

Aus der UniversitätsZahnMedizin
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg und des
Universitätsklinikums Gießen und Marburg
Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger

Klinik für Zahnerhaltung
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger

Schneller *und* besser?
Ein In-vitro-Vergleich eines „no wait“
Universaladhäsivs mit einem Etch-and-Rinse-Adhäsiv
bei Anwendung unterschiedlicher Komposit-
Inkrementstärken hinsichtlich des Dentinhaftverbunds

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Lizann Marie Katharina Kadel

aus Lich

Marburg 2026

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:

26.01.2026

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Herr Prof. Dr. Michael Hertl

Referent: Herr Prof. Dr. Roland Frankenberger

1. Korreferentin: Frau Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner

Meiner Familie in Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	I
Tabellenverzeichnis	II
Maßeinheiten- und Abkürzungsverzeichnis	III
Hinweis zur geschlechtergerechten Sprache	IV
Zusammenfassung	V
Abstract	VII
1 Einleitung	1
2 Theoretischer und konzeptioneller Hintergrund	3
2.1 Komposite	3
2.1.1 Komposite als moderne Füllungsmaterialien.....	3
2.1.2 Volumenschrumpfung durch Polymerisation	5
2.1.3 Der Einfluss des C-Faktors auf die Schichttechnik	6
2.1.4 Bulk-Fill-Komposite als Alternative zur Inkrementtechnik	8
2.1.5 Automatische Farbanpassung durch chromadaptive Komposite	9
2.2 Komposithaftung	11
2.2.1 Schmelzhaftung durch Phosphorsäureätzung	11
2.2.2 Dentinhaftung als Problemfaktor.....	12
2.3 Adhäsivsysteme	13
2.3.1 Adhäsiver Verbund als bedeutender Einflussfaktor.....	13
2.3.2 Weiterentwicklung der Adhäsive	14
2.3.3 Etch-and-Rinse-Systeme als konventionelle Lösung.....	15
2.3.4 Syntac als klassischer Vertreter der Etch-and-Rinse-Adhäsive.....	16
2.3.5 Vereinfachung durch Self-Etch-Systeme.....	17
2.3.6 Universaladhäsive als anwenderfreundliches All-in-one-Konzept.....	18
2.3.7 Clearfil Universal Bond Quick als Vertreter der Universaladhäsive	20
2.4 Mikrotensilversuch	21
2.5 Rasterelektronenmikroskop	22
3 Hypothesen zur Dentinhaftung	23
4 Methodik zur Analyse der Forschungsfrage.....	25
4.1 Aufbau der Studie.....	25
4.2 Herstellung der Proben	26

4.2.1	Auswahl und Vorbereitung der Proben	26
4.2.2	Präparation der Zähne.....	27
4.2.3	Anwendung der Adhäsive.....	27
4.2.4	Füllen der Zähne mit Komposit.....	28
4.2.5	Sägeprozess	29
4.3	Ablauf des Mikrotensilversuchs	31
4.4	Aufnahmen mit dem Rasterelektronenmikroskop	33
4.5	Statistische Analyse der Variablen.....	34
5	Darstellung der Studienergebnisse.....	36
5.1	Quantitative Auswertung der erfassten Stichprobe	36
5.2	Hypothesenprüfung	38
5.2.1	Prüfung der ersten Hypothese.....	38
5.2.2	Prüfung der zweiten Hypothese.....	39
5.2.3	Prüfung der dritten Hypothese.....	39
5.3	Auswertung der REM-Aufnahmen.....	40
6	Diskussion.....	42
6.1	Diskussion der Methodik.....	42
6.1.1	In-vitro-Studien als Orientierung für die klinische Praxis	42
6.1.2	Weisheitszähne als optimale Untersuchungsproben	43
6.1.3	Einfluss der Lagerung auf die Haftung.....	44
6.1.4	Auswirkung der Probenerstellung auf den Haftverbund.....	44
6.1.5	Mikrotensilversuch zur Bewertung des Adhäsivverbunds.....	45
6.1.6	REM-Aufnahmen zur Visualisierung der Bruchflächen.....	47
6.2	Diskussion der Hypothesen	48
6.2.1	Diskussion der ersten Hypothese	49
6.2.2	Diskussion der zweiten Hypothese	51
6.2.3	Diskussion der dritten Hypothese	52
6.3	Implikationen für die Praxis.....	54
7	Literaturverzeichnis	56
8	Anhang.....	72
8.1	Verzeichnis der akademischen Lehrenden.....	72
8.2	Danksagung.....	73
8.3	Eigenständigkeitserklärung	74

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Strukturformel von Bis-GMA	3
Abbildung 2: Visualisierung des C-Faktors	7
Abbildung 3: beispielhafte Schrägschichtung in Inkrementtechnik.....	7
Abbildung 4: REM-Darstellung eines Komposit-Dentin-Verbunds	13
Abbildung 5: REM-Darstellung von Dentintubuli 1000-fach vergrößert	13
Abbildung 6: Übersicht des Studienaufbaus mit der Gruppeneinteilung	26
Abbildung 7: Drei-Flaschen-Adhäsiv Syntac und Einkomponenten-Adhäsiv CUQ	28
Abbildung 8: Zahnscheibe in Präzisionssäge-Apparatur eingespannt	30
Abbildung 9: Detailaufnahme einer gesägten Zahnscheibe in drei Stäbchen	30
Abbildung 10: Stabprobe auf dem Mikrotensilträger eingespannt.....	31
Abbildung 11: Zustand nach Bruch des Stäbchens	31
Abbildung 12: Formel zur Berechnung der Bruchspannung.....	32
Abbildung 13: Kraft-Weg-Diagramm des Mikrotensilversuchs	32
Abbildung 14: Sputter Coater.....	33
Abbildung 15: Dentinfragmente nach Sputtern auf einem Probenhalter	33
Abbildung 16: Rasterelektronenmikroskop.....	34
Abbildung 17: Probenhalter in REM eingespannt	34
Abbildung 18: gezogene Stäbchen und PTF in %.....	37
Abbildung 19: Mittelwerte (blau) und Standardabweichungen (schwarz) der Bruchspannung in MPa.....	38
Abbildung 20: Übersichts-REM-Aufnahme aus Gruppe Sy3	40
Abbildung 21: Detail-REM-Aufnahme aus Gruppe Sy3	40
Abbildung 22: Übersichts-REM-Aufnahme aus Gruppe C12.....	41
Abbildung 23: Detail-REM-Aufnahme aus Gruppe C12.....	41
Abbildung 24: Übersichts-REM-Aufnahme aus Gruppe Sy3	41
Abbildung 25: Detail-REM-Aufnahme aus Gruppe Sy3	41

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Inhaltsangaben von LC Chrome und LC Block laut Hersteller	11
Tabelle 2: Inhaltsangaben von Syntac laut Hersteller	17
Tabelle 3: Inhaltsangaben von CUQ laut Hersteller.....	21
Tabelle 4: Quantitative Ergebnisse des Versuchs.....	36
Tabelle 5: Qualitative Ergebnisse der Messwerte	37

Maßeinheiten- und Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
A	Querschnittsfläche
a	horizontale Seitenlänge der Stabprobenfläche
α	Signifikanzniveau
ANOVA	Varianzanalyseverfahren
b	vertikale Seitenlänge der Stabprobenfläche
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
C-Faktor	Konfigurationsfaktor
cm ²	Quadratcentimeter
CUQ	Clearfil Universal Bond Quick
et al.	et alii
F	Bruchkraft
F _{max}	maximale Kraft
F _{min}	minimale Kraft
Gew.-%	Gewichtsprozent
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
Hrst.	Hersteller
J	Journal
m	Meter
m ²	Quadratmeter
MDP	Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat
min	Minute
μm	Mikrometer
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MPa	Megapascal
mW	Milliwatt
N	Newton
n	Anzahl von Elementen in einer Stichprobe
nm	Nanometer
PTF	pretest failures
p-Wert	Signifikanzwert

REM	Rasterelektronenmikroskop
σ_u	Bruchspannung
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
U	Umdrehungen
UDMA	Urethandimethacrylat
Vol.-%	Volumenprozent

Hinweis zur geschlechtergerechten Sprache

In dieser Dissertation wird aus Gründen der Lesefreundlichkeit das generische Maskulinum verwendet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten jedoch gleichermaßen für alle Geschlechter. Die gewählte Schreibweise impliziert keine Wertung, sondern dient ausschließlich der sprachlichen Vereinfachung des Textes.

Zusammenfassung

Ziel der Studie

Diese Arbeit verfolgte das Ziel, experimentell zu analysieren, wie sich die Anwendung eines „no wait“ Universaladhäsivs im Self-Etch-Modus im Vergleich zu einem klassischen, mehrschrittigen Etch-and-Rinse-Adhäsiv auf die Dentinhaftung auswirkt, wobei unterschiedliche Komposit-Inkrementstärken berücksichtigt wurden. Innerhalb der In-vitro-Untersuchung wurde dafür die Zugfestigkeit des Dentin-Komposit-Verbunds bei Verwendung von Syntac (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) mit Clearfil Universal Bond Quick (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japan) verglichen, die jeweils in Kombination mit dem chromadaptiven Komposit LC Chrome und dem Blocker LC Block (S&C Polymer, Elmshorn, Deutschland) appliziert wurden.

Material und Methoden

Für die Studie wurden insgesamt 40 humane, karies- und restaurationsfreie dritte Molare mit einer Klasse-I-Kavität präpariert. In den randomisiert zugeteilten acht Versuchsgruppen wurde in den Gruppen Sy1 - Sy4 das Mehrkomponenten-Adhäsiv Syntac in der Etch-and-Rinse-Technik verwendet, während in den Gruppen Cl1 - Cl4 das „no wait“ Universaladhäsiv Clearfil Universal Bond Quick in der Self-Etch-Methode zum Einsatz kam. Alle Kavitäten wurden mit LC Chrome und LC Block in variierenden Komposit-Schichtstärken gefüllt. Anschließend wurden die Zähne in Stabproben gesägt und bei diesen mittels Mikrotensilversuch die Bruchkraft an der Dentin-Komposit-Grenze ermittelt. Zur Visualisierung der Dentinbruchflächen wurden Aufnahmen mit einem Rasterelektronenmikroskop angefertigt.

Ergebnisse

Im paarweisen Vergleich erreichen die Clearfil Universal Bond Quick Gruppen jeweils signifikant höhere Haftwerte als die Syntac Gruppen (p -Wert $\leq 0,05$), abgesehen von der Gruppe Cl3, deren Werte unter denen von Sy3 liegen, jedoch nicht signifikant abweichen. Bei der Verwendung von Syntac erzielt die Gruppe mit drei dünneren Inkrementen bessere Dentinhaftwerte als die Gruppen mit zwei dickeren Inkrementen, während bei der

Verwendung von Clearfil Universal Bond Quick das gegenteilige Ergebnis beobachtet wird. Innerhalb der Syntac Gruppen zeigen sich keine signifikanten Unterschiede in den Haftwerten zwischen der Verwendung von dem chromadaptiven Komposit oder dem Blocker in der Schicht zum Dentin ($p\text{-Wert} > 0,05$). Im Gegensatz dazu weist die Gruppe in Kombination mit Clearfil Universal Bond Quick ohne den Blocker signifikant höhere Werte auf ($p\text{-Wert} \leq 0,05$).

Schlussfolgerung

Das „no wait“ Universaladhäsiv Clearfil Universal Bond Quick erzielt in der Self-Etch-Technik höhere Dentinhaftwerte als das Drei-Flaschen-Adhäsiv Syntac im Etch-and-Rinse-Modus. Die Zeitersparnis durch die „no wait“ Strategie des Universaladhäsivs erwies sich in vorliegender Studie als vorteilhaft. Die Inkrementtechnik sollte an das gewählte Adhäsivsystem angepasst werden. Der Verzicht auf einen Blocker führt bei Anwendung von Clearfil Universal Bond Quick zu einer Verbesserung der Dentinhaftung.

Abstract

Aim of the study

The aim of this study was to experimentally analyze the effect of a “no wait” universal adhesive in self-etch mode compared to a conventional, multi-step etch-and-rinse adhesive on the dentin bond, taking into account different composite layer thicknesses. Within the in vitro study, the tensile strength of the dentin bond was compared using Syntac (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) and Clearfil Universal Bond Quick (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japan), each applied in combination with the single-shade composite LC Chrome and the blocker LC Block (S&C Polymer, Elmshorn, Germany).

Material and methods

For the study, 40 human third molars free of caries and restorations were prepared with class I cavities. In the eight randomly assigned test groups, the multi-bottle adhesive Syntac was used in the groups Sy1 - Sy4 using the etch-and-rinse technique, whereas the “no wait” universal adhesive Clearfil Universal Bond Quick was used in the groups C11 - C14 in self-etch mode. All cavities were filled with LC Chrome and LC Block in varying composite layer thicknesses. The teeth were then sawn into sticks and the dentin bond strength was determined during a microtensile test. Fracture surfaces were visualized using a scanning electron microscope.

Results

In pairwise comparison, the Clearfil Universal Bond Quick groups showed significantly higher dentin bond strength values than the Syntac groups (p -value ≤ 0.05), except for group C13, whose values were lower than those of Sy3 but did not differ significantly. When using Syntac, the group using three thinner increments achieved better dentin bond strengths than groups with two thicker increments, whereas the opposite result was observed when using Clearfil Universal Bond Quick. Within the Syntac groups, there were no significant differences in the bond strength depending on whether the single-shade composite or the blocker was used as the bottom layer (p -value > 0.05). In contrast, in

combination with Clearfil Universal Bond Quick the group without the blocker achieved significantly higher values (p-value ≤ 0.05).

Conclusion

The “no wait” universal adhesive Clearfil Universal Bond Quick achieves higher dentin bond strength in self-etch mode compared to the three-bottle adhesive Syntac applied in the etch-and-rinse mode. Saving time with the help of the “no wait” strategy of the universal adhesive provides an advantage in the present study. The incremental layering technique should be adapted to the selected adhesive system. Avoiding the blocker resulted in better dentin bond strength when using the universal adhesive Clearfil Universal Bond Quick.

1 Einleitung

„Die Füllung eines Zahns sollte so gestaltet sein, dass sie ein Leben lang hält [23].“ Anhand dieser Aussage des Zahnarztes Dr. G. V. Black aus dem Jahr 1914 wird deutlich, dass die Entwicklung langlebiger Füllungsmaterialien und deren korrekte Anwendung schon lange im Interesse der Forschung steht. Die Zahnmedizin durchlebte in den vergangenen Jahrzehnten einen Wandel geprägt von wachsenden Ansprüchen der Patienten aber auch der Behandler selbst. Vor allem im Bereich der Füllungsmaterialien vollzog sich ein Paradigmenwechsel von Amalgamfüllungen hin zu Kompositen – zuletzt angetrieben durch den Beschluss eines europaweiten Verbotes von Dentalamalgam ab 2025 [50, 58, 66, 103, 121, 124, 163]. Auch der gestiegene ästhetische Anspruch der Patienten bezüglich zahnfarbener Restaurationen und die stetige Weiterentwicklung in der dentalen Materialforschung trägt zu einer verstärkten Nachfrage nach Kompositen bei [124]. Die vielfältigen Eigenschaften der Komposite ermöglichen breite Behandlungsmöglichkeiten sowohl im Front- als auch im Seitenzahnbereich [63]. Durch die Möglichkeit einer defektorientierten und minimalinvasiven Präparation kann die Resthartschubstanz geschont werden [77, 121].

Die Realisierung dieser Vorteile erfordert jedoch die Einhaltung einer präzisen Anwendungstechnik, insbesondere zur Optimierung des Komposit-Haftverbundes [70]. So sollte zur Reduktion der Aushärtungsspannung und der Bildung von Randspalten das Komposit in einer angepassten Schichttechnik, bestehend aus dünnen Inkrementen, in die Kavität appliziert werden [146, 180]. Vor allem aber trägt der adhäsive Verbund zwischen dem Komposit und der Zahnhartschubstanz maßgeblich zum Erfolg der Kompositfüllung bei. Besonders schwierig gestaltet sich hierbei die Haftung zum Dentin. Aus diesem Grund hat die Weiterentwicklung von Adhäsivsystemen einen wesentlichen Beitrag zur Effizienz des Dentinhaftverbundes und damit zur Langlebigkeit von Kompositrestaurationen geleistet [205]. Die Auswahl eines geeigneten Adhäsivsystems kann in der heutigen schier unendlichen Produktvielfalt für die Anwender jedoch überfordernd sein [88, 205].

Durch sogenannte mehrschrittige Etch-and-Rinse-Adhäsive, bei deren Anwendung im ersten Schritt die gesamte Kavität mit Phosphorsäure geätzt wird, kann eine suffiziente Verbindung zwischen Restauration und Zahnhartschubstanz hergestellt werden. Der Wunsch nach anwenderfreundlichen, schnelleren Lösungen brachte Self-Etch-Systeme hervor, die ein simultanes Ätzen und Primieren ohne ein zusätzliches Ätzelgelen erlauben [204].

Weitergeführt wurde die Entwicklung durch die Einführung der weniger techniksensitiven Universaladhäsive, welche die Vorteile von Etch-and-Rinse- und Self-Etch-Adhäsiven in einem All-in-one-Produkt vereinen [212].

Das zeitintensive und techniksensitive Legen einer adhäsiven Kompositfüllung muss mit dem steigenden ökonomischen Druck in Zahnarztpraxen in Einklang gebracht werden [49, 124]. Daher rücken zunehmend Materialien in den Fokus, die darauf ausgelegt sind, eine noch einfachere und schnellere Applikation zu erlauben [45, 92]. So wurden spezielle „no wait“ Universaladhäsive entwickelt, die eine Applikation ohne eine zusätzliche Einwirkzeit versprechen. Auch das Angebot von chromadaptiven Kompositen, die sich durch ihren universellen Farbton automatisch an die Zahnfarbe anpassen können, ermöglicht die Reduzierung von wertvoller Behandlungszeit, bei gleichzeitiger Wahrung der modernen ästhetischen Ansprüche.

Es stellt sich jedoch die Frage, ob sich durch das Einsparen von Arbeitsschritten eine mindestens so gute Leistungsfähigkeit wie durch konventionelle Praktiken erreichen lässt. Daher hat vorliegende In-vitro-Studie zum Ziel, den Einfluss des „no wait“ Universaladhäsivs Clearfil Universal Bond Quick (Hrst.: Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japan), im Folgenden CUQ, im Vergleich zu dem konventionellen Etch-and-Rinse-Adhäsiv Syntac (Hrst.: Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) auf den Dentinhaftverbund zu untersuchen – jeweils in Kombination unterschiedlicher Inkrementstärken des chromadaptiven Komposits LC Chrome mit oder ohne Applikation des Blockers LC Block. Die gewonnenen Erkenntnisse können zur Weiterentwicklung von Kompositen, Adhäsiven und Füllungstechniken und zu einem gesteigerten Verständnis für den Mechanismus der Adhäsivtechnik beitragen. Langfristig kann so die Qualität und Langlebigkeit zahnmedizinischer Restaurationen optimiert werden, um den Anforderungen einer modernen und patientenzentrierten Zahnmedizin gerecht zu werden.

2 Theoretischer und konzeptioneller Hintergrund

2.1 Komposite

2.1.1 Komposite als moderne Füllungsmaterialien

In der Zahnheilkunde werden zahnfarbene, plastische Füllungsmaterialien als Komposite bezeichnet [68, 92]. Sie sind aus der modernen, restaurativen Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken und haben sich aufgrund ihrer guten klinischen Ergebnisse als primäres Füllungs- und Aufbaumaterial etabliert [74]. Da Komposite adhäsiv mit der Zahnhartsubstanz verklebt werden, besitzen sie gegenüber klassischen Füllungsmaterialien wie Amalgam den Vorteil, dass nur eine minimalinvasive Präparation notwendig ist und der Zahn somit nicht zusätzlich strapaziert wird [134].

Der Begriff „Komposit“ leitet sich von dem lateinischen Wort „compomere“ ab, welches mit „zusammensetzen“ übersetzt werden kann. Dies verdeutlicht, dass sich Komposite aus einer organischen Polymermatrix, einer anorganischen Füllstoffkomponente und einer Verbundphase zusammensetzen [68, 92, 120]. Die Matrix umfasst Monomere, Initiatoren, Inhibitoren, Pigmente und weitere Additiva [92]. Als Monomer wird heutzutage meist das von Bowen 1962 eingeführte Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat (im Folgenden Bis-GMA, siehe Abbildung 1) oder Urethandimethacrylat (im Folgenden UDMA) beigefügt [20]. Da Bis-GMA hochviskös ist und die Verarbeitung des Komposits erschweren würde, wird häufig das niedrigvisköse Comonomer Triethylenglycoldimethacrylat (im Folgenden TEGDMA) zur Verdünnung hinzugefügt [68]. Die Monomere bestehen aus zwei Methacrylsäureester-Resten, welche durch ein organisches Zwischenglied miteinander verbunden sind. Dabei beeinflusst das Zwischenglied die mechanischen Eigenschaften wie Schrumpfungsgrad, Viskosität oder Wasserabsorption [92]. Je nach Mischungsverhältnis der Monomere lassen sich Zug- und Biegefestigkeit sowie das Elastizitätsmodul des Komposits beeinflussen [13, 67].

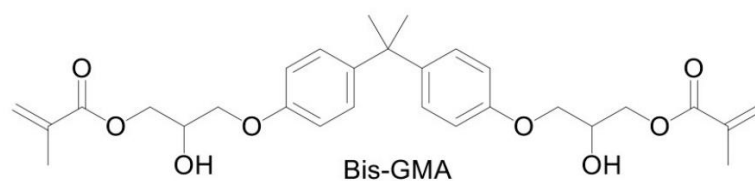


Abbildung 1: Strukturformel von Bis-GMA [187]

Die anorganische Phase setzt sich aus den Füllkörpern zusammen, welche aus Siliziumdi- oder Aluminiumoxiden bestehen [55]. Sie verbessern die mechanischen Eigenschaften des Materials in Bezug auf die Abrasionsbeständigkeit, Röntgenopazität, Polierbarkeit und Ästhetik und reduzieren darüber hinaus die Schrumpfung während der Kunststoff-aushärtung [98]. Die Verbundphase besteht aus Silanen, die eine chemische Bindung der organischen Matrix und der anorganischen Füllkörper mittels Silanisierung ermöglichen [92].

Die verwendeten Füllkörper lassen eine Einteilung der Komposite hinsichtlich ihrer Größe in Makrofüller-, Mikrofüller-, Hybrid- und die neueren Nanokomposite zu [67, 92]. Hierbei weisen Makrofüllerkomposite mit ihren großen beigemischten Partikeln zwar eine hohe mechanische Belastbarkeit auf, eine Hochglanzpolitur ist aber nicht durchführbar. Eine raue Oberfläche mit verstärkter Plaque-Akkumulation ist die Folge [68, 92, 144]. Mikrofüllerkomposite hingegen lassen sich zwar gut polieren, zeichnen sich aber mitunter durch eine geringere Stabilität und eine höhere Aushärtungsschrumpfung aus [92]. Im Zuge der Entwicklung der Hybridkomposite konnte durch die Mischung von Makro- und Mikropartikeln ein guter Kompromiss aus Festigkeit und Polierbarkeit erreicht werden [92]. Die Viskosität lässt eine weitere Einteilung in hochvisköse, stopfbare Komposite und niedrigvisköse, fließfähige Komposite zu. Bei den fließfähigen Kompositen ist im Gegensatz zu den stopfbaren Kompositen der Füllkörperanteil herabgesetzt, was sich jedoch in einer Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften bemerkbar macht [19]. Diese Art von Kompositen eignen sich gut für sehr kleine Füllungen oder als Lining, da sie aufgrund ihrer Fließfähigkeit Unebenheiten am Kavitätenboden ausgleichen können [19].

Zahlreiche Studien beschreiben die hohe klinische Leistungsfähigkeit von modernen Kompositen. So ist die mittlere Überlebensrate von Kompositfüllungen mit acht bis zehn Jahren und einer jährlichen Verlustquote von ein bis zwei Prozent anzugeben. Die Wahrscheinlichkeit von Misserfolgen ist bei Kompositrestaurationen demnach als recht gering zu bewerten [68]. Die klinischen Ergebnisse sind jedoch abhängig von Faktoren, wie dem verwendeten Haftvermittlersystem, der Füllungstechnik und dem handwerklichen Geschick bei der Verarbeitung [107]. Ausreichende Langzeitstudien zu aktuellen Kompositen unter Verwendung von modernen Adhäsivsystemen stehen jedoch noch aus [68].

2.1.2 Volumenschrumpfung durch Polymerisation

Damit Komposite aus einer flüssigen in eine kristalline Phase übergehen, müssen sie durch Licht ausgehärtet werden. Dieser Prozess wird als Polymerisation bezeichnet. Dabei wandeln sich die einzelnen Monomere des Komposits durch Bestrahlen mit einer zahnärztlichen Polymerisationslampe in ein Polymer um [20, 138, 162]. Die Polymerisation gliedert sich dabei in drei Phasen, bestehend aus Initiation, Kettenwachstum und Termination [20].

Während der Initiationsphase wird durch die Absorption von blauem Licht der Wellenlänge 440 - 470 nm ein Fotoinitiator angeregt und folglich werden Radikale freigesetzt [92]. Häufig kommt bei den lichthärtenden Kompositen der Fotoinitiator Campherchinon zum Einsatz, dessen Absorptionsmaximum bei 468 nm liegt [64, 68]. Die Radikale interagieren mit den Kohlenstoff-Doppelbindungen der Methacrylatmonomere und starten das Kettenwachstum, die sogenannte Kettenpolymerisation [138]. Die Polymerisation stoppt, sobald alle Radikale reagiert haben. Es kommt zur Termination. Je mehr Monomere umgewandelt werden, desto höher ist der Polymerisationsgrad und desto besser wirkt sich dies auf die Eigenschaften des Polymers aus [65].

Der wesentliche Nachteil bei der Polymerisation von Kompositmaterialien besteht in der Polymerisationsschrumpfung, bei welcher der Kunststoff während der Aushärtung an Volumen verliert [24, 105, 159]. Diese Volumenverringerung ist auf den sich reduzierenden Abstand zwischen den Molekülen beim Übergang der Monomere in ein vernetztes Polymergitter zurückzuführen [62]. Bei modernen, stopfbaren Kompositen beträgt die Schrumpfung etwa ein bis drei Volumenprozent [92]. Die im Komposit enthaltenen Füllkörper schrumpfen selbst jedoch nicht, weshalb ein hoher Füllstoffgehalt mit einer verminderten Schrumpfung einhergeht [130]. Die Problematik der Polymerisationsschrumpfung besteht darin, dass sie zu Spannungen und Rissen in der Kunststoff-Restaurationsführung führen kann, wodurch letztendlich Höckerfrakturen und Haftungsprobleme zwischen Füllung und Zahn resultieren können [20]. Eine mögliche Folge ist eine Sekundärkaries [20, 119]. Aber auch Füllungsverluste, Verfärbungen des Füllungsrandes und postoperative Hypersensibilitäten können folgen [20, 67, 92].

Bei der Polymerisation der Monomere ist die Lichtintensität und die Wellenlänge entscheidend für die gleichmäßige und vollständige Durchhärtung der Zahnfüllung [215].

Wichtig ist es daher, die Lichtquelle sowie die Belichtungszeit optimal auf die verwendeten Materialien abzustimmen [92, 175]. So kann beispielsweise nicht polymerisiertes Füllungsmaterial am Kavitätenboden den Haftverbund stören und die Zahnpulpa irritieren [33, 92]. Die Belichtungsdauer ist abhängig von verschiedenen Faktoren, wie der Art der verwendeten Lichtquelle, der Lichtleistung der Lampe und dem Abstand der Polymerisationslampe zur Füllung. Aber auch die Zusammensetzung und Farbe des Komposits sowie die Schichtdicke der Füllung beeinflussen die notwendige Bestrahlungszeit [92, 185]. Besegato et al. konnten in ihrer Studie zeigen, dass eine geringere Bestrahlungsstärke kombiniert mit einer längeren Bestrahlungszeit zu einer kleineren Polymerisationsschrumpfung führt, unabhängig von der Kompositzusammensetzung [22]. Verglichen mit schwächeren Aushärtungslampen lässt sich die Aushärtungszeit durch die Verwendung von modernen Hochleistungspolymerisationslampen halbieren [68]. Obwohl moderne Materialien darauf abzielen, die Schrumpfung möglichst auf ein Minimum zu begrenzen, geben die noch immer recht hohen Zahlen an Sekundärkaries-Fällen Anlass zur Sorge [123, 124, 136]. Das Ziel, Kunststoffe mit einer minimalen Polymerisationsschrumpfung zu entwickeln, bleibt daher nach wie vor relevant.

2.1.3 Der Einfluss des C-Faktors auf die Schichttechnik

Die Spannung, die während der Polymerisation entstehen kann, wird maßgeblich durch den Konfigurationsfaktor, den sogenannten C-Faktor, beeinflusst. Definiert wird der C-Faktor als der Quotient aus gebundenen Oberflächen einer Kompositfüllung, also jenen Flächen mit Kontakt zur Kavitätenwand, zu ungebundenen Oberflächen, die nicht direkt an die Kavität angrenzen [61]. Je mehr Oberflächen der Füllung an den Zahn gebunden sind, desto höher ist der C-Faktor und dementsprechend weniger gut kann das Material Schrumpfungsspannungen kompensieren [61]. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Polymerisationsspannung vor allem an den ungebundenen Oberflächen abgebaut wird. Dieses Wissen ist vor allem bei der Behandlung von tiefen Kavitäten oder auch mehrflächigen Füllungen von hoher Relevanz. Bei einer Klasse-I-Kavität liegt nur *eine* ungebundene Fläche vor, weshalb der C-Faktor höher ist als beispielsweise bei einer Klasse-II-Kavität [68].

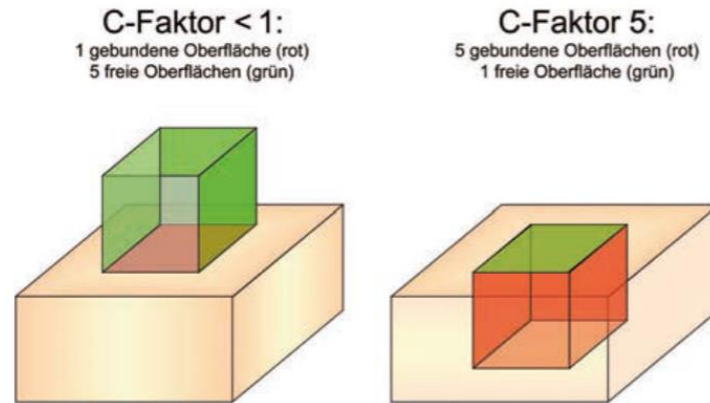


Abbildung 2: Visualisierung des C-Faktors [67]

Die Nichtbeachtung des C-Faktors mittels einer ungeeigneten Applikationstechnik kann Spaltbildungen begünstigen [41], die im weiteren Verlauf zu einer Sekundärkaries oder zu einer Ablösung der Füllung von der Zahnhartsubstanz führen kann [146]. Bei der Einbringung des Komposits sollte daher immer der C-Faktor mitberücksichtigt werden [68]. Um die Polymerisationsspannung möglichst gering zu halten und eine vollständige Aushärtung des Komposits auch in der Tiefe zu gewährleisten, hat sich die Inkrementtechnik durchgesetzt [92]. Bei dieser wird das Komposit schichtweise in etwa 1 - 2 mm dicken Schichten eingebracht und jeweils einzeln ausgehärtet [67, 92]. Die Herstellerangaben zur maximalen Schichtdicke sind hierbei unbedingt zu befolgen. Denn bei Inkrementen von zu großer Dicke besteht die Gefahr, dass sie nicht vollständig aushärten, da sich die Strahlungsstärke der Polymerisationslampe exponentiell zur Eindringungstiefe verringert [67]. Die Art und Weise wie die Inkremente positioniert werden, kann sich dabei unterscheiden [146]. Die Technik der schrägen Schichtung ist dabei üblich (siehe Abbildung 3), wobei auch hier darauf geachtet werden muss, dass die Schichtstärke maximal 2 mm dick ist [188]. Es gilt, dass die erste Schicht immer am besten an der Zahnhartsubstanz haftet [68].



Abbildung 3: beispielhafte Schrägschichtung in Inkrementtechnik [46]

In vielen Studien wird von einer verringerten Randspaltbildung, einer höheren Biegefestigkeit und einer geringeren Höckerdeformation bei der Applikation von dünnen Schichten anstelle von einer dickeren Schicht berichtet [146]. He et al. heben hervor, dass ein Vorteil der Schichttechnik darin besteht, dass die Volumenschrumpfung jedes einzelnen Inkrements durch wieder nachfließendes Komposit ausgeglichen werden kann [90]. Auch scheint die Aushärtungsqualität bei kleineren Schichten besser zu sein [168]. Zudem ermöglicht die Inkrementtechnik ein besser zu kontrollierendes Auftragen und Aushärten der einzelnen Schichten. Gleichzeitig kann durch die Verwendung von opaken und oberflächlichen, transluzenten Schichten gezielt die Farbgebung des Zahns nachgeahmt werden, was einen ästhetischen Vorteil bringt [104, 118].

Obwohl die Inkrementtechnik in der Theorie recht einfach klingt, so ist sie in der Praxis zeitweise etwas schwieriger umzusetzen. Denn nicht immer ist es möglich, die Inkremente optimal zu platzieren und das Komposit suffizient an die Kavitätenwände zu adaptieren. Zusätzlich gestaltet sich die Technik aufgrund ihrer vielen Einzelschritte als sehr zeitaufwendig und techniksensitiv, da sich Fehler wie unbeabsichtigte Lufteinschlüsse, Kontamination oder eine unzureichende Trockenlegung akkumulieren können [60]. Abweichend von der allgemeinen Auffassung kamen Versluis et al. zu dem Schluss, dass sich der Polymerisationsstress der einzelnen Schichten aufsummiert und folglich die Inkrementtechnik eine größere Polymerisationsschrumpfung verursacht [210]. Nichtsdestotrotz hat sich die Inkrementtechnik in der Klinik aufgrund der oben beschriebenen Vorteile bewährt und kann auch noch heute bei der Verwendung von klassischen Kompositen als Goldstandard angesehen werden [146, 164].

2.1.4 Bulk-Fill-Komposite als Alternative zur Inkrementtechnik

Um den Problemen der Inkrementtechnik zu entgehen, wurden sogenannte Bulk-Fill-Komposite entwickelt. Diese können in dickeren Schichten von bis zu 4 mm appliziert werden und stellen somit eine wichtige Erweiterung innerhalb der Restaurationstechnologie dar [92, 192]. Durch die Verwendung von Bulk-Fill-Kompositen kann das Legen einer Füllung vereinfacht und zeitlich verkürzt werden, da zusätzliche Polymerisationszyklen entfallen [21, 192]. Dies ist nicht nur für den Behandler von Vorteil, sondern erhöht auch den Komfort für den Patienten.

Möglich ist eine ausreichende Polymerisation durch die spezielle Zusammensetzung des Komposits. Aufgrund der Verwendung von entsprechenden Füllkörpern, wird die Transluzenz optimiert, wodurch Licht leichter auch tiefere Schichten erreicht [92, 192]. Aufgrund dessen schneiden Bulk-Fill-Komposite jedoch etwas schlechter hinsichtlich der Farbe ab [92]. Diese ästhetischen Gesichtspunkte müssen vor allem bei der Anwendung im sichtbaren Bereich berücksichtigt werden. Im Seitenzahnbereich ist dies aber vor allem bei hellen Zahnfarben noch akzeptabel [34, 67].

Zahlreiche Studien belegen, dass Bulk-Fill-Komposite klinisch gut abschneiden und mittlerweile eine adäquate Alternative zu herkömmlichen Kompositen darstellen [17, 18, 84, 201–203]. Hinsichtlich der Randabschlüsse zeigt die Bulk-Fill-Technik im Vergleich zu der Inkrementtechnik gleich gute oder sogar überlegene Ergebnisse [8, 87, 167]. Die Haftkraft zur Zahnhartsubstanz ist bei Anwendung der Bulk-Fill-Komposite also nicht zwangsläufig schlechter [3]. Auch fallen die Ergebnisse bezüglich der Polymerisations-schrumpfung bei Bulk-Fill-Kompositen positiv aus: Verglichen mit konventionellen Kompositen weisen sie eine ähnliche oder sogar reduzierte Schrumpfung auf [1, 9, 193]. Allerdings existieren bisher nur wenige In-vivo-Langzeitstudien zu Bulk-Fill-Kompositen [92, 202].

2.1.5 Automatische Farbanpassung durch chromadaptive Komposite

Die Auswahl eines geeigneten Kompositfarbtons bestimmt maßgeblich den ästhetischen Erfolg einer Füllung. Da sich Dentin und Schmelz hinsichtlich ihrer Farbe, ihrer Transluzenz und auch ihrer Eigenschaften unterscheiden, ist es naheliegend, dass sich auch Komposite je nach zu versorgender Zahnstruktur diesbezüglich anpassen müssen [115]. Herkömmliche Komposite sind in mehreren Farbtönen erhältlich, wodurch sich bei der Auswahl des passenden Farbtons sowie bei dem teilweise notwendigen Schichten in unterschiedlichen Farben sowohl die Behandlungsdauer als auch die Kosten der Behandlung erhöhen. Um diesen Mehraufwand zu reduzieren, haben einige Unternehmen Komposite entwickelt, die sich automatisch an die Farbumgebung des Zahns anpassen können [140, 155]. Diese sogenannten chromadaptiven Komposite werden in nur einem universellen Farbton angeboten, im Gegensatz zu den klassischen, mehrfarbigen Kompositen. Sie vereinfachen den Arbeitsablauf und minimieren potenzielle Fehlerquellen bei der Farbauswahl. Zusätzlich zielt der Verzicht auf unterschiedliche Kompositfarben darauf

ab, den Bestell- und Lagerungsaufwand sowie den Materialverfall zu minimieren, da für sämtliche Füllungen nur noch ein einheitliches Komposit benötigt wird [4, 56].

Die automatische Farbanpassung beruht auf physikalischen Prinzipien: Durch die Lichtbrechung an Füllkörpern im Nanometerbereich, werden Farbtöne im gelben bis roten Bereich erzeugt, welche dem natürlichen Zahnfarbspektrum entsprechen [4, 56]. Dieses auch als Chamäleon-Effekt bezeichnete Phänomen der Farbanpassung basiert daher nicht auf dem Zusatz chemischer Farbstoffe, sondern auf der Interaktion des Lichts mit den Füllstoffpartikeln [4, 145].

Laut aktuellen Studien liefern chromadaptive Komposite insbesondere bei kleinen Kavitäten und helleren Zahnfarben ästhetisch zufriedenstellende Resultate [145, 169]. Bei der Versorgung eines Frontzahns mit einem Komposit besteht jedoch das Risiko, dass der dunkle Mundraum durch die Restauration hindurchschimmert. Die Füllung wirkt dann gräulich [68]. Auch bei größeren Restaurationen oder verfärbten Zähne können Komposite hinsichtlich der Ästhetik an ihre Grenze kommen. Um diesem Problem zu begegnen wurden spezielle, opake Komposite, sogenannte Blocker, entwickelt. Werden diese in einer dünnen Schicht unter einem chromadaptiven Komposit aufgetragen, können sie Verfärbungen effektiv maskieren [4, 56].

Das in dieser Arbeit verwendete lichthärtende, chromadaptive Komposit ist LC Chrome sowie der Blocker LC Block des Unternehmens S&C Polymer (Elmshorn, Deutschland). LC Chrome eignet sich laut Hersteller zur universellen Versorgung von Front- und Seitenzahnrestorationen und weist eine zahnähnliche Opaleszenz auf. Es soll in maximal 2 mm dicken Schichten appliziert werden. LC Block ist laut Hersteller speziell dafür entwickelt worden, in Kombination mit LC Chrome Zahnverfärbungen zu überdecken und ausgedehnte Frontzahnkavitäten vor der Mundhöhle zu maskieren. Hier ist eine Maximalschichtstärke von 1 mm vorgesehen. Die Inhaltsangaben sind in Tabelle 1 aufgeführt [178].

Komposit	Inhaltsstoffe
LC Chrome	dimethacrylatbasierte Harze, anorganische Füllstoffe* mit einer Partikelgröße < 0,2 µm, Gesamtfüllstoffgehalt 80 Gew.-% und 75 Vol.-%, Röntgensichtbarkeit 200 % Aluminium
LC Block	dimethacrylatbasierte Harze, anorganische Füllstoffe* mit einer Partikelgröße < 0,2 µm, Gesamtfüllstoffgehalt 80 Gew.-% und 76 Vol.-%, Röntgensichtbarkeit 200 % Aluminium

* Die genaue Zusammensetzung der anorganischen Komponente wurde vom Hersteller nicht veröffentlicht.

Tabelle 1: Inhaltsangaben von LC Chrome und LC Block laut Hersteller [177]

2.2 Komposithaftung

2.2.1 Schmelzhftung durch Phosphorsäureätzung

Zahnschmelz ist das härteste Gewebe des menschlichen Körpers [92, 213]. Es besteht zu 96 Prozent aus anorganischem Hydroxylapatit, das sich zu Schmelzprismen formt. Der Rest teilt sich auf Wasser und organische Bestandteile auf [213]. Um eine effektive Haftung zwischen Schmelz und Restauration zu gewährleisten, ist es erforderlich, dass der Schmelz durch chemische oder mechanische Maßnahmen konditioniert wird [92]. Mit der Einführung der Phosphorsäureätzung 1955 durch Buonocore konnte ein bedeutender Fortschritt in der Schmelzhftung erzielt werden und der Grundstein der modernen Adhäsivtechnik gelegt werden [27, 29, 68]. Das Ätzen des Schmelzes mit 30- bis 40-prozentiger Phosphorsäure bewirkt die Auflösung der kristallinen Struktur des Hydroxylapatits, wodurch mikroskopische Retentionsstellen gebildet werden [67]. Die Schmelzoberfläche wird dabei um etwa 10 µm irreversibel abgetragen und bis zu einer Tiefe von bis zu 50 µm aufgeraut, wodurch ein Ätzmuster entsteht [92, 153, 165]. Durch das Mikroretentionsrelief kann der Haftvermittler die Schmelzporen tiefer penetrieren und ermöglicht somit eine langanhaltende mikromechanische Retention [29, 92]. Zusätzlich wird durch die Konditionierung die Kavitätenoberfläche gereinigt und die Oberflächenenergie erhöht [67, 165]. Durch die Schmelzätzung wird eine ausreichende Langzeithftung zwischen Zahn und Restauration erzielt, die auch der Polymerisationsschrumpfung standhalten kann [68]. Klinische Studien belegen die problemlose Bindung von Komposit an Schmelz [45, 153]. Die Verwendung von Phosphorsäure zur Konditionierung wird seit vielen Jahrzehnten als klinisch unbedenklich betrachtet [85, 220].

2.2.2 Dentinhaftung als Problemfaktor

Anders als Schmelz besteht Dentin nur zu etwa 70 Gewichtsprozent aus anorganischem Hydroxylapatit, zu 20 Prozent aus organischer Matrix und Wasser [213]. Dentin ist nicht in Prismen aufgebaut, sondern weist unterschiedlich dicht angeordnete Apatitkristalle auf [92]. Verglichen mit dem hochmineralisierten Schmelz ist Dentin aufgrund der mit Dentinliquor gefüllten Dentintubuli durch eine erhöhte Feuchtigkeit und Porosität charakterisiert [20, 92]. Zudem bildet sich auf Dentin während der Kariesexkavation und Präparation eine kollagenreiche Schicht, die Schmierschicht, welche unter anderem Dentin- und Schmelzpartikel, Bakterien und Wasser beinhaltet [51, 147]. Diese kann eine vollständige Benetzung der Dentinoberfläche durch einen Haftvermittler behindern [92].

Diese komplexere, tubuläre Struktur erschwert eine effiziente Verbindung zwischen der hydrophoben Komposit-Restauration und dem hydrophilen Dentin [194]. Die Vorbereitung der Kavität kann daher nicht simultan von Schmelz auf Dentin übertragen werden. Um nicht nur den Schmelz als Haftfläche nutzen zu können, sondern auch die Dentinoberfläche, wurden entsprechende Dentinhaftvermittlersysteme, auch Adhäsive genannt, Anfang der 80er Jahre auf den Markt gebracht. Die Entwicklung dieser Adhäsivsysteme erfolgte also sehr viel später als die Idee der Schmelz-Ätztechnik [48].

Wird Dentin geätzt, so führt die Phosphorsäure zu einer partiellen Auflösung der Hydroxylapatite und zu einer Freilegung der Kollagenfasern. In diese entmineralisierte Zone, auch Hybridschicht genannt, kann das Adhäsiv eindringen [92, 135]. Die Hybridschicht ist essenziell für einen erfolgreichen Dentinhaftverbund [92, 204]. Allerdings kann ein fehlerhaftes Feuchtigkeitsmanagement die Infiltration des Adhäsivs beeinträchtigen [67]. Während zu viel Feuchtigkeit das Adhäsiv verdünnt und die Dentin-Komposit-Bindung verschlechtert, lässt zu wenig Feuchtigkeit die Kollagenstrukturen zusammenbrechen [190]. Aus dieser Problematik heraus entstand die Idee des „wet-bonding“, bei dem die Dentinoberfläche nach Abspülen des Ätzgels nicht vollständig getrocknet wird, sondern mit einer gewissen Restfeuchtigkeit belassen wird [68, 101]. Da dies in der Praxis schwierig umzusetzen ist, weil man das bestehende Ätzmuster durch Trocknung kontrollieren möchte, hat sich die Idee weiter zum „re-wetting“ entwickelt. Hierbei wird das Dentin nach der Trocknung mit einem befeuchteten Applikator benetzt, sodass die Kollagenfasern erneut aufquellen können [101, 102]. Erfolgt kein re-wetting, so kann eine unvollständige Penetration der Oberfläche und die Ausbildung von nanoskopischen Hohlräumen die Folge sein. Dies wird auch als Nanoleakage bezeichnet und kann postoperative

Hypersensibilitäten herbeiführen und den adhäsiven Verbund zwischen Dentin und Komposit stören [67, 68]. Vor allem bei Adhäsivsystemen auf Aceton- oder Alkoholbasis ist dieses Vorgehen notwendig, da ihre Wirkung sonst herabgesetzt wird [154, 209]. Adhäsive auf Wasser- oder Wasser-Alkohol-Basis enthalten schon ausreichend Wasser zur Rehydrierung, weshalb hier auf ein re-wetting verzichtet werden kann [68, 208]. Wird das Adhäsivsystem korrekt angewendet, so verringert sich der Anteil der postoperativen Empfindlichkeiten auf weniger als fünf Prozent [68].

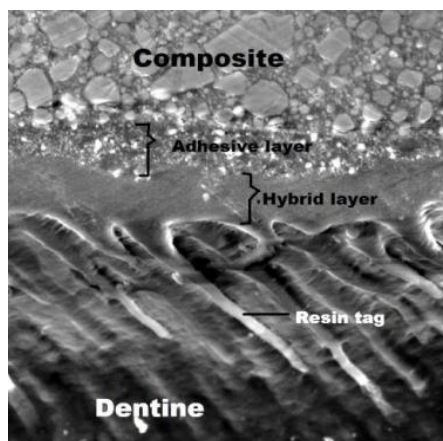


Abbildung 4: REM-Darstellung eines Komposit-Dentin-Verbunds [110]

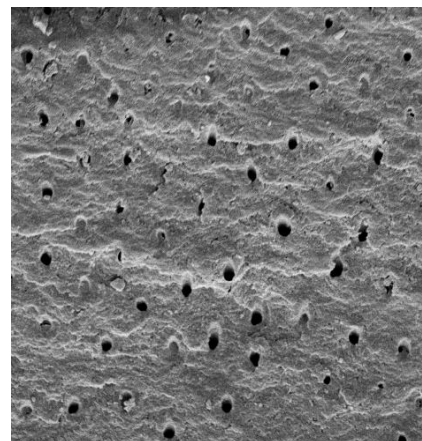


Abbildung 5: REM-Darstellung von Dentintubuli 1000-fach vergrößert [Eigene Aufnahme]

2.3 Adhäsivsysteme

2.3.1 Adhäsiver Verbund als bedeutender Einflussfaktor

Aufgrund der nicht bestehenden Eigenadhäsion von Komposit zu Schmelz oder Dentin revolutionierte die Entwicklung von Adhäsiven die restaurative Zahnmedizin [7]. Die Adhäsion beschreibt hierbei, dass zwei Materialien unter engem Kontakt von etwa 0,1 nm aneinander haften [28, 67, 68]. Die Haftung an der Zahnhartsubstanz ist dabei weitestgehend mikroretentiven Ursprungs [204]. Der Begriff „Adhäsiv“ bezeichnet hierbei das eigentliche Adhäsivsystem mit all seinen Komponenten [68]. Das Adhäsiv dient dazu, die Polymerisationsschrumpfung des Komposits aufzufangen sowie den verschiedenen Wärmeausdehnungskoeffizienten des Zahns entgegenzusteuern, um einen dauerhaften Restorationsverbund zu schaffen [68, 92, 205]. Ohne diesen adhäsiven Verbund würden während der Polymerisation Spalten am Randbereich der Füllung entstehen, in die Speichel und Bakterien einfließen könnten [92, 119]. Aus diesem Adhäsionsverlust heraus kann sich also als potentieller Hauptnachteil eine

Sekundärkaries bilden [92, 119]. Neben der Beisteuerung zu einer suffizienten Haftung des Füllungsmaterials an der Zahnhartsubstanz müssen Adhäsive darüber hinaus diversen Anforderungen standhalten, wie einer schnellen und benutzerfreundlichen Anwendung und einer biokompatiblen Materialwahl [68].

Das Adhäsiv fungiert als Vermittler zwischen der hydrophilen Dentinoberfläche und dem hydrophoben Komposit [92]. Dies ist durch die Verwendung eines amphiphilen Primers und eines Bonding Agents möglich, das an Komposit binden kann. Die Funktionsweise kann anhand eines klassischen, mehrschrittigen Adhäsivsystems erläutert werden: Es gilt dabei zu beachten, die Kavität während des gesamten Adhäsivprozesses frei von Speichel, Blut und Sulkusflüssigkeit zu halten, damit das Adhäsiv vollständig penetrieren und wirken kann [67]. Nach Konditionieren, Abspülen und Trocknen der Kavität wird ein Primer appliziert. Der Primer beinhaltet ein Molekül, zum Beispiel Hydroxyethylmethacrylat (im Folgenden HEMA) oder TEGDMA, das sowohl hydrophobe als auch hydrophile Eigenschaften aufweist. Der hydrophile Anteil ermöglicht die Infiltration des Primers in das feuchte Kollagenetzwerk. Der hydrophobe Teil dient dazu, dass das ebenfalls hydrophobe Bonding Agent binden kann [68, 92]. Des Weiteren sind dem Primer Lösungsmittel wie Wasser, Aceton oder Alkohol beigelegt [92]. Anschließend wird das Bonding Agent aufgetragen, welches der Stabilisierung des Kollagenflechts dient. Es besteht aus Monomeren wie Bis-GMA oder UDMA und infiltriert das vom Primer vorbereitete Dentin. Innerhalb der eröffneten Dentintubuli bildet das Bonding Agent Kunststoff-Tags, die für die interkristalline Retention und Haftung verantwortlich sind [29, 92].

Studien zeigen, dass Behandlungen von verschiedenen Zahnärzten mit Anwendung desselben Adhäsivs zu unterschiedlichen Ergebnissen in Bezug auf die Haftung führen können [25]. Primär ist die korrekte Durchführung der Konditionierung und Adhäsion entscheidend, sodass eine optimale Haftung gewährleistet werden kann und somit postoperative Empfindlichkeiten, Mikrorisse und eine Sekundärkaries vermieden werden können [92].

2.3.2 Weiterentwicklung der Adhäsive

Seit der Einführung der Adhäsiv-Technik haben Adhäsive einen enormen Wandel durchlebt. Technische Verbesserungen und Vereinfachungen in der Anwendung brachten bis

heute acht Generationen hervor [68, 209]. War die Wirkung der Adhäsive der ersten und zweiten Generation noch durch einen unzureichenden Haftverbund limitiert, so zeichnete sich die dritte Generation durch eine verbesserte Haftung am Dentin aus [68, 209]. Die vierte und fünfte Generation konzentrierte sich vor allem auf Adhäsive in Kombination mit einer totalen Schmelz- und Dentin-Ätztechnik, während in der sechsten und siebten Generation das Augenmerk auf selbststützenden Systemen lag [204, 209]. Um die Vorteile der verschiedenen Anwendungstechniken zu kombinieren, wurden in der achten Generation die Universaladhäsive eingeführt [209].

Diese generationsbedingte Klassifizierung ist heutzutage jedoch nicht mehr zeitgemäß. Präferiert wird stattdessen eine funktionelle Einteilung. Der primäre Unterschied betrifft die Technik der Konditionierung der Zahnhartsubstanz vor der Anwendung des Adhäsivs sowie die Anzahl der Anwendungsschritte [68, 209]. Auf dem Markt existieren sowohl Mehrkomponenten-Systeme als auch All-in-one-Produkte. Mehrkomponenten-Systeme können jeweils noch nach der Anzahl der Applikationsschritte unterteilt werden. So beinhaltet beispielsweise ein Vier-Schritt-Produkt als ersten Schritt das Konditionieren, als zweiten und dritten Schritt zwei verschiedene Primer und als letzten und vierten Schritt ein Bonding Agent. Etch-and-Rinse-, Self-Etch-, Selective-Etch-Systeme und die Universaladhäsive bilden eine mögliche Einteilung und werden im Folgenden näher erläutert.

2.3.3 Etch-and-Rinse-Systeme als konventionelle Lösung

Die Etch-and-Rinse-Adhäsive, auch Total-Etch-Adhäsive genannt, sind in der Zahnmedizin weit verbreitet. Sie charakterisieren sich dadurch, dass sowohl der Schmelz als auch das Dentin des zu behandelnden Zahns simultan mit Phosphorsäure konditioniert werden, bevor anschließend das Adhäsiv aufgetragen wird [67, 209]. Die simultane Applikation der Säure in die Kavität erleichtert den Konditionierungsprozess [68]. Wie der Name schon erahnen lässt, wird das Ätzgel nach dem Ätzen wieder mit Wasser abgespült, wobei die Schmierschicht abgetragen wird und eine bessere Retention des Bonding Agents im Dentin herbeigeführt wird. Das Einwirken der Phosphorsäure auf das Dentin sollte dabei keinesfalls länger als 15 - 20 Sekunden andauern, um ein Überätzen des Dentins zu vermeiden [209]. Schmelz sollte maximal für 30 Sekunden geätzt werden [67]. Um dies praktisch zu erreichen, wird empfohlen, die Säure zunächst an den peripheren Schmelzbereichen und dann zeitlich verzögert an den zentralen Dentinbereichen aufzutragen.

Andernfalls wird das Dentin in einer Tiefe demineralisiert, an der es dem Primer nicht mehr möglich ist, vollständig zu infiltrieren [67, 92]. Auch kann eine übermäßige Ätzung des Dentins zu einem Kollagenfaserkollaps führen [6, 86, 88, 209]. Aus beiden Fällen resultiert eine schlechtere Haftung [92]. Die Durchführung von mehreren Anwendungsschritten kann gegebenenfalls eine längere Zeit in Anspruch nehmen und fehleranfällig sein [211]. Mehrschrittige Etch-and-Rinse-Adhäsive sind jedoch weniger techniksensitiv als zu vermuten wäre, da aufgrund des enthaltenen Wassers das Feuchtigkeitsmanagement weniger relevant ist [68]. Wird die Etch-and-Rinse-Technik korrekt ausgeführt, so weisen Adhäsive der vierten Generation hohe Haftwerte auf und können nach wie vor problemlos im klinischen Alltag verwendet werden [68].

2.3.4 Syntac als klassischer Vertreter der Etch-and-Rinse-Adhäsive

Der Hersteller Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) bietet mit Syntac ein klassisches Etch-and-Rinse-Adhäsiv an. Es stellt ein sogenanntes Mehrkomponenten-System beziehungsweise Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-System dar, bestehend aus Syntac Primer, Syntac Adhesive und Heliobond. Dabei stellen Syntac Primer und Syntac Adhesive zwei verschiedene Primer dar und Heliobond das zugehörige Bonding Agent. Syntac findet für viele Indikationen Anwendung. So kann es für die Befestigung von Keramiken, sowie licht- und selbsthärtenden Kompositen an Schmelz und Dentin verwendet werden. In Syntac sind die Monomere Bis-GMA und TEGDMA enthalten (siehe Tabelle 2) [99, 198].

In Studien konnte gezeigt werden, dass mit Syntac vergleichsweise hohe Haftwerte erreicht werden können [67, 68]. Obwohl dies auch vergleichbar mit alternativen, modernen Adhäsiven ist, überzeugt Syntac bei der Langzeitstabilität. So stellte Krämer et al. fest, dass Syntac über einen Zeitraum von zehn Jahren zufriedenstellende Ergebnisse erzielt [109]. Allerdings ist die Oberflächenbehandlung des Dentins ein maßgeblicher Faktor in Bezug auf den Dentinhaftverbund. So sollte die Kavität im Sinne von Etch-and-Rinse vorbehandelt werden, um die mikromechanische Bindung zu stärken [68]. Aufgrund der langen klinischen Erfahrung und zahlreichen positiven Studien wird Syntac bei vielen Zahnärzten als präferiertes Adhäsivsystem angesehen [67, 68, 198]. Doch die Weiterentwicklung von neueren Adhäsiven, wie Universaladhäsiven, die mittlerweile eine ähnlich gute Haftkraft wie Syntac aufweisen [69], veranlassen dies in Frage zu stellen.

Adhäsiv	Inhaltsstoffe
Syntac Primer	Lösungsmittel: Aceton, Wasser (71 Gew.-%), Dimethacrylat (25 Gew.-%), Maleinsäure (4 Gew.-%), Stabilisator (< 0,1 Gew.-%)
Syntac Adhesive	Wasser (60 Gew.-%), Dimethacrylat (35 Gew.-%), Glutaraldehyd (5 Gew.-%), Maleinsäure (< 0,01 Gew.-%)
Heliobond	Bis-GMA (59,5 Gew.-%), Triethylenglycoldimethacrylat (39,7 Gew.-%), Stabilisatoren und Katalysatoren (0,8 Gew.-%)

Tabelle 2: Inhaltsangaben von Syntac laut Hersteller [198]

2.3.5 Vereinfachung durch Self-Etch-Systeme

Um Anwendungsfehler aufgrund der recht komplexen Feuchtigkeitskontrolle zu verringern und den Füllungsprozess zu vereinfachen, wurden Self-Etch-Adhäsive, also selbst-ätzende Systeme, entwickelt. Im Gegensatz zu Etch-and-Rinse-Adhäsiven ist in Self-Etch-Adhäsiven schon eine schwächere Säure enthalten, die in einem Schritt sowohl Schmelz als auch Dentin konditionieren kann [68]. Eine separate Ätzung mit Phosphorsäure ist somit nicht zwingend notwendig. Dass dieses anwenderfreundliche Konzept Zuspruch bei vielen Zahnärzten findet, zeigt sich an den steigenden Verkaufszahlen der Self-Etch-Systeme und der zunehmenden Stagnation der Etch-and-Rinse-Adhäsive [68].

Aufgrund der in den Self-Etch-Adhäsiven enthaltenen geringeren Säurestärke von beispielsweise vierprozentiger Maleinsäure im Vergleich zur Verwendung von 37-prozentiger Phosphorsäure, wird das Dentin milder entmineralisiert. Kollagenfasern werden daher nicht vollständig freigelegt und das Risiko eines Kollapses der Kollagenmatrix wird vermindert [216]. Trotzdem enthalten die Self-Etch-Adhäsive eine ausreichend hohe Säurestärke, um die Schmierschicht aufzulösen und das Dentin oberflächlich zu demineralisieren [68]. Da Ätzen und Primen gleichzeitig erfolgen, penetrieren die Monomere genau bis in die Tiefe, bis zu der geätzt wurde [204]. Die dünne Hybridschicht um die Kollagenfasern, die erhalten bleibt, trägt zu einer zusätzlichen chemischen Bindung zwischen Adhäsiv und Zahnhartsubstanz bei [216].

Der Wegfall des zusätzlichen Ätzschritts stellt eine Arbeitserleichterung dar [67]. Es existieren jedoch Studien, die nahelegen, dass sich die Techniksensitivität bei Self-Etch-Adhäsiven nicht unbedingt zum Positiven gewandelt hat [196, 207]. So müssen einige Self-Etch-Adhäsive mehrere Male appliziert werden, um genügend Haftung zu generieren, was die Zeitersparnis relativiert [73]. Problematisch ist zudem die Tatsache, dass

selbststützende Adhäsive eine geringere Mikrorauheit am Schmelz erzeugen als die aggressivere Phosphorsäure bei der Etch-and-Rinse-Technik, wodurch eine verminderte Retention der Restauration am Zahnschmelz resultiert [133]. Zahlreiche Publikationen belegen die signifikant geringeren Haftwerte am Schmelz bei Self-Etch-Adhäsiven im Vergleich zu den Etch-and-Rinse-Adhäsiven [57, 68, 76, 142]. Bezieht man sich dagegen auf die Dentinhaftwerte, so fallen die Ergebnisse positiver aus [142, 204]. Die Studienergebnisse sind teils jedoch sehr divers und schwanken je nach Studie und Versuchsaufbau. So kamen zum Beispiel Peumans et al. in zwei Langzeitstudien zu dem Schluss, dass Self-Etch-Adhäsive auch nach neun Jahren vergleichbare Resultate wie Etch-and-Rinse-Adhäsive erzielen [156, 158].

Um das Problem der geringeren Schmelz-Komposit-Haftung zu umgehen, wird in der Praxis häufig die Technik des selektiven Schmelzätzens angewendet [72]. Wie der Ausdruck verrät, wird hierbei nur der Schmelz selektiv vor der Anwendung des Adhäsivs mit Phosphorsäure geätzt, wohingegen das Dentin durch die mildere Säure des Self-Etch-Adhäsivs konditioniert wird [92]. Auf diese Weise erreichen Self-Etch-Adhäsive mit einer separaten Schmelz-Phosphorsäureätzung verbesserte klinische Resultate [72]. Dies muss aber nicht zwangsläufig auf alle Self-Etch-Adhäsive zutreffen [68]. Bei korrekter Anwendung stellen Self-Etch-Adhäsive mit Hilfe der selektiven Schmelzätzung dennoch eine zuverlässige und klinisch sichere Methode dar [68]. Konventionelle Mehrkomponenten-Adhäsive oder Universaladhäsive sind diesen aber überlegen [68], da das selektive Ätzen der Schmelzränder allein nicht immer ohne Fehler umsetzbar ist, wenn die Kavität beispielsweise sehr klein oder schlecht einsehbar ist [92].

2.3.6 Universaladhäsive als anwenderfreundliches All-in-one-Konzept

Um dem Wunsch nach immer benutzerfreundlicheren und schneller anwendbaren Adhäsiven nachzukommen, sind seit 2011 die ersten Universaladhäsive im Gebrauch [190]. Diese Ein-Flaschen-Systeme kombinieren die Vorteile der vorherigen Adhäsivsysteme und sind je nach klinischer Situation in jeder Ätztechnik anwendbar [79]. Eine Konditionierung des Dentins schadet bei Universaladhäsiven nicht dem Dentinhaftverbund [212]. Diese Toleranz gegenüber der Dentinätzung erleichtert die praktische Anwendung und stellt den Mehrwert dieser Adhäsive dar [68].

In Universaladhäsiven ist das vom Unternehmen Kuraray Co. Ltd. (Tokyo, Japan) entwickelte 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogen-Phosphat (10-MDP) enthalten [68], welches zum klinischen Erfolg dieser beiträgt [31, 93]. Innerhalb der Zahnhartsubstanz bindet 10-MDP an Calcium des Hydroxylapatits im Sinne einer stabilen Calcium-Phosphat-Salz-Verbindung und geht einen quervernetzten Komplex mit den Kollagenfasern in der Hybridzone ein [31, 217]. Dieser Aspekt und die hydrophobe Art des Monomers verbessern die Hydrolysebeständigkeit und die Haltbarkeit [217]. In der Studie von Hidari et al. tragen Adhäsive mit einer MDP-Komponente zu einem signifikant besseren Dentinhaftverbund bei als solche ohne entsprechendes Monomer [93]. Auch nach sechsmonatiger Lagerung zeigen diese höhere Werte [131].

Obwohl laut Herstellern jede beliebige Ätztechnik bei Universaladhäsiven eingesetzt werden kann, so herrscht in der Literatur noch Uneinigkeit über die bestmögliche Anwendung [116, 132]. So sind einige Autoren der Annahme, dass sich die Haftwerte bei unterschiedlichen Konditionierungstechniken nicht signifikant unterscheiden [38, 40, 212]. Auch gebe es keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf die Überlebensrate [116]. Bei Kavitäten mit einem geringen Schmelzanteil genügt laut Alex die Self-Etch-Technik [7]. Andere Wissenschaftler vertreten die Meinung, dass Universaladhäsive nur mit einer zusätzlichen Phosphorsäureätzung ähnlich gute Werte wie herkömmliche Systeme erreichen können [95, 191]. Cuevas-Suárez et al. präferieren dabei die Selective-Etch-Technik [39]. Konzentriert man sich auf Forschungen an sklerotischem Dentin, welches für den Haftverbund eine Herausforderung darstellt, so ist die Etch-and-Rinse-Technik der selektiven Schmelzätzung überlegen [68]. Auch die Art und Weise wie das Universaladhäsiv aufgetragen wird, kann die Haftung beeinflussen. So kamen Fujiwara et al. zu dem Schluss, dass der Haftverbund durch das Auftragen von zwei Schichten des Universaladhäsivs überlegen gegenüber nur einer Schicht ist [78]. Das Applizieren des Universaladhäsivs in reibenden Bewegungen erscheint besser als ein passives Auftragen [14].

Obwohl laut Literatur Mehrkomponenten-Systeme wie Syntac gerne noch als Goldstandard betitelt werden, zeigen derzeitige Universaladhäsive ebenso gute Randdichtigkeiten und stellen eine effiziente Alternative zu klassischen Mehrkomponenten-Adhäsiven dar [47, 68]. Durch ihre weniger techniksensitive Anwendung und einer deutlichen Zeiterparnis punkten sie bei gleichzeitig zufriedenstellendem Haftverbund [68, 79]. Daher ist es auch nicht verwunderlich, dass die Universaladhäsive Schritt für Schritt die Mehrkomponenten-Systeme verdrängen [68].

2.3.7 Clearfil Universal Bond Quick als Vertreter der Universaladhäsive

Das in dieser Dissertation untersuchte Adhäsivsystem Clearfil Universal Bond Quick, entwickelt von Kuraray Noritake Dental Inc. (Tokyo, Japan), ist ein solches Universaladhäsiv der neuen Generation. Kuraray bewirbt nach dem Motto „apply and proceed“ die konkurrenzlose, schnelle Anwendung und unkomplizierte Handhabung [181]. Das Adhäsiv muss nach dem Auftragen in der Kavität nur für fünf Sekunden verblasen und anschließend für zehn Sekunden ausgehärtet werden. Mit einer Hochleistungspolymerisationslampe reduziert sich die Aushärtungszeit auf fünf Sekunden [112, 181]. Auch CUQ beinhaltet das bereits angesprochene 10-MDP-Monomer. Zusätzlich ist dem Adhäsiv ein neues, hydrophiles Amid-Monomer beigelegt, das laut Hersteller schneller Dentin penetrieren kann und die Dentinbenetzung verbessern soll (siehe Tabelle 3) [112, 181].

Im Auftrag von Kuraray durchgeführte Studien zeigen ein erwartungsgemäß überlegendes Resultat hinsichtlich der Dentinhaftung gegenüber Wettbewerbsprodukten [112]. De Almeida et al. verglichen CUQ in der „no wait“ Technik, bei der nach dem Applizieren des Adhäsivs keine Wartezeit notwendig ist, mit dem Universaladhäsiv Prime&Bond active (Hrst.: Dentsply Sirona Inc., Charlotte, Vereinigte Staaten) in der Standardanwendungszeit (20 Sekunden) und fanden keine signifikanten Abweichungen auch nach sechs und 18 Monaten [44]. Laut Bakry et al. und Hu et al. zeigt CUQ sowohl im Etch-and-Rinse- als auch im Self-Etch-Modus stabile Ergebnisse in Bezug auf den Komposit-Dentin-Verbund [16, 96]. Dies unterstreicht die flexible Anwendbarkeit des Materials. Aufgrund der Beimengung von Methacrylamiden kann CUQ gut gegen den hydrolytischen Abbau standhalten [81]. In aktuellen Studien zur Langzeitanwendung konnte gezeigt werden, dass CUQ in Bezug auf die Haftung vielversprechend abschneidet [43, 157].

Andere Publikationen kamen jedoch zu kontroversen Ergebnissen. So ging bei Oz et al. die „no wait“ Technik mit einer geringeren Überlebensrate der Restaurationen und einer sich über die Zeit verschlechternden Randedichtigkeit einher [141]. Auch bei Serin-Kalay et al. schnitten längere Einwirkzeiten in Bezug auf den Dentinhaftverbund besser ab als eine verkürzte Applikation [183]. In einem In-vitro-Versuchsaufbau von Trzcionka et al. schnitt CUQ im Vergleich zu drei anderen Universaladhäsiven sowohl bei der Anwendung auf trockener Kavitätenoberfläche als auch auf feuchter Kavitätenoberfläche am schlechtesten ab [199]. Diese Diskrepanzen unterstreichen die Notwendigkeit, CUQ hinsichtlich der klinischen Leistungsfähigkeit genauer zu untersuchen.

Adhäsiv	Inhaltsstoffe
Clearfil Universal Bond Quick	hydrophile Amidmonomere (10 - 30 %), Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat (10 - 25 %), Ethanol (10 - 25 %), Wasser (5 - 25 %), 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat (5 - 15 %), 2-Hydroxyethylmethacrylat (2,5 - 10 %), Kolloidale Kieselsäure (3 - 9 %), dl-Campherchinon (< 3 %), Silanhaftvermittler (< 3 %), Beschleuniger (< 3 %), Phenyl-bis(2,4,6-trimethylbenzoyl)-phosphinoxid (< 1 %), Natriumfluorid (< 0,1 %)

Tabelle 3: Inhaltsangaben von CUQ laut Hersteller [113]

2.4 Mikrotensilversuch

Möchte man die mechanischen Zugkräfte messen, welche auf eine Probe einwirken, so kann man das Mikrotensilverfahren anwenden. Der von Sano et al. 1994 eingeführte Versuch dient dazu, die mechanische Stabilität und Widerstandsfähigkeit von Materialien zu untersuchen [173]. Bei dem Versuch wird eine gleichmäßige Zugbelastung auf eine Probe ausgeübt. Die Kraft, die erforderlich ist, damit die Probe bricht, wird durch eine Software dokumentiert und kann als annähernder Parameter zur Beurteilung des Dentin-Komposit-Haftverbundes herangezogen werden [173]. Der Versuch bietet sich insbesondere für die Untersuchung von sehr kleinen Flächen von etwa 1 mm² an [160, 173]. So können unterschiedliche Dentinbereiche eines Zahns auch einzeln analysiert werden, da mehrere Probenstäbchen aus einem Zahn generiert werden können [12, 173, 206].

Zurzeit steht noch kein standardisiertes Verfahren zur Verfügung, um die Haftkraft von Adhäsivsystemen zu bestimmen, weshalb Ergebnisse unterschiedlicher Studien nicht unbedingt miteinander verglichen werden können [12]. Heutzutage ist das auch als Mikrozugversuch bezeichnete Verfahren die meistgenutzte Methode zur In-vitro-Messung der Adhäsivkraft [11]. Um dennoch eine annähernde Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten, muss darauf geachtet werden, den Versuchsaufbau und die Probenvorbereitung immer gleich durchzuführen, da die Ergebnisse sonst durch Faktoren wie die Probengröße und -form beeinflusst werden können [82]. Eine Schwierigkeit stellt das korrekte Ausrichten der Dentin-Komposit-Stäbchen in der Zugrichtung dar, um während des Versuchs beeinflussende Scherkräfte zu vermeiden [82, 161]. Daher erfordert die Mikrotensilmethode sowohl bei der Probenvorbereitung als auch bei der Durchführung des Versuchs einen relativ hohen Arbeitsaufwand.

2.5 Rasterelektronenmikroskop

Um hochauflösende Aufnahmen von Materialien und Geweben aufzunehmen, hat sich in der Zahnmedizin die Rasterelektronenmikroskopie etabliert. Dieses Mikroskopieverfahren ermöglicht es, Bilder im Nanometerbereich zu erstellen, um beispielsweise die Oberflächenstruktur und Mikromorphologie von Zähnen detailliert darstellen zu können [32, 83]. Die erzeugten Bilder zeichnen sich durch eine hohe Schärfentiefe aus und ermöglichen es, auch sehr feine strukturelle Details sichtbar zu machen [32]. Das Prinzip der Rasterelektronenmikroskopie beruht dabei auf der Wechselwirkung von Elektronenstrahlen mit dem Probenmaterial. Dafür wird die Probe mit einem feingebündelten Elektronenstrahl gerastert. Mit Hilfe der dabei entstehenden Signale aus rückgestreuten Elektronen, Sekundärelektronen und charakteristischer Röntgenstrahlung können Informationen zur Beschaffenheit der Probe gesammelt und ein dreidimensionales Bild der Oberfläche rekonstruiert werden. Um Aufladungseffekte des Materials zu umgehen, kann die Probe vorher mit einer feinen Edelmetallschicht beschichtet werden [32, 83].

3 Hypothesen zur Dentinhaftung

Mit Blick auf die fortwährende Entwicklung immer neuerer Füllungsmaterialien gilt es, Forschungslücken zu schließen und alle Einflussfaktoren auf den Dentinhaftverbund umfassend und langfristig zu analysieren. Bei der Entwicklung moderner Adhäsive und Komposite sollten neben der Verhinderung eines Randspalts auch Eigenschaften wie eine anwenderfreundliche und zeiteffiziente Handhabung sowie ansprechende Resultate hinsichtlich der Ästhetik angestrebt werden [11]. Vor diesem Hintergrund untersucht die vorliegende Studie, ob sich die Haftfestigkeit zwischen Dentin und Komposit abhängig von dem verwendeten Adhäsivsystem, der angewandten Inkrementtechnik und der Applikation eines Blockers unterscheidet. Zur Beantwortung der Fragestellung dient die mittels Mikrotensilverfahren bestimmte Bruchspannung, welche näherungsweise einen Prädiktor für die Haftfestigkeit der Kompositfüllung darstellt. Im Rahmen dieser Arbeit werden diesbezüglich drei Forschungshypothesen untersucht.

Die Entwickler von Adhäsivsystemen verfolgen das Ziel, die Anwendung von Adhäsiven zu vereinfachen und die Applikationsdauer zu reduzieren [45]. Obgleich in der Forschung lange Zeit die Annahme bestand, dass eine Vereinfachung mit schlechteren Haftwerten einhergeht [68], beweisen Universaladhäsive in vielen Studien mittlerweile das Gegenteil [68, 69, 79]. Auch CUQ schnitt in einigen Studien bisher vielversprechend ab [43, 100]. Dies lässt vermuten, dass die Ergebnisse in Bezug auf die Dentinhaftung auch bei dem in dieser Studie verwendeten Universaladhäsiv CUQ positiv ausfallen.

1. Hypothese: Das „no wait“ Universaladhäsiv CUQ erzielt einen besseren Dentinhaftverbund als das Etch-and-Rinse-Adhäsiv Syntac

Betrachtet man die bisherigen Forschungsergebnisse, so führt die Applikation von herkömmlichen Kompositen in einer kleinen Inkrementstärke zu einer verringerten Randspaltbildung und einer verbesserten Aushärtungsqualität [146, 168]. Da sich das Einbringen von dickeren Kompositen annahmegemäß ungünstiger auf die Polymerisations schrumpfung auswirkt, sollte ein positiver Zusammenhang zwischen den Dentinhaftwerten und der Verringerung der Inkrementdicke bei vorliegendem chromadaptiven Komposit vorliegen, unabhängig vom verwendeten Adhäsivsystem.

2. Hypothese: Das Einbringen dünner Kompositinkremente führt verglichen mit der Applikation dickerer Inkremente zu einer höheren Dentinhaftung

Das in diesem Versuch verwendete chromadaptive Kompositmaterial LC Chrome kann laut Hersteller universell eingesetzt werden, wohingegen der Blocker LC Block speziell für die Maskierung von Verfärbungen konzipiert wurde und daher opaker ist [178]. Die opaken Füllstoffe eines Komposits haben Einfluss auf die Lichtstreuung, -reflexion und -absorption während der Polymerisation und können die Reaktion abschwächen, was wiederum zu schlechteren mechanischen Eigenschaften führen kann [42, 185]. Es lässt sich daher die Arbeitshypothese postulieren, dass die Dentinhaftung bei der Verwendung eines chromadaptiven Komposits in der angrenzenden Schicht zum Dentin stärker ausgeprägt ist als bei der Benutzung eines Blockers.

- 3. Hypothese: Die Dentin-Komposit-Haftung ist bei der Verwendung eines chromadaptiven Komposits höher als bei der Verwendung eines Blockers**

4 Methodik zur Analyse der Forschungsfrage

4.1 Aufbau der Studie

Für die In-vitro-Studie wurden 40 humane karies- und restaurationsfreie Weisheitszähne mit einer Klasse-I-Kavität präpariert. Die Zähne wurden randomisiert in acht Versuchsgruppen (n = 5) eingeteilt, die sich hinsichtlich des verwendeten Adhäsiv-Verfahrens und der Füllungstechnik unterschieden. In den vier Gruppen Sy1 - Sy4 kam das Drei-Flaschen-Adhäsiv Syntac des Unternehmens Ivoclar (Schaan, Liechtenstein) in der Etch-and-Rinse-Technik mit dem Ätzelgel Pluraetch+ (HrSt.: Pluradent GmbH & Co. KG, liquidiert 2023, Offenbach, Deutschland) zum Einsatz. In den anderen vier Gruppen C11 - C14 wurde das Universaladhäsiv CUQ des Unternehmens Kuraray Noritake Dental Inc. (Tokyo, Japan) in der Self-Etch-Methode verwendet. Gefüllt wurden alle Kavitäten mit dem Komposit LC Chrome und LC Block des Unternehmens S&C Polymer (Elmshorn, Deutschland) in unterschiedlichen Schichtstärken. Die verschiedenen Füllungsprotokolle sind in Abbildung 6 aufgeführt. Die gefüllten Zähne wurden anschließend mit einer Präzisionssäge in 1 x 1 mm breite und tiefe Stäbchen längs der Zahnachse gesägt, die sich so in einen oberen Kompositteil und einen unteren Dentinteil aufteilten. Um die Kraft zu bestimmen, bei der die Stäbchen in zwei Teile zerbrechen, wurden die Stabproben einem Mikrotensilversuch unterzogen. Die Größe der Bruchfläche wurde gemessen und mit Hilfe dieser die Bruchspannung in Megapascal (MPa) berechnet. Zerbrachen Proben bereits während des Sägeprozesses, so wurde dies auch bei der Auswertung berücksichtigt. Zur genaueren Beurteilung der Oberflächen erfolgte eine Untersuchung an den Bruchflächen der Dentinstäbchen mit einem Rasterelektronenmikroskop.

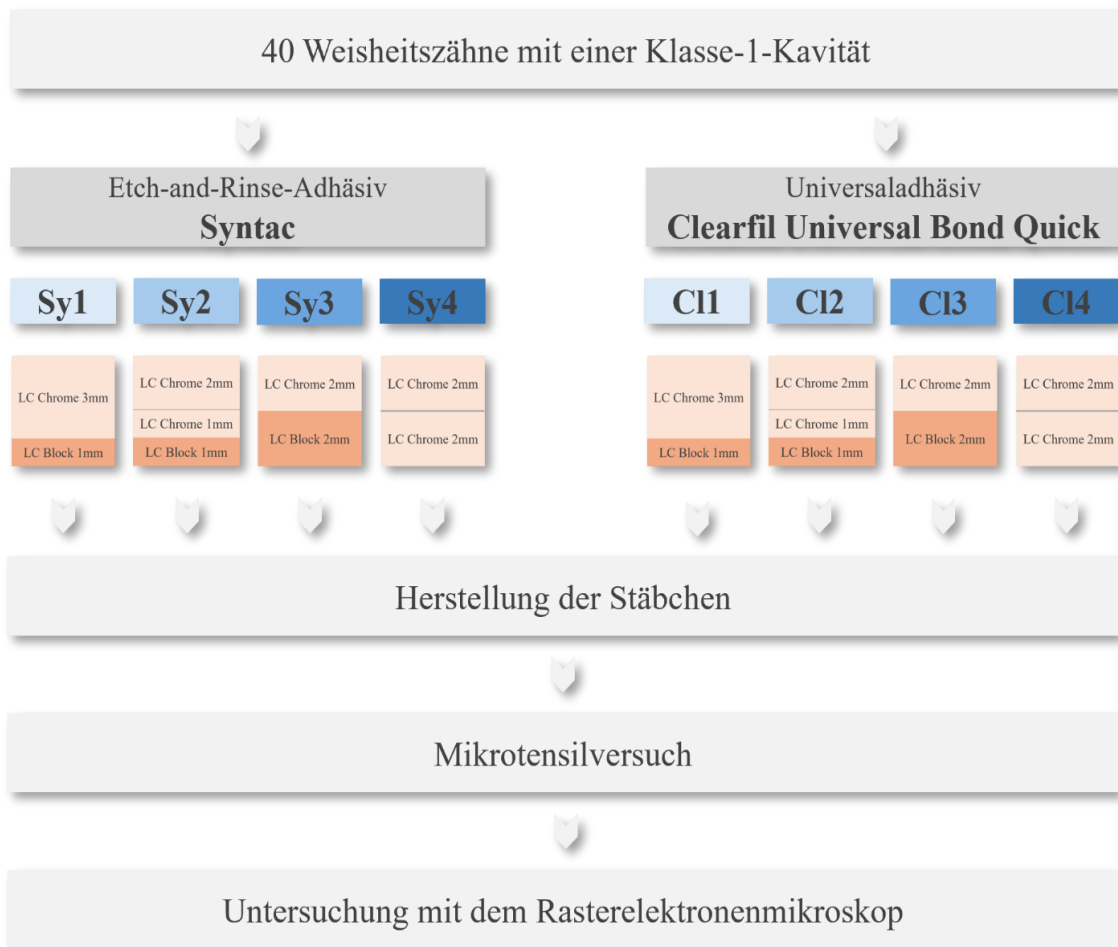


Abbildung 6: Übersicht des Studienaufbaus mit der Gruppeneinteilung [Eigene Darstellung]

4.2 Herstellung der Proben

4.2.1 Auswahl und Vorbereitung der Proben

Die für den Versuch verwendeten dritten Molare wurden von Zahnärzten und Oralchirurgen aus dem mittelhessischen Raum gesammelt. Die verwendeten Zähne wurden aus therapeutischen Gründen extrahiert. Es wurden humane Zähne verwendet, um möglichst reale Bedingungen zu schaffen, da tierische Zähne wie beispielsweise Rinderzähne aufgrund ihres abweichenden Aufbaus und ihrer Struktur zu veränderten Ergebnissen bei den Haftwerten führen können [214]. Nach der Extraktion wurden die Zähne bis zum Versuchsstart etwa drei Monate bei Raumtemperatur in einer isotonischen 0,9-prozentigen Natrium-Chlorid-Lösung mit einem Zusatz von 0,001-prozentigem Natriumazid gelagert, um eine Austrocknung der Zähne zu vermeiden und die ausgehende Infektionsgefahr zu minimieren. Aus den gesammelten Zähnen wurden 40

Weisheitszähne ausgewählt, die frei von Karies und Restaurationen waren und keine Auffälligkeiten im Schmelz und Dentin nachwiesen. Diese wurden durch einen Scaler (Hrst.: Hu-Friedy, Chicago, Vereinigte Staaten, Modell: SH6/77) und durch ein Nylon-Polierbürstchen (Hrst.: Kerr, Brea, Vereinigte Staaten) von Geweberesten befreit.

4.2.2 Präparation der Zähne

In die ausgewählten Zähne wurde mit einem roten Winkelstück des Unternehmens KaVo Dental GmbH (Biberach an der Riß, Deutschland) und einem zylindrischen Diamanten (Hrst.: Komet Dental Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland, Modell: ISO 806 314 107 524 012, Arbeitsteil 4,0 mm, Durchmesser 012, Körnung 107 µm) eine okklusale Klasse-I-Kavität nach Black präpariert. Die Ausdehnung der Kavität entsprach in mesio-distaler, in vestibulo-oraler und in korono-apikaler Ausrichtung jeweils 4 mm. Die Abmessungen wurden mit einer Millimetersonde kontrolliert. Eine höhere Präparationstiefe wurde vermieden, um die Pulpenkammer nicht zu perforieren. Das Pulpenkavum durfte nicht durchscheinen und eine Mindestschichtdicke des Dentins von 1 mm sollte vorhanden sein. Präpariert wurde hochoberflächlich und unter Wasserkühlung. Die Einteilung der Zähne in die acht Versuchsgruppen zu je fünf Zähnen erfolgte randomisiert. Die Zähne blieben weiterhin in der Natrium-Chlorid-Lösung gelagert.

4.2.3 Anwendung der Adhäsive

Die Konditionierung und das Auftragen des Adhäsivsystems erfolgte in allen Gruppen nach der jeweiligen Vorgabe des Herstellers. In den Gruppen Sy1 bis Sy4 wurde das Vier-Schritt-Adhäsiv Syntac in der Etch-and-Rinse-Technik angewendet. Die Kavitäten dieser ersten vier Gruppen wurden zunächst mit der 37-prozentigen Phosphorsäure Pluraetch+ konditioniert. Dabei wurden die Schmelzflächen für 30 Sekunden und die Dentinflächen für 15 Sekunden geätzt. Um das kreidig-weiße Schmelzätzungsmuster beurteilen zu können, wurde das Ätzgel für 15 Sekunden gründlich mit Wasser abgespült und anschließend mit dem Püster vorsichtig getrocknet. Nach erfolgreicher Konditionierung wurde im weiteren Verlauf Syntac Primer mit einem Microbrush dünn in die Kavität aufgetragen und wirkte für 15 Sekunden ein. Der Primer wurde mit öl- und wasserfreier Luft verblasen und getrocknet. Danach wurde Syntac Adhesive mit einem frischen Microbrush appliziert. Nach 10 Sekunden Einwirkzeit wurde die Oberfläche mit einem Püster getrocknet. Zuletzt

wurde Heliobond mit einem neuen Microbrush aufgepinselt und leicht einmassiert. Überschüssiges Material wurde dünn verblasen. Mit der LED-Polymerisationslampe Smart-Lite Focus (Hrst.: Dentsply Sirona, Charlotte, Vereinigte Staaten, Lichtintensität: 1000 mW/cm²) wurde das Bonding Agent 20 Sekunden ausgehärtet.

In den Gruppen C11 bis C14 kam das zu untersuchende „no wait“ Universaladhäsiv CUQ im Self-Etch-Modus zur Anwendung. Da bei der selbstätzenden Technik die Zahnhartsubstanz nicht in einem zusätzlichen Schritt konditioniert werden muss, konnte direkt mit dem Auftragen des Ein-Flaschen-Adhäsivs begonnen werden: Zunächst wurde die Kavität leicht trocken geblasen. Dann wurde CUQ mit einem Microbrush massierend aufgetragen. Ohne zusätzliche Wartezeit wurde das Material sanft für mehr als fünf Sekunden zu einem leicht glänzenden, unbeweglichen Film getrocknet. Die Lichthärtung erfolgte für zehn Sekunden mit der zuvor genannten Polymerisationslampe. Alle behandelten Zähne wurden nach der Anwendung des Adhäsivsystems trocken gehalten.



Abbildung 7: Drei-Flaschen-Adhäsiv Syntac und Einkomponenten-Adhäsiv CUQ
[Eigene Aufnahme]

4.2.4 Füllen der Zähne mit Komposit

Als Füllungsmaterial wurde für alle acht Gruppen das chromadaptive Komposit LC Chrome und der Blocker LC Block der Firma S&C Polymer verwendet. Ausgehend von der Einteilung der Versuchsgruppen wurde das Komposit in unterschiedlicher Anzahl der Schichten und Schichtstärken eingebracht. Zur Veranschaulichung des Füllungsprotokolls dient die Abbildung 6 in Kapitel 4.1. In den Gruppen Sy1, Sy2, Sy3, C11, C12 und C13 wurde LC Block in der untersten Schicht verwendet und darüber wurde

LC Chrome in unterschiedlichen Inkrementen geschichtet. Bei den Gruppen Sy4 und C14 wurde ausschließlich LC Chrome in zwei Schichten benutzt. Die einzelnen Schichten wurden jeweils parallel zueinander und mit einer flachen, okklusalen Oberfläche gelegt. Die Inkrementdicke wurde hierbei mit einer Millimetersonde kontrolliert. Es gilt zu beachten, dass der Hersteller das Applizieren von LC Block in maximal 1 mm dicken Schichten und LC Chrome in maximal 2 mm dicken Schichten empfiehlt [178]. Das Komposit wurde jeweils mit einem Kugelstopfinstrument und Heidemannspatel des Herstellers Hu-Friedy in die Kavität appliziert und an die Kavitätenränder adaptiert. Es wurde darauf geachtet, Luftbläschen und Verunreinigungen zu vermeiden. Jede Schicht wurde gemäß Herstellerangabe für 20 Sekunden mit der bereits erwähnten LED-Polymerisationslampe ausgehärtet. Da die Bestrahlungsstärke mit der Entfernung abnimmt, wurde der Lichtleiter so platziert, dass er möglichst dicht an die Füllung heranreichte und die gesamte Füllungsoberfläche abdeckte, damit das Komposit vollständig polymerisieren konnte [106]. Für den vorliegenden Versuchsaufbau war es nicht erforderlich, die Füllungs­ränder auszuarbeiten und zu polieren. Nachdem die Zähne mit den Komposit­füllungen versorgt waren, wurden sie in isotonischer Natrium-Chlorid-Lösung für etwa eine Woche gelagert, um sie vor einer Austrocknung zu schützen.

4.2.5 Sägeprozess

Zur Vorbereitung des Mikrotensilver­suchs wurden die Proben­zähne in etwa 1 mm breite und 1 mm tiefe Stäbchen mit je einem Dentin- und Kompositanteil mit Hilfe der halbautomatischen Präzisions­säge IsoMet 1000 Precision Saw (Hrst.: Buehler ITW Test & Measurement GmbH, Lake Bluff, Vereinigte Staaten) gesägt. Eingestellt wurde die Präzisions­säge auf eine Geschwindigkeit von 175 U/min und auf ein Gewicht von 150 Gramm. Das Gewicht diente dazu, die Probe aufgrund der Schwerkraft dem Sägeblatt kontrolliert entgegenzuführen. Der Sägeprozess erfolgte unter einer permanenten Wasserkühlung mit dem Kühlmittel Cool 3 des Herstellers Buehler. Um eine mögliche Verletzung durch die rotierende Trennscheibe zu verhindern, wurde dem Probenträger eine Plexiglasscheibe vorgelagert. Der erste Verarbeitungsschritt bestand aus dem Zersägen des Zahns in Scheiben. Dafür wurde zunächst der Zahn mit dem Hartklebewachs Deiberit 502 (Hrst.: Siladent Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Deutschland) auf einen Kunststoffträger der Präzisionskreissäge angebracht und längs der Zahnachse möglichst parallel zum Sägeblatt positioniert. Das Sägeblatt wurde dann für den ersten Sägeschnitt so ausgerichtet,

dass der Schnitt genau entlang der Kavitätenbegrenzung führte. Da jedoch gerade an den Randscheiben oftmals ein Anteil von Zahnhartsubstanz vorzufinden war, mussten diese Scheiben verworfen werden und wurden nicht im Mikrozugversuch untersucht. Da die diamantierte Trennscheibe eine Eigendicke von 0,3 mm besitzt, wurde das Sägeblatt nach jedem Schnitt 1,3 mm horizontal mit einem Handrad verschoben, sodass etwa 1 mm dicke, parallele Scheiben resultierten. Nachdem die Scheiben gesägt waren, wurden sie jeweils einzeln auf dem Träger mit Klebewachs positioniert, damit aus diesen Stäbchen gesägt werden konnten. Die Einstellungen der Präzisionssäge wurden beibehalten. Es wurde darauf geachtet, dass kein Klebewachs in das Komposit-Dentin-Interface lief. Das Resultat waren in etwa 1 mm x 1 mm große Stäbchen, bestehend aus einem okklusalen Kompositteil und einem apikalen Dentinteil. Einige der Stabproben zerbrachen schon während des Sägeprozesses. Es fiel auf, dass dies vor allem bei den Stäbchen der Fall war, bei denen nur ein kleiner Dentinbereich bis zur Pulpenkammer vorhanden war. Die vorzeitigen Brüche wurden dokumentiert und mit in die Auswertung aufgenommen. Die Stabproben wurden dann vorsichtig mit einer Pinzette von dem Träger entnommen und einzeln in beschrifteten Eppendorfgläsern gesammelt. Die dreitägige Lagerung der Stäbchen erfolgte in destilliertem Wasser bis zum Start des Mikrotensilversuchs.

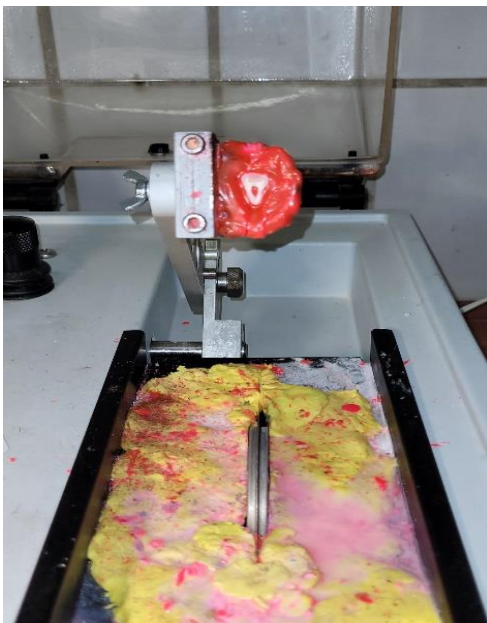


Abbildung 8: Zahnscheibe in Präzisionssäge-Apparatur eingespannt [Eigene Aufnahme]

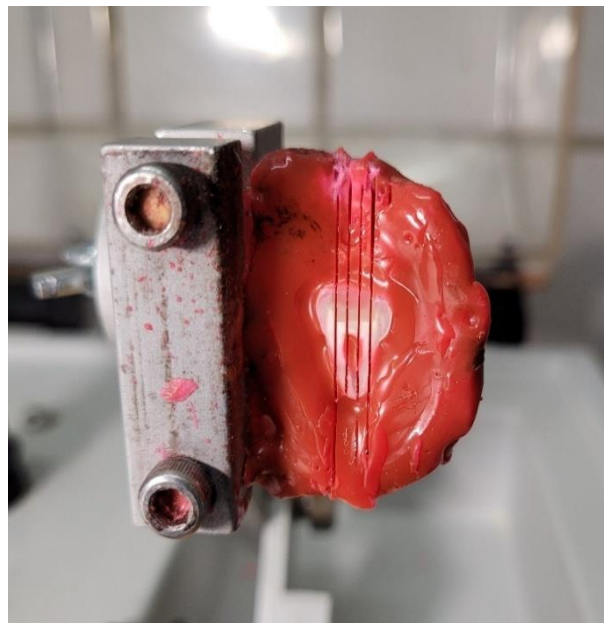


Abbildung 9: Detailaufnahme einer gesägten Zahnscheibe in drei Stäbchen [Eigene Aufnahme]

4.3 Ablauf des Mikrotensilversuchs

Um die Zugkraft zu bestimmen, bei der die Stäbchen an dem Dentin-Komposit-Interface brechen, wurde ein Mikrotensilversuch durchgeführt. Die dafür verwendete Kleinlastprüfmaschine MTD-500 plus (Hrst.: SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) verfügt über eine Brucherkennung und hat sich bei Zug- und Druckversuchen bisher bewährt [182]. Zu Beginn wurden die Dentin-Komposit-Stäbchen auf dem Träger der Maschine so angebracht, dass die Dentin-Komposit-Grenze senkrecht zum Kraftvektor ausgerichtet war (siehe Abbildung 10). Die möglichst spannungsfreie Fixierung der Stabproben erfolgte mit Sekundenkleber, welcher durch einen Aushärtungsbeschleuniger aktiviert wurde. Wichtig war hierbei, dass das Interface durch den Kleber nicht verunreinigt wurde.

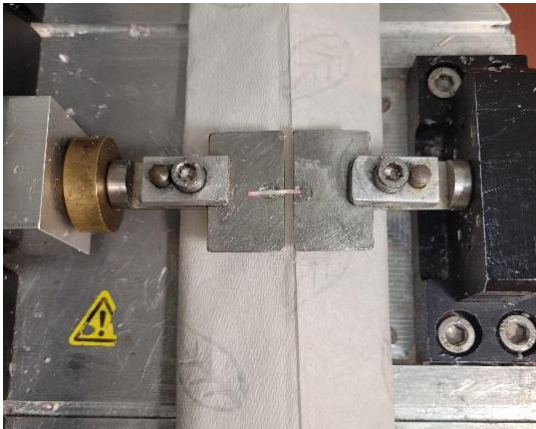


Abbildung 10: Stabprobe auf dem Mikrotensilträger eingespannt [Eigene Aufnahme]

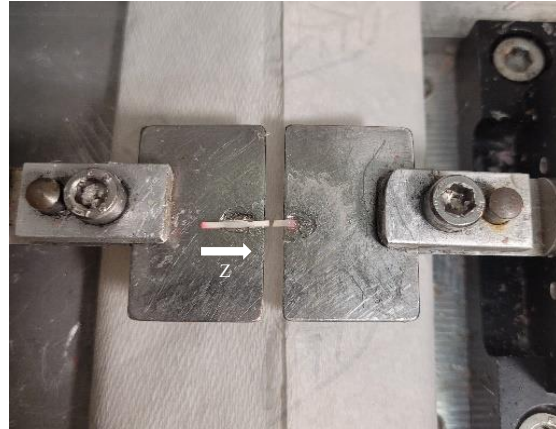


Abbildung 11: Zustand nach Bruch des Stäbchens, Z entspricht der Zugrichtung [Eigene Aufnahme]

Nachdem der Sekundenkleber getrocknet war, wurde der Mikrozugversuch gestartet. Die Maschine wurde mit einer Verfahrensgeschwindigkeit von 1 mm/min, einem maximalen Zugweg von 1 mm und einer maximalen Zugkraft von 50 Newton (N) programmiert. Nach dem Bruch des Stäbchens, der durch ein Knackgeräusch wahrnehmbar war, wurde der Versuchsdurchlauf unmittelbar gestoppt. Die Daten wurden durch die zugehörige Software numerisch und grafisch, in Form eines Kraft-Weg-Diagramms, dargestellt und gespeichert. Die maximale Kraft, die der Grundspannung entspricht und die minimale Kraft, die der Kraft zum Zeitpunkt des Bruchs entspricht, wurden dokumentiert (siehe Abbildung 13). Die Grundspannung lässt sich dadurch erklären, dass eine völlig spannungsfreie Fixation aufgrund der Schrumpfung des Sekundenklebers schwer umzusetzen

ist [12]. Die ermittelte Bruchspannung wird zur Beurteilung der Dentin-Komposit-Haftung herangezogen. Zur Berechnung der Bruchspannung war es notwendig, die Querschnittsfläche der jeweiligen Dentinfragmente zu bestimmen. Dafür wurden die Seitenlängen der Stabproben mit einem digitalen Messschieber (Hrst.: Hogetex, Varsseveld, Niederlande) gemessen. Die Bruchspannung in Megapascal berechnet sich aus dem Quotienten der zuvor bestimmten Bruchkraft und der jeweiligen Querschnittsfläche des Stäbchens, wobei ein MPa einem N/mm^2 entspricht (siehe Abbildung 12). Für die folgenden Rasterelektronenmikroskop-Aufnahmen wurden die Dentinfragmente in Eppendorfgefäßen trocken aufbewahrt.

$$\sigma_u [\text{MPa}] = \frac{F_{\max} [\text{N}] - F_{\min} [\text{N}]}{a [\text{m}] \cdot b [\text{m}]} \cdot 10^{-6} = \frac{F [\text{N}]}{A [\text{m}^2]} \cdot 10^{-6}$$

Abbildung 12: Formel zur Berechnung der Bruchspannung (σ_u) Bruchkraft (F), maximale Kraft (F_{\max}), minimale Kraft (F_{\min}), Querschnittsfläche der Stabprobe (A), Seitenlängen der Stabprobe (a, b)

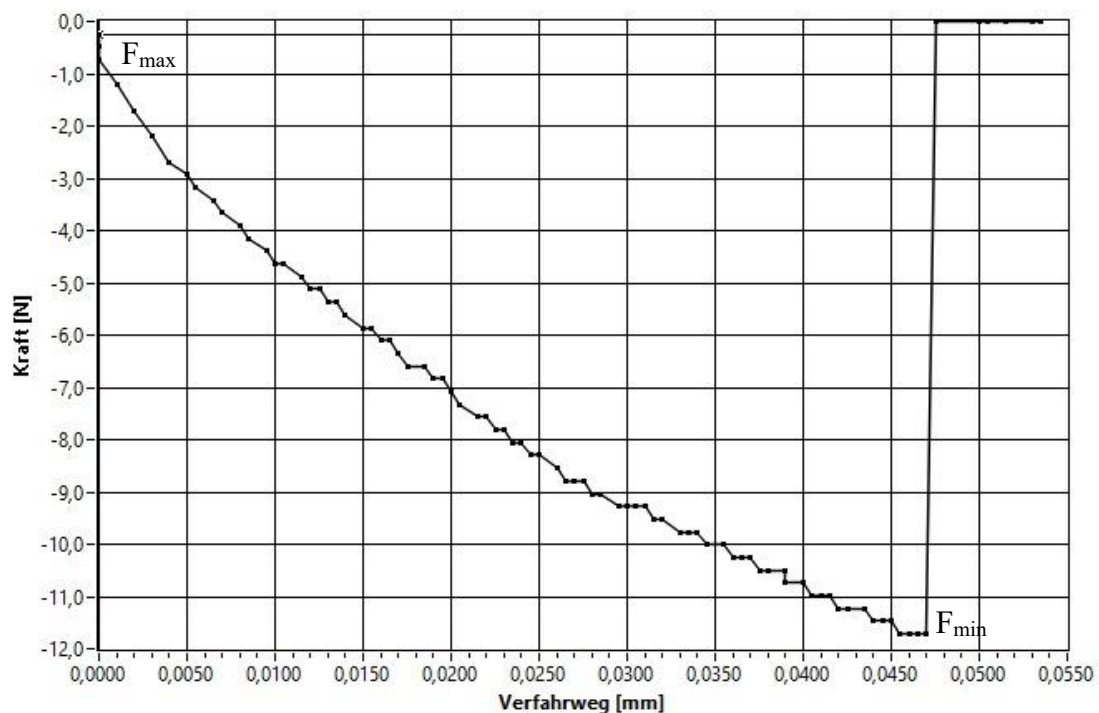


Abbildung 13: Kraft-Weg-Diagramm des Mikrotensilversuchs [Eigene Darstellung]

4.4 Aufnahmen mit dem Rasterelektronenmikroskop

Zur näheren Untersuchung der Bruchflächen wurden aus jeder Versuchsgruppe exemplarisch zwei Dentinfragmente durch ein Rasterelektronenmikroskop (Hrst.: Peter Liebscher, Wetzlar, Deutschland, Modell: Amray 1810 scanning electron microscope) mikroskopiert (siehe Abbildung 16, 17). Die ausgewählten Fragmente sollten möglichst einen Bruch genau in der Komposit-Dentin-Grenze aufweisen. Dafür wurden die Teilstäbchen auf einem mit Leit-Tabs (Hrst.: Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland, Durchmesser 12 mm) beklebten Probenteller fixiert. Die Fixierung erfolgte durch das dünnfließende Komposit Tetric PowerFlow der Firma Ivoclar. Die Bruchflächen der Dentinteile sollten dabei möglichst parallel zur Mikroskopebene und auf gleicher Höhe ausgerichtet sein. Um eine leitfähige Klebestelle zwischen dem Probenteller und den Proben herzustellen, wurde ein leitfähiges Karbonzement Leit-C nach Göcke der Firma Plano aufgetragen. Die mit den Dentinfragmenten vorbereiteten Probenteller wurden dann durch Einsatz eines Sputter Coater (Hrst.: Peter Liebscher, Wetzlar, Deutschland, Modell: Plasmatool-MS1) mit einer feinen Schicht einer Gold-Palladium-Legierung überzogen (siehe Abbildung 14, 15). Das Sputtern ermöglichte eine elektrische Leitfähigkeit und war Voraussetzung für die Aufnahmen mit dem Rasterelektronenmikroskop. Nun wurden Übersichtsaufnahmen der Bruchflächen und Detailaufnahmen 1000-fach vergrößert aufgenommen.



Abbildung 14: Sputter Coater [Eigene Aufnahme]



Abbildung 15: Dentinfragmente nach Sputtern auf einem Probenteller [Eigene Aufnahme]



Abbildung 16: Rasterelektronenmikroskop
[Eigene Aufnahme]

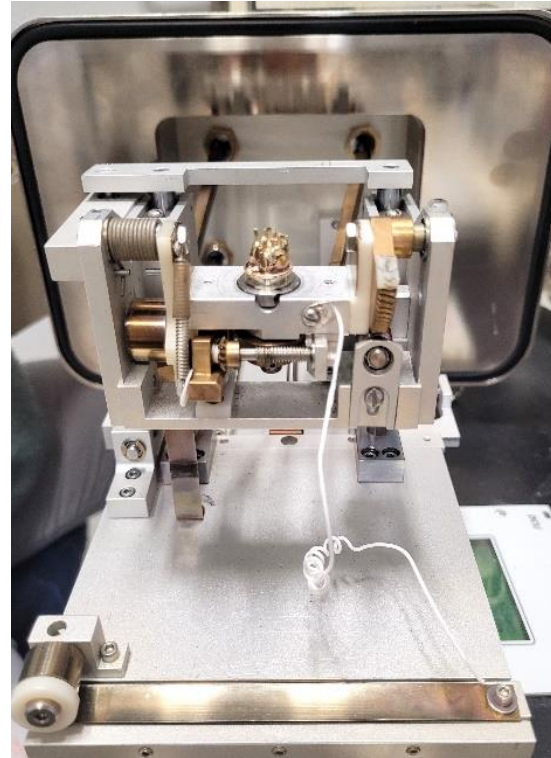


Abbildung 17: Probenhalter in REM eingespannt
[Eigene Aufnahme]

4.5 Statistische Analyse der Variablen

Um den Ergebnisfaktor Dentin-Komposit-Haftung zu operationalisieren, wurde mit Hilfe des Mikrotensilversuchs die Bruchspannung der jeweiligen Stabprobe bestimmt. Für die Stäbchen, die vorzeitig zerbrachen, wurde der Wert 0 MPa festgelegt. Zur statistischen Analyse wurden alle gesammelten Daten in dem Statistikprogramm IBM SPSS Statistics (Hrst.: International Business Machines Corporation, New York, Vereinigte Staaten, Version: 17.0 für Windows) aufbereitet und anschließend ausgewertet. Unter Zuhilfenahme des Programms Excel (Microsoft Corporation, Redmont, Vereinigte Staaten, Version: 2408 Build für Windows) wurden die graphischen Abbildungen erstellt.

Im Anschluss an die deskriptive Analyse wurden die Versuchsgruppen untereinander verglichen. Für alle Versuchsgruppen wurden die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen in MPa berechnet. Die Messwerte innerhalb einer Gruppe wurden mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf eine Annäherung an die Normalverteilung überprüft. Bei Nachweis einer Normalverteilung wurde das Varianzanalyseverfahren (ANOVA-Verfahren) zum Mittelwertsvergleich angewendet.

In Fällen, in denen die Messwerte keine Normalverteilung aufwiesen, kam der nicht-parametrische Mann-Whitney-U-Test zur Anwendung. Der Mann-Whitney-U-Test vergleicht zwei voneinander unabhängige Gruppen hinsichtlich ihrer Rangordnung, ob bei diesen ein signifikanter Unterschied in ihren zentralen Tendenzen vorliegt [36, 125]. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

Das Korrekturprüfverfahren nach Bonferroni-Holm ermöglichte den Vergleich der Ergebnisse unabhängiger Stichproben unter Berücksichtigung des Signifikanzniveaus von $\alpha = 0,05$. Dabei erfolgte eine Einteilung in statistische Subgruppen, die durch die Buchstaben A - D gekennzeichnet wurden. Während die Subgruppen dadurch gekennzeichnet sind, dass innerhalb dieser kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten vorliegt ($p\text{-Wert} > 0,05$), besteht ein signifikanter Unterschied ($p\text{-Wert} \leq 0,05$) zwischen den jeweiligen Subgruppen [108].

5 Darstellung der Studienergebnisse

5.1 Quantitative Auswertung der erfassten Stichprobe

Da eine möglichst homogene Stichprobe anvisiert wurde, wurden 40 Zähne aus der Gesamtheit der gesammelten Zähne ausgewählt, die den Einschlusskriterien (kariesfrei und restaurationsfrei) entsprachen. Im Rahmen des Versuchs wurden aus diesen Zähnen insgesamt 286 Stabproben gesägt. Die Anzahl für die im Mikrotensilversuch verwendeten Proben reduzierte sich auf 189, da 79 Stäbchen während des Sägeprozesses und weitere 18 Stäbchen während der Lagerung bis zum Zugversuch vorzeitig brachen. Die Haftung zwischen Dentin und Komposit zeigte in diesem Zusammenhang bereits eine frühzeitige Schwächung. Durchschnittlich zerbrachen somit 33,9 % der Stäbchen schon vor dem Zugversuch. In der Gruppe Sy1 war der Anteil vorzeitig zerbrochener Stabproben, sogenannte pretest failures (PTF), mit 61,5 % am höchsten. Frühzeitig zerbrochene Stäbchen wurden im Datensatz als Nullwerte berücksichtigt. Die Verteilung der PTF auf die einzelnen Versuchsgruppen ist in Abbildung 18 grafisch dargestellt. Darüber hinaus wurden die Messwerte von fünf Stäbchen als fehlende Werte definiert, da bei diesen der Zugversuch aufgrund von Verklebungen im Bindungsbereich nicht erfolgreich durchgeführt werden konnte. Hierbei wurde vermutet, dass Sekundenkleber oder Klebewachs in die Bindungsstelle eingedrungen war und die Ergebnisse verfälscht hatte. Letztlich konnten 184 Stäbchen fehlerfrei gezogen werden.

Versuchs- gruppe	gesägte Stabproben (n)	gemessene Stabproben (n)	unbrechbare Stabproben (n)	PTF (n)	PTF (%)
Sy1	26	10	0	16	61,5
Sy2	39	21	1	17	43,6
Sy3	32	20	0	12	37,5
Sy4	30	18	1	11	36,7
C11	28	25	0	3	10,7
C12	34	28	0	6	17,7
C13	51	21	3	27	52,9
C14	46	41	0	5	10,9

Tabelle 4: Quantitative Ergebnisse des Versuchs

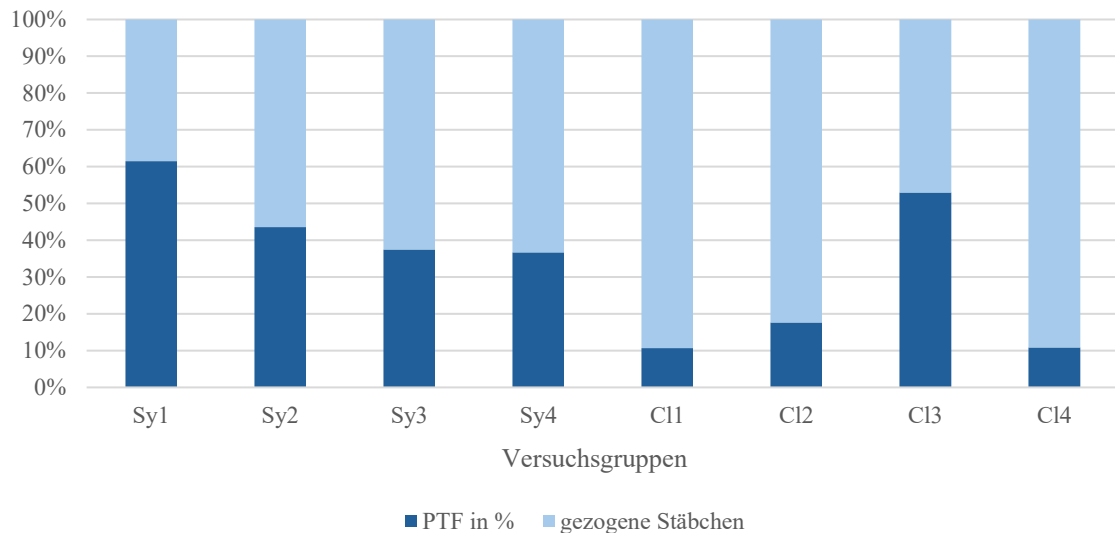


Abbildung 18: gezogene Stäbchen und PTF in % [Eigene Darstellung]

Mit einer Spanne der Bruchkraft von 4,5 MPa bis 12,3 MPa erzielten die untersuchten Stabproben durchschnittlich eine Bruchkraft von 7,27 MPa. Betrachtet man dies spezifischer, so erhielten die Gruppen mit Syntac im Durchschnitt Haftwerte von 5,8 MPa und Gruppen mit CUQ 8,73 MPa. Die Gruppe C11 erreichte mit 12,3 MPa den höchsten Mittelwert der Bruchkraft. Der niedrigste Mittelwert wurde in der Gruppe Sy1 mit 4,5 MPa gemessen. Dies spiegelte sich auch in der quantitativen Auswertung wider, wo der Anteil vorzeitig zerbrochener Stäbchen in dieser Gruppe mit 61,5 % ebenfalls deutlich erhöht war.

Versuchsgruppe	Mittelwert der Bruchspannung (MPa)	Standardabweichung (MPa)	Statistische Subgruppe
Sy1	4,5	3,5	D
Sy2	5,6	2,9	C
Sy3	7,2	3,4	B, C
Sy4	5,9	2,4	C
C11	12,3	3,5	A
C12	8,0	3,4	B
C13	5,6	3,2	C
C14	9,0	4,5	B

Tabelle 5: Qualitative Ergebnisse der Messwerte

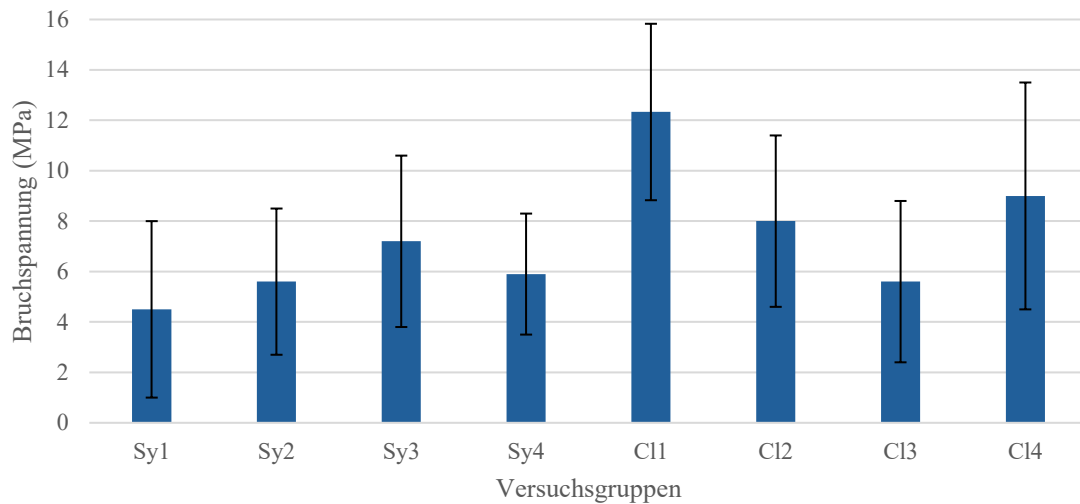


Abbildung 19: Mittelwerte (blau) und Standardabweichungen (schwarz) der Bruchspannung in MPa [Eigene Darstellung]

5.2 Hypothesenprüfung

5.2.1 Prüfung der ersten Hypothese

Um die erste Hypothese zu prüfen, ob es einen Unterschied zwischen der Verwendung von Syntac oder CUQ in Bezug auf die Dentin-Komposit-Haftung gibt, wurden die Syntac Gruppen paarweise mit den zugehörigen CUQ Gruppen verglichen. Die Syntac Gruppen werden mit einem Mittelwert der Bruchkraft pro Stäbchen von $\bar{x}_{Sy} = 5,8$ MPa bewertet. Die Gruppen, bei denen CUQ verwendet wurde, werden mit $\bar{x}_{Cl} = 8,73$ MPa im Vergleich zu den Syntac Gruppen besser bewertet. Vergleicht man die jeweiligen äquivalenten Gruppen (Sy1 mit C11, Sy2 mit C12, Sy3 mit C13, Sy4 mit C14), so weisen die Universaladhäsivgruppen jeweils signifikant höhere Haftwerte auf ($p\text{-Wert} \leq 0,05$) mit Ausnahme von Gruppe Sy3 und C13. Bei diesem Versuchspaar schneidet die Universalversuchsgruppe schlechter ab, jedoch nicht signifikant ($p\text{-Wert} > 0,05$). Die signifikant höheren Haftwerte der meisten CUQ Gruppen unterstützen die erste Hypothese. Im vorliegenden Studien-Setup findet somit die Annahme, dass das „no wait“ Universaladhäsiv CUQ bessere Dentin-Haftwerte als das mehrschrittige Etch-and-Rinse-Adhäsiv Syntac erzielt, Bestätigung.

5.2.2 Prüfung der zweiten Hypothese

Um einen möglichen Unterschied im Dentinhaftverbund zwischen der Einbringung von Komposit mit unterschiedlichen Inkrementstärken zu prüfen, wurden die Gruppen Sy1, Sy2 und Sy3 miteinander verglichen sowie die Gruppen C11, C12 und C13 gegenübergestellt. Die Gruppe Sy1 mit zwei Inkrementen in einer Dicke von 1 mm und 3 mm schneidet mit einer durchschnittlichen Bruchkraft von $\bar{x}_{Sy1} = 4,5$ MPa und einer Standardabweichung von $\sigma_{Sy1} = 3,5$ MPa schlechter ab als die Gruppe Sy2 mit drei dünneren Inkrementen mit $\bar{x}_{Sy2} = 5,6$ MPa und $\sigma_{Sy2} = 2,9$ MPa und die Gruppe Sy3 ($\bar{x}_{Sy3} = 7,2$ MPa und $\sigma_{Sy3} = 3,4$ MPa). Dieser Unterschied ist statistisch signifikant (p-Wert $\leq 0,05$). Die Gruppen Sy2 und Sy3 unterscheiden sich jedoch nicht signifikant voneinander (p-Wert $> 0,05$). Betrachtet man die Werte der ersten drei CUQ Gruppen, dann kommt man zu einem abweichenden Ergebnis. Mit $\bar{x}_{C11} = 12,3$ MPa und $\sigma_{C11} = 3,5$ MPa halten Füllungen mit zwei Schichten von 1 mm und 3 mm Dicke in Kombination mit dem Universaladhäsiv signifikant besser (p-Wert $\leq 0,05$) an Dentin als Füllungen mit demselben Adhäsiv und dünneren Inkrementen ($\bar{x}_{C12} = 8,0$ MPa und $\sigma_{C12} = 3,4$ MPa; $\bar{x}_{C13} = 5,6$ MPa und $\sigma_{C13} = 3,2$ MPa). Die Hypothese zwei, wonach das Einbringen dünner Kompositinkremente im Vergleich zur Applikation dickerer Inkremente zu einer höheren Dentinhaftung führt, kann somit nur bei der Verwendung von Syntac bestätigt werden, jedoch nicht für die Anwendung von CUQ.

5.2.3 Prüfung der dritten Hypothese

Mit Hilfe eines Vergleiches der Gruppen Sy3 mit Sy4 und C13 mit C14 wurde die dritte Hypothese geprüft, ob sich der Dentinhaftverbund bei der Verwendung von einem chromadaptiven Komposit mit oder ohne einen Blocker unterscheidet. Bei Verwendung des Adhäsivsystems Syntac unterscheiden sich die Mittelwerte der Bruchkraft mit oder ohne einen Blocker nicht signifikant (p-Wert $> 0,05$). Mit einem Mittelwert von $\bar{x}_{Sy3} = 7,2$ MPa und einer Standardabweichung von $\sigma_{Sy3} = 3,4$ MPa bei der Verwendung von LC Chrome als erste eingebrachte Schicht wird die Dentinhaftung ähnlich bewertet wie bei primärer Applikation von LC Block ($\bar{x}_{Sy4} = 5,9$ MPa und $\sigma_{Sy4} = 2,4$ MPa). Bezieht man sich auf die dritte und vierte Gruppe in Kombination mit CUQ, so unterscheidet sich die Dentinhaftung bei Verzicht auf einen Blocker jedoch hier signifikant (p-Wert $\leq 0,05$). C14 mit $\bar{x}_{C14} = 9,0$ MPa und $\sigma_{C14} = 4,5$ MPa zeigt signifikant höhere Haftwerte als C13 mit $\bar{x}_{C13} =$

5,6 MPa und $\sigma_{C13} = 3,2$ MPa. Die dritte Hypothese kann in vorliegender Studie somit nur bei Benutzung eines „no wait“ Universaladhäsivs bestätigt werden.

5.3 Auswertung der REM-Aufnahmen

Mittels REM-Aufnahmen kann die Versagensart der Frakturen bestimmt werden. Mögliche Bruchverläufe sind adhäsive Brüche, kohäsive Brüche oder kombiniert adhäsiv-kohäsive Brüche. Bei adhäsiven Bruchverläufen verläuft der Bruch entlang der Hybrid-schicht zwischen dem Komposit und dem Dentin. Bei einem kohäsiven Bruch ist der Frakturverlauf entweder vollständig im Dentin oder vollständig im Komposit zu finden. Bei den kombiniert adhäsiv-kohäsiven Brüchen verläuft der Bruchspalt teils in der Hybridschicht, teils im Dentin oder Komposit [166, 179]. Von den exemplarisch ausgewählten Dentinfragmenten zur REM-Untersuchung war der gemischt adhäsiv-kohäsive Bruchverlauf die häufigste Versagensart. Im Folgenden sind exemplarisch einige Bruchflächen dargestellt.

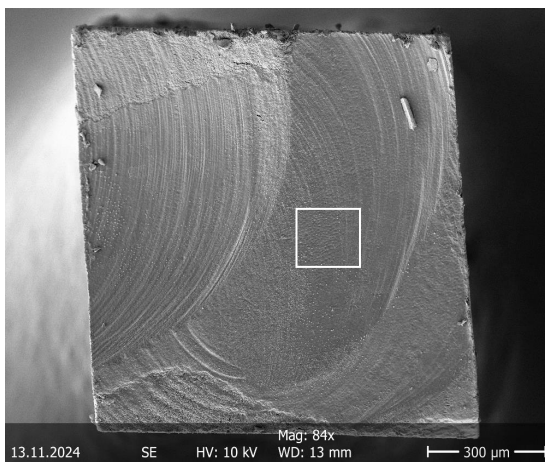


Abbildung 20: Übersichts-REM-Aufnahme aus Gruppe Sy3 [Eigene Aufnahme]

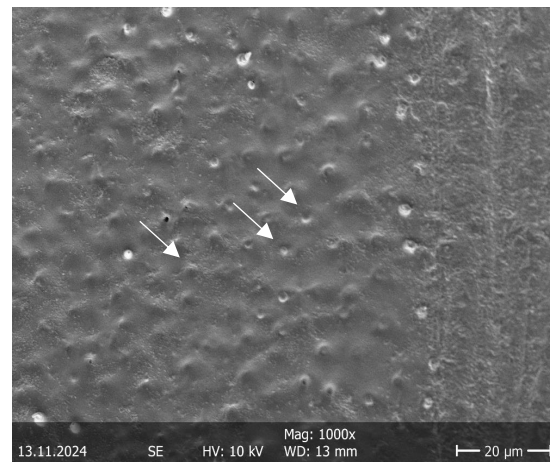


Abbildung 21: Detail-REM-Aufnahme aus Gruppe Sy3 [Eigene Aufnahme]

Auf der linken Abbildung sieht man die 84-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus der Gruppe Sy3 mit gemischt adhäsiv-kohäsiver Bruchflächenmorphologie. Die typische streifige Struktur, hervorgerufen durch den Schleifkörper, ist erkennbar. Es finden sich vereinzelt aufgelagerte Artefakte. Auf der rechten Abbildung ist die 1000-fache Vergrößerung der weiß umrandeten Fläche dargestellt. Es ist eine adhäsive Bruchfläche mit einer regelmäßigen Penetration des Adhäsivs in die Dentintubuli zu erkennen (siehe Pfeile).

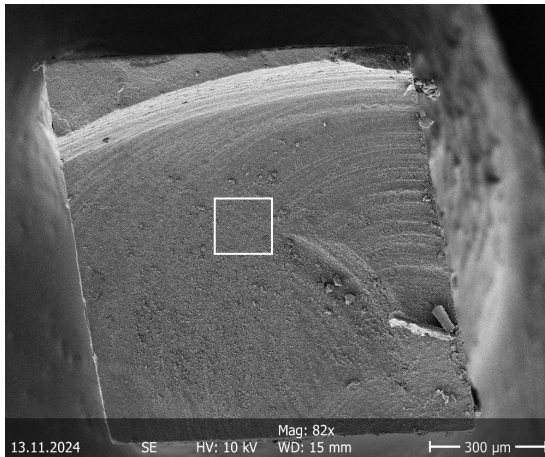


Abbildung 22: Übersicht-REM-Aufnahme aus Gruppe C12 [Eigene Aufnahme]

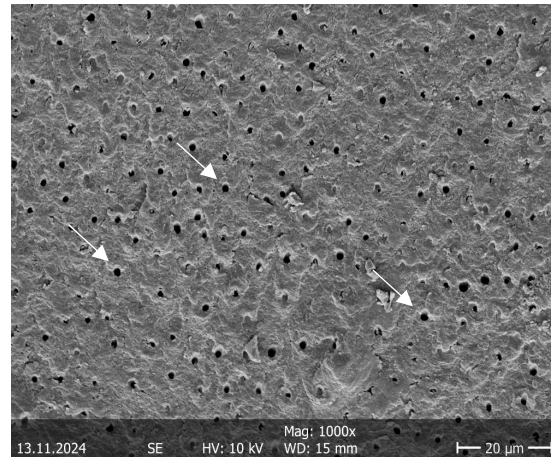


Abbildung 23: Detail-REM-Aufnahme aus Gruppe C12 [Eigene Aufnahme]

Links ist die 82-fache Vergrößerung der Bruchfläche einer Probe aus der Gruppe C12 mit gemischt adhäsiv-kohäsivem Versagen zu sehen. Die rechte Abbildung zeigt die 1000-fache Vergrößerung der weiß umrandeten Fläche, bei der erkennbar ist, dass dieser Bereich größtenteils durch unverschlossene Dentintubuli gekennzeichnet ist (siehe Pfeile).

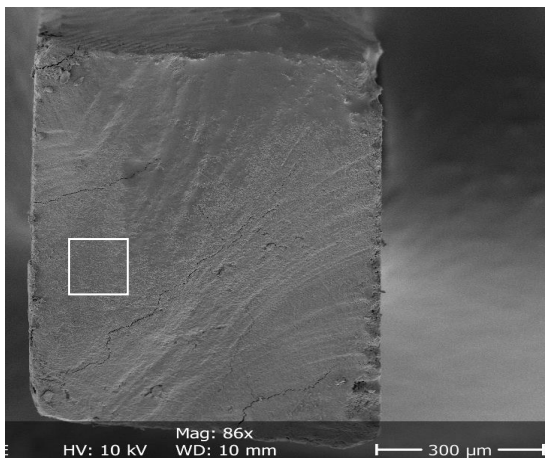


Abbildung 24: Übersicht-REM-Aufnahme aus Gruppe Sy3 [Eigene Aufnahme]

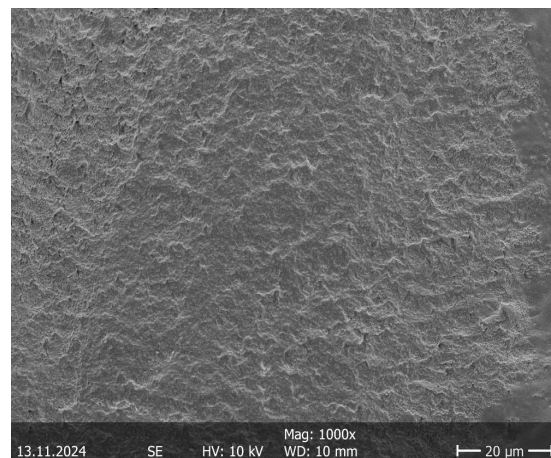


Abbildung 25: Detail-REM-Aufnahme aus Gruppe Sy3 [Eigene Aufnahme]

Die 86-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus der Gruppe Sy3 mit kohäsivem Versagen ist auf der linken Seite abgebildet. Die Oberfläche ist vereinzelt mit Frakturspalten durchzogen. Rechts ist die 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche (weiß umrandete Fläche), bei der die Tubulstruktur des Dentins fehlt, zu erkennen. Die Oberfläche erscheint unregelmäßig und rau.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Methodik

6.1.1 In-vitro-Studien als Orientierung für die klinische Praxis

Die vorliegende Untersuchung basiert auf einer In-vitro-Studie, die unter möglichst standardisierten Bedingungen durchgeführt wurde, um reproduzierbare und vergleichbare Ergebnisse zu erzielen. Der In-vitro-Versuchsaufbau bot den Vorteil, dass verschiedene Parameter variiert werden konnten, während andere Variablen unverändert blieben [206]. Zudem konnten beeinflussende Störfaktoren, wie eine Speichelkontamination, unterschiedliche Kavitätengrößen und eine ungenügende Patientencompliance durch das angewandte In-vitro-Studiendesign ausgeschlossen werden [70, 122]. Bisher fehlt jedoch ein standardisiertes Protokoll zur Prüfung des Dentinhaftverbunds, weshalb eine Variabilität der Ergebnisse zwischen verschiedenen Studien besteht und eine studienübergreifende Vergleichbarkeit somit nicht immer gewährleistet werden kann [122, 206].

Da In-vitro-Studien nicht alle Variablen berücksichtigen können, die den Behandlungserfolg beeinflussen, ist eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf klinische Situationen sowie die Aussagekraft in Bezug auf den Langzeiterfolg teilweise eingeschränkt [91]. So zeigen Studien, dass Speichel und thermische Schwankungen, welche den Abbau von Polymerverbindungen fördern, die Haftung schwächen können [94, 177]. Zur Kontrolle weiterer klinisch relevanter Einflussfaktoren, wie beispielsweise der Kauleistung oder der Feuchtigkeitsbelastung, wäre es daher sinnvoll, die untersuchten Materialien in zukünftigen In-vivo-Studien zu evaluieren. Einzelne Studien wie von Pashley et al. demonstrieren, dass Haftwertmessungen unter spezifischen Bedingungen konsistent zwischen In-vivo- und In-vitro-Studien sein können [149]. Nichtsdestotrotz sollten die Daten aus In-vitro-Tests nicht als alleinige Grundlage für die Beurteilung von Adhäsivsystemen in der Praxis herangezogen werden [91]. Vielmehr sollen Erkenntnisse aus In-vitro-Studien als eine vorläufige Einschätzung der klinischen Effektivität und des Verhaltens des untersuchten Materials oder der Methode dienen [204]. Die Studie von de Munck et al. unterstreicht dies, da laut ihnen Adhäsive, die unter Laborbedingungen schlecht performten auch klinisch schlechter abschnitten [45]. Diese erste Orientierungshilfe ist besonders wichtig, da In-vivo-Langzeitstudien häufig erst nach der Markteinführung der Materialien abgeschlossen werden und viele der untersuchten Produkte aufgrund der raschen Innovationsdynamik dem Markt dann nicht mehr zur Verfügung stehen [75].

6.1.2 Weisheitszähne als optimale Untersuchungsproben

Die vorliegende Studie wurde an humanen Zähnen durchgeführt, um möglichst realitätsnahe Ergebnisse zu gewährleisten. Eine Untersuchung an bovinen Zähnen wäre auch denkbar gewesen, diese unterscheiden sich jedoch von menschlichen Zähnen in ihrer Struktur und der chemischen Zusammensetzung. Die Haftwerte können bei Rinderzähnen zudem geringer ausfallen, weshalb die Aussagekraft von Studien mit nicht-menschlichen Zähnen eingeschränkt ist [214].

Für die vorliegende Studie wurden gezielt Weisheitszähne untersucht, da diese in der Regel noch keine kariösen Läsionen und Dentinveränderungen aufweisen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass sie meist in jungen Jahren extrahiert werden und bei ihrer Entfernung häufig noch impaktiert sind. Die Kariesfreiheit der Zähne wurde durch eine visuelle Kontrolle bestätigt, wodurch jedoch eine anfängliche Dentinveränderung nicht vollständig ausgeschlossen werden konnte. Eine solche kariöse Veränderung kann eine porösere Hybridschicht mit sich bringen, wodurch die Dentin-Komposit-Haftkraft negativ beeinflusst wird [184, 218]. Auch eine Sklerosierungen der Zahnhartsubstanz kann sich negativ auf die Haftwerte auswirken [10, 89, 114, 195]. Darüber hinaus verfügen Weisheitszähne über eine ausreichende Größe, um das 4 x 4 x 4 mm Kavitätendesign umzusetzen. Gleichzeitig wurde durch die Auswahl von Zähnen mit bereits abgeschlossenem Wurzelwachstum sichergestellt, dass die Dentinstruktur denen ausgereifter Zähne ähnelt, um eine Übertragbarkeit der Ergebnisse zu verbessern. Obwohl das exakte Alter der extrahierten Zähne nicht bestimmbar war, kann aufgrund der einwandfreien morphologischen Beschaffenheit von einem relativ geringen Alter der Zähne ausgegangen werden. Bei der Interpretation der Ergebnisse sollte berücksichtigt werden, dass die ausgewählten Zähne aufgrund des In-vitro-Studienaufbaus devital waren und somit keine Dentinflüssigkeit enthielten. Diese intrinsische Flüssigkeit kann bei vitalen und präparierten Zähnen austreten und den Haftverbund stören [176]. Daher lässt sich vermuten, dass die Haftwerte devitaler Zähne im Vergleich zu vitalen Zähnen unter vergleichbaren klinischen Bedingungen höher ausfallen könnten. Weitere zahnbezogene Faktoren, die das Ergebnis verfälschen könnten, wurden durch eine randomisierte Verteilung der Zähne in die acht Versuchsgruppen ausgeglichen. Die Stichprobengröße dieser Studie orientierte sich an aktuellen Empfehlungen, die eine Mindestanzahl von fünf Zähnen vorsehen [11].

6.1.3 Einfluss der Lagerung auf die Haftung

Die Zahnproben wurden bis zum Start des Mikrotensilversuchs in einer Flüssigkeit bei Raumtemperatur gelagert, um ein Austrocknen der Zähne sowie die damit verbundenen negativen Einflüsse auf die Haftfestigkeit zu verhindern [11, 35]. Als primäres Lagerungsmedium diente eine 0,9-prozentige isotonische Natrium-Chlorid-Lösung, versetzt mit 0,001-prozentigem Natriumazid. Letzteres weist antimikrobielle Eigenschaften auf, wodurch eine potenzielle Infektionsgefahr minimiert wurde, ohne jedoch dabei die Haftwerte zu beeinträchtigen [97, 174]. Diese Lösung unterscheidet sich vorteilhaft von beispielsweise Formalin oder Thymol, die nachweislich nachteilige Auswirkungen auf die Haftkraft und die Zahnstruktur haben [97, 174]. Als eine alternative Lagerungsflüssigkeit wäre der Einsatz von künstlichem Speichel denkbar gewesen, um die realen Bedingungen besser zu imitieren [54]. Söderholm stellte jedoch fest, dass die Zusammensetzung des Lagermediums keine wesentliche Rolle spielt [189]. Laut Studien ist eine Lagerungsdauer der Zähne von bis zu zwei Jahren unproblematisch [126, 128], wohingegen eine längere Lagerungszeit der Proben zu einer Beeinträchtigung der Haftkraft führen kann [75, 80]. Aus diesem Grund betrug bei vorliegender Studie die gesamte Lagerungszeit zwischen der Extraktion und dem Versuchsende maximal sechs Monate. Das Sägen der Stäbchen sowie der Mikrotensilversuch erfolgte dabei innerhalb von zehn Tagen. Es ist daher nicht von einem signifikanten Einfluss auf die Dentinhaftwerte bedingt durch die Probenlagerung auszugehen.

6.1.4 Auswirkung der Probenerstellung auf den Haftverbund

Die Präparation der Kavitäten wurde mit einer Millimetersonde kontrolliert, um eine einheitliche Größe der Kavitäten und somit einen vergleichbaren C-Faktor sicherzustellen. Aufgrund der manuellen Präparation sind jedoch leichte Variationen in der Größe und in der Ebenheit des Kavitätenbodens unvermeidlich. Solche Unebenheiten können die Ergebnisse des Mikrotensilversuchs bedingt durch inhomogene Spannungsverteilungen beeinflussen [186]. Während der Präparation der Kavitäten wurde auf eine adäquate Wasserkühlung geachtet, da es bei der Präparation von Zähnen zu strukturellen Veränderungen an der Zahnhartsubstanz durch Überhitzung kommen kann, die sich negativ auf die Haftwerte auswirken könnten [59]. Zähne, bei denen durch die Kavität das Pulpenkavum durchschimmerte oder die eine Perforation aufwies, wurden aussortiert. Dies ist von

Relevanz, da Dentin in pulpanahen Bereichen aufgrund einer erhöhten Feuchtigkeit, der höheren Anzahl und des größeren Durchmessers der Dentinkanälchen eine geringere Haftkraft aufweist als pulpaferes Dentin [127, 150–152]. Die Variabilität der Restdentindicke beeinflusst somit die Haftwerte [197]. Aufgrund der recht tiefen Kavität kann angenommen werden, dass die Kompositfüllung auf mitteltiefen bis pulpanahem Dentin erfolgte. Trotz der Maßnahmen bleibt eine gewisse Varianz der Dentinstruktur aufgrund der natürlichen Anatomie des Zahnens unvermeidbar.

Der Füllungsvorgang aller Versuchsgruppen wurde unter annähernd identischen Umgebungsbedingungen durchgeführt, einschließlich einer konstanten mittleren Raumtemperatur und der Vermeidung von direktem Lichteinfall. Die Aushärtung der Materialien erfolgte mit einer Polymerisationslampe mit einer Lichtintensität von 1000 mW/cm^2 und einer Wellenlänge von $460 - 490 \text{ nm}$. Für CUQ ist bei einer Lichtintensität von $800 - 1400 \text{ mW/cm}^2$ und einem Wellenlängenbereich von $400 - 515 \text{ nm}$ eine Polymerisationsdauer von 10 Sekunden vorgesehen [113]. Für Syntac wird eine Lichtintensität von $500 - 1300 \text{ mW/cm}^2$ empfohlen [99]. Für die Aushärtung von LC Chrome und LC Block wird die Belichtung mit einer Lichtintensität von mindestens 1000 mW/cm^2 für 20 Sekunden angegeben [178]. Somit wurden alle Belichtungszeiten berücksichtigt und es kann eine ausreichende Polymerisation der Materialien angenommen werden.

Während des Sägeprozesses können unvermeidbare Vibrationskräfte und ungleichmäßige Belastungen an der Verbundzone erzeugt werden, wodurch das Risiko vorzeitiger Frakturen erhöht werden kann [2, 11]. Um dem entgegen zu wirken und die Belastung auf die Stäbchen zu minimieren, wurde ein neues, scharfes Sägeblatt eingesetzt und der Anpressdruck auf 150 Gramm reduziert. Dennoch konnten vorzeitige Frakturen nicht vollständig vermieden werden. Es fiel auf, dass die Häufigkeit der Frakturen mit fortschreitender Versuchsdurchführung in den Syntac Gruppen abnahm. Dieser Effekt ist möglicherweise nicht ausschließlich auf das verwendete Adhäsiv oder die angewandte Schichttechnik zurückzuführen, sondern könnte auch durch die zunehmende Routine der Versuchsleiterin im Verlauf der Studie bedingt sein.

6.1.5 Mikrotensilversuch zur Bewertung des Adhäsivverbunds

Zur Bewertung der Haftung zwischen Komposit und Dentin finden häufig zwei Verfahren Anwendung: Der Mikrozugversuch und der Mikroscherversuch [53, 139, 172]. Sie

unterscheiden sich in ihrer unterschiedlichen Kraftausrichtung, da beim Mikrozugversuch die Kraft senkrecht auf die Probe ausgeübt wird, während beim Scherversuch die Krafteinwirkung horizontal zur Verbundfläche erfolgt [15]. In der Literatur wird über die Überlegenheit der jeweiligen Versuche diskutiert. Während El Zohairy et al. den Mikroschertest bei stark haftenden Adhäsiven als genauer einschätzen [53], wurde in anderen Studien von einer präziseren Bewertung der Haftleistung beim Mikrotensilverversuch berichtet [52, 129]. Auch erzeugt der Schertest eine ungünstige Stressverteilung im Probenkörper und ist daher weniger aussagekräftig [26, 82].

Ferner kann zwischen einem Mikrotensilverversuch und einem Makrotensilverversuch unterschieden werden. Im Unterschied zu einem Makrotensilverversuch wird der Mikrotensilverversuch an Proben mit einer kleineren Bruchfläche durchgeführt. Bei einer Querschnittsfläche von unter 1 mm^2 , wie auch bei den Proben im vorliegenden Versuch, resultiert eine homogenere Kraftverteilung und eine geringere Zugkraft [12]. Die gemessenen Haftwerte fallen im Vergleich zu größeren Querschnittsflächen höher aus [173]. Zusätzlich spricht für das Mikrotensilverfahren, dass bei einem Makrozugverfahren häufiger kohäsive Brüche auftreten, die für die Beurteilung des adhäsiven Verbunds weniger aussagekräftig sind [148, 173]. Die kleinere Probengröße bietet zudem den Vorteil, dass aus einem einzelnen Zahn mehrere Proben entnommen werden können, was den Materialaufwand reduziert [206]. Darüber hinaus finden sich in kleineren Probenflächen in der Regel weniger interne Strukturdefekte, die potenziell als Ausgangspunkt für Rissbildungen dienen [2, 82]. Die Entscheidung fiel in der aktuellen Untersuchung auf Proben in stabförmiger Form, da diese neben der Hantelform im Vergleich zur Sanduhrform die gleichmäßigere Belastungsverteilung zeigt [82]. Die gegenwärtig vorliegenden Forschungsergebnisse stützten die Wahl des Mikrotensilverversuchs, welcher ein zuverlässiges In-vitro-Verfahren zur Überprüfung des adhäsiven Verbunds zwischen Zahnhartsubstanz und Material darstellt [2, 11, 82, 172].

Trotz der Vorteile birgt der Mikrotensilttest jedoch auch gewisse Herausforderungen, da er aufgrund seiner Technikempfindlichkeit und des recht hohen Arbeitsaufwands als anspruchsvoll gilt [52]. So muss darauf geachtet werden, dass die Grenzfläche der Probe senkrecht zur Belastungsrichtung positioniert ist, um Biegekräfte und inhomogene Spannungsverteilungen zu minimieren. Eine Reduzierung der Haftfestigkeitswerte wäre bei Nichtbeachtung ansonsten die Folge [82]. Trotz sorgfältiger Positionierung kann jedoch nicht vollständig davon ausgegangen werden, dass sämtliche Proben exakt senkrecht

ausgerichtet wurden. Ferner kann das Arbeiten mit den kleinen Stabproben dazu führen, dass sie während des Versuchs beschädigt werden. Als Fixierung der Proben kam Sekundenkleber zum Einsatz, da dieser insbesondere bei Proben mit einer kleinen Klebefläche eine schnellere und verlässlichere Anbringung im Vergleich zu beispielsweise Klebewachs gewährleistet. Durch die Aushärtung des Klebers können jedoch zusätzliche Kräfte auf den Probenkörper wirken, die das Testergebnis verfälschen [12]. Während des Mikrotensilversuchs konnten fünf Stäbchen nicht erfolgreich auseinandergezogen werden. Dies ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass Klebstoff in das Interface eingedrungen ist. Ein weiterer Aspekt, der berücksichtigt werden sollte, ist die Tatsache, dass das Mikrotensilverfahren ausschließlich Zugkräfte erfasst. Zwar versagen Kompositrestaurationen überwiegend durch Zugspannungen oder Biegekräfte [143], allerdings kann der genaue Vorgang des Ablösens des Komposits vom Dentin damit nicht vollständig abgebildet werden. Ergänzend wären daher auch Untersuchungen unter Kausimulation durchzuführen.

6.1.6 REM-Aufnahmen zur Visualisierung der Bruchflächen

Das Rasterelektronenmikroskop stellt eine verbreitete Methode zur Untersuchung von Oberflächenstrukturen dar. In der vorliegenden Studie wurde das REM ebenfalls eingesetzt, um die Frakturoberflächen zu visualisieren. Zur Sicherstellung der elektrischen Leitfähigkeit der Proben ist das Sputtern mit einer Gold-Palladium-Legierung erforderlich. Dieses Verfahren birgt das Risiko einer potenziellen Kontamination, da Artefakte wie Staubpartikel oder andere Verunreinigungen dabei unter der Schicht eingeschlossen werden können und Bildaufnahmen verfälschen. Obwohl die Proben möglichst staubdicht gelagert wurden, konnte eine Anlagerung von Artefakten nicht gänzlich verhindert werden. Für die statistische Auswertung wird empfohlen, kohäsive Frakturen sowie kombiniert adhäsiv-kohäsive Frakturen mit einem hohen Dentin- oder Kompositanteil auszuschließen, da diese keine Rückschlüsse auf die eigentliche Haftkraft zulassen. Stattdessen sollten nur Brüche berücksichtigt werden, die entweder rein adhäsiv oder kombiniert adhäsiv-kohäsiv mit einem geringen Anteil von Dentin- oder Kompositauflagerungen sind [179]. Innerhalb der vorliegenden Studie wurde die Versagensart stichprobenartig mittels des REMs überprüft. Die begrenzte Stichprobengröße von zwei analysierten Proben pro Gruppe erlaubt jedoch keine eindeutige Aussage über die Charakteristik der Bruchflächen aller Proben. Es wurden weitestgehend kombiniert adhäsiv-kohäsive Bruchflächen

beobachtet. Somit können mögliche Verzerrungen durch nicht repräsentative Bruchverläufe nicht vollständig ausgeschlossen werden [179]. Die vereinzelt aufgetretenen kohäsiven Brüche können einerseits auf Schwachstellen im Dentin oder Komposit zurückzuführen sein, die möglicherweise während der Herstellung der Proben entstanden sind. Andererseits könnte es darauf hinweisen, dass die adhäsive Verbindung zwischen Dentin und Komposit so robust war, dass die Fraktur nicht an der eigentlich vorgesehen Dentin-Adhäsiv-Grenze brechen konnte [200]. Da die Haftwerte in dieser Studie aber insgesamt nicht sonderlich hoch ausfielen, ist dies eher unwahrscheinlich.

6.2 Diskussion der Hypothesen

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der vorliegenden Studie kritisch diskutiert. Die Diskussion orientiert sich dabei an den in Kapitel 3 formulierten Hypothesen. Ziel ist es, eine klare Antwort auf die zentrale Forschungsfrage dieser Arbeit zu geben, ob eine beschleunigte Adhäsiv- und Füllungstechnik die konventionellen Methoden hinsichtlich des Dentinhaftverbunds übertrifft. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sind zum Teil unerwartet, da nicht alle aus der Theorie und bisherigen Forschung abgeleiteten Hypothesen unterstützt werden konnten.

Die Untersuchungsergebnisse in allen Gruppen zeigen geringe Leistungen hinsichtlich des Dentinhaftverbunds. Ein möglicher Erklärungsansatz hierfür könnte eine Inkompatibilität zwischen dem untersuchten Komposit mit den beiden Adhäsiven sein. Studien legen nahe, dass die gleichzeitige Untersuchung von verschiedenen Adhäsiven und Kompositen zu möglichen Verzerrungen und schwer interpretierbaren Ergebnissen führen kann, weshalb empfohlen wird, sich jeweils nur auf ein Adhäsiv beziehungsweise Komposit eines einzelnen Herstellers zu beschränkt [71]. Zukünftige Untersuchungen sollten prüfen, ob ähnliche Ergebnisse auch mit einem anderen Komposit erzielt werden.

Ferner wurden im vorliegenden Studienaufbau sämtliche Brucharten in die Analyse mit einbezogen. Dabei besteht die Möglichkeit, dass Proben, die nicht mittels REM untersucht wurden, kohäsive Bruchverläufe aufweisen. Diese könnten für die Schwankungen der Haftwerte verantwortlich sein [179]. Eine Varianz der Messwerte kann auch darauf zurückzuführen sein, dass die teilweise häufig aufgetretenen pretest failures als Nullwerte in die Analyse einfließen. Alternative Ansätze zur Berücksichtigung der vorzeitigen Brüche in der statistischen Analyse sind denkbar, wie der Ausschluss der pretest failures aus

der Analyse oder die Zuweisung eines definierten Minimalwertes [206]. Es muss berücksichtigt werden, dass vorzeitige Brüche nicht zwingend allein auf die Performance des Adhäsivsystems zurückzuführen sind. Sie können ebenso durch technische Schwierigkeiten oder anwendungsbezogene Fehler, etwa bei der Probenanbringung, verursacht worden sein. Dennoch zeigt sich die Tendenz, dass Gruppen mit einer hohen Rate an pretest failures tendenziell auch niedrigere Haftkräfte aufweisen. Ein exemplarisches Beispiel ist die Gruppe Sy1, die mit einer durchschnittlichen Bruchkraft von 4,5 MPa die niedrigsten Haftwerte erzielt und gleichzeitig mit einer Rate von 61,5 % den höchsten Anteil an pretest failures im Vergleich darstellt.

6.2.1 Diskussion der ersten Hypothese

Die Ergebnisse der Studie bestätigen die erste Hypothese. Das „no wait“ Universaladhäsiv CUQ erzielt statistisch signifikant höhere Messwerte als das Etch-and-Rinse-Adhäsiv Syntac. Eine Ausnahme bildet jedoch die Gruppe Cl3, deren Haftwerte im paarweisen Vergleich zur Gruppe Sy3 schlechter ausfallen, allerdings nicht signifikant. Dies kann jedoch auf Einflussfaktoren, die in Kapitel 6.1 beschrieben wurden, zurückzuführen sein.

Als Vergleichsadhäsiv wurde das Etch-and-Rinse-Adhäsivsystem Syntac eingesetzt, das über viele Jahre hinweg als Referenzmaterial in der Adhäsivtechnik galt und in zahlreichen Studien untersucht wurde [68]. Die vorliegenden Daten deuten jedoch darauf hin, dass die adhäsive Leistungsfähigkeit von Syntac im Vergleich zu aktuellen Erwartungen geringer ausfällt. Dies unterstützt die Einschätzung, dass Syntac nicht mehr dem heutigen Goldstandard entspricht. Aktuelle Studien zeigen zudem, dass moderne Universaladhäsive in ihrer Haftkraft mittlerweile vergleichbar oder sogar überlegen gegenüber etablierten Etch-and-Rinse-Systemen wie Syntac sind [68, 69].

Wie vom Hersteller empfohlen, wurde Syntac in der vorliegenden Studie in der Etch-and-Rinse-Methode verwendet [198], wodurch sich aufgrund des mehrstufigen Applikationsprotokolls ein erhöhter Zeitaufwand ergibt [68]. CUQ wurde dagegen im Self-Etch-Modus angewendet, um den Einfluss einer besonders zeiteffizienten Anwendung auf den Dentinhaftverbund im Vergleich zur zeitintensiveren Etch-and-Rinse-Technik bei einem mehrschrittigen Adhäsivsystem herauszuarbeiten. Cruz et al. untersuchten in ihrer Studie vier verschiedene Universaladhäsive, unter anderem CUQ, und belegten, dass sich die Dentinhaftwerte durchaus voneinander unterscheiden, dies aber nicht von der gewählten

Ätztechnik abhängt [38]. Ein Befund, der auch durch andere Studien belegt wird [40, 212]. Dies unterstreicht die Flexibilität von Universaladhäsiven, zwischen verschiedenen Ätzmodi wählen zu können, um situationsgerecht und individuell angepasst vorzugehen [212].

Die Frage, ob eine kürzere Anwendungszeit eines Adhäsivs ähnlich gute oder sogar bessere Werte in Bezug auf die Dentinhaftung erzielt, basiert auf dem Wunsch nach immer schnelleren und effizienteren Anwendungslösungen in der Praxis. Das Streben nach einer beschleunigten Adhäsivtechnik wird durch das „no wait“ Konzept von CUQ unterstützt, welches ein sofortiges und kurzes Aushärten direkt nach der Applikation ohne zusätzliche Wartezeit erlaubt [5, 113]. Die schnellere Anwendung beschleunigt und erleichtert den Füllungsprozess, was insbesondere bei zeitkritischen Behandlungen, wie in der Kinderzahnheilkunde oder der Füllung von Kavitäten mit erschwelter Trockenlegung, von Vorteil ist [141]. Eine verkürzte Anwendungszeit kann darüber hinaus nicht nur die Techniksensitivität reduzieren, sondern auch das Risiko einer Kontamination während des Füllungsprozesses verringern [5, 111, 171]. In einigen Studien wurde allerdings beschrieben, dass die verkürzte Applikation eines Adhäsivs zu geringeren Haftwerten bei der Bindung zwischen Dentin und Komposit führen kann [30, 170]. Dies kann durch eine unzureichende Entfernung des Lösungsmittels und durch eine eingeschränkte Infiltration erklärt werden [141]. CUQ wurde hingegen gezielt für eine beschleunigte Anwendung entwickelt, mit dem Anspruch, eine vereinfachte Anwendung zu gewährleisten, ohne dabei Einbußen in der Haftfestigkeit in Kauf zu nehmen. Kuno et al. zeigten, dass es bei CUQ keine signifikante Verbesserung in der Dentinhaftung gab, wenn die Applikationszeit von 0 auf 10 Sekunden verlängert wurde [111]. Auch de Almeida et al. beschrieben in ihrer Studie, dass CUQ bei einer Applikation ohne Wartezeit klinisch ähnlich performte wie Universaladhäsive mit einer Standardapplikationszeit von 20 Sekunden [44]. Die vorliegenden Ergebnisse stützen die Annahme, dass eine derartige Applikationsverkürzung nicht zwangsläufig mit einem Qualitätsverlust einhergeht – im Gegenteil: Unter den gewählten Versuchsbedingungen konnte eine überlegene Haftung gegenüber Syntac erzielt werden. Eine mögliche Erklärung liegt in den in CUQ enthaltenen hydrophilen Amiden, die aufgrund ihrer Hydrophilie das schnelle Eindringen der Monomere in die Dentinstruktur fördern [181]. Kuno et al. verglichen in ihrer Studie CUQ mit einem experimentellen Adhäsiv, das kein hydrophiles Amid, sondern HEMA enthielt. Auf Grundlage ihrer Ergebnisse kamen die Autoren zu der Annahme, dass das hydrophile Amid sowohl die Dentinhaftung verbessert, als auch die notwendige Applikationszeit verringert [111]. Darüber

hinaus ist in CUQ 10-MDP enthalten, welches nachweislich den Dentinhaftverbund fördert [93].

Der Autorin ist bisher keine Studie bekannt, die einen direkten Vergleich zwischen Syntac und CUQ durchführt, um die Befunde der vorliegenden Untersuchung zu stützen. Allerdings verglichen Jäggi et al. CUQ mit einem Zwei-Flaschen-Adhäsivsystem und empfehlen aufgrund der besseren Ergebnisse ebenso die Anwendung von CUQ [100]. Die Ergebnisse bestätigen, dass Universaladhäsive wie CUQ eine vielversprechende Alternative zu den klassischen Etch-and-Rinse-Systemen darstellen. Insbesondere wenn eine besonders schnelle Anwendung priorisiert wird, stellt CUQ eine valide Option dar. Nichtsdestotrotz sollte CUQ in weiterführenden Studien unter Einfluss verschiedenster Einflussfaktoren mit anderen Adhäsiven verglichen werden, um eine umfassende Beurteilung abschließen zu können. Obwohl laut Jäggi et al. die Haftfestigkeit bei Universaladhäsiven durch eine thermozyklische Alterung nicht herabgesetzt wird [100], wären weitere Langzeituntersuchungen zu CUQ ratsam. Denn wie bereits eingangs erwähnt, besteht ein Ziel der adhäsiven Zahnmedizin darin, Restaurationsmaterialien zu entwickeln, die eine möglichst hohe Langlebigkeit aufweisen.

6.2.2 Diskussion der zweiten Hypothese

Die zweite Hypothese dieser Arbeit postuliert, dass die Applikation mehrerer dünner Kompositschichten zu einer höheren Dentinhaftung führt als eine reduzierte Anzahl dickerer Inkremente. Die Ergebnisse dieser Untersuchung sind jedoch diesbezüglich indifferent. Die Hypothese konnte ausschließlich für die Gruppen bestätigt werden, in denen Syntac zur Anwendung kam. Innerhalb der Syntac Gruppen zeigten sich bei der Applikation einer 3 mm dicken LC Chrome Kompositschicht signifikant niedrigere Haftwerte als bei der Einbringung von dünneren Einzelinkrementen. Dies stimmt mit der Literatur überein, die den positiven Einfluss der Inkrementtechnik auf den Haftverbund mehrfach beschrieben hat – insbesondere im Hinblick auf eine bessere Lichtdurchlässigkeit, eine reduzierte C-Faktor-Belastung und eine geringere Polymerisationsschrumpfung [90, 117, 137]. Im Gegensatz dazu ergaben sich bei der CUQ Gruppe bei der Einbringung eines dickeren Kompositinkrements von 3 mm signifikant höhere Dentinhaftwerte. Dieses Ergebnis steht im direkten Widerspruch zur Hypothese und lässt sich nicht allein durch die Schichtdicke erklären. Vielmehr deuten die Ergebnisse darauf hin, dass die Adhäsivwahl

einen Einfluss auf das Verhalten unterschiedlicher Schichttechniken hat. Das in dieser Studie verwendete chromadaptive Komposit LC Chrome soll laut Hersteller bis zu einer maximalen Schichtdicke von 2 mm appliziert werden [178]. Wie die vorliegende Untersuchung zeigt, führt das Nichteinhalten dieser Vorgaben zu einem Rückgang der Haftwerte bei der Benutzung von Syntac, jedoch nicht bei der Verwendung von CUQ. Wie bereits im Rahmen der ersten Hypothese nachgewiesen, erzielten die CUQ Gruppen im Vergleich zu den Syntac Gruppen insgesamt höhere Haftwerte. Es wäre denkbar, dass Universaladhäsive die erhöhte Polymerisationsschrumpfung bei Füllungen mit größerer Schichtstärke effektiver auffangen können als Etch-and-Rinse-Adhäsive. Möglicherweise kann CUQ aufgrund seiner spezifischen chemischen Eigenschaften, wie dem Zusatz des funktionellen 10-MDP-Monomers, eine effizientere Haftvermittlung sowie eine gesteigerte Polymerisationstiefe auch bei dickeren Kompositsschichten ermöglichen [93, 141]. Des Weiteren wurde in Gruppe C13 der Blocker LC Block entgegen der Herstellerempfehlung in einer 2 mm dicken Schicht aufgetragen [178], was sich in schlechteren Haftwerten widerspiegelt. Obwohl bei der Syntac Gruppe dahingehend kein signifikanter Unterschied festgestellt wurde, ist die Einhaltung der Herstellerangaben dennoch anzuraten.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit könnten ein Hinweis darauf sein, dass die Relevanz der Inkrementtechnik bei Verwendung von modernen Universaladhäsiven möglicherweise abnimmt. Dies kann eine Vereinfachung im klinischen Alltag bedeuten, da Modellierungs- und Lichtpolymerisationsschritte reduziert werden können. In Kombination mit einem „no wait“ Universaladhäsiv ergibt sich eine Zeitersparnis bei gleichwertiger oder sogar überlegender Haftung. Gleichzeitig unterstreichen die Ergebnisse die Bedeutung, Adhäsive stets im Kontext der Kompositwahl und -verarbeitung zu bewerten. Der Einsatz neuer, innovativer Materialien kann gegebenenfalls die Anpassung etablierter Behandlungstechniken erfordern, um das volle Potenzial ausschöpfen zu können.

6.2.3 Diskussion der dritten Hypothese

Die dritte Hypothese, wonach die alleinige Verwendung des chromadaptiven Komposits LC Chrome zu höheren Haftwerten an Dentin führt als in Kombination mit dem Blocker LC Block, wurde durch die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung weitestgehend bestätigt. Zwar zeigte sich bei den Etch-and-Rinse-Gruppen kein signifikanter

Unterschied in der Haftfestigkeit mit oder ohne Applikation eines Blockers – in den Universaladhäsiv-Gruppen hingegen führte die alleinige Verwendung des chromadaptiven Komposits ohne einen Blocker zu signifikant höheren Haftwerten.

Die verminderten Haftwerte bei Anwendung eines Blockers können auf die höhere Opazität dieses Materials zurückzuführen sein. Die Lichtdurchlässigkeit bei der Lichtpolymerisation ist bei opaken Kompositen reduziert, wodurch eine unvollständige Polymerisation resultieren kann. Dies führt wiederum zu verschlechterten mechanischen Eigenschaften des Materials, was sich beispielsweise in einer verminderten Dentinhaftung zeigen kann. In Studien wurde aufgezeigt, dass bei opaken Kompositen eine 20-sekündige Polymerisationszeit möglicherweise nicht ausreichend ist [185, 219]. Der Füllstoffgehalt von LC Block liegt gemäß Herstellerangaben leicht über dem von LC Chrome. Angaben zur genauen Zusammensetzung der anorganischen Füllstoffe wurden jedoch bislang nicht veröffentlicht [178]. Da die chemische Zusammensetzung von Kompositmaterialien einen Einfluss auf die Adhäsionsleistung nehmen kann, bleibt der mögliche Effekt der spezifischen Materialzusammensetzung auf die Dentinhaftung unklar.

Das untersuchte chromadaptive Komposit LC Chrome verspricht durch seine universelle Farbanpassung eine deutliche Vereinfachung in der Farbwahl und Materiallogistik, sowie einen beschleunigten Behandlungsablauf [178]. Diese Aspekte sind insbesondere bei zeitkritischen Behandlungen von Vorteil. Zu dem hier untersuchten Komposit gibt es bisher noch keine Untersuchungen. Studien zu chromadaptiven Kompositen anderer Hersteller berichten jedoch von zufriedenstellenden ästhetischen Ergebnissen, was den klinischen Nutzen dieser Kompositklasse unterstreicht [4, 37]. Aufgrund der bisher recht kurzen Verfügbarkeit der chromadaptiven Komposite, fehlen bisher Langzeituntersuchungen, um die tatsächliche ästhetische und mechanische Beständigkeit auf Dauer beurteilen zu können. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie ergänzen bisherige Arbeiten zu chromadaptiven Kompositen, da sich diese bisher primär den ästhetischen Aspekten, wie Farbanpassung oder Oberflächenglanz widmeten [37, 155, 169]. Die Haftung an Dentin wurde bisher kaum untersucht, insbesondere im Zusammenhang mit unterschiedlichen Adhäsivsystemen und einer Blocker-Applikation. Da diese Studie allerdings nur ein chromadaptives Komposit eines Herstellers untersucht, ist eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf andere chromadaptive Materialien nicht zwangsläufig

gegeben. Weitere Studien hinsichtlich der Haftwerte in Kombination mit verschiedenen Adhäsivsystemen sind zu empfehlen.

Vor dem Hintergrund der Fragestellung, ob „schneller“ auch „besser“ bedeutet, lässt sich aus den Ergebnissen ableiten, dass die alleinige Anwendung des chromadaptiven Komposits ohne einen zusätzlichen Blocker nicht nur im Hinblick auf den Dentinverbund vorteilhaft, sondern auch zeitökonomisch sinnvoll ist. Die Applikation des Blockers stellt einen zusätzlichen Arbeitsschritt dar und sollte nur wenn ästhetisch sinnvoll, wie etwa bei stark verfärbten Kavitäten, angewendet werden. Eine routinemäßige Anwendung ohne ästhetische Indikation ist aufgrund der möglichen negativen Auswirkungen auf den Dentinhaftverbund daher nicht zu empfehlen. Ferner deuten die Ergebnisse darauf hin, dass das hier untersuchte chromadaptive Komposit mit einem Universaladhäsiv kombiniert werden sollte, wenn ein möglichst hoher Dentinhaftverbund angestrebt wird.

6.3 Implikationen für die Praxis

Angesichts der Ergebnisse dieser Studie sowie der andauernden Debatte in der Fachliteratur über das beste Adhäsivsystem oder Komposit, stehen Zahnärztinnen und Zahnärzte vor der Herausforderung, Materialien auszuwählen, die eine schnelle Anwendung ermöglichen, ohne dabei Kompromisse in der Haftung eingehen zu müssen.

Zusammenfassend kann ausgehend von vorliegender Studie folgendes festgehalten werden:

1. Das Universaladhäsiv CUQ in der Self-Etch-Technik erzielt bessere Dentinhaftwerte als das Mehrkomponenten-Adhäsiv Syntac im Etch-and-Rinse-Modus. Obwohl die „no wait“ Technik des Universaladhäsivs auch als Marketingvorteil anstatt als tatsächlicher klinischer Nutzen betrachtet werden könnte, bringt sie in der vorliegenden Studie einen Vorteil. Die Frage, ob schneller auch besser ist, wird in diesem Fall somit bestätigt.
2. Bei der Verwendung von chromadaptiven Kompositen zusammen mit Syntac erzielen Restaurationen mit dünneren Inkrementen bessere Resultate hinsichtlich des Dentinhaftverbunds. Entgegen der verbreiteten Meinung zeigt die vorliegende Studie, dass dies bei dem Gebrauch des Universaladhäsivs CUQ nicht zwingend zutrifft.

3. Die Dentinhaftung ist bei Einsatz des chromadaptiven Komposits ohne einen zusätzlichen Blocker verbessert. Die Applikation von Blockern sollte daher nur auf Fälle beschränkt werden, in denen ein ästhetischer Nutzen eindeutig gegeben ist, da andernfalls die Verbundfestigkeit beeinträchtigt werden kann.

Die in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnisse bieten wertvolle Impulse für die Entwicklung neuer Dentinadhäsivsysteme. Die Forschungsergebnisse lassen sich jedoch nur dann sinnvoll auf die Praxis übertragen, wenn diese zuvor in ausreichendem Maße generalisiert wurden. Vor diesem Hintergrund sollte das Ziel zukünftiger Forschung darin bestehen, weitere einflussnehmende Variablen in verschiedensten Kombinationen zu untersuchen, um für unterschiedliche klinische Situationen optimal vorbereitet zu sein und eine bestmögliche zahnmedizinische Versorgung zu gewährleisten. Daher wird die Durchführung von Replikationsstudien dringend empfohlen. Die Berücksichtigung der sich kontinuierlich verändernden Produktvielfalt ist dabei unabdingbar. Erkenntnisse, die heute als wichtig erachtet werden, könnten in naher Zukunft schon wieder überholt sein. Es bleibt abzuwarten, ob Universaladhäsive und chromadaptive Komposite künftig weiter an Bedeutung gewinnen oder ob, angetrieben durch zunehmende ökonomische Herausforderungen, neue und noch effizientere Materialien entwickelt werden.

7 Literaturverzeichnis

1. Abbasi M, Moradi Z, Mirzaei M, Kharazifard MJ, Rezaei S. 2018. Polymerization Shrinkage of Five Bulk-Fill Composite Resins in Comparison with a Conventional Composite Resin. *J Dent*. 15(6):365–74
2. Abdalla AI. 2004. Microtensile and tensile bond strength of single-bottle adhesives: A new test method. *J Oral Rehabil*. 31(4):379–84
3. Abdelaziz KM, Saleh AA. 2018. Influence of adhesive-composite application modalities on their bonding to tooth structure and resistance of the performed restorations to failure. *J Dent Sci*. 13(4):378–85
4. Ahmed MA, Jouhar R, Khurshid Z. 2022. Smart Monochromatic Composite: A Literature Review. *Int J Dent*. 2022(1):1–8
5. Ahmed MH, De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Yoshihara K, Van Meerbeek B. 2019. Do Universal Adhesives Benefit from an Extra Bonding Layer? *J of Adhesive Dentistry*. 21(2):117–32
6. Al Qahtani MQ, Platt JA, Moore BK, Kochran MA. 2003. The effect on shear bond strength of rewetting dry dentin with two desensitizers. *Oper Dent*. 28(3):287–96
7. Alex G. 2015. Universal Adhesives: The Next Evolution in Adhesive Dentistry? *Compend Contin Educ Dent*. 36(1):15–26
8. Al-Harbi F, Kaisarly D, Bader D, El Gezawi M. 2016. Marginal integrity of bulk versus incremental fill class II composite restorations. *Oper Dent*. 41(2):146–56
9. Almeida Junior LJDS, Lula ECDO, Penha KJDS, Correia VS, Magalhães FAC, et al. 2018. Polymerization shrinkage of bulk fill composites and its correlation with bond strength. *Braz Dent J*. 29(3):261–67
10. Amsler F, Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S. 2017. Long-Term Bond Strength of Self-Etch Adhesives to Normal and Artificially Eroded Dentin: Effect of Relative Humidity and Saliva Contamination. *J Adhes Dent*. 19(2):169–76
11. Armstrong S, Breschi L, Özcan M, Pfeifferkorn 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(2):133–43
12. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. 2010. Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*. 26(2):50–62
13. Asmussen E, Peutzfeldt A. 1998. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*. 14(1):51–56

14. Atalay C, Meral E. 2021. Does Rubbing of Universal Adhesive Reduce the Negative Effect of Saliva on Adhesion? *J Adhes Dent.* 23(1):57–65
15. Atash R, Van Den Abbeele A. 2005. Bond strengths of eight contemporary adhesives to enamel and to dentine: An in vitro study on bovine primary teeth. *Int J Paediatr Dent.* 15(4):264–73
16. Bakry AS, Abbassy MA. 2021. Application Modes Affect Two Universal Adhesive Systems' Nanoleakage Expression and Shear Bond Strength. *Biomed Res Int.* 2021(1):1–8
17. Balkaya H, Arslan S. 2020. A Two-year Clinical Comparison of Three Different Restorative Materials in Class II Cavities. *Oper Dent.* 45(1):32–42
18. 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. *J of Applied Oral Science.* 27(1):1–12
19. Baroudi K, Rodrigues JC. 2015. Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. *J of Clinical and Diagnostic Research.* 9(6):18–24
20. Behr M, Belli R, Boccaccini A, Forstreuter J, Frankenberger R, Gbureck U. 2018. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin: moderne Materialien und Technologien.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag
21. Bellinaso MD, Soares FZM, Rocha RDO. 2019. Do bulk-fill resins decrease the restorative time in posterior teeth? A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Investig Clin Dent.* 10(4):1–7
22. Besegato JF, Jussiani EI, Andrello AC, Fernandes RV, Salomão FM, et al. 2019. Effect of light-curing protocols on the mechanical behavior of bulk-fill resin composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* 90:381–87
23. Black GV. 1914. *A Work on Operative Dentistry: The Technical Procedures in Filling Teeth.* Chicago: Medico-Dental Publishing Company
24. Boaro LCC, Gonalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. 2010. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials.* 26(12):1144–50
25. Bouillaguet S, Degrange M, Cattani M, Godin C, Meyer J-M. 2002. Bonding to dentin achieved by general practitioners. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 112(10):1006–11
26. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA. 2009. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials.* 26(2):38–49
27. Buonocore MG. 1955. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res.* 34(6):849–53

28. Buonocore MG. 1963. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *The J of the American Dental Association*. 67(3):382–91
29. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. 1968. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol*. 13(1):61–70
30. Burrer P, Dang H, Par M, Attin T, Tauböck TT. 2020. Effect of Over-Etching and Prolonged Application Time of a Universal Adhesive on Dentin Bond Strength. *Polymers J*. 12(12):1–10
31. Carrilho E, Cardoso M, Ferreira MM, Marto CM, Paula A, Coelho AS. 2019. 10-MDP based dental adhesives: Adhesive interface characterization and adhesive stability - A systematic review. *Materials*. 12(5):1–18
32. Carter M, Essner R, Goldstein N, Iyer M. 2022. *Guide to Research Techniques in Neuroscience*. London: Elsevier
33. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. 1991. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*. 12(8):737–40
34. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. 2017. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: A review. *Br Dent J*. 222(5):337–44
35. Chowdhury AFMA, Saikaew P, Matsumoto M, Sano H, Carvalho RM. 2019. Gradual dehydration affects the mechanical properties and bonding outcome of adhesives to dentin. *Dent Mater J*. 38(3):361–67
36. Cleff T. 2019. *Angewandte Induktive Statistik und Statistische Testverfahren: Eine computergestützte Einführung mit Excel, SPSS und Stata*. Wiesbaden: Springer Gabler
37. Cruz Da Silva ET, Charamba Leal CDF, Miranda SB, Evangelista Santos M, Saegeer Meireles S, et al. 2023. Evaluation of Single-Shade Composite Resin Color Matching on Extracted Human Teeth. *Scientific World J*. 2023(1):1–8
38. Cruz J, Sousa B, Coito C, Lopes M, Vargas M, Cavalheiro A. 2019. Microtensile bond strength to dentin and enamel of self-etch vs. etch-and-rinse modes of universal adhesives. *Am J Dent*. 32(4):174–82
39. Cuevas Suárez CE, Luiz W, De Oliveira Da Rosa WL, Lund RG, Da Silva AF. 2019. Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent*. 21(1):7–26
40. Da Rosa WLDO, Piva E, Da Silva AF. 2015. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 43(7):765–76
41. Da Silva EM, Dos Santos GO, Guimarães JGA, Barcellos ADAL, Sampaio EM. 2007. The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Oper Dent*. 32(4):356–62

42. Da Silva Fontes A, Mauro E Di, Antonia LHD, Sano W. 2012. Study of the influence of pigments in the polymerization and mechanical performance of commercial dental composites. *Revista Odontológica do Brasil Central*. 21(57):468–72
43. De Almeida RAB, Siqueira FSF, Verde T, Ñaupari-Villasante R, Reis A, et al. 2024. Prolonged application time effects on universal adhesives in non-carious cervical lesions: An 18-month split mouth randomized clinical trial. *J Dent*. 140:1–9
44. De Almeida RAM, Lima SNL, Nassif MV, Mattos NHR, De Matos TP, et al. 2023. Eighteen-month clinical evaluation of a new universal adhesive applied in the “no-waiting” technique: a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig*. 27(1):151–63
45. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, et al. 2005. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res*. 84(2):118–32
46. Dentsply Sirona. 2022. *SDR® flow+ Bulk Fill Flowable: Studien-und Fallsammlung*. Konstanz: Dentsply Sirona
47. DGZ, DGZMK. *S3-Leitlinie (Langfassung): Direkte Kompositrestaurationen an bleibenden Zähnen im Front- und Seitenzahnbereich*. https://register.awmf.org/assets/guidelines/083-0281_S3_Direkte-Kompositrestaurationen-bleibende-Zaehnen-Front-Seitenzahnbereich_2024-05.pdf. [Abrufdatum: 23.11.2024]
48. Douglas WH. 1989. Clinical status of dentine bonding agents. *J. Dent*. 17(5):209–15
49. Dudek M-C. 2019. Amalgam versus Komposit. *Dentista*. 4:21–22
50. Dudek M-C, Frankenberger R. 2018. Ist Amalgam noch zeitgemäß? Gefahren des Quecksilbers. *Dentista*. 1:12–13
51. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. 1970. Scanning Electron Microscopy of Cut Tooth Surfaces and Identification of Debris by Use of the Electron Microprobe. *J Dent Res*. 49(6):1359–68
52. El Mourad AM. 2018. Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. *Open Dent J*. 12(1):664–78
53. El Zohairy AA, Saber MH, Abdalla AI, Feilzer AJ. 2010. Efficacy of microtensile versus microshear bond testing for evaluation of bond strength of dental adhesive systems to enamel. *Dental Materials*. 26(9):848–54
54. El-Deeb HA, Daifalla LE, Badran OI, Mobarak EH. 2016. Bond Strength Durability of Different Adhesives to Dentin After Aging in Two Different Solutions. *J Adhes Dent*. 18(4):303–9

55. Elfakhri F, Alkahtani R, Li C, Khaliq J. 2022. Influence of filler characteristics on the performance of dental composites: A comprehensive review. *Ceram Int.* 48(19):27280–94
56. Eliezer R, Devendra C, Ravi N, Tangutoori T, Yesh S. 2020. Omnichroma: One Composite to Rule Them All. *International J of Medical Science.* 7(6):6–8
57. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. 2009. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dental Materials.* 25(10):1187–94
58. Europäisches Parlament. *Verordnung (EU) 2024/1849 des Europäischen Parlaments und des Rates vom 13. Juni 2024 zur Änderung der Verordnung (EU) 2017/852 über Quecksilber im Hinblick auf Dentalamalgam und andere mit Quecksilber versetzte Produkte, die Ausfuhr-, Einfuhr- und Herstellungsbeschränkungen unterliegen.* https://eur-lex.europa.eu/legal-content/DE/TXT/?uri=OJ:L_202401849. [Abrufdatum: 22.12.2024]
59. Farah RI. 2019. Effect of cooling water temperature on the temperature changes in pulp chamber and at handpiece head during high-speed tooth preparation. *Restor Dent Endod.* 44(1):1–10
60. Federlin M. 2017. S1-Handlungsempfehlung „Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich“ Erfolgreich einsetzbar – klinisch bewährt. *zm.* 107(3):84–86
61. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. 1987. Setting Stress in Composite Resin in Relation to Configuration of the Restoration. *J Dent Res.* 66(11):1636–39
62. Ferracane JL. 2008. Buonocore memorial lecture: Placing dental composites - A stressful experience. *Oper Dent.* 33(3):247–57
63. Ferracane JL. 2011. Resin composite - State of the art. *Dental Materials.* 27(1):29–38
64. Ferracane JL, Hilton TJ, Stansbury JW, Watts DC, Silikas N, et al. 2017. Academy of Dental Materials guidance - Resin composites: Part II-Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). *Dental Materials.* 33(11):1171–91
65. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. 1997. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res.* 76(8):1508–16
66. Forss H, Widström E. 2001. From amalgam to composite: Selection of restorative materials and restoration longevity in Finland. *Acta Odontol Scand.* 59(2):57–62
67. Frankenberger R. 2013. *Adhäsive Zahnheilkunde: Wissenschaft und Praxis.* Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag
68. Frankenberger R. 2022. *Adhäsiv-Fibel: Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg.* Balingen: Spitta Verlag

69. Frankenberger R, Dudek M-C, Koch A, Roggendorf MJ. 2020. Ist die „Battle of the Bottles“ vorbei? *zm.* 110(1–2):44–48
70. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. 2000. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent.* 25(4):324–30
71. Frankenberger R, Krech M, Braun A, Roggendorf MJ. 2015. Moderne Adhäsivsysteme. *Freie Zahnarzt.* 59(12):53–57
72. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M. 2008. Selective enamel etching reconsidered: Better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent.* 10(5):339–44
73. Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M. 2001. ‘No-bottle’ vs ‘multi-bottle’ dentin adhesives - a microtensile bond strength and morphological study. *Dental Materials.* 17(5):373–80
74. Frankenberger R, Reinelt C, Glatthöfer C, Krämer N. 2020. Clinical performance and SEM marginal quality of extended posterior resin composite restorations after 12 years. *Dental Materials.* 36(7):217–28
75. Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Krämer N, Petschelt A. 2004. The Effect of Six Years of Water Storage on Resin Composite Bonding to Human Dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 69(1):25–32
76. Frankenberger R, Tay FR. 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(5):397–412
77. Frankenberger R, Winter J, Schmalz G. 2021. Amalgam and alternatives—discussions on mercury reduction in the environment. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz.* 64(7):847–55
78. Fujiwara S, Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Imai A, et al. 2018. Effect of double-layer application on bond quality of adhesive systems. *J Mech Behav Biomed Mater.* 77:501–9
79. García LC, Frankenberger R, Krejci I, Peumans M. 2023. Going universal – adhesives in the dental clinic. *International Dentistry - African Edition.* 13(6):42–44
80. Garcia RN, De Goes MF, Giannini M. 2007. Effect of water storage on bond strength of self-etching adhesives to dentin. *J Contemp Dent Pract.* 8(7):46–53
81. Ghamgosar M, Ghavami-Lahiji M, Mihandoust S, Rad EH, Masooleh HS, Tayebi L. 2024. The impact of aging and storage conditions on the performance of universal adhesives: A systematic review. *J of Dental Materials and Techniques.* 13(3):142–52

82. Ghassemieh E. 2008. Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dental Materials*. 24(4):536–47
83. Goldstein J, Newbury DE, Michael JR, Ritchie NW, Scott JHJ, Joy DC. 2018. *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis*. New York: Springer
84. Guney T, Yazici AR. 2020. 24-month clinical evaluation of different bulk-fill restorative resins in class II restorations. *Oper Dent*. 45(2):123–33
85. Gwinnett AJ. 1971. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol*. 16(7):731–38
86. Gwinnett AJ. 1994. Chemically conditioned dentin: A comparison of conventional and environmental scanning electron microscopy findings. *Dent Mater*. 10(3):150–55
87. Haak R, Näke T, Park KJ, Ziebolz D, Krause F, Schneider H. 2019. Internal and marginal adaptation of high-viscosity bulk-fill composites in class II cavities placed with different adhesive strategies. *Odontology*. 107(3):374–82
88. Haller B, Blunck U. 2003. Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *zm*. 93(7):48–58
89. Hass V, Cardenas A, Siqueira F, Pacheco R, Zago P, et al. 2019. Bonding Performance of Universal Adhesive Systems Applied in Etch-and-Rinse and Self-Etch Strategies on Natural Dentin Caries. *Oper Dent*. 44(5):510–20
90. He Z, Shimada Y, Tagami J. 2007. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. *Dental Materials*. 23(5):533–38
91. Heintze SD, Rousson V, Mahn E. 2015. Bond strength tests of dental adhesive systems and their correlation with clinical results - A meta-analysis. *Dental Materials*. 31(4):423–34
92. Hellwig E, Klimek J, Attin T, Schäfer E. 2018. *Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag GmbH
93. Hidari T, Takamizawa T, Imai A, Hirokane E, Ishii R, et al. 2020. Role of the functional monomer 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate in dentin bond durability of universal adhesives in etch-&-rinse mode. *Dent Mater J*. 39(4):616–23
94. Hiraishi N, Kitasako Y, Nikaido T, Nomura S, Burrow MF, Tagami J. 2003. Effect of artificial saliva contamination on pH value change and dentin bond strength. *Dental Materials*. 19(5):429–34

95. Hong X, Huang Z, Tong Z, Jiang H, Su M. 2021. Clinical effects of different etching modes for universal adhesives: a systematic review and meta-analysis. *Ann Palliat Med.* 10(5):5462–73
96. Hu X, Luong MN, Zhang H, Zhu H, Chan DC, Sadr A. 2019. Influence of phosphoric acid etching on the dentin bond durability of universal adhesives. *J Adhes Sci Technol.* 33(21):2356–68
97. Humel MMC, Oliveira MT, Cavalli V, Giannini M. 2007. Effect of storage and disinfection methods of extracted bovine teeth on bond strength to dentin. *Braz J Oral Sci.* 6(22):1402–6
98. Ilie N, Hickel R. 2009. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig.* 13(4):485–87
99. Ivoclar Vivadent AG. 2023. Syntac®: Gebrauchsanweisung
100. Jäggi M, Karlin S, Zitzmann NU, Rohr N. 2024. Shear bond strength of universal adhesives to human enamel and dentin. *J of Esthetic and Restorative Dentistry.* 36(5):804–12
101. Kanca III J. 1992. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int.* 23(1):39–41
102. Kanca III J. 1996. Wet bonding: effect of drying time and distance. *Am J Dent.* 9(6):273–76
103. Kielbassa AM, Lynch CD, Wilson NHF. 2014. The Minamata Convention: the beginning of the (amagam-free) future? *Quintessence Int.* 45(7):547–48
104. Klaff D. 2001. Blending Incremental and Stratified Layering Techniques to Produce an Esthetic Posterior Composite Resin Restoration with a Predictable Prognosis. *J of Esthetic and Restorative Dentistry.* 13(2):101–13
105. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. 2005. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dental Materials.* 21(12):1150–57
106. Konerding KL, Heyder M, Kranz S, Guellmar A, Voelpel A, et al. 2016. Study of energy transfer by different light curing units into a class III restoration as a function of tilt angle and distance, using a MARC Patient Simulator (PS). *Dental Materials.* 32(5):676–86
107. Körner P, Wegehaupt FJ, Attin T. 2021. Assessment of dentists' opinions on the cause of failure of adhesive composite restorations. *Swiss Dent J.* 131(1):45–52
108. Kowalski A, Enck P. 2010. Statistische Methoden bei Mehrfachtestung - die Bonferroni-Korrektur. *PPmP.* 60(7):286–87
109. Krämer N, Reinelt C, Frankenberger R. 2015. Ten-year Clinical Performance of Posterior Resin Composite Restorations. *J Adhes Dent.* 17(5):433–41

110. Ku S, Tan Y, Yahya N. 2014. The Effect of Different Dental Adhesive Systems on Hybrid Layer Qualities. *Ann Dent.* 21(1):29–37
111. Kuno Y, Hosaka K, Nakajima M, Ikeda M, Klein CA, et al. 2019. Incorporation of a hydrophilic amide monomer into a one-step self-etch adhesive to increase dentin bond strength: Effect of application time. *Dent Mater J.* 38(6):892–99
112. Kuraray Noritake. *CLEARFIL™ Universal Bond Quick: Technische Informationen.* Hattersheim: Kuraray Europe GmbH
113. Kuraray Noritake Dental Inc. 2024. Clearfil Universal Bond Quick: Gebrauchsanweisung
114. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, et al. 2002. Microtensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dental Materials.* 18(5):359–69
115. Li Q, Xu BT, Li R, Wang YN. 2010. Spectrophotometric comparison of translucent composites and natural enamel. *J Dent.* 38(Suppl 2):117–22
116. Loguercio AD, De Paula EA, Hass V, Luque-Martinez I, Reis A, Perdigão J. 2015. A new universal simplified adhesive: 36-Month randomized double-blind clinical trial. *J Dent.* 43(9):1083–92
117. Loguercio AD, Reis A, Ballester RY. 2004. Polymerization shrinkage: Effects of constraint and filling technique in composite restorations. *Dental Materials.* 20(3):236–43
118. Lopes GC, Vieira LCC, Araujo E. 2004. Direct Composite Resin Restorations: A Review of Some Clinical Procedures to Achieve Predictable Results in Posterior Teeth. *J of Esthetic and Restorative Dentistry.* 16(1):19–31
119. Lopes GH, Baratieri LN, Monteiro S, Vieira LCC. 2004. Effect of posterior resin composite placement technique on the resin-dentin interface formed in vivo. *Dental Materials.* 35(2):156–61
120. Lutz F, Phillips RW. 1983. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.* 50(4):480–88
121. Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, et al. 2014. Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. *J Dent.* 42(4):377–83
122. Mahn E, Rousson V, Heintze S. 2015. Meta-Analysis of the Influence of Bonding Parameters on the Clinical Outcome of Tooth-colored Cervical Restorations. *J Adhes Dent.* 17(5):391–403
123. 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. *Oper Dent.* 29(5):481–508

124. Manhart J, García-Godoy F, Hickel R. 2002. Direct posterior restorations: Clinical results and new developments. *Dental Clinics*. 46(2):303–39
125. Mann HB, Whitney DR. 1947. On a Test of Whether one of Two Random Variables is Stochastically Larger than the Other. *The Annals of Mathematical Statistics*. 18(1):50–60
126. Mitchem JC, Gronas DG. 1986. Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *The J of the American Dental Association*. 113(2):285–87
127. Mjör IA. 2009. Dentin Permeability: The Basis for Understanding Pulp Reactions and Adhesive Technology. *Braz Dent J*. 20(1):3–16
128. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. 2010. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J of Prosthetic Dentistry*. 104(2):92–97
129. Münchow EA, Bossardi M, Priebe TC, Valente LL, Zanchi CH, et al. 2013. Microtensile versus microshear bond strength between dental adhesives and the dentin substrate. *Int J Adhes Adhes*. 46:95–99
130. Munksgaard EC, Hansen EK, Kato H. 1987. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Eur J Oral Sci*. 95(6):526–31
131. Muñoz M, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, et al. 2015. In Vitro Longevity of Bonding Properties of Universal Adhesives to Dentin. *Oper Dent*. 40(3):282–92
132. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC. 2013. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent*. 41(5):404–11
133. Muñoz MA, Luque-Martinez I, Hass V, Gutierrez MF, Reis A, Loguercio AD. 2019. The sonic application of universal adhesives in self-etch mode improves their performance on enamel. *Int J Adhes Adhes*. 88:43–49
134. Murariu A, Dinu C, Agop Forna D, Stefanescu V, Topor G, et al. 2020. Composite Resins-Multifunctional Restorative Material and Practical Approaches in Dental Field. *Materiale Plastice*. 57(2):276–84
135. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. 1982. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. 16(3):265–73
136. Nedeljkovic I, De Munck J, Vanloy A, Declerck D, Lambrechts P, et al. 2020. Secondary caries: prevalence, characteristics, and approach. *Clin Oral Investig*. 24(2):683–91
137. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. 2004. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dental Materials*. 20(6):579–85

138. Odian GG. 2004. *Principles of polymerization*. Hoboken: John Wiley & Sons
139. Oilo G. 1993. Bond strength testing - what does it mean? *Int Dent J*. 43(5):492–98
140. Oivanen M, Keulemans F, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L. 2021. The effect of refractive index of fillers and polymer matrix on translucency and color matching of dental resin composite. *Biomater Investig Dent*. 8(1):48–53
141. Oz FD, Dursun MN, Ergin E. 2022. Clinical Performance of a “No Wait” Universal Adhesive in Noncarious Cervical Lesions: A Two-year Randomized Controlled Clinical Trial. *J Adhes Dent*. 24(1):313–23
142. Ozer F, Blatz MB. 2013. Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent*. 34(1):12–30
143. Ozturk NN, Aykent F. 2003. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent*. 89(3):275–81
144. Pallav P, De Gee AJ, Davidson CL, Erickson RL, Glasspoole EA. 1989. The Influence of Admixing Microfiller to Small-particle Composite Resin on Wear, Tensile Strength, Hardness, and Surface Roughness. *J Dent Res*. 68(3):489–90
145. Paravina RD, Westland S, Imai FH, Kimura M, Powers JM. 2006. Evaluation of blending effect of composites related to restoration size. *Dental Materials*. 22(4):299–307
146. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. 2008. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dental Materials*. 24(11):1501–5
147. Pashley DH. 1992. Smear layer: overview of structure and function. *Proc Finn Dent Soc*. 88(Suppl 1):215–24
148. Pashley DH, Sanoz H, Ciucchis B, Yoshiyamada M, Carvalhos RM. 1995. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater*. 11(2):117–42
149. Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH. 1988. Comparison of in vivo vs. in vitro Bonding of Composite Resin to the Dentin of Canine Teeth. *J Dent Res*. 67(2):467–70
150. Pashley EL, Tao L, Matthews WG, Pashley DH. 1993. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dental Materials*. 9(1):19–22
151. Pegado REF, Do Amaral FLB, Flório FM, Basting RT. 2010. Effect of Different Bonding Strategies on Adhesion to Deep and Superficial Permanent Dentin. *Eur J Dent*. 4(2):110–17
152. Perdigão J. 2010. Dentin bonding-Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*. 26(2):24–37

153. Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. 2000. New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent*. 13(Special Issue):25–30
154. Perdigão J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW. 1999. The effect of a rewetting agent on dentin bonding. *Dental Materials*. 15(4):282–95
155. Pereira Sanchez N, Powers JM, Paravina RD. 2019. Instrumental and visual evaluation of the color adjustment potential of resin composites. *J of Esthetic and Restorative Dentistry*. 31(5):465–70
156. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Meerbeek B. 2015. Thirteen-year randomized controlled clinical trial of a two-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions. *Dental Materials*. 31(3):308–14
157. Peumans M, Vandormael S, De Coster I, De Munck J, Van Meerbeek B. 2023. Three-year Clinical Performance of a Universal Adhesive in Non-Carious Cervical Lesions. *J Adhes Dent*. 25(1):133–46
158. Peumans M, Wouters L, De Munck J, Van Meerbeek B, Van Landuyt K. 2018. Nine-year Clinical Performance of a HEMA-free One-step Self-etch Adhesive in Noncarious Cervical Lesions. *J Adhes Dent*. 20(3):195–203
159. Peutzfeldt A. 1997. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Tandlaegebladet*. 102(13):686–87
160. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. 1998. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dental Materials*. 14(2):120–28
161. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, et al. 2007. Influence of Three Specimen Fixation Modes on the Micro-tensile Bond Strength of Adhesives to Dentin. *Dent Mater J*. 26(5):694–99
162. Powers JM, Wataha JC. 2012. *Dental Materials: Properties and Manipulation*. St. Louis: Elsevier Mosby
163. pr. *Revision der EU-Quecksilberverordnung: Amalgam wird ab 2025 in der EU verboten*. <https://www.zm-online.de/artikel/2024/zm-2024-05/amalgam-wird-ab-2025-in-der-eu-verboden-1>. [Abrufdatum: 23.12.2024]
164. Price R. 2017. Consensus statements on bulk fill resin composites. *International Dentistry - African Edition*. 7(6):64–68
165. Retief DH. 1973. Effect of Conditioning the Enamel Surface with Phosphoric Acid. *J Dent Res*. 52(2):333–41
166. Ritter A, Sulaiman TA, Rodgers BM, Baratto-Filho F, Cunha L, et al. 2019. Effect of surface treatment and cement type on dentin bonding of processed resin composite. *Am J Dent*. 32(6):271–74

167. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. 2011. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. Conventionally layered resin composite. *J Dent.* 39(10):643–47
168. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. 2000. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J of Esthetic and Restorative Dentistry.* 12(6):340–49
169. Ruiz-López J, Mariano Da Rocha BGP, Zemolin NAM, Altenhofen CS, Durand LB, Pérez MM. 2024. Visual evaluation of the color adjustment of single-shade and group shade resin composites in restorations with different cavity configurations. *J Dent.* 149:1–8
170. Saikaew P, Chowdhury AFMA, Fukuyama M, Kakuda S, Carvalho RM, Sano H. 2016. The effect of dentine surface preparation and reduced application time of adhesive on bonding strength. *J Dent.* 47:63–70
171. Saito T, Takamizawa T, Ishii R, Tsujimoto A, Hirokane E, et al. 2020. Influence of Application Time on Dentin Bond Performance in Different Etching Modes of Universal Adhesives. *Oper Dent.* 45(2):183–95
172. Sano H, Chowdhury AFMA, 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(1):24–31
173. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, et al. 1994. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-Evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater.* 10(4):236–40
174. Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Fernandes Neto AJ, Soares CJ. 2008. Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Braz Oral Res.* 22(4):352–57
175. Santini A, Turner S. 2011. General dental practitioners' knowledge of polymerisation of resin-based composite restorations and light curing unit technology. *Br Dent J.* 211(6):1–5
176. Sartori N, Peruchi LD, Phark JH, Duarte S. 2016. The influence of intrinsic water permeation on different dentin bonded interfaces formation. *J Dent.* 48:46–54
177. Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J. 2006. Effects of saliva contamination on dentin bond strength using all-in-one adhesives. *J Adhes Dent.* 8(5):311–18
178. S&C Polymer. 2021. LC CHROME / LC BLOCK: Gebrauchsanweisung
179. Scherrer SS, Cesar PF, Swain M V. 2010. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials.* 26(2):78–93
180. Schneider LFJ, Cavalcante LM, Silikas N. 2010. Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: A review. *J Dent Biomech.* 1(1):1–14

181. Schouten P. 2017. Super stick, super quick! *Br Dent J.* 223(8):614–614
182. SD Mechatronik. *Mikrozugversuch: Unsere universale Kleinlastprüfmaschine.* <https://sd-mechatronik.de/pruefgerate/mikrozug-versuch/>. [Abrufdatum: 21.12.2024]
183. Serin-Kalay T, Zaim B. 2022. Effect of Alternative Self-Etch Applications on Dentin Bond Strength of “No Wait Concept” Universal Adhesives. *Odovtos - International J of Dental Sciences.* 24(1):58–66
184. Shibata S, Vieira LCC, Baratieri LN, Fu J, Hoshika S, et al. 2016. Evaluation of microtensile bond strength of self-etching adhesives on normal and caries-affected dentin. *Dent Mater J.* 35(2):166–73
185. Shortall AC. 2005. How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *J Oral Rehabil.* 32(12):906–11
186. Silva NRFA, Calamia CS, Harsono M, Carvalho RM, Pegoraro LF, et al. 2006. Bond angle effects on microtensile bonds: Laboratory and FEA comparison. *Dental Materials.* 22(4):314–24
187. Šimková M, Tichý A, Dušková M, Bradna P. 2020. Dental composites - a low-dose source of bisphenol A? *Physiol Res.* 69(Suppl 2):295–304
188. Soares CJ, Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A. 2013. Polymerization Shrinkage Stresses in a Premolar Restored with Different Composite Resins and Different Incremental Techniques. *J Adhes Dent.* 15(4):341–50
189. Söderholm K-JM. 1991. Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: A report of the ASC MD156 task group on test methods for the adhesion of restorative materials. *Dental Materials.* 7(2):74–83
190. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. 2017. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatol.* 8(1):1–17
191. Suzuki T, Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Endo H, et al. 2016. Influence of etching mode on enamel bond durability of universal adhesive systems. *Oper Dent.* 41(5):520–30
192. Tauböck TT, Attin T. 2016. Bulk-Fill-Komposite. *Swiss Dent J.* 126(7–8):694–95
193. Tauböck TT, Jäger F, Attin T. 2019. Polymerization shrinkage and shrinkage force kinetics of high- and low-viscosity dimethacrylate- and ormocer-based bulk-fill resin composites. *Odontology.* 107(1):103–10
194. Tay FR, Pashley DH. 2003. Have Dentin Adhesives Become Too Hydrophilic? *J of the Canadian Dental Assoc.* 69(11):726–32
195. Tay FR, Pashley DH. 2004. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: A review. *J Dent.* 32(3):173–96

196. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. 2002. Two Modes of Nanoleakage Expression in Single-step Adhesives. *J Dent Res.* 81(7):472–76
197. Ting S, Chowdhury AFMA, Sun J, Kakuda S, Sidhu SK, et al. 2018. Effect of different remaining dentin thickness and long term water storage on dentin bond strength. *Dental Materials.* 37(4):562–67
198. Todd J-C. 2012. *Syntac ®: Wissenschaftliche Dokumentation.* Schaan: Ivoclar Vivadent AG
199. Trzcionka A, Narbutaite R, Pranckeviciene A, Maskeliūnas R, Damaševičius R, et al. 2020. In Vitro Analysis of Quality of Dental Adhesive Bond Systems Applied in Various Conditions. *Coatings.* 10(9):1–10
200. Van Den Breemer CR, Özcan M, Pols MR, Cune MS, Gresnigt MMM. 2019. Adhesion of resin cement to dentin: effects of adhesive promoters, immediate dentin sealing strategies, and surface conditioning. *The International J of Esthetic Dentistry.* 14(1):52–63
201. Van Dijken JWV, Pallesen U. 2016. Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *J Dent.* 51:29–35
202. Van Dijken JWV, Pallesen U. 2017. Bulk-filled posterior resin restorations based on stress-decreasing resin technology: a randomized, controlled 6-year evaluation. *Eur J Oral Sci.* 125(4):303–9
203. Van Dijken JW V, Pallesen U. 2015. Randomized 3-year Clinical Evaluation of Class I and II Posterior Resin Restorations Placed with a Bulk-fill Resin Composite and a One-step Self-etching Adhesive. *J Adhes Dent.* 17(1):81–88
204. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, et al. 2003. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 28(3):215–35
205. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. 1998. The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 26(1):1–20
206. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, et al. 2010. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials.* 26(2):100–121
207. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M. 2005. Technique-Sensitivity of Contemporary Adhesives. *Dent Mater J.* 24(1):1–13
208. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, et al. 1998. A TEM Study of Two Water-based Adhesive Systems Bonded to Dry and Wet Dentin. *J Dent Res.* 77(1):50–59
209. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. 2020. From Buonocore’s Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering

- Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *J Adhes Dent.* 22(1):7–34
210. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. 1996. Does an Incremental Filling Technique Reduce Polymerization Shrinkage Stresses? *J Dent Res.* 75(3):871–78
211. Vieira BR, De Andrade Dantas EL, Cavalcanti YW, Santiago BM, De Sousa FB. 2022. Comparison of Self-Etching Adhesives and Etch-and-Rinse Adhesives on the Failure Rate of Posterior Composite Resin Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Eur J Dent.* 16(2):258–65
212. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. 2014. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent.* 42(7):800–807
213. Wenz HJ, Hellwig E, Lehmann KM. 2018. *Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde.* Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag
214. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. 2011. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci.* 53(3):273–82
215. Yoon T, Lee Y, Lim B, Kim C. 2002. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil.* 29(12):1165–73
216. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, et al. 2004. Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers. *J Dent Res.* 83(6):454–58
217. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, et al. 2012. Self-assembled Nano-layering at the Adhesive Interface. *J Dent Res.* 91(4):376–81
218. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, et al. 2002. Bonding of Self-etch and Total-etch Adhesives to Carious Dentin. *J Dent Res.* 81(8):556–60
219. Yue C, Tantbirojn D, Crothe RL, Versluis A, Hodges JS, Feigal RJ. 2009. The Depth of Cure of Clear Versus Opaque Sealants as Influenced by Curing Regimens. *The J of the American Dental Association.* 140(3):331–38
220. Zhu JJ, Tang ATH, Matinlinna JP, Hägg U. 2014. Acid etching of human enamel in clinical applications: A systematic review Clinical Implications. *J of Prosthetic Dentistry.* 112(2):122–35

8 Anhang

8.1 Verzeichnis der akademischen Lehrenden

Meine akademischen Lehrenden in Marburg waren:

Althaus, Arweiler, Ausschill, Bekeredjian-Ding, Bonaterra, Bremmer, Cetin, Decher, Feuer, Frankenberger, Gente, Glörfeld, Göbel, Hack, Hoch, Jablonski-Momeni, Jänsch, Kinscherf, Korbmacher-Steiner, Lill, Lotzmann, Mandic, Meier, Mengel, Mermoud, Milani, Moll, Neff, Neumüller, Pfaar, Printz, Rattay, Roessler, Roggendorf, Salomia, Weber, Winter

8.2 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich gerne einigen Menschen meinen Dank aussprechen, die mich bei der Fertigstellung meiner Dissertation unterstützt und inspiriert haben.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger für die Bereitstellung des Dissertationsthemas, sowie der für die Untersuchung benötigten Materialien. Mit seiner herausragenden Expertise auf dem Gebiet der adhäsiven Zahnmedizin unterstützte er mich durch seine wertvollen wissenschaftlichen Anregungen auf diesem Weg. Vielen Dank für die stets freundliche und konstruktive Zusammenarbeit.

Ebenfalls danke ich Frau Cynthia Woche für die Hilfestellung während des Sputterprozesses und der Benutzung des Rasterelektronenmikroskops in der Zahnklinik Gießen.

Ein herzliches Dankeschön gilt meinen Freunden und meiner Familie. Der Austausch mit ihnen, sowie ihre uneingeschränkte Zuversicht haben mich in jeder Hinsicht unterstützt.

8.3 Eigenständigkeitserklärung

„Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Schneller und besser? Ein In-vitro-Vergleich eines „no wait“ Universaladhäsivs mit einem Etch-and-Rinse-Adhäsiv bei Anwendung unterschiedlicher Komposit-Inkrementstärken hinsichtlich des Dentinhaftverbunds“ in der Poliklinik für Zahnerhaltung in Marburg unter der Leitung von Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt. Ich versichere, dass ich sämtliche wörtlichen oder sinngemäßen Übernahmen und Zitate kenntlich gemacht habe. Mit dem Einsatz von Software zur Erkennung von Plagiaten bin ich einverstanden.“

Ort, Datum, Unterschrift Doktorandin

„Die Hinweise zur Erkennung von Plagiaten habe ich zur Kenntnis genommen.“

Ort, Datum, Unterschrift Referent