
133. YASSEN G H, PLATT J A, HARA A T (2011) Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *Journal of Oral Science* 53: 273–282.
134. YOSHIDA Y, VAN MEERBEEK B, NAKAYAMA Y, SNAUWAERT J, HELLEMANS L, LAMBRECHTS P, VANHERLE G, WAKASA K (2000) Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *Journal of Dental Research* 79: 709–714.
135. YOSHIDA Y, YOSHIHARA K, NAGAOKA N, HAYAKAWA S, TORII Y, OGAWA T, OSAKA A, VAN MEERBEEK B (2012) Self-assembled Nano-layering at the Adhesive interface. *Journal of Dental Research* 91: 376–381.
136. ZIMMERLI B, STRUB M, JEGER F, STADLER O, LUSSI A (2010) Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatschrift für Zahnmedizin* 120: 972–986.
137. ZORZIN J, MAIER E, HARRE S, FEY T, BELLI R, LOHBAUER U, PETSCHOLT A, TASCHNER M (2015) Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental Materials* 31: 293–301.

10. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Strukturformel von Bis-GMA.	3
Abbildung 2: Strukturformel von UDMA.	3
Abbildung 3: Strukturformel von TEGDMA.	3
Abbildung 4: Konfigurations-Faktor. Die linke Abbildung stellt einen Würfel dar, von dem 5 Flächen frei schrumpfen können. Rechts, ähnlich wie bei einer Klasse-I-Kavität, kann hingegen nur 1 Oberfläche frei schrumpfen. In der rechten Abbildung kommt es trotz gleichen Würfelvolumens zu einem signifikant höheren Schrumpfstress.	8
Abbildung 5: Entstehung der Hybridschicht bei Anwendung der Etch-and-Rinse-Technik.	15
Abbildung 6: Entstehung der Hybridschicht mit infiltriertem Schmierpfropfen nach Anwendung der Self-Etch-Technik.	17
Abbildung 7: Strukturformel von 10-MDP (10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat) (KURARAY Co., Ltd., Chiyoda, Japan).	18
Abbildung 8: Schematische Darstellung des Studienablaufs.	22
Abbildung 9: Präparierte Klasse-I-Kavität mit den Maßen 4 mm Länge, 4 mm Breite und 4 mm Tiefe.	23
Abbildung 10: Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland).	24
Abbildung 11: Scotchbond™ Universal Etchant (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland).	25
Abbildung 12: Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland).	26
Abbildung 13: Klasse-I-Kavität nach Legen der Füllung mit Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland).	27
Abbildung 14: Präzisionskreissäge IsoMet® 1000 Precision Saw (Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA).	27
Abbildung 15: Sägen der Scheiben in Längsrichtung des Zahnes.	28
Abbildung 16: In Stäbchen gesägte Zahnscheibe.	28
Abbildung 17: Yuki Model Sekundenkleber und Yuki Model Aktivatorspray (Firma CN Development & Media, Haselbauer & Piechowski GbR, Bad Bramstedt, Deutschland).	29

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 18: Kleinlast-Prüfmaschine (MTD-500 plus, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland).	29
Abbildung 19: Dentin- und Kompositfragment nach Bruch.	30
Abbildung 20: Kraft-Weg-Diagramm des Stäbchens 2 aus der Versuchsgruppe SCS.	30
Abbildung 21: Digitaler Messschieber (Hogetex Deutschland GmbH, Nieder-Olm, Deutschland).	31
Abbildung 22: Probeteller mit Dentinfragmenten.	31
Abbildung 23: Leit-C nach Göcke (Firma Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland).	32
Abbildung 24: Besputtern der Dentinfragmente im Sputter Coater (D15B, Firma Edwards).	32
Abbildung 25: Probeteller mit Dentinfragmenten nach Besputtern.	33
Abbildung 26: Aufnahmen im Rasterelektronenmikroskop (Firma Phenom-World B.V., Eindhoven, Niederlande).	33
Abbildung 27: Graphische Darstellung des Verhältnisses vorzeitig zerbrochener Stäbchen und gemessener Stäbchen.	35
Abbildung 28: Mögliche Bruchverläufe nach Scherrer et al. [109]: (a) kohäsiver Bruch im Dentin, (b) kohäsiver Bruch im Komposit, (c) adhäsiver Bruch (Dentin-Adhäsiv-Interface), (d) adhäsiver Bruch (Komposit-Adhäsiv-Interface), (e) gemischt kohäsiv-adhäsiver Bruch (kleine Komposit- und Dentinauflagerungen), (f) gemischt kohäsiv-adhäsiver Bruch (größere Komposit- und Dentinauflagerungen).	37
Abbildung 29: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Self-Etch-Gruppen des experimentellen Universaladhäsivs EXP19.	37
Abbildung 30: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus der Versuchsgruppe ES4 mit rein kohäsivem Versagen. Dentinkanälchen sind nicht sichtbar.	38
Abbildung 31: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Etch-and-Rinse-Gruppen des experimentellen Adhäsivs EXP19.	39
Abbildung 32: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus der Gruppe EE2 mit vorwiegend adhäsivem Versagen und kleineren Arealen aufgelagerten Komposits.	40
Abbildung 33: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Kontrollgruppen.	41

Tabellenverzeichnis

Abbildung 34: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus der Kontrollgruppe SCS mit gemischt kohäsiv-adhäsivem Versagen. Strukturloses, aufgelagertes Komposit sowie die typische Struktur der Dentinkanälchen sind sichtbar. 42

Abbildung 35: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus Kontrollgruppe SCE mit vorwiegend adhäsivem Versagen. Es sind kleine Reste von aufgelagertem Komposit sichtbar. 43

11. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klassifikation der Komposite anhand ihrer Füllkörpergröße [45]. 5

Tabelle 2: Faktoren, die den Polymerisationsprozess beeinflussen [46]. 7

Tabelle 3: Aktuelle Einteilung der Adhäsivsysteme [45]. 14

Tabelle 4: Abkürzungen der Versuchsgruppen. 22

Tabelle 5: Inhaltsstoffe in Gewichtsprozent von Scotchbond™ Universal (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) laut Herstellerangaben. 24

Tabelle 6: Inhaltsstoffe in Gewichtsprozent von Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M Oral Care, Seefeld, Deutschland) laut Herstellerangaben. 26

Tabelle 7: Quantitative Auswertung des Versuchs. 35

Tabelle 8: Qualitative Auswertung der Messwerte. 36

12. Anhang

12.1 Verzeichnis akademischer Lehrer

Althaus, Arweiler, Ausschill, Braun, Cetin, Feuser, Fischer, Frankenberger, Gente, Glörfeld, Hellak, Himpel, Hoch, Höffken, Jablonski-Momeni, Korbmacher-Steiner, Kroh, Lill, Lotzmann, Mengel, Milani, Mittag, Moll, Mutters, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Pieper, Ramaswamy, Richter, Roggendorf, Steininger, Weber, Weihe, Westermann, Worzfeld, Wrocklage

12.2 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. Roland Frankenberger, zum einen für die Überlassung des Dissertationsthemas und zum anderen für die konstruktive Hilfe sowie freundliche Betreuung.

Ebenso bedanken möchte ich mich bei Frau Petra Grimmelbein, die mich im Labor und am Rasterelektronenmikroskop sehr hilfreich und freundlich unterstützt hat. Kristin Rosenberg danke ich für die gegenseitige Motivation, den konstruktiven Austausch sowie für die permanente Bereitstellung eines Schlafplatzes in Marburg. Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie, meinem Partner und meinen engsten Freunden bedanken, die mich zu jedem Zeitpunkt unterstützt und ermutigt haben.