

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität zu Köln
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Anja Liebermann

Einfluss universeller Befestigungskomposite auf die Scherhaftfestigkeit an Zahnhartsubstanzen

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Tobias Daniel Drefahl
aus Frankfurt am Main

promoviert am 27. Juni 2025

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln
2025

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachterin: Privatdozentin Dr. med. Dr. med. dent. S. Rink-Notzon

2. Gutachter: Privatdozent Dr. med. J. Siewe

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten

Frau Univ.-Prof. Dr. med. dent. Anja Liebermann

Frau Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. Svenja Rink-Notzon

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die in dieser Arbeit angegebenen Experimente und statistischen Auswertungen sind nach entsprechender Anleitung durch Frau Univ.-Prof. Dr. med. dent. Anja Liebermann und Herrn Dr. rer. medic. Franz-Josef Faber und mit Unterstützung von Frau Susanne Knof und Herrn Markus Müller-Krott von mir selbst ausgeführt worden.

Die Herstellung der Zahnproben wurden unter Aufsicht durch Frau Susanne Knof hergestellt. Die Verklebung der Zahnproben mit den unterschiedlichen Befestigungskompositen wurde von mir selbstständig durchgeführt. Bei der künstlichen Alterung meiner Versuchsproben wurde ich von Herrn Markus Müller-Krott unterstützt. Die Scherhafffestigkeitsversuche wurden von mir selbstständig gemessen und anschließend von mir mikroskopisch ausgewertet.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 21.03.2025

Unterschrift:

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. Anja Liebermann für die vertrauensvolle Überlassung des Themas dieser Dissertation.

Des Weiteren danke ich meiner Betreuerin Frau Priv.-Doz. Dr. Dr. Svenja Rink-Notzon und Herrn Dr. Franz-Josef Faber für die Betreuung meiner Doktorarbeit und die Unterstützung während der Zeit meiner Dissertation.

Frau Susanne Knof und Herrn Markus Müller-Krott danke ich für die Einführung in die verschiedenen Versuchstechniken und Mithilfe bei deren Durchführung.

Auch meinen Freund André Hoffmann möchte ich im Zuge dieser Dissertation erwähnen, der mir gezeigt hat, dass ein Perspektivwechsel herausfordernde Zeiten erleichtern kann.

Zu guter Letzt bedanke ich mich bei meiner Frau Leandra, meinen Eltern, meiner Schwester und meinem Sohn, die mich stets dabei unterstützen, meine Wünsche und Ziele zu verfolgen und erreichen zu können.

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	7
1. ZUSAMMENFASSUNG	8
2. EINLEITUNG	10
2.1. Kompositmaterialien in der zahnmedizinischen Anwendung	11
2.1.1. Klassifikation von Befestigungskompositen	11
2.1.2. Aufbau und Zusammensetzung von Befestigungskompositen	13
2.1.3. Abbindemechanismen von Befestigungskompositen	14
2.1.4. Weiterentwicklung von Befestigungskompositen	15
2.2. Adhäsivtechnik in der zahnmedizinischen Anwendung	16
2.2.1. Haftmechanismen am Schmelz	17
2.2.2. Haftmechanismen am Dentin	18
2.3. Vorstellung der verwendeten Komposite und Adhäsivsysteme	20
2.3.1. G-Cem One, Adhesive Enhancing Primer und G-Premio Bond	21
2.3.2. RelyX Universal und Scotchbond Universal Plus Adhäsiv	22
2.3.3. Variolink Esthetic DC und Adhese Universal	24
2.3.4. RelyX Unicem 2	25
2.4. Fragestellungen und Ziel der Arbeit	26
3. MATERIAL UND METHODEN	27
3.1. Herstellung der Prüfkörper	28
3.1.1. Vorbereitung und Herstellung der Zahnproben	28
3.1.2. Verklebung der Zahnproben mit den Befestigungskompositen	31
3.2. Versuchsaufbau	34
3.2.1. Künstliche Alterung durch thermische Wechselbelastung	34
3.2.2. Prüfung der Scherhaftfestigkeit	35
3.2.3. Auswertung der Prüfkörper unter dem Digitalmikroskop	37
3.3. Statistische Auswertung	38
4. ERGEBNISSE	39
4.1. Scherhaftfestigkeit	39

4.1.1.	Konditionierung mit Phosphorsäure	40
4.1.2.	Vorbehandlung mit Adhäsivsystemen	40
4.1.3.	Thermozyklische Alterung	42
4.2.	Auswertung der Bruchflächenanalyse	45
5.	DISKUSSION	47
5.1.	Herstellung der Versuchsproben	47
5.2.	Auswahl der Methodik	47
5.3.	Diskussion der Scherhaftfestigkeiten	50
5.3.1.	Vergleich der unterschiedlichen Befestigungskomposite	50
5.3.2.	Einfluss der Adhäsivsysteme auf die Scherhaftfestigkeit	54
5.3.3.	Einfluss der künstlichen Alterung mittels Thermolastwechsel	56
5.4.	Limitationen	58
6.	LITERATURVERZEICHNIS	59
7.	ANHANG	65
7.1.	Abbildungsverzeichnis	78
7.2.	Tabellenverzeichnis	79

Abkürzungsverzeichnis

10-MDP	10-Methacryloxyethyl-hydrogenphosphat
APTES	3-(Aminopropyl)triethoxysilan
Bis-GMA	Bisphenol A-Diglycidylmethacrylat
BisGPDMA	Bis(glyceroldimethacrylat) Phosphat
D ₃ MA	Dodecandiolmethacrylat
DEGDMA	Diethylenglycoldimethacrylat
GDMA	Glycerindimethacrylat
GPDMA	Glycerolphosphatdimethacrylat
HEMA	2-Hydroxymethacrylat
PMMA	Polymethylmethacrylat
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
TrisGPDMA	Tris(glyceroldimethacrylat) Phosphat
UDMA	Urethandimethacrylat
γMPTES	2-Propensäure, 2-methyl-, 3-(trimethoxysilyl)propylester

1. Zusammenfassung

Mit der Einführung von neuen universellen Befestigungskompositen wie GCem One (GCO) und RelyX Universal (RXU) verspricht die dentale Industrie eine universelle Anwendbarkeit, bezogen auf die Haftung unterschiedlicher Restaurationsmaterialien (Metall, Kunststoff, Keramik) und in Bezug auf die Anwendung im Etch-and-Rinse-Verfahren oder als selbststützende Adhäsivsysteme.^{1,2} Gleichzeitig sollen die neuen universellen Befestigungskomposite eine weniger techniksensitive Alternative gegenüber konventionellen Befestigungskompositen sein, mit vergleichbar hohen Scherhaftfestigkeitswerten.³ Für die neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU steht bisher jedoch nur wenig Literatur zur Verfügung, sodass eine abschließende Bewertung ihrer Vorteile vor allem in Bezug auf ihre Scherhaftfestigkeit schwierig ist.^{4,5}

Das Ziel dieser in-vitro-Studie bestand somit darin, den Haftverbund von zwei neuen universellen adhäsiven Befestigungskompositen GCO und RXU mit ihren systemspezifischen Adhäsivsystemen an humaner Zahnhartsubstanz zu untersuchen und mit zwei etablierten Befestigungskompositen, dem konventionellen adhäsiven Befestigungskomposit Variolink esthetic DC (VLE) und dem selbstadhäsiven Befestigungskomposit RelyX Unicem 2 (RUC2) zu vergleichen.

Es wurden 336 Zahnproben hergestellt und zufällig in zwei Gruppen eingeteilt. Die eine Hälfte der Prüfkörper wurde mit 35%iger Phosphorsäure für 15 Sekunden vorbehandelt, die andere Hälfte unkonditioniert belassen. Anschließend wurden beide Gruppen wiederum zufällig in 7 Untergruppen eingeteilt, um die Prüfkörper nach Herstellerangaben mit den jeweiligen Befestigungskompositen mit/ohne systemspezifischen Adhäsivsystem zu bekleben (n=24). Wiederrum die Hälfte aller Untergruppen wurde einer künstlichen Alterung von 20000 Thermozyklen unterzogen, während die andere Hälfte den Scherversuchen in einer Universalprüfmaschine direkt unterzogen wurde (n=12).

Limitiert wird die vorliegende Arbeit durch die Tatsache, dass es sich um eine in-vitro Studie handelt und sowohl durch die Alterung mit Thermolastwechsel als auch durch den Scherversuch die klinische Situation im Patientenmund nur bedingt abgebildet werden kann. Jedoch sind diese Methodiken in der Literatur etablierte Verfahren, die eine gute Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Befestigungskomposite ermöglichen und eine Einschätzung über die Einsetzbarkeit der universalen Befestigungskomposite im klinischen Alltag geben können.

Die statistische Auswertung erfolgte mit IBM SPSS Statistics (Version 29). Mittels Shapiro-Wilk-Test konnte ermittelt werden, dass die Ergebnisse der verschiedenen Versuchsgruppen nicht normal verteilt waren. Somit wurde die statistische Analyse mit dem Kruskal-Wallis-Test, angepasst mit einer Bonferroni-Korrektur für multiple Vergleiche und einem paarweisen Mann-

Whitney-U-Vergleich, durchgeführt. Die Signifikanz wurde mit einer Grenze von $p \leq 0,05$ bewertet.

Die Ergebnisse der Studie zeigten, dass beide neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU ohne systemspezifisches Adhäsivsystem signifikant geringere Scherhaftfestigkeiten zeigten als das konventionelle adhäsive Befestigungskomposit VLE und vergleichbare Haftwerte wie RUC2 aufwiesen. Mit den jeweiligen Adhäsivsystemen zeigte GCO und RXU signifikant bessere Haftwerte, die vergleichbar mit VLE waren und im Vergleich zu RUC2 signifikant höhere Scherhaftfestigkeiten zeigten. Die künstliche Alterung mittels Thermolastwechsel hatte dabei keinen signifikanten Einfluss auf die Scherhaftfestigkeit aller vier Befestigungskomposite, mit Ausnahme von nicht konditioniertem RXU ohne Anwendung des Adhäsivsystems. Die Konditionierung mit Phosphorsäure hatte bei GCO und RXU nur bei zusätzlicher Anwendung des jeweiligem Adhäsivsystems sowie bei VLE einen signifikanten Einfluss auf die Scherhaftfestigkeit.

Die Ergebnisse dieser Studie verdeutlichen, dass die universellen adhäsiven Befestigungskomposite im rein selbstadhäsiven Modus zwar eine einfache und schnelle Anwendung ermöglichen, jedoch in Bezug auf die Scherhaftfestigkeit hinter der Kombination mit einem zusätzlichen Adhäsivsystem zurückbleiben. Die Wahl zwischen dem selbstadhäsiven Modus und der zusätzlich kombinierten adhäsiven Anwendung sollte daher sorgfältig auf die klinischen Anforderungen abgestimmt werden, um optimale Langzeitergebnisse zu gewährleisten. Bei klinischen Fällen, die eine verbesserte Haftkraft benötigen, sollte daher auf die konventionellen adhäsiven Befestigungskomposite wie VLE zurückgegriffen werden, oder die neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU durch das systemspezifische Adhäsivsystem in ihrer Funktion unterstützt werden.

2. Einleitung

Dentale Befestigungskomposite spielen schon lange eine wichtige Rolle, um einen dichten und langzeitstabilen Verbund zwischen Zahn und Zahnrestauration herzustellen. Dabei werden immer wieder neue Systeme und Befestigungsmaterialien auf dem Markt eingeführt, die einen noch besseren Verbund mit gleichzeitiger Zeitersparnis durch das Wegfallen von Arbeitsschritten versprechen.^{6,7}

Die neuen universellen Befestigungskomposite sollen eine weniger techniksensitive Alternative gegenüber vielen konventionellen Befestigungskompositen sein und sich gleichzeitig durch eine geringerer Anfälligkeit für Anwendungsfehler auszeichnen.³ Sie versprechen eine universelle Anwendbarkeit, bezogen auf die Haftung an den unterschiedlichen Zahnhartsubstanzen, unterschiedlichen Restaurationsmaterialien und in Bezug auf die Anwendung im Etch-and-Rinse-Verfahren oder als selbstätzende Adhäsive.^{1,2}

Die Vielzahl an unterschiedlichen Befestigungskompositen stellt allerdings für viele Anwender eine große Herausforderung dar. Es fällt schwer sich einen Überblick über die verschiedenen Anwendungsbereiche der unterschiedlichen Befestigungsmaterialien zu verschaffen, die bei fehlerhafter Handhabung zu reduziertem Haftverbund oder sogar zu Debonding (Verlust des Haftverbundes zwischen Zahn und Restauration) führen können.^{1,8}

Auch für die neuen universellen Befestigungskomposite G-Cem One und RelyX Universal steht bisher nur wenig wissenschaftliche Literatur zur Verfügung, die eine abschließende Bewertung ihrer Vorteile zu diesem Zeitpunkt nicht möglich machen^{4,5}. Nach aktueller Studienlage liegen die Scherhaftfestigkeitswerte dieser Befestigungsgruppe teilweise immer noch unter den Werten von etablierten konventionellen Befestigungskompositen im Mehrschrittsystem wie Variolink Esthetic DC.⁹⁻¹²

Gerade der Langzeiterfolg einer Zahnrestauration ist, neben den Eigenschaften des verwendeten Restaurationsmaterials, abhängig von der definitiven Befestigung mittels Befestigungsmaterialien. Daher soll in der vorliegenden Studie die Scherhaftfestigkeit zwischen universellen Befestigungskompositen und konventionellen Befestigungskompositen gegenüber der Zahnhartsubstanz untersucht werden.

In der Literatur werden hierfür als Standardmessmethode häufig Scher- oder Zugversuche eingesetzt¹³⁻¹⁵, um die unterschiedlichen Befestigungskomposite miteinander vergleichen zu können. Auf diese Weise kann eine Aussage über die Scherhaftfestigkeit/Verbundfestigkeit der einzelnen zu untersuchenden Materialien getroffen werden. Die neuen universellen adhäsiven Befestigungskomposite sollen Erleichterung und Übersichtlichkeit in den Arbeitsalltag bringen. Doch über die klinische Zuverlässigkeit bezüglich Debonding und Verbundfestigkeit gibt es bislang wenig Studien.

Daher soll diese Studie, mithilfe von Scherversuchen, Aufschluss über die Scherhaftfestigkeit der neuen universellen Befestigungskomposite G-Cem One (GCO) und RelyX Universal

(RXU) bringen und mit den Haftkräften von etablierten konventionellen Befestigungskompositen wie Variolink esthetic DC (VLE) und RelyX Unicem 2 (RUC2) verglichen werden. Ziel ist es, Erkenntnisse über die neuen universellen Befestigungskomposite zu gewinnen, um ihre sinnvollen Anwendungsbereiche besser einschätzen zu können.

2.1. Kompositmaterialien in der zahnmedizinischen Anwendung

Die Einsatzgebiete von Kompositen in der modernen Zahnmedizin haben sich als vielseitige und ästhetisch ansprechende Lösung für eine Vielzahl von zahnmedizinischen Anwendungen etabliert.¹⁶ Sie werden nicht nur zur Befestigung von Zahnersatz auf die Zahnhartsubstanz verwendet, sondern auch zur Füllungstherapie im Front- und Seitenzahnbereich, für Fissurenversiegelungen oder Stiftverankerungen.¹⁷ Die vielseitige Einsetzbarkeit zeigt, wie wichtig Komposite in der Zahnmedizin geworden sind. Außerdem bieten moderne Komposite eine hohe Transluzenz und Fluoreszenz, die der natürlichen Zahnstruktur ähnelt. Sie sind in verschiedenen Zahnfarben erhältlich und ermöglichen eine hervorragende Anpassung an die natürliche Zahnfarbe.¹⁸

Lag der Forschungsschwerpunkt in der Vergangenheit auf einer guten Polierbarkeit und Verschleißfestigkeit der Komposite, beschäftigt man sich heutzutage mit dem Problem der Polymerisationsschrumpfung und der damit einhergehenden Belastung auf den Verbund zwischen Zahn und Kompositmaterial.¹⁸ Dabei konzentriert sich die Forschung immer mehr auf biokompatible Komposite. Über bioaktive Komponenten, die Fluorid freisetzen sollen sie eine Remineralisation der Zahnhartsubstanz unterstützen.^{19,20} Weitere Ansätze wie die Mikrokapsel-Technologie oder bioaktive Nanofüllstoffe sollen zukünftig eine Selbstreparatur von Mikrorissen möglich machen, sodass auch der Polymerisationsschrumpfung entgegengewirkt wird.^{21,22} Bezogen auf Befestigungskomposite liegt der Forschungsschwerpunkt auch immer mehr auf der universellen Anwendbarkeit des Komposits auf alle Befestigungsmöglichkeiten der verschiedenen Restaurationsarten, bei gleichzeitigem Anspruch einer verbesserten Scherhaftfestigkeit gegenüber der Zahnhartsubstanz.^{23,24} Die neuen universellen Befestigungskomposite sollen diese beiden Eigenschaften miteinander kombinieren. Dabei wird ein weiterer Fokus auf die Untersuchung der Langzeitstabilität und Biokompatibilität dieser Befestigungskomposite gesetzt.

2.1.1. Klassifikation von Befestigungskompositen

Befestigungskomposite können grundsätzlich in zwei Kategorien unterteilt werden: konventionelle und selbstadhäsive Befestigungskomposite.²⁵ Konventionelle Befestigungskomposite zeichnen sich dadurch aus, dass sie mit einem Adhäsivsystem zwingend verwendet werden müssen. Dabei spricht man ihnen gute Funktionalität und Haftwerte zu.²⁶ Nachteilig ist die hohe Techniksensitivität, die dazu führt, dass der Verbund

zur Zahnhartsubstanz stark von der regelkonformen Anwendung abhängig ist.²⁷ Ein Vertreter der konventionellen Befestigungskomposite ist Variolink Esthetic DC (VLE). Dagegen sind selbstadhäsive Befestigungskomposite nicht so techniksensitiv und werden ohne zusätzliches Adhäsivsystem angewendet. Ein Vertreter dieser Gruppe ist RelyX Unicem2 (RUC2). Die Haftwerte von selbstadhäsiven Kompositen zeigen im Vergleich zu den konventionellen Befestigungskompositen, insbesondere hinsichtlich der Langzeitstabilität, noch Potenzial für Optimierungen. In einer zweijährigen Studie waren die Verbundwerte von RelyX Unicem zu silikatkeramischen Inlays und Teilkronen mit den Haftwerten von Variolink Esthetic noch nicht vergleichbar.²⁸ Dies wurde auf den schwächeren adhäsiven Verbund zurückgeführt, da RelyX Unicem ohne zusätzliches Adhäsivsystem angewendet wird.²⁹ So konnte eine Studie von Brunzel et. al. zeigen, dass RelyX Unicem durch Vorbehandlung mit einem Adhäsivsystem höhere Scherhaftfestigkeiten zur Zahnhartsubstanz erzielte als ohne.³⁰ Für eine verbesserte Haftkraft empfiehlt der Hersteller die selektive Schmelzätzung. Der Verbund zwischen zuvor konditioniertem Schmelz und RelyX Unicem konnte jedoch in einer Studie von Saunders et. al. im Gesamtergebnis keinen signifikanten Vorteil verzeichnen.³¹

In der klinischen Anwendung sind selbstadhäsive Befestigungskomposite jedoch eine ernstzunehmende Alternative geworden.³² Vor allem bei klinisch schwierigen Zugangsbereichen, wie subgingivale Kronenpräparationen, können selbstadhäsive Befestigungskomposite von Vorteil sein. Gegenüber konventionellen adhäsiven Befestigungskompositen sind sie nicht so techniksensitiv insbesondere bei der Feuchtigkeitskontrolle oder Kontamination mit Blut oder Speichel.³³ Konventionelle adhäsive Befestigungskomposite werden jedoch bei ästhetisch anspruchsvollen Fällen bevorzugt, vor allem, wenn eine maximale Scherhaftfestigkeit bei minimalinvasiven Fällen wie Veneers notwendig ist.³⁴

Um die Techniksensitivität zu reduzieren und Befestigungskomposite noch anwenderfreundlicher zu gestalten, wurde die Gruppe der neuen universellen adhäsiven Befestigungskomposite auf den Markt gebracht. Im Unterschied zu den selbstadhäsiven Befestigungskompositen vereinfachen sie nicht nur den Befestigungsvorgang, sondern zeichnen sich darüber hinaus durch ihre vielseitige Materialkompatibilität aus. Sie können mit den unterschiedlichsten Restaurationsmaterialien wie Zirkonoxid, Silikatkeramik, Metall und Komposit zum Einsatz kommen und sind in den verschiedenen Adhäsionsmodi Total-etch, self-etch und selectiv-etch anwendbar.³⁵ Dadurch bieten sie eine höhere Flexibilität in der klinischen Anwendung und versprechen dabei gleichbleibende Scherhaftfestigkeiten zu Zahn und Restauration.²⁶ Abdel-Gewad et. al. zeigten, dass die neuen universellen Befestigungskomposite wie G-Cem One und RelyX Universal gegenüber konventionellen Befestigungskompositen wie Variolink Esthetic DC bezüglich der Scherhaftfestigkeit vergleichbare Werte aufweisen. Allerdings nur, wenn sie mit ihrem passenden Adhäsivsystem

vorbehandelt wurden.²⁶ In einer 18-monatigen klinischen Studie konnte ein neuer universeller Befestigungskomposit RelyX Ultimate eine vergleichbar gute klinische Leistung auf die Befestigung von Teilkronen zeigen wie das selbstadhäsive Befestigungskomposit RelyX Unicem 2.³⁶ Es lässt sich feststellen, dass neue universelle Befestigungskomposite einfacher zu verwenden sind als ihre konventionellen Vorgänger und erste Studien die Einsetzbarkeit im zahnmedizinischen Alltag bestätigten.³⁷

2.1.2. Aufbau und Zusammensetzung von Befestigungskompositen

Der chemische Aufbau der Befestigungskomposite beruht hauptsächlich auf einer organischen Matrix und anorganischen Füllkörper. Das Grundgerüst stellt die organische Matrix aus Methacrylat-Monomeren dar. Auf Basis von modifizierten Polymethylmethacrylaten (PMMA), Bisphenolglycidylmethacrylaten (Bis-GMA) oder Urethan-Dimethacrylaten (UDMA), beeinflussen diese Monomere nach der Polymerisation die adhäsiven Eigenschaften zur Zahnhartsubstanz. UDMA wird häufig bei den neuen universellen Befestigungskompositen verwendet, da es eine reduzierte Polymerisationsschrumpfung und verbesserte mechanische Eigenschaften bietet. Bis-GMA ist hingegen für seine Festigkeit bekannt, kann jedoch höhere Schrumpfungen aufweisen.³⁸

Die anorganischen Füllkörper bestimmen die kohäsiven Eigenschaften des Befestigungskomposits. Zur Erhöhung der mechanischen Festigkeit des Komposits und für eine ausreichende Röntgenopazität, werden Füllkörper wie Silikate oder Siliziumdioxide in die organische Matrix integriert. Die jeweilige Zusammensetzung und Anzahl dieser Füllstoffe beeinflusst die Zähflüssigkeit des jeweiligen Befestigungskomposits und trägt zur Langzeitkontinuität bei.³⁹ Dabei ermöglicht die Silanisierung der anorganischen Füllstoffe die Verbindung zur organischen Matrix, was wiederum die kohäsiven Eigenschaften verbessert. Das Zusammenspiel beider Komponenten, Matrix und Füllkörper, bestimmt maßgeblich den Befestigungserfolg und die Verbundfestigkeit zur Zahnhartsubstanz.⁴⁰ Die Füllstoffe in universellen Befestigungskompositen bestehen aus einer Mischung von Nano- und Mikrofüllstoffen. Nanopartikel, die kleiner als 100 Nanometer sind, verbessern die Polierbarkeit und ermöglichen eine glatte Oberfläche, die für ästhetische Restaurationen wichtig ist. Mikropartikel, die bis zu 1 Mikrometer groß sein können, tragen zur Erhöhung der Festigkeit und Abriebfestigkeit des Materials bei. Der Anteil der Füllstoffe beeinflusst die physikalischen Eigenschaften des Komposits, wobei ein höherer Füllstoffanteil in der Regel zu besserer Festigkeit und geringerer Schrumpfung führt.³⁸

Zusätzlich enthalten Befestigungskomposite Kopplungsmittel wie Silane, die für die chemische Bindung zwischen der Harzmatrix und den Füllstoffen sorgen. Diese Kopplungsmittel verbessern die Haftung und die mechanische Verbindung innerhalb des Materials. Des Weiteren sind Farbpigmente für die jeweilige Farbgebung verantwortlich. Die enthaltenen Initiatoren und Beschleuniger steuern den Polymerisationsprozess zur Aushärtung des

Komposits. Lichtpolymerisierbare Komposite nutzen Photoinitiatoren, die durch blaues Licht aktiviert werden, während selbsthärtende Komposite chemische Initiatoren enthalten, die ohne Lichtquelle wirken. Damit eine kontrollierte Aushärtung erfolgen kann, werden in der Regel Campherchinon, als Initiator für die Lichthärtung und Amin-Initiatoren für die chemische Aushärtung benutzt.⁴¹

Da selbstadhäsive Befestigungskomposite auf eine separate Bonding-Schicht über ein Adhäsivsystem nicht zurückgreifen können, benötigen sie eine chemische Komponente, die den Adhäsionsmechanismus übernimmt. Damit die organische Matrix eine chemische Verbindung an eine Zahnoberfläche aufbauen kann, benötigt sie sogenannte „säurefunktionelle Monomere“, oft Phosphat-Monomere.⁴² Sie haben die Aufgabe, das Hydroxidapatit leicht zu demineralisieren. Somit wird die Zahnstruktur konditioniert, ohne dass ein separates Ätzmittel erforderlich ist. Die Bindung an Restaurationsmaterialien wie Zirkonoxid erfolgt hauptsächlich physikalisch oder chemisch durch Kompatibilitätsförderer wie Methacrylate.

Auch der Adhäsionsmechanismus von universellen Befestigungskomposite findet über sogenannte funktionelle Monomere wie 10-MDP (10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat) statt. Das in universellen Befestigungskompositen enthaltene 10-MDP reagiert chemisch mit dem Hydroxidapatit in der Zahnhartsubstanz und bildet auf der anderen Seite eine mikromechanische Retention zu den unterschiedlichen Restaurationsmaterialien aus. Durch die mikromechanische Retention und die gleichzeitige chemische Bindung, soll eine hohe langlebige Haftkraft ausgebildet werden.

2.1.3. Abbindemechanismen von Befestigungskompositen

Befestigungskomposite lassen sich auch bezüglich ihrer Polymerisationseigenschaften einteilen. Man unterscheidet zwischen lichthärtenden, dualhärtenden und selbsthärtenden Befestigungskompositen.²⁵

Rein lichthärtende Befestigungskomposite wie Variolink Esthetic LC härten ausschließlich durch Lichtaktivierung, mit einer Bestrahlung von blauem Licht im Wellenbereich von 450 – 490 nm aus.⁴³ Sie sind für dünne, lichtdurchlässige Restaurationen, wie z.B. Veneers zugelassen, da ihre Anwendung nur möglich ist, wenn das befestigte Material über die nötige Transluzenz verfügt. Bei selbsthärtenden Befestigungskompositen wird der Abbindemechanismus chemisch durch Amin- und/oder Peroxidsysteme hergestellt. Bei klinisch schwer zugänglichen Bereichen wird oft auf selbsthärtende Komposite zurückgegriffen, die über beide Abbindemechanismen aushärten. Bei diesem entweder chemisch oder lichtinduziert ablaufenden Polymerisationsprozess handelt es sich um eine Kettenpolymerisation, auch radikalische Polymerisation genannt. Die Monomere des Befestigungskomposit werden durch eine Kettenwachstumsreaktion zu Polymeren verknüpft. Ungesättigte Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen werden über freie Radikale

angegriffen, die wiederum zur Bildung neuer Radikale führen und somit eine Kettenreaktion auslösen.⁴⁴ Die Reaktion endet durch eine Verbindung der freien Radikale. Dieser Polymerisationsprozess findet innerhalb von Sekunden statt. Einerseits ist dies von Vorteil, da der Abbindeprozess durch den Behandler gezielt initiiert werden kann und die Aushärtung schnell beendet ist. Andererseits entsteht so das Problem der Polymerisationsschrumpfung und die damit einhergehende Belastung auf den Verbund zwischen Zahn und Komposit.

Dualhärtenden Befestigungskomposite kombinieren die Licht-induzierte und chemische Aushärtung unter Verwendung von Photoinitiatoren wie Campherchinon.⁴⁵⁻⁴⁷ Sie sind für lichtdurchlässige Restaurationen, aber auch für lichtundurchlässige Restaurationsmaterialien geeignet und werden ebenfalls in den Bereichen angewendet, in denen die Lichtquelle nicht gut wirken kann. Dualpolymerisierende Befestigungskomposite zeigen in einigen Studien gegenüber rein autopolymerisierenden adhäsiven Befestigungskompositen den Vorteil, dass eine vollständige Aushärtung auch bei weniger transluzenten Restaurationen ermöglicht wird, was sich positiv auf den Haftverbund auswirkt.^{45,46}

2.1.4. Weiterentwicklung von Befestigungskompositen

Die Zusammensetzung von Befestigungskompositen hat sich im Laufe der Zeit erheblich weiterentwickelt und zu einer wesentlichen Verbesserung ihrer Leistungen geführt. Seit Bowen 1962 das Monomer Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) als Grundlage vieler Komposite einführte, wurde die dentale Befestigungstechnologie revolutioniert. Anfängliche Probleme wie unzureichende Polierbarkeit und geringe Abrasionsbeständigkeit, wurden durch die Einführung von Mikrofüllstoffen und die Entwicklung von UV-aushärtenden Kompositen 1973 verbessert.¹⁸ Um die notwendige Fließfähigkeit zu erlangen, wurde der Füllstoffanteil für Befestigungskomposite verringert, sodass sich Komposite zur Befestigung von Zahnersatz immer mehr durchsetzten.

Über Nanofüllstoffe konnte eine glatte, langlebige Oberfläche mit geringerer Anfälligkeit für Verfärbungen angeboten werden. Eigenschaften wie die verbesserte Ästhetik durch Transluzenz, höhere Polierbarkeit und optimierte Aushärtungstiefe überzeugten in der Anwendung und etablierten sich als vorteilhafte Alternative zu anderen Befestigungsmaterialien wie Glasionomern. Einziger Nachteil war die hohe Polymerisationsschrumpfung und der damit verbundene Schrumpfstress mit dem Risiko der Randspaltbildung. Die Befestigungskomposite wurden immer weiter optimiert, sodass über die Entwicklung von neuen Methacrylat-Monomeren (UDMA) die Polymerisationsschrumpfung reduziert werden konnte.⁴⁸ Neues Ziel der Forschung ist es, die besten Eigenschaften zu kombinieren und Komposite auf den Markt zu bringen, die immer vielseitiger eingesetzt werden können. Mit den neuen universellen Befestigungskompositen sollen hohe Ästhetik durch Farbanpassung und Transluzenz mit vielseitiger Einsatzfähigkeit kombinierbar sein. Durch ihre selbstadhäsiven Eigenschaften fallen vorher erforderliche Behandlungsschritte weg

und die Handhabung beim Einsetzen von Zahnrestorationen wird vereinfacht. Über Phosphatmonomere, die sich durch OH-Gruppen chemisch an die verschiedenen Restaurationsmaterialien anlagern, sind die neuen adhäsiven Befestigungskomposite für keramische und auch (nicht)-edelmetallhaltige Materialien zugelassen und auch in Bezug auf die Materialwahl vielseitig.

Die Makro- und Mikrofüllstoffe alter Kompositmaterialien beinhalteten meist große Partikel wie Quarz oder Glaspulver. Das Ergebnis dieser Zusammensetzung war oft eine raue Oberfläche und eine geringere Abriebfestigkeit. Der Füllstoffanteil war geringer, was die mechanische Festigkeit weiter beeinträchtigte. Eine Verbesserung der Festigkeit der Verbindung zwischen Harzmatrix und Füllstoff wurde durch Silan-Kopplungsmittel hergestellt.⁴⁹

Moderne universelle Komposite verwenden fortschrittlichere Harzmonomere wie UDMA und andere modifizierte Methacrylate, die eine geringere Schrumpfung und bessere mechanische Eigenschaften bieten. Die Füllstoffe bestehen im Gegensatz zu den alten Füllstoffen aus einer optimierten Mischung von Nano- und Mikrofüllstoffen, die eine glattere Oberfläche, bessere Polierbarkeit und höhere Abriebfestigkeit ermöglichen. Dabei gilt zu erwähnen, dass der Anteil an Füllstoffen in neuen universellen Kompositen höher ist. Dies trägt zu einer verbesserten Festigkeit und Langlebigkeit bei. Zudem werden verbesserte Silan-Kopplungsmittel verwendet, die eine noch stärkere und langlebigere Bindung zwischen den Füllstoffen und der Harzmatrix gewährleisten.

2.2. Adhäsivtechnik in der zahnmedizinischen Anwendung

Die Adhäsivtechnik hat sich in der Zahnmedizin bei der Befestigung von Zahnrestorationen schon jahrzehntelang bewährt.^{50,51} Da die konventionellen Befestigungskomposite keine eigene Haftung zur Zahnhartsubstanz aufweisen, ist es notwendig, dass dentale Adhäsivsysteme diese Funktion übernehmen. Der Verbund zwischen den zwei unterschiedlichen Substanzen Zahn und Befestigungsmaterial wird durch molekulare Anziehungskräfte geschaffen.⁵⁰ Somit kann die Zahnhartsubstanz minimal-invasiv präpariert werden, da auf Retentionen weitestgehend verzichtet wird.⁵² Bei den molekularen Anziehungskräften handelt es sich um Ionenbindungen, kovalente Bindungen, Wasserstoffbrückenbindungen, Dipolbeziehungen, Van-der-Waals-Kräfte, die zwischen den Berührungsfächen von Substrat und Adhäsiv geschaffen werden.^{49,53} Diese chemische Verbindung zwischen Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz wird vor allem über dünnfließende Adhäsive ermöglicht, die für eine gute Benetzung der beteiligten Oberflächen sorgen.^{49,52} Zusätzlich hilft eine angeraute, poröse Zahnoberflächen, die über die Konditionierung mit Phosphorsäure geschaffen wird. Anschließend können die Monomere des Adhäsivs wie HEMA die Unregelmäßigkeiten ausfüllen und nach licht- oder dualhärtender Aktivierung der Polymerisation eine mechanische, mikroretentive Verbindung zur Zahnoberfläche ausbilden.⁵⁰

Aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterialien entsteht bei dem Polymerisationsprozess der Befestigungskomposite ein Randspalt.⁵⁴ Somit ist eine weitere Aufgabe der Adhäsive, dieser Polymerisationsschrumpfung entgegen zu wirken, um eine dauerhafte, stabilere Verbindung zwischen Zahnhartsubstanz und befestigter Restauration zu erzielen.³⁸ Dabei spielen chemische Bestandteile wie 10-MDP, HEMA und Campherchinon eine wichtige Rolle, die in den aktuellen Adhäsivsystemen nicht mehr wegzudenken sind. Das Zusammenspiel dieser Bestandteile ist maßgeblich für eine stabile Hybrid-Schicht zwischen infiltrierten Adhäsivmonomeren und demineralisiertem Hydroxidapatit verantwortlich. Über die funktionellen Monomere, wie 10-MDP, können chemische Bindungen zu den Calciumionen im Hydroxidapatit von Schmelz/Dentin hergestellt und zusätzlich ein Verbund zur Oberfläche der Restaurationsmaterialien, wie z.B. zu Keramik, ausgebildet werden.

Es gibt verschiedene Techniken, Adhäsivsysteme zu benutzen. Bei der Etch-and-Rinse (Total-Etch) Technik wird Phosphorsäure auf Schmelz und Dentin aufgetragen und nach 15-30 Sekunden wieder abgespült. Somit wird nicht nur im Schmelz ein mikroskopisches Retentionsmuster erzeugt, sondern auch die oberste Schicht des Dentins und die Dentintubuli geöffnet. Anschließend wird das Adhäsiv aufgetragen und verankert sich sowohl in die Unebenheiten des Schmelzes als auch in die Dentintubuli.⁵⁵ Bei der Selective-Etch Technik wird nur der Schmelz geätzt mit dem Ziel, Dentinsensitivitäten zu vermeiden. Nach Abspülen der Phosphorsäure von den Schmelzarealen, wird anschließend das Adhäsiv auf Schmelz und Dentin aufgetragen. Bei der Self-Etch-Technik wird das Adhäsiv ohne jeweilige Vorbehandlung mit Phosphorsäure auf Schmelz und Dentin appliziert.⁵⁶

Die neuen universellen selbstadhäsiven Befestigungskomposite können in allen Techniken angewendet werden.²⁹ Dies macht sie für den Behandler so interessant, da die neuen universellen Befestigungskomposite aufgrund ihrer selbstadhäsiven Eigenschaft bei klinisch schwer zugänglichen Bereichen ohne Konditionierung und ohne zusätzliches Adhäsivsystem auskommen. Bei klinischen Fällen, die eine verbesserte Haftkraft benötigen, können die universellen Befestigungskomposite jedoch durch das jeweilige Adhäsivsystem in ihrer Funktion unterstützt werden.⁵⁷

2.2.1. Haftmechanismen am Schmelz

Der Zahnschmelz bildet die härteste Substanz im menschlichen Körper und besteht hauptsächlich aus Hydroxylapatit, einem mineralischen, kristallinen Kalziumphosphat. Aufgrund der hohen Mineralisierung hat Schmelz eine sehr dichte Struktur und geringe Porosität, sodass zur Verklebung mit einem Befestigungskomposit eine spezielle Vorbehandlung erforderlich ist. Mithilfe der Säure-Ätz-Technik, die Buonocore 1955 entwickelte, konnte der Haftmechanismus vor allem zwischen Schmelz und Komposit revolutioniert werden⁵⁸. Aus klinischer Sicht ist die Konditionierung mit 30- bis 40%iger

Phosphorsäure eine optimale Möglichkeit, den Schmelz so vorzubehandeln, dass eine Oberfläche entsteht, an der Adhäsive und Komposite mechanisch und mikroretentiv verankert werden können^{48,55,59-61}. Die Prismen im Zahnschmelz haben unterschiedliche Säurelöslichkeiten, sodass über die Demineralisierung durch die Phosphorsäure eine aufgeraute, poröse Struktur entsteht. In diese Vertiefungen und Rillen der Schmelzoberfläche kann das Adhäsiv oder der selbstadhäsive Komposit dann einfließen. Durch die Polymerisation der flüssigen Monomere des Adhäsivsystems entsteht dann eine mikromechanische Verankerung mit den Schmelzprismen.^{48,55} Dabei ist die richtige Konzentration der Phosphorsäure entscheidend. Konzentrationen unter 27% zeigen zu wenig retentives Ätzmuster. Der Goldstandard empfiehlt eine Phosphorsäurekonzentration von ca. 37% und eine Ätzdauer von 30 Sekunden für präparierten Schmelz.^{56,61-63} Durch diese Anwendung werden ca. 10 µm der Schmelzoberfläche irreversible abgetragen und es entsteht ein bis zu 50 µm tiefes Ätzmuster.⁶² Bei der Konditionierung mit selbstadhäsiven Kompositen wird das Ätzmuster nur über die im Komposit enthaltenen sauren Monomere generiert.⁶⁴ Dabei wird die Zahnhartsubstanz weniger stark demineralisiert und das Ätzmuster ist schwächer ausgeprägt als bei der Phosphorsäureätzung.^{65,66} Mehrere Studien konnten zeigen, dass die Selective-Etch-Technik die Effektivität von selbstätzenden Systemen verbessert.^{56,67} Wichtig dabei ist zu beachten, dass es sich lediglich um die Konditionierung von Schmelz handelt.⁵⁶ Ein weiterer Vorteil der Konditionierung mit Phosphorsäure ist die damit einhergehende Erhöhung der Hydrophilität der Schmelzoberfläche. Dies ermöglicht eine bessere Benetzung und Haftung des Adhäsivs an die Schmelzoberfläche. Die Säureätztechnik gilt als sehr zuverlässig und ist für die Bindung von Kompositen an die Zahnhartsubstanz immer noch zu empfehlen.⁶⁸

2.2.2. Haftmechanismen am Dentin

Im Vergleich zu Schmelz stellt Dentin aufgrund des hohen Anteils an organischer Matrix in Form von Kollagenfasern und seiner hydrophilen Eigenschaften eine ungünstige Voraussetzung für den adhäsiven Verbund dar. Vor allem die intrinsische Feuchtigkeit in den Dentintubuli und der intratubuläre Druck erschwert die adhäsive Befestigung, da Komposite ein hydrophobes Grundgerüst besitzen.⁶⁹ Über das Adhäsivsystem soll der hydrophobe Komposit mit dem hydrophilen Dentin verbunden werden. Dazu muss zuerst die Schmierschicht (smear layer) entfernt werden, die durch die mechanische Bearbeitung des Dentins entsteht.^{70,71} Über eine kurze Phosphorsäureätzung von 15-20 Sekunden kann die Schmierschicht und die oberflächlichen mineralischen Anteile des Dentins entfernt werden.⁷² Eine andere Möglichkeit besteht über die Applikation von sauren Monomeren, die die Schmierschicht erfolgreich auflösen, wie sie bei selbstadhäsiven Kompositen zum Einsatz kommen.⁷³ Es handelt sich meist um Phosphatmethacrylate, Acryletherphosphorsäure und andere Phosphorsäureester.⁴⁷ Über diesen Prozess wird das Kollagennetzwerk des Dentins

freigelegt, welches eine geringere Oberflächenenergie als Schmelz hat. Dadurch ist das Kollagenetzwerk instabiler und kann bei zu langer Trocknung zusammenbrechen.⁷⁴ Abhilfe schafft Dentinpriming, welches über amphiphile Primer-Moleküle, das Dentin benetzbar macht und das freiliegende Kollagenetzwerk stabilisiert. Diese amphiphilen Kunststoffe wie HEMA und TEGDMA dringen in das über Konditionierung freigelegte hydrophile Dentinkollagen ein und stabilisieren es. Im gleichen Zuge polymerisieren die kurzkettigen hydrophoben Enden mit den anderen Monomeren des Adhäsivs.⁶⁴ Die Monomere des Adhäsivsystems können darüber mit dem Dentinkollagen interagieren und das Kollagen durch die Polymerisation anschließend stabilisieren. Das Adhäsiv fließt in die eröffneten Dentintubuli und bildet mit den Primer-Monomeren sogenannte Kunststofftags, die das Dentin versiegeln. Somit bildet sich eine stabile Hybridschicht zwischen Dentin und Adhäsivsystem aus, die entscheidend für die weitere Haftung des verwendeten Befestigungskomposits ist.⁶⁸ Die Entwicklung von Universal-Adhäsiven brachte Vorteile, wie eine breite Anwendbarkeit und einfache Handhabung.⁴⁷ Sie kombinieren Primer und Bonding in einem Produkt, wodurch der Arbeitsaufwand reduziert wird. Produkte wie Scotchbond Universal, Adhese Universal oder G Premio Bond sind aufgrund ihrer vereinfachten Anwendung sehr populär geworden. Eine wichtige Rolle spielt dabei das Monomer 10-MDP, da es den Verbund gerade zu den Hydroxylapatiten im Dentin deutlich verbessert.^{75,76} Diese phosphorsauren Methacrylatgruppen reagieren aufgrund ihrer negativen Ladung mit den positiv geladenen Calciumionen im Hydroxylapatit und bilden Calciumphosphat-Salze aus, die resistent gegenüber Hydrolyse sind und somit eine langanhaltende stabile Haftung unterstützen.⁷⁷ Aufgrund der schwachen Säurestärke ist die Demineralisation des Dentins begrenzt und schonender. Nach der Polymerisation ist 10-MDP maßgeblich an der Bildung einer stabilen Hybridzone beteiligt und bildet ein kohäsives Netzwerk mit dem Befestigungskomposit aus.⁷⁸ Da 10-MDP nicht nur in der Lage ist chemische Bindungen mit der Zahnhartsubstanz einzugehen, sondern auch mit den verschiedenen Restaurationsmaterialien, wie z.B. Keramik und Metall, ist es zu einem Schlüsselmonomer für die universellen Adhäsivsysteme und für die neuen universellen Befestigungskomposite geworden.^{79,80}

2.3. Vorstellung der verwendeten Komposite und Adhäsivsysteme

In dieser Studie wurden vier verschiedene Befestigungskomposite mit ihren systemspezifischen Adhäsiven untersucht, die in Abbildung 1 sowie in Tabelle 1 aufgelistet sind. Alle untersuchten Befestigungskomposite sind dualpolymerisierend und härten sowohl chemisch als auch unter Anwendung der Polymerisationslampe aus. Aufgrund ihrer autopolymerisierenden Eigenschaften werden sie auch als 2-Komponenten-Befestigungskomposite benannt. Die Vermengung von Basis- und Katalysatorpaste erfolgt bei allen untersuchten Befestigungskompositen durch eine Mischkanüle.



Abbildung 1: Verwendete Befestigungskomposite von links nach rechts, selbstadhäsives RelyX Unicem 2 (RCU2), konventionelles adhäsives Variolink Esthetic DC (VLE), neues universelles selbstadhäsives G-Cem One (GCO) und RelyX Universal (RXU).

Tabelle 1: Tabellarische Auflistung der verwendete Befestigungskomposite und deren Adhäsivsysteme mit Herstellerangaben

Hersteller	Befestigungskomposit	Adhäsiv
3M ESPE Saint Paul, USA	RelyX Universal Resin Cement	Scotchvond Universal Plus Adhesive
GC Holding AG Luzern, Schweiz	G-Cem One	Adhesive Enhancing Primer G-Premio Bond
Ivoclar Vivadent AG Schaan, Lichtenstein	Variolink Esthetic DC	Adhese universal
3M ESPE Saint Paul, USA	RelyX Unicem 2	ohne separaten Haftvermittler

2.3.1. G-Cem One, Adhesive Enhancing Primer und G-Premio Bond

G-Cem One ist ein dualhärtendes, selbstadhäsives 2-Komponenten-Befestigungsmaterial, das in der Zahnmedizin für die Befestigung von Restaurationen wie Kronen, Brücken und Inlays zugelassen ist. Es zählt zu den neuen universellen Befestigungskompositen. Das Produkt enthält Methacrylat-basierte Monomere, die durch Licht- und chemische Härtung polymerisieren. Das Monomer HEMA trägt zur Verbesserung der Haftung und der mechanischen Eigenschaften des Befestigungskomposits bei. Aufgrund seiner hydrophilen Eigenschaft fördert es die Benetzung der Zahnhartsubstanz. Zusätzlich unterstützt HEMA den Polymerisationsprozess und trägt zur Kontrolle der Polymerisationsschrumpfung bei. Weitere Bestandteile von G-Cem One sind Photoinitiatoren wie Campherchinon, essenziell für die Lichthärtung und chemische Initiatoren für den Selbsthärteprozess. Um die Festigkeit und die Abrasionsresistenz zu steigern, sind Füllstoffe wie Glaskeramikpartikel zugesetzt. Sie reduzieren zusätzlich die Polymerisationsschrumpfung. Stabilisatoren und Weichmacher verlängern die Verarbeitungszeit und verbessern zusätzlich zu den Lösungsmitteln wie Ethanol die Fließfähigkeit des Befestigungskomposits. Für die farbgebenden Bestandteile sind die jeweiligen Pigmente zur Anpassung der Zahnfarben zugesetzt. Der Hersteller bietet G-Cem One in Translucent, A2, Opaque und A3 an. In dieser Studie wurde G-Cem One in der Farbvariante A2 verwendet.

Die selbstadhäsive Eigenschaft des Befestigungskomposits wird durch saure Monomere ermöglicht, die die Oberfläche der Zahnhartsubstanz leicht anätzen können und eine chemische Bindung mit dem Hydroxylapatit eingehen. Somit ist der Gebrauch eines separaten Adhäsiv nicht zwingend erforderlich.

Um die Haftung an bestimmten Substraten, wie Zirkonoxid oder auch an der Zahnhartsubstanz zu verbessern, kann GC Adhesive Enhancing Primer oder G-Premio Bond zusätzlich verwendet werden.

Der Adhesive Enhancing Primer kann als Vorbehandlung bei self-etch und selective-etch Verfahren verwendet werden. Dieser Haftvermittler sorgt für eine höhere hydrophile Eigenschaft der Zahnhartsubstanz und optimiert über funktionelle Monomere wie 10-MDP somit die Benetzbarkeit und Adhäsion an schwierig haftenden Oberflächen wie Dentin.

G-Premio Bond ist ein universelles Bonding-System, das als Adhäsiv verwendet werden kann. Es ist für alle Bonding-Techniken (self-etch, selective-etch, total-etch) geeignet. G-Premio Bond zeichnet sich dahingehend aus, dass es nicht nur für indirekte Restaurationen (Kronen, Inlays), sondern auch für direkte Restaurationen (Füllungsmaterialien) verwendet werden kann. Durch die enthaltenden Monomere wie 10-MDP sorgt es für die chemische Haftung an der Zahnhartsubstanz oder auch an dem Restaurationsmaterial. Tabelle 2 zeigt die chemische Zusammensetzung des Befestigungskomposits G-Cem One und der spezifischen Adhäsivsysteme GC Adhesive Enhancing Primer und G-Premio Bond.

Tabelle 2: Chemische Zusammensetzung von G-Cem One, Adhesive Enhancing Primer und G-Premio Bond

Zusammensetzung G-Cem One	Zusammensetzung Adhesive Enhancing Primer	Zusammensetzung G-Premio Bond
4-Methacryloxyethyltrimellitat	Ethanol (Lösungsmittel)	Aceton (Lösungsmittel)
Glasfüller	2-Hydroxy-1,3- dimethacryloxypropan	2-Hydroxy-1,3- dimethacryloxypropan
10-MDP	10-MDP	10-MDP
HEMA	HEMA	Aluminiumoxide
Selbsthärtende Kunststoffmatrix mit sauren Monomeren	Phosphorsäure-Derivate	2,2'-Ethylendioxy- diethyldimethacrylat
Photoinitiatoren (z.B. Campherchinon), chemische Initiatoren	2,6-Di-tert-butyl-p-Cresol	2,6-Di-tert-butyl-p-Cresol
Stabilisatoren, Weichmacher, Pigmente, Lösungsmittel	Stabilisatoren	Katalysatoren und Photoinitiatoren z.B. Campherchinon
		Kieselsäure, hydrophobiert hochdispers

2.3.2. RelyX Universal und Scotchbond Universal Plus Adhäsiv

Auch RelyX Universal Befestigungskomposit ist ein dualhärtendes, selbstadhäsives Befestigungsmaterial mit Zwei-Pasten-Rezeptur. Dieses Befestigungsmaterial gehört wie G-Cem One zu den neuen universellen Befestigungskompositen. RelyX Universal ist in den Farben Transluzent und A2 Universal erhältlich, wobei in dieser Studie A2 Universal benutzt wurde.

RelyX Universal Befestigungskomposit kann alleinstehend im selbstadhäsiven Modus verwendet oder als adhäsives Befestigungssystem in Kombination mit Scotchbond Universal Plus Adhäsiv eingesetzt werden. Es handelt sich um ein selbstkonditionierendes All-in-one-Adhäsiv, sodass die Konditionierung mit Phosphorsäure nicht zwingend notwendig ist. Scotchbond Universal Plus ist für alle Ätztechniken (Total-Etch, Selective-Etch, Self-Etch) zugelassen und wird vom Hersteller bei erschweren klinischen Gegebenheiten empfohlen, die mehr Retention benötigen. Auch Scotchbond Universal Plus verbessert den Haftverbund an unterschiedlichen Substraten (sowohl Zahnhartsubstanz als auch Restaurationswerkstoffe) durch die enthaltenen funktionellen Monomere wie 10-MDP. Durch Bildung einer stabilen Calcium-Phosphat-Monomer-Schicht (nano-layering), sorgt 10-MDP für eine langlebige

chemische Bindung zur Zahnhartsubstanz. Bis-GMA unterstützt die Verbindung zum Befestigungskomposit und ist Hauptbestandteil der Matrix von Scotchbond Universal Plus. Weiterer Bestandteil wie HEMA fördern die Penetration von Scotchbond Universal Plus in die Dentintubuli und Schmelzporen. Sie erhöhen die Benetzbarkeit und Stabilität der Adhäsivschicht. Gleichzeitig wird die Sensitivität des Zahnes durch Versiegelung der Dentintubuli minimiert. Tabelle 3 zeigt die chemische Zusammensetzung von RelyX Universal Basispaste und Katalysatorpaste, sowie von Scotchbond Universal Plus Adhäsiv.

Tabelle 3: Chemische Zusammensetzung von RelyX Universal und Scotchbond Universal Plus Adhäsiv

Zusammensetzung RelyX Universal Basispaste	Zusammensetzung RelyX Universal Katalysatorpaste	Zusammensetzung Adhäsiv Scotchbond Universal Plus
γMPTES, 2-Propensäure (Reaktionsprodukte mit Glassilikat)	UDMA	Bromiertes Dimethacrylat
UDMA	Ytterbium (III) Fluorid	HEMA
TEGDMA	Silanisiertes Glaspulver,	10-MDP
Mischung aus GPDMA, bisGPDMA und trisGPDMA	TEGDMA	2-Propensäure, 2-Methyl-, 3-(triethoxysilyl)propylester, Reaktionsprodukte mit Kieselsäure und 3-(triethoxysilyl)-1-propanamin
Silanisierte Kieselsäure	L-Ascorbinsäure, 6-Hexadecanoat, Hydrat	Ethanol, Wasser
t-Amylhydroperoxid	Silanisierte Kieselsäure	DEGDMA
2,6-Di-tert-Butyl-p-Cresol	HEMA	Synthetische amorphe Kieselsäure, geräuchert, kristallinfrei
HEMA	Initiator Poigmente z.B. Titandioxid	γMPTES
Methylmethacrylat	Trophenylphosphat	Photoinitiatoren (Campherchinon, Amine)
Essigsäure, Kupfer ⁽²⁺⁾ Salz, Monohydrat		Copolymer aus Acryl, Itaconsäure
		N,n-Dimethylbenzocaine
		APTES
		Essigsäure, Kupfer ⁽²⁺⁾ Salz, Monohydrat

2.3.3. Variolink Esthetic DC und Adhese Universal

Variolink Esthetic DC ist ein dualpolymerisierendes (licht- und/oder autopolymerisierendes) adhäsives 2-Komponenten-Befestigungskomposit. Es zählt zu den etablierten konventionellen adhäsiven Befestigungskompositen, bei denen ein Haftvermittler zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz über ein Adhäsivsystem zwingend erforderlich ist. Nach Herstellerangaben ist es zur definitiven Eingliederung von Restaurationen (Inlays, Onlays, Teilkronen, Kronen, Brücken) und Wurzelstiften indiziert und eignet sich sowohl für Glaskeramik-, Lithiumdisilikatkeramik- als auch für Kompositrestaurationen. Für die Befestigung von Restaurationen aus Oxidkeramik, (Nicht)-Edelmetalllegierungen und Wurzelstiften ist eine Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz mit separat belichtetem Adhäsiv- oder dualhärtendem Adhäsiv notwendig. Das vom Hersteller empfohlene passende Adhäsiv heißt Adhese Universal, ein photopolymerisierendes Ein-Komponenten-Adhäsiv. Wie alle anderen Adhäsive enthält auch Adhese Universal das saure Monomer 10-MDP. Weitere Bestandteile sind Methacrylate, Ethanol, Wasser, Siliziumdioxid sowie Initiatoren und Stabilisatoren. Für die Polymerisation ist Campherchinon wichtiger Bestandteil von Adhese Universal. Zur Verbesserung des Haftverbundes empfiehlt der Hersteller eine Vorkonditionierung mit 35%iger Phosphorsäure mit Hilfe der selektiven Schmelzätzung oder der etch&rinse-Technik. Variolink Esthetic DC enthält keine Amine, was mit einer verbesserten Farbstabilität über längere Zeiträume einhergehen soll. Statt Campherchinon wird als Photoinitiator das vom Hersteller selbst entwickelte Ivocerin eingesetzt. Variolink Esthetic DC ist in den Farbvarianten Light+, Light, Neutral, Warm, Warm+ und White opaque verfügbar, wobei in dieser Studie die Farbvariante Neutral zum Einsatz kam. Tabelle 4 zeigt die chemischen Bestandteile von Variolink Esthetic DC und dem systemspezifischen Adhäsiv Adhese Universal.

Tabelle 4: Chemische Bestandteile von Variolink Esthetic DC und spezifischem Adhäsiv Adhese Universal

Zusammensetzung Variolink Esthetic DC	Zusammensetzung Adhese Universal
Si-Zr-Mischoxid	2-Hydroxyethylmethacrylat
Ytterbiumtrifluorid	Bis-GMA
UDMA	1,10-Decandioldimethacrylat
aromatisch-aliphatisches UDMA	Methacrylatphosphorsäureester
Aromatisches Methacrylat	2-Dimethylaminoethylmethacrylat
GDMA	
D ₃ MA	
Anorganische Füller ca. 38 Vol%	

2.3.4. RelyX Unicem 2

Der erste selbstadhäsive Befestigungskomposit RelyX Unicem (3M Deutschland, Seefeld) ist schon seit über 20 Jahren auf dem Markt (Einführung von RelyX Unicem 2002). Abgelöst wurde es durch RelyX Unicem 2, welches bessere Haftwerte und mechanische Eigenschaften mit der einfachen Handhabung ohne Vorbehandlung von Schmelz und Dentin kombinieren soll. RelyX Unicem 2 kommt aufgrund seiner selbstadhäsiven Eigenschaft komplett ohne separaten Haftvermittler in der Form eines Adhäsivsystems oder Primers aus. Der Adhäsionsmechanismus auf der Zahnoberfläche wird über das Haftmonomer, ein Phosphorsäure-Methacrylat hergestellt. Über dieses phosphathaltige Monomere haftet RelyX Unicem 2 mechanisch als auch chemisch direkt an der Zahnhartsubstanz. Zugelassen ist dieser Befestigungskomposit für die definitive Zementierung von indirekten Restaurationsmaterialien wie Inlays, Onlays, Kronen und Brücken aus Vollkeramik (Oxidkeramiken und Silikatkeramiken), Komposite und (Nicht-)Edelmetalllegierungen. Weiterhin ist RelyX Unicem 2 indiziert für Wurzelstifte, Restaurationen auf Implantat-Abutments und zwei-oder dreigliedrige Maryland-Brücken und dreigliedrige Inlay/Onlay-Brücken. Bei letzter Indikation sollte jedoch die Haftfläche der zu befestigenden Zahnhartsubstanz nach Herstellerangaben durch eine zusätzliche Schmelzätzung (Selectiv-Etch) vergrößert werden. Die chemische Zusammensetzung ist in Tabelle 5 aufgelistet.

Tabelle 5: Chemische Zusammensetzung von RelyX Unicem 2

Basispaste	Katalysatorpaste
Phosphorylierte Methacrylatmonomere	Methacrylatmonomere
Methacrylatmonomere	Basische Füller
Silanisierte Füller	Silanisierte Füller
Initiatoren	Initiatoren
Stabilisatoren	Stabilisatoren
Rheologieadditiv	Rheologieadditiv und Pigmente

Die Abbindereaktion wird über Dualhärtung, einmal durch Licht und einmal durch die chemische Reaktion des Initiatorsystems zwischen Basispaste und Katalysatorpaste gestartet. Es findet eine radikalische Polymerisation statt, bei der die Monomer-Einzelmoleküle chemisch quervernetzt werden und somit ein dreidimensionales Polymernetz gebildet wird. Die Langzeitstabilität des abgebundenen RelyX Unicem 2 wird über eine parallel stattfindende Neutralisierungsreaktion gewährleistet.

RelyX Unicem 2 wird über Automix-Spritzen appliziert, die in den Farben Transluzent, A2 Universal und A3 Opak angeboten wird. Für die vorliegende Studie wurde die gängige Farbe A2 Universal gewählt.

2.4. Fragestellungen und Ziel der Arbeit

Diese Dissertation soll einen Beitrag dazu leisten, den Überblick über die neuen universellen Befestigungskomposite und deren Scherhaftfestigkeit auf der Zahnhartsubstanz zu verbessern. Dazu wurden in einer in vitro Studie zwei neue universelle Befestigungskomposite G-Cem One (GCO) von GC und RelyX Universal (RXU) von 3M, mit einem vielfach untersuchten konventionellen Befestigungskomposit Variolink Esthetic DC (VLE) von Ivoclar und einem selbstadhäsiven Befestigungskomposit RelyX Unicem 2 (RUC2) von 3M verglichen und bewertet.

Ein weiteres Ziel dieser Studie bestand darin, auf die dazu kompatiblen Adhäsivsysteme einzugehen und deren Einfluss auf mögliche verbesserte Scherhaftfestigkeiten aufzuzeigen. Um Erkenntnisse über die Langzeitstabilität des Haftverbundes zwischen Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz gewinnen zu können, wurden jeweils die Hälfte der Prüfkörper nach künstlicher Alterung mittels Thermolastwechsel untersucht. Somit konnte eine Aussage über abnehmende mechanische Eigenschaften nach künstlicher Alterung für jedes der genannten Befestigungskomposite getroffen werden.

Folgende Hypothesen wurden für die vorliegende Arbeit aufgestellt:

1. Hypothese: Die neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU zeigen im Vergleich keine signifikanten Unterschiede zu konventionellen Befestigungskompositen VLE und RUC2 in ihrer Scherhaftfestigkeit.
2. Hypothese: Die Scherhaftfestigkeit der untersuchten Befestigungskomposite werden durch das kompatible Adhäsivsystem verbessert.
3. Hypothese: Die künstliche Alterung mittels Thermolastwechsel hat keinen Einfluss auf die Scherhaftfestigkeit der Befestigungskomposite.

3. Material und Methoden

In der vorliegenden Studie wurde die Scherhafffestigkeit von zwei neuen universellen Befestigungskompositen mit zwei etablierten Befestigungskompositen, einmal konventionell, einmal selbstadhäsiv, verglichen. Alle Befestigungskomposite wurden in der Zahnfarbe A2 untersucht, da diese Farbe im zahnmedizinischen Alltag häufig Anwendung findet und aufgrund der weniger enthaltenden Pigmente eine vollständige Polymerisation gesichert ist. In Tabelle 6 sind die verwendeten Befestigungskomposite mit Herstellerangaben und Chargen-Nummern aufgelistet.

Tabelle 6: Übersicht zu den vier untersuchten Befestigungskompositen mit Hersteller, LOT-Nummer und Inhaltsstoffen

Komposit	Hersteller	Typ	LOT	Inhaltsstoffe	Füllkörper
G-Cem One	GC	Universelles, selbstätzendes Befestigungskomposit	2209071	Methacrylate (Bis-GMA, UDMA)	SiO ₂ , Glas
RelyX Universal	3M Espe	Universelles, selbstätzendes Befestigungskomposit	9048180	Methacrylate (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA)	SiO ₂ , ZrO ₂
RelyX Unicem 2	3M Espe	Selbstadhäsives Befestigungskomposit	9939371	Methacrylate (UDMA, TEGDMA)	SiO ₂ , ZrO ₂
Variolink Esthetic DC	Ivoclar	Konventionelles, dualhärtendes Befestigungskomposit	Z0273F	Methacrylate (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA)	Bariumglas, ZrO ₂

Für die zugrundeliegende Studie wurden aus extrahierten humanen Zähnen 336 Prüfkörper mit einer Dicke von 2 mm (\pm 0,1 mm) hergestellt. Diese wurden zufällig in zwei Gruppen eingeteilt. Die erste Gruppe wurde nicht vorbehandelt, während die andere Gruppe mit 35%iger Phosphorsäure für 15 Sekunden geätzt und anschließend mit Wasser abgespült wurde. Anschließend wurden beide Gruppen wiederum zufällig in sieben Untergruppen eingeteilt, um mit den vier unterschiedlichen Befestigungskompositen G-Cem One (GCO) von GC, RelyX Universal (RXU) von 3M™, Variolink Esthetic DC (VLE) von Ivoclar und RelyX

Unicem 2 (RUC2) von 3M™ und den entsprechend kompatiblen Adhäsivsystemen beschichtet zu werden (siehe Tabelle 7 und Tabelle 9).

Tabelle 7: Auflistung der 7 verschiedenen Gruppen mit dem jeweiligen Gruppencode, zusammengesetzt durch den jeweilig verwendeten Befestigungskomposit und dem dazugehörigen systemspezifischen Adhäsivsystem

	Gruppencode	Befestigungskomposite	Adhäsivsystem
GRUPPE 1	GCO	G-Cem One	-
GRUPPE 2	AEP + GCO	G-Cem One	Adhesive Enhancing Primer
GRUPPE 3	GPB + GCO	G-Cem One	G-Premio Bond
GRUPPE 4	RXU	RelyX Universal	-
GRUPPE 5	SUP + RXU	RelyX Universal	Scotchbond Universal Plus
GRUPPE 6	VLE	Variolink Esthetic DC	Adhese Universal
GRUPPE 7	RUC2	RelyX Unicem 2	-

Der vorliegenden Studie liegt ein genehmigter Ethikantrag der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln (Antrag 22-1457) vor. Die für die Studie notwendigen Zähne wurden nach Extraktion einem standardisierten Protokoll zur Säuberung und Lagerung unterzogen und darauf geachtet, gleiche Bedingungen für alle Zahnproben zu schaffen. Das Protokoll wird im Folgenden genauer beschrieben.

3.1. Herstellung der Prüfkörper

3.1.1. Vorbereitung und Herstellung der Zahnproben

Bei der Auswahl der extrahierten Zähne wurde darauf geachtet, dass sie kariesfrei waren und keine äußerlichen Beschädigungen zeigten. Direkt nach Extraktion wurde restliches Gewebe, Zahnstein und Plaque mit einer Universalkürette (Gracey) entfernt und die gesäuberten Zähne zunächst für 24 Stunden in Chloramin T eingelegt. Während der weitem gesamten Versuchsreihe wurden die Zähne bei Raumtemperatur in entmineralisiertem Wasser gelagert. Eine Dehydrierung der Proben konnte somit vorgebeugt werden. Anschließend wurde eine zylinderförmige Einbettform mit einem Durchmesser von 20 mm aus Silikon Knetmasse (C-Silikon von Omnident, Rodgau, Deutschland) für die spätere Einbettung der Zähne angefertigt (siehe Abbildung 2).

Die Einbettmasse Scandiquick (Scan-Dia, Hagen, Deutschland) ist ein kalthärtendes Acryl-Einbettharz und besteht aus einem Pulver und einer Flüssigkeit, die im Verhältnis 2 zu 1 blasenfrei angemischt wird. Hierbei wird laut Hersteller das beste Ergebnis nach 2 Minuten

Anmischen erzielt. Der Zahn wurde zentral in der Einbettform positioniert und das flüssige Scandiquick hinzugegeben. Die Aushärtezeit betrug nach Herstellerangaben 6-8 Minuten.



Abbildung 2: Silikoneinbettformen mit eingesetzten Zähnen, die in der Scandiquick Einbettmasse aushärten

Anschließend wurde die Silikon-Einbettform um die fertigen Scandiquickproben entfernt. Die fertige Zahnprobe konnte nun in die Schneidemaschine Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) eingespannt werden. Mittels diamantierter Scheibe (No. 11-4255 für Isomet, Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) wurden die Zahnproben in 2 mm ($\pm 0,1$ mm) breite Scheiben bei 700 U/min und einem Gewicht von 350 g unter Wasserkühlung geschnitten (siehe Abbildung 3 und Abbildung 4).



Abbildung 3: Schneidemaschine Isomet 1000 mit Einstellung bei 700 U/min und einer Schnittdicke von 2,3 mm

Tabelle 8: Auflistung des notwendigen Zahnmaterials zur Herstellung der Versuchskörper

Benötigte Zahnproben	Herstellbare Zahnproben pro eingebetteten Zahn	Einzubettende Zähne
n = 336	3	n = 112

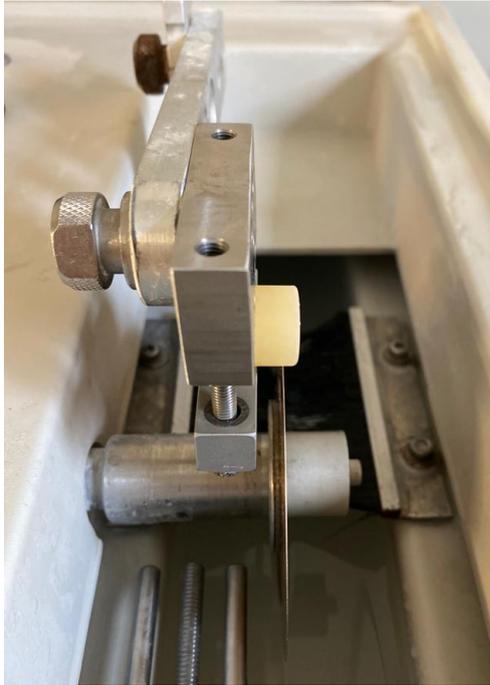


Abbildung 4: Herstellung der geschnittenen Zahnproben mittels diamantierter Trennscheibe und Überprüfung der Schichtstärker von 2 mm pro Zahnscheibe

Nach jeder gewonnenen Scheibe wurde die Schneidemaschine neu kalibriert, um die gewünschte Dicke der Zahnproben zu bekommen. Hierbei musste unter Berücksichtigung der Schneidemesserdicke und einem Verlust beim Schneidevorgang die Position auf 2,3 mm eingestellt werden. Aus einem eingebetteten Zahn konnten maximal 3 Versuchsplättchen generiert werden, da die auftretenden Pulpaanteile sonst zu groß für die spätere Verklebung mit den adhäsiven Befestigungskompositen wurden (siehe Tabelle 8).

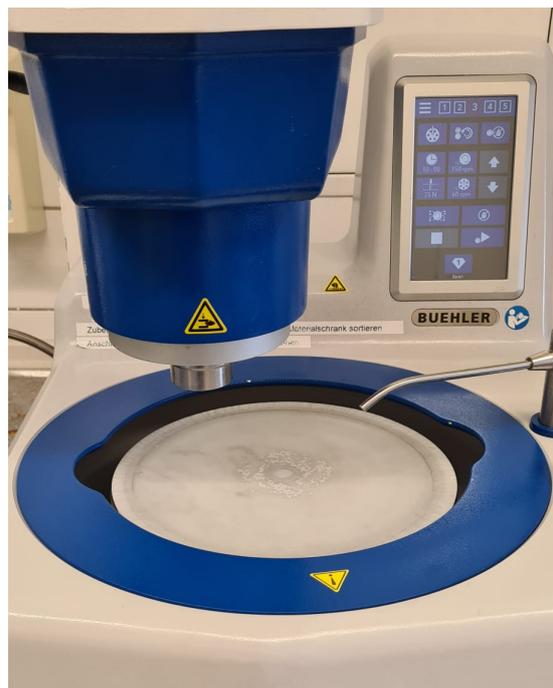


Abbildung 5: Poliermaschine EcoMet30 (Firma Buehler) mit Darstellung der zu polierenden Zahnscheiben

Die geschnittenen Zahnproben wurden mithilfe einer Poliermaschine EcoMet 30 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) nasspoliert, wobei sie in mehreren Schritten mit SiC-Schleifpapier auf eine gleiche Körnung von 400 auf 600 und anschließend 800 grit gebracht wurden. Somit wurde die Schmierschicht (smear layer), die nach der Präparation von Zahnhartsubstanz entsteht, künstlich simuliert und gleiche Bedingungen für den darauffolgenden Scherversuch gewährleistet. Abbildung 5 zeigt die Fixierung der Zahnscheiben auf der Politurscheibe, indem diese vorerst angewärmt und anschließend mit Wachs dünn ausgestrichen wurde. Nach Aushärtung konnte anschließend der Politurvorgang gestartet werden. Die fertigen Versuchsproben wurden in entmineralisiertem Wasser zwischengelagert.

3.1.2. Verklebung der Zahnproben mit den Befestigungskompositen

Die Zahnproben wurden in zwei Gruppen aufgeteilt. Während die erste Gruppe direkt mit den unterschiedlichen Befestigungskompositen verklebt wurde, musste die zweite Gruppe vor Befestigung der Komposite über die Säure-Ätz-Technik konditioniert werden. Mit dem Ziel die Oberfläche der Zahnhartsubstanz für die spätere Verklebung mit den Befestigungskompositen zu vergrößern, wurde mit 35%iger Phosphorsäure konditioniert.



Abbildung 6: Konditionierung mit 35%iger Phosphorsäure Vococid Ätzgel

Hierbei wurde auf die anteiligen Zahnproben (n=168) das Vococid Ätzgel (VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland) für 15 Sekunden aufgetragen (siehe Abbildung 6). Anschließend wurden die Zahnproben gründlich mit Wasser für 15 Sekunden abgespült. Nach visueller Kontrolle des Ätzmusters konnte im direkten Anschluss das weitere Befestigungsprotokoll der jeweiligen Komposite fortgesetzt werden.

Tabelle 9: Einteilung der 7 Versuchsgruppen in unkonditioniert und mit Phosphorsäure konditioniert (n=24). Weitere Unterteilung in gealterte und nicht gealterte Versuchproben (n=12) zur Durchführung der Scherversuche (SBS).

Versuchsproben insgesamt n = 336	Zahnproben mit Phosphorsäureätzung n = 168							
		Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 5	Gruppe 6	Gruppe 7
	Adhesive		Adhesive Enhancing Primer (GCO-AEP)	G-Premio Bond (GPB)		Scotch-bond Universal Plus (SUP)	Adhese Universal (ADU)	
	Composit	G-Cem One (GCO)	G-Cem One (GCO)	G-Cem One (GCO)	RelyX Universal (RXU)	RelyX Universal (RXU)	Variolink Esthetic (VLE)	RelyX Unicem2 (RUC2)
	SBS-Test	n = 24	n = 24	n = 24	n = 24	n = 24	n = 24	n = 24
		Shear-Bond-Strength-Test (SBS) mit und ohne künstliche Alterung n = 12						
	Zahnproben ohne Phosphorsäureätzung n = 168							
		Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 5	Gruppe 6	Gruppe 7
	Adhesive		Adhesive Enhancing Primer (GCO-AEP)	G-Premio Bond (GPB)		Scotch-bond Universal Plus (SUP)	Adhese Universal (ADU)	
	Composit	G-Cem One (GCO)	G-Cem One (GCO)	G-Cem One (GCO)	RelyX Universal (RXU)	RelyX Universal (RXU)	Variolink Esthetic (VLE)	RelyX Unicem2 (RUC2)
	SBS-Test	n = 24	n = 24	n = 24	n = 24	n = 24	n = 24	n = 24
		Shear-Bond-Strength-Test (SBS) mit und ohne künstliche Alterung n = 12						

Sowohl die ungeätzten als auch die mit Phosphorsäure vorbehandelten Zahnproben (n =168) wurden in 7 Gruppen eingeteilt, um mit den in Tabelle 9 genannten Befestigungskompositen anschließend verklebt zu werden.

In Gruppe 1 – 3 wurde G-Cem One (GCO) befestigt. In Gruppe 4 – 5 wurde RelyX Universal (RXU) verklebt. Weiterhin wurde in Gruppe 6 Variolink Esthetic DC (VLE) und in Gruppe 7 RelyX Unicem 2 (RUC2) mit den Zahnproben befestigt.

Mithilfe von Klemmen wurden 2,5 mm ($\pm 0,05$ mm) dicke Teflonförmchen auf den Zahnproben fixiert (siehe Abbildung 7). In der Mitte der Teflonförmchen war ein konisches Loch mit einem Durchmesser von 5 mm ($\pm 0,1$ mm) unterhalb und einem Durchmesser von 4,9 mm ($\pm 0,1$ mm) oberhalb des Teflonrings gefräst worden, in das der Befestigungskomposit eingefüllt werden konnte.

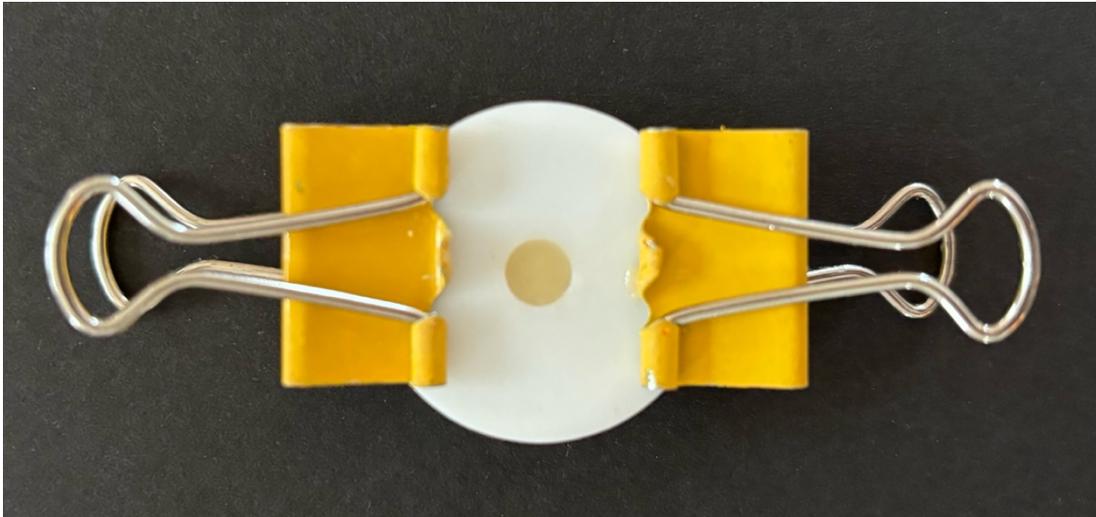


Abbildung 7: Mit einem Befestigungskomposit befüllte Teflonform, das mit zwei Klemmen an die darunterliegende Zahnscheibe befestigt ist und in einer Position gehalten wird. Anschließend erfolgte die Lichthärtung des Befestigungskomposits.

Über das unten beschriebene Befestigungsprotokoll konnten die unterschiedlichen zu testenden Befestigungskomposite in die Teflonform appliziert und ausgehärtet werden. Anschließend wurde die Teflonform von den Zahnproben abgezogen und die fertigen Versuchsproben wiederum in entmineralisiertem Wasser gelagert. Abbildung 8 zeigt einen fertig verklebten Prüfkörper in sagittaler und okklusaler Ansicht.

Für die 7 unterschiedlichen Gruppen wurde sich dabei an die Herstellerangaben für die jeweiligen Befestigungskomposite mit und ohne ihr systemspezifisches Adhäsivsystem gehalten. Dabei wurde das folgende Befestigungsprotokoll durchgeführt.

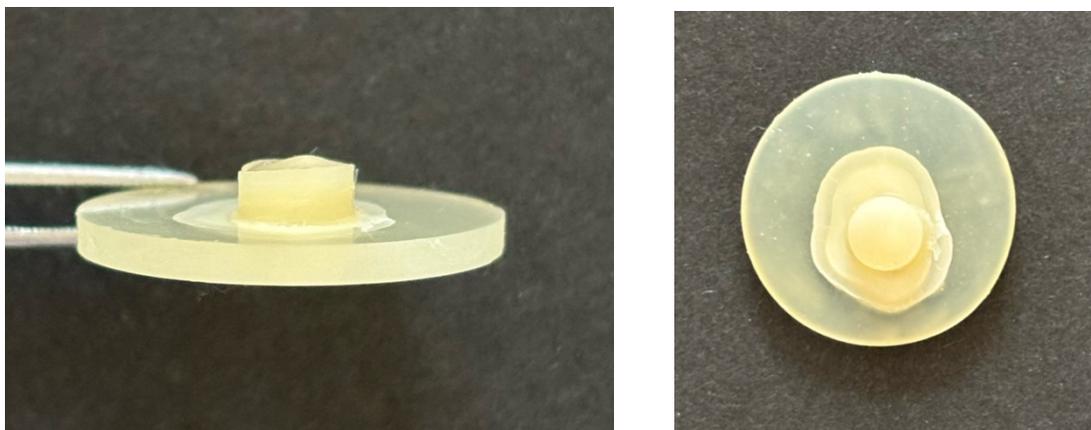


Abbildung 8: Fertiger Prüfkörper, Zahnscheibe mit verklebtem Befestigungskomposit nach Entfernung der Teflonform in sagittaler und okklusaler Ansicht.

- Gruppe 1:** G-Cem One (GCO) wurde auf die Zahnhartsubstanz aufgetragen und anschließend 15 Sekunden lang lichtgehärtet.
- Gruppe 2:** G-Cem One Adhesive Enhancing Primer (AEP) wurde mit einem Microbrush aufgetragen, 10 Sekunden infiltriert und mit maximalem Luftdruck getrocknet, bis die Primerlösung nicht mehr zu sehen war. Überschüssiges Material wurde mit Papierspitzen entfernt. Anschließend folgte das Auftragen von G-Cem One (GCO) mit Lichthärten von 15 Sekunden.
- Gruppe 3:** Auftragen von G-Premio Bond (GPB) mit einem Microbrush und 10 Sekunden langer Infiltration, danach Trocknung mit maximalem Luftdruck 5 Sekunden lang, Lichthärtung für 10 Sekunden. Anschließendes Auftragen von G-Cem One (GCO) mit Lichthärten von 15 Sekunden.
- Gruppe 4:** Applizieren von RelyX Universal (RXU) mit anschließendem Lichthärten von 10 Sekunden.
- Gruppe 5:** Auftragen von Scotchbond Universal Plus (SUP) mit Microbrush und einmassieren für 20 Sekunden, verpüsten für 5 Sekunden, mit anschließendem Lichthärten für 10 Sekunden. Applizieren von RelyX Universal (RXU) mit anschließendem Lichthärten von 10 Sekunden.
- Gruppe 6:** Auftragen von Adhese Universal (ADU) und 20 Sekunden langes Einmassieren. Anschließende Lichthärtung für 10 Sekunden. Applizieren von Variolink Esthetic (VLE) mit anschließendem Lichthärten für 10 Sekunden.
- Gruppe 7:** Applizieren von RelyX Unicem 2 (RUC2) mit anschließendem Lichthärten von 20 Sekunden.

Alle hergestellten Versuchsproben wurden nach der Verklebung in entmineralisiertem Wasser gelagert, bis die eine Hälfte dem Scherversuch und die andere Hälfte nach dem Thermolastwechsel auch dem Scherversuch unterzogen wurde.

3.2. Versuchsaufbau

3.2.1. Künstliche Alterung durch thermische Wechselbelastung

Die künstliche Alterung wurde durch eine Temperaturwechselbelastung im Thermocycler simuliert. Der Aufbau des Thermocyclers bestand aus zwei Behältern, die mit entionisiertem Wasser unterschiedlicher Temperatur befüllt waren. Über einen Schwenkarm, an dem ein Siebkorb befestigt war, konnten darin gelagerte Probekörper abwechselnd von einem Behälter in den anderen getaucht werden. Der eine Behälter enthielt dabei 5 ± 1 °C kaltes Wasser, der andere Behälter 55 ± 1 °C warmes Wasser. Die Hälfte der Probekörper aller 7 Gruppen (n=12) wurden ohne thermozyklische Alterung den Scherversuchen (SBS) ausgesetzt. Die andere Hälfte der Probekörper (n=12) wurden in den Siebkorb gelegt und 20000 Thermozyklen ausgesetzt. Die Verweildauer in jedem Bad betrug hierbei 30 s bis 35 s mit einer Transferzeit

zwischen beiden Bädern von 5 Sekunden. Anschließend wurden die künstlich gealterten Probekörper den Scherversuchen (SBS) ausgesetzt.

3.2.2. Prüfung der Scherhaftfestigkeit

Zur Prüfung der Scherhaftfestigkeit wurde die ISO Norm EN ISO 10477:2004 (D) herangezogen.⁸¹ Die Scherversuche wurden mit der Universalprüfmaschine zwickiLine Z0.5 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) durchgeführt. Um die Verbundfläche A zu berechnen, wurden zwei Durchmesser der anpolymerisierten Befestigungskomposite im rechten Winkel zueinander gemessen und daraus der mittlere Durchmesser berechnet.

Die Probekörper wurden in die Schervorrichtung (Abbildung 9) eingespannt, sodass diese auf der Grundplatte der Schervorrichtung auflagen. Mithilfe der Feststellschraube wurden die Probekörper an der Feststellplatte fixiert. Dabei ragte der mit dem Befestigungskomposit verklebte Anteil Richtung Stößel heraus. Anschließend wurde der 10 x 6 mm dicke Stößel bis zum Anschlag auf die Verbundfläche von Befestigungskomposit und Zahnprobe fallen gelassen.

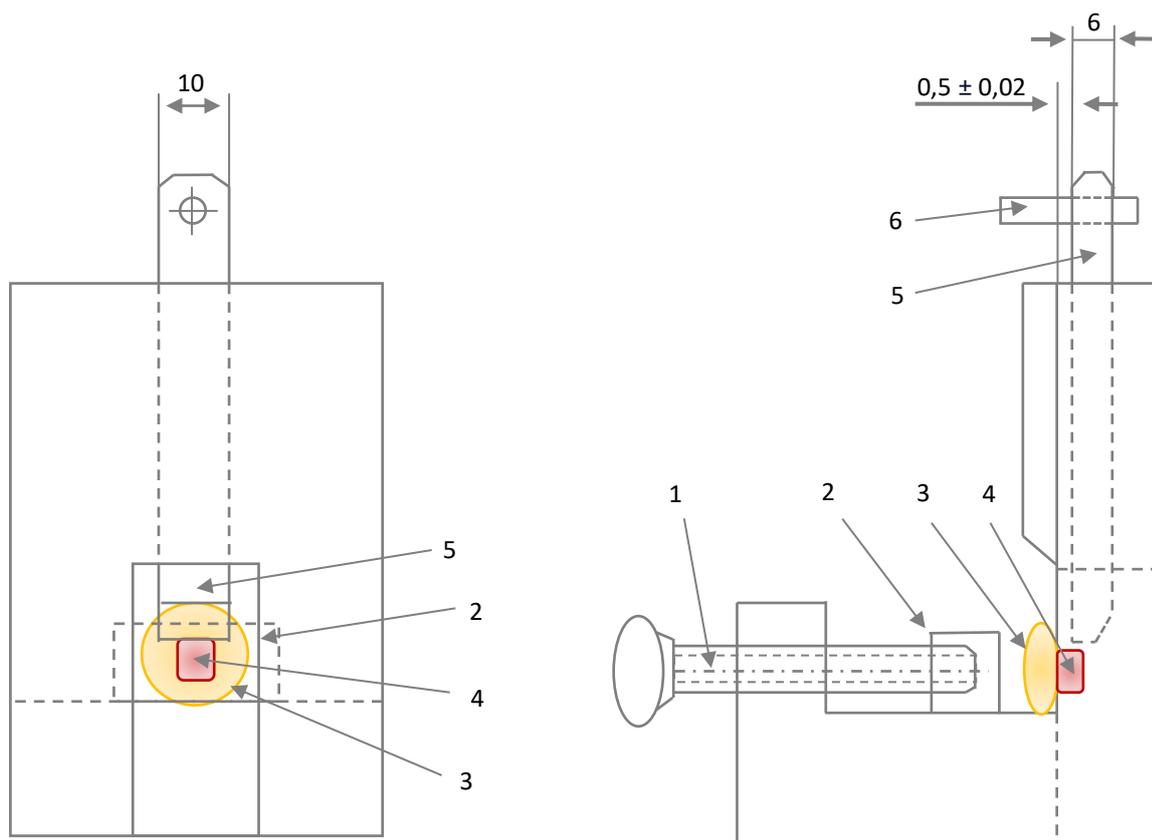


Abbildung 9: Schematische Darstellung zur Prüfung der Scherhaftfestigkeit nach EN ISO 10477:2004 (D) (DIN e.V., 2010, S. 326) 1 Feststellschraube 2 Feststellplatte 3 Zahnprobe 4 verklebter Befestigungskomposit 5 Stößel 6 Anschlag

Bei einer Vorschubgeschwindigkeit von $1 \pm 0,3$ mm/min wurde auf die Verklebung zwischen Zahnhartsubstanz und Befestigungskomposit die Kraft ausgeübt, die es brauchte, bis der Komposit von der Zahnprobe abscherete. Gemessen wurde die Last F, die benötigt wird, um einen Bruch zwischen Versuchskörper und Befestigungskomposit zu erzeugen. Die ermittelten Maximalwerte wurden in MPa ($\text{MPa} = \text{N}/\text{mm}^2$) erfasst. Hierzu wird die Scherhafffestigkeit B wie folgt berechnet:

$$B [\text{MPa}] = \frac{F [\text{N}]}{A [\text{mm}^2]}$$

B = Scherhafffestigkeit in Megapascal

F = Last beim Bruch in Newton

A = Verbundfläche, in Quadratmillimeter

Die folgende Abbildung 10 gibt einen Einblick über die Universalprüfmaschine und den Versuchsaufbau. Für die Aufzeichnung der Experimente wurde das Computerprogramm testXpert III (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) benutzt und die Testwerte anschließend in Microsoft Excel 2024 (Version 16.90) übertragen.

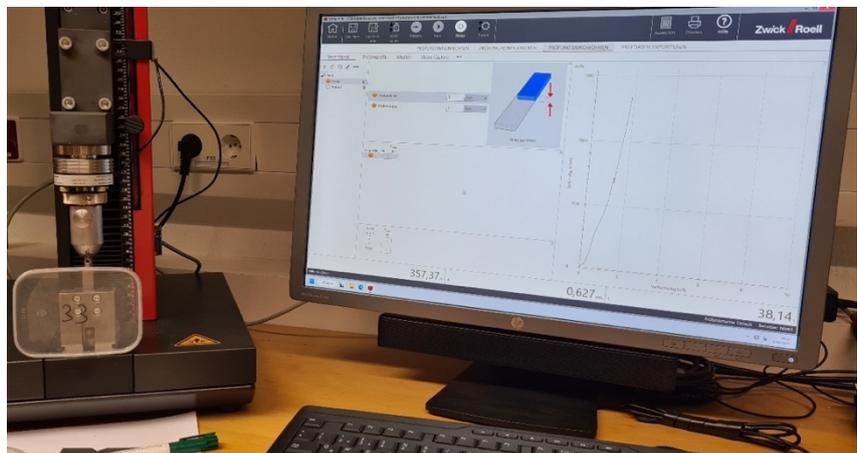


Abbildung 10: Auf der linken Seite Darstellung der Universalprüfmaschine zwickiLine Z0.5 mit eingespanntem Probekörper zur Durchführung des Scherversuchs. Auf der rechten Seite Darstellung der Aufzeichnung des Scherversuchs in testXpert III.

3.2.3. Auswertung der Prüfkörper unter dem Digitalmikroskop

Die Bruchstellen der Versuchsproben jeder Gruppe wurden unter Verwendung eines Digitalmikroskops (VHX-5000 Keyence Neu-Isenburg, Deutschland) mit 30-facher Vergrößerung visuell analysiert. Über das Nachzeichnen der Bruchränder innerhalb des Bildausschnitts, konnte die Bruchfläche markiert werden und anschließend der prozentuale Anteil zur Gesamtklebefläche bestimmt werden. Abbildung 11 zeigt auf der linken Seite beispielhaft eine mikroskopisch vergrößerte Versuchsprobe nach durchgeführtem Scherversuch mit adhäsivem und kohäsivem Fehleranteil im Komposit. Zur Analyse des prozentualen Fehleranteils wurde der kohäsive Anteil markiert und die Fläche ausgemessen. Anschließend konnte der adhäsive Fehleranteil über die Differenz zur Gesamtfläche berechnet werden.

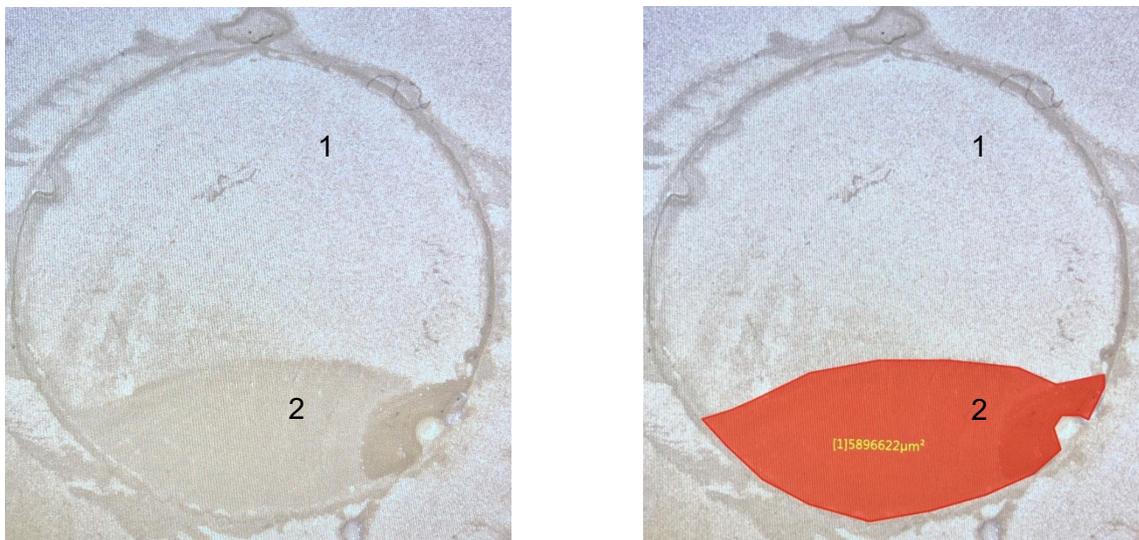


Abbildung 11: Repräsentative Versuchsprobe, durch Digitalmikroskop vergrößert, nach durchgeführtem Scherversuch auf der linken Seite. Markierung des kohäsiven Fehleranteils im Komposit von derselben Versuchsprobe auf der rechten Seite. 1: adhäsiver Fehleranteil 2: kohäsiver Fehleranteil im Komposit

Es wurden drei verschiedene Bruchklassen unterschieden:

- Adhäsive Fehler (Versagen an der Befestigungskomposit/Zahnhartsubstanz-Grenzfläche): wenn sich der Befestigungskomposit von der Zahnprobe gelöst hat
- Kohäsive Fehler im Substrat (Versagen innerhalb der Zahnhartsubstanz): herauslösen von Anteilen im Dentin
- Kohäsive Fehler im Befestigungskomposit (Versagen innerhalb des Befestigungskomposit): Klebe- oder Kompositreste auf dem Probekörper ersichtlich

Die untersuchten Versuchskörper wurden anschließend mit den Ergebnissen der Scherversuche verglichen und in einem Säulendiagramm zusammengefasst.

3.3. Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung der erhobenen Daten wurde die Software SPSS Statistics Version 28 (IBM®, Armonk, NY, USA) herangezogen. Es wurden die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Scherhaftfestigkeiten der jeweiligen Versuchsgruppen berechnet. Die Normalverteilung der Ergebnisse wurde mit dem Shapiro-Wilk-Test bestimmt. Da keine Normalverteilung bei einzelnen Gruppen vorlag, wurde der Kruskal-Wallis-Test und eine Bonferroni-Korrektur für multiple Tests durchgeführt. Um mögliche signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen festzustellen, wurden paarweise Vergleiche mittels Mann-Whitney-U-Test ($\alpha=0,05$) angewandt. Mit diesen Tests konnten signifikant unterschiedliche homogene Untergruppen der Befestigungskomposite ermittelt werden. Zur deskriptiven Darstellung der Scherhaftfestigkeiten sind die Ergebnisse in Balkendiagrammen mit Mittelwerten (M) und Standardabweichung (SE) oder in Boxplot-Diagrammen (Abbildung 12) veranschaulicht.

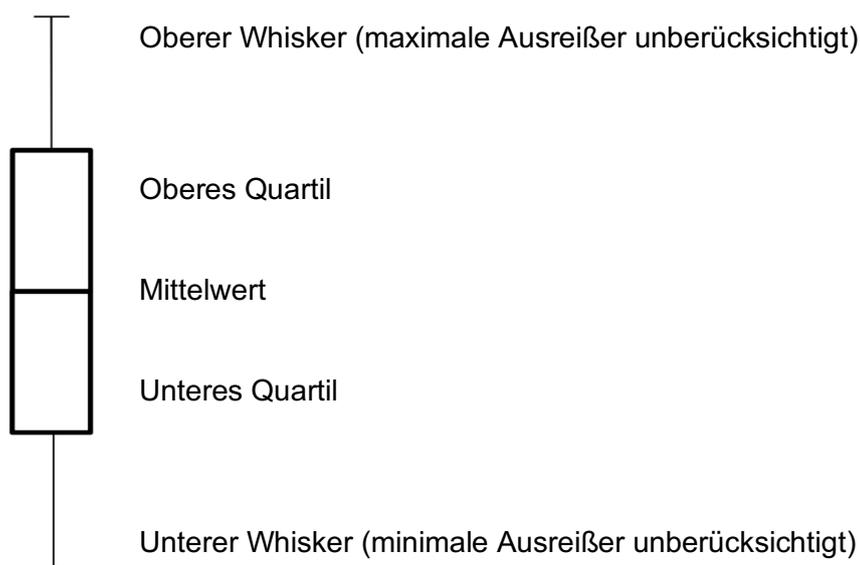


Abbildung 12: Schematische Darstellung eines Boxplot-Diagramms

Als signifikant werden Ergebnisse gewertet, wenn der p-Wert weniger als 0,05 beträgt. Mittels Spearman-Korrelation wurde die Bruchanalyse der mikroskopierten Versuchskörper mit den Ergebnissen der jeweiligen Scherversuche verglichen.

4. Ergebnisse

Mit dem vorher beschriebenen Versuchsaufbau wurde die Scherhaftfestigkeit ermittelt. Die Scherhaftfestigkeit beschreibt die Fähigkeit des Komposits, an der Oberfläche der Zahnhartsubstanz fest zu haften und Scherkräften zu widerstehen. Sie ist somit ein Maß dafür, wie gut der Verbund zwischen Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz ist. Dargestellt werden die Gruppen der untersuchten Kompositen mit und ohne vorheriges Konditionieren. Anschließend werden die Ergebnisse im selbstadhäsiven Modus den Werten durch Vorbehandlung mit den passenden Adhäsivsystemen gegenübergestellt und schlussendlich die Ergebnisse der gealterten Proben mit den nicht-gealterten Proben verglichen.

4.1. Scherhaftfestigkeit

Die Scherhaftfestigkeit beschreibt, wie viel Widerstand der Komposit entgegenzusetzen kann, bevor er durch abziehende Kräfte der Prüfmaschine von seiner Verbundfläche Zahn abgetrennt wird. Ein Befestigungskomposit mit einer hohen Scherhaftfestigkeit haftet also stärker an der Zahnoberfläche als ein Komposit mit einem niedrigen Wert. Den höchsten Widerstandswert von durchschnittlich $30,34 \text{ MPa} \pm 4,95$ erreichte der Befestigungskomposit Variolink Esthetic (VLE) mit vorheriger Konditionierung und nach thermozyklischer Alterung. Den niedrigsten Wert von $2,85 \text{ MPa} \pm 3,93$ erreichte der Befestigungskomposit RelyX Universal (RXU) ohne vorherige Konditionierung und nach thermozyklischer Alterung. Die einzelnen Scherhaftfestigkeiten der 7 Testgruppen sind in Tabelle 10 aufgezeigt.

Tabelle 10: Mittelwerte (M) und Standardabweichung (SD)) der Scherhaftfestigkeiten der einzelnen Befestigungssysteme zur Zahnhartsubstanz in [MPa] mit und ohne Phosphorsäureätzung (SÄT/ohne SÄT) und vor und nach Thermolastwechsel (TC) Statistisch signifikant unterschiedliche Messwerte ($p < 0,05$) werden durch unterschiedlich hochgestellte Kleinbuchstaben dargestellt und gleiche Kleinbuchstaben zeigen keinen signifikanten Unterschied an.

Gruppe	Resin cement	Adhäsiv	SÄT		Ohne SÄT	
			Vor TC	Nach TC	Vor TC	Nach TC
			M \pm SD	M \pm SD	M \pm SD	M \pm SD
Gr. 1	GCO	ohne	$7,33 \pm 3,54^a$	$5,26 \pm 2,45^a$	$7,67 \pm 3,33^a$	$3,12 \pm 1,44^a$
Gr. 2	GCO	AEP	$15,43 \pm 7,33^b$	$19,23 \pm 8,90^b$	$13,59 \pm 4,43^{cb}$	$11,52 \pm 8,26^{cb}$
Gr. 3	GCO	GPB	$19,31 \pm 5,60^b$	$17,33 \pm 4,74^b$	$10,83 \pm 3,99^c$	$6,29 \pm 2,07^c$
Gr. 4	R XU	ohne	$4,57 \pm 2,42^a$	$3,22 \pm 1,36^{ad}$	$8,90 \pm 5,04^{ae}$	$2,85 \pm 3,93^d$
Gr. 5	R XU	SUP	$18,57 \pm 4,96^b$	$13,31 \pm 4,41^{bc}$	$11,22 \pm 6,14^{ce}$	$10,23 \pm 8,77^c$
Gr. 6	VLE	ADU	$26,92 \pm 3,85^b$	$30,34 \pm 4,95^b$	$20,99 \pm 4,85^{ce}$	$15,40 \pm 3,01^{ce}$
Gr. 7	RUC2	ohne	$8,20 \pm 3,94^a$	$4,03 \pm 3,39^a$	$6,66 \pm 5,27^a$	$3,58 \pm 1,50^a$

4.1.1. Konditionierung mit Phosphorsäure

Das Balkendiagramm in Abbildung 13 zeigt die Mittelwerte der Scherhaftfestigkeiten der 7 Testgruppen als Gegenüberstellung der mit Phosphorsäure vorbehandelten Testgruppen zu den unkonditionierten Testgruppen. Es wird deutlich, dass eine Konditionierung mit Phosphorsäure bei allen Testgruppen bis auf GCO und RXU ohne Adhäsivsystem zu höheren Scherhaftfestigkeiten führte. Bei GCO und RXU im selbstadhäsiven Modus zeigten die Scherhaftfestigkeitswerte ohne Konditionierung keinen signifikanten Unterschied zu den mit Phosphorsäure vorbehandelten Versuchsproben. Ein signifikanter Einfluss konnte nur zwischen konditioniertem und nicht konditioniertem GCO GPB ($p < 0,001$), RXU SUP ($p < 0,008$) und VLE ($p < 0,001$) verzeichnet werden. Bei diesen Testgruppen konnte eine signifikant bessere Haftkraft festgestellt werden, wenn die mit dem jeweiligen Adhäsivsystem vorbehandelten Proben vorab zusätzlich mit Phosphorsäure konditioniert wurden.

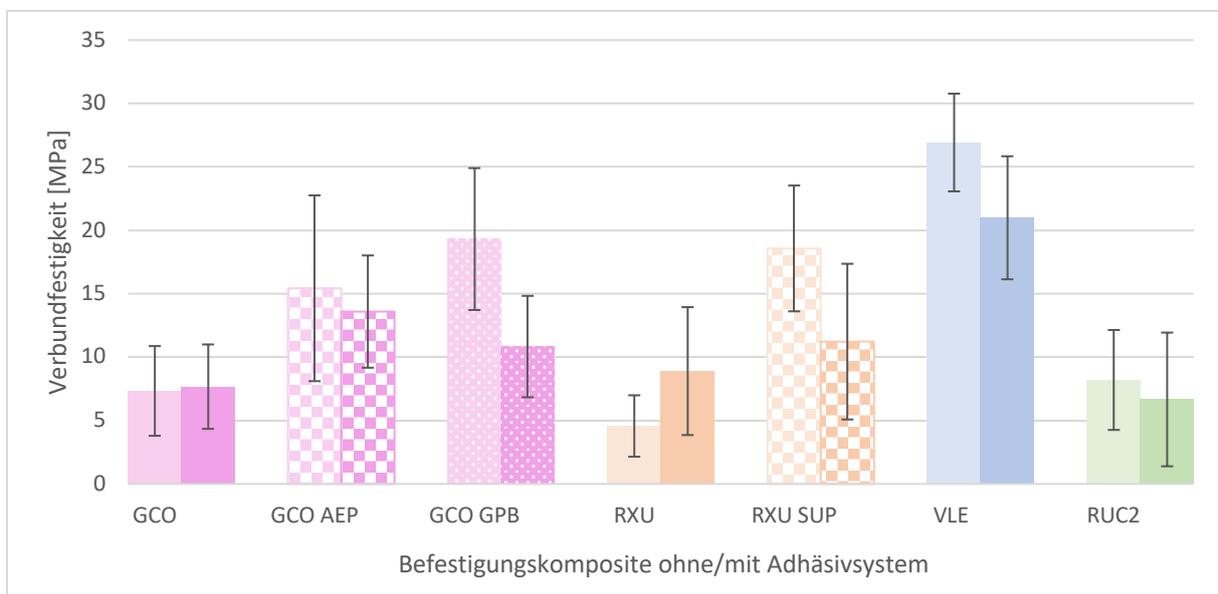


Abbildung 13: Mittelwerte der Scherhaftfestigkeiten (M) der vier Befestigungskomposite ohne/mit systemspezifischen Adhäsivsystem mit Phosphorsäureätzung (linker Balken) und ohne Phosphorsäureätzung (rechter Balken). Die schwarzen Linien geben die Standardabweichungen (SD) der Messwerte an.

4.1.2. Vorbehandlung mit Adhäsivsystemen

Mit der Vorbehandlung durch die zugehörigen Primer/Adhäsive konnten bei beiden neuen universellen Befestigungskompositen bessere Scherhaftfestigkeiten gemessen werden. Dabei zeigten sich die Unterschiede der höheren Scherhaftfestigkeiten, sowohl bei den thermozyklisch gealterten Proben im Vergleich zu den nichtgealterten Proben, als auch bei der Gruppe der konditionierten im Vergleich zu den unkonditionierten Proben. Bei den konditionierten Proben zeigten sich sowohl für GCO als auch für RXU signifikante Unterschiede, wenn zusätzlich mit einem Primer/Adhäsiv vorbehandelt wurde. Bei den

unkonditionierten Proben waren die Unterschiede zwischen Proben mit Primer und nicht vorbehandelten Proben teilweise nicht mehr signifikant.

Konditioniertes G-Cem One (SÄT GCO) war mit $7,33 \pm 3,54$ MPa signifikant schwächer verbunden als konditioniertes vorbehandeltes G-Cem One, sowohl SÄT GCO AEP mit $15,43 \pm 7,33$ ($p=0,003$), als auch SÄT GCO GPB mit $19,31 \pm 5,60$ MPa ($p<0,001$). Auch thermozyklisch gealtertes SÄT GCO tc zeigte im Vergleich zu SÄT GCO AEP ($p=0,004$) und SÄT GCO GPB ($p=0,002$) signifikant schlechtere Haftwerte. Zwischen SÄT GCO AEP und SÄT GCO GPB zeigte sich weder nach thermozyklischer Alterung ($p=0,94$) noch davor ($p=0,277$) ein signifikanter Unterschied in den Scherhaftfestigkeitswerten.

Auch RelyX Universal, sowohl gealtert (SÄT RXU tc) mit $3,22 \pm 1,36$ MPa als auch nicht gealtert (SÄT RXU) mit $4,57 \pm 2,42$ MPa zeigte im Gegensatz zu vorbehandeltem gealtertem RelyX Universal (SÄT RXU SUP tc) mit $13,31 \pm 4,4$ MPa und nicht gealtert (SÄT RXU SUP) mit $18,57 \pm 4,96$ MPa signifikant niedrigere Werte ($p<0,001$).

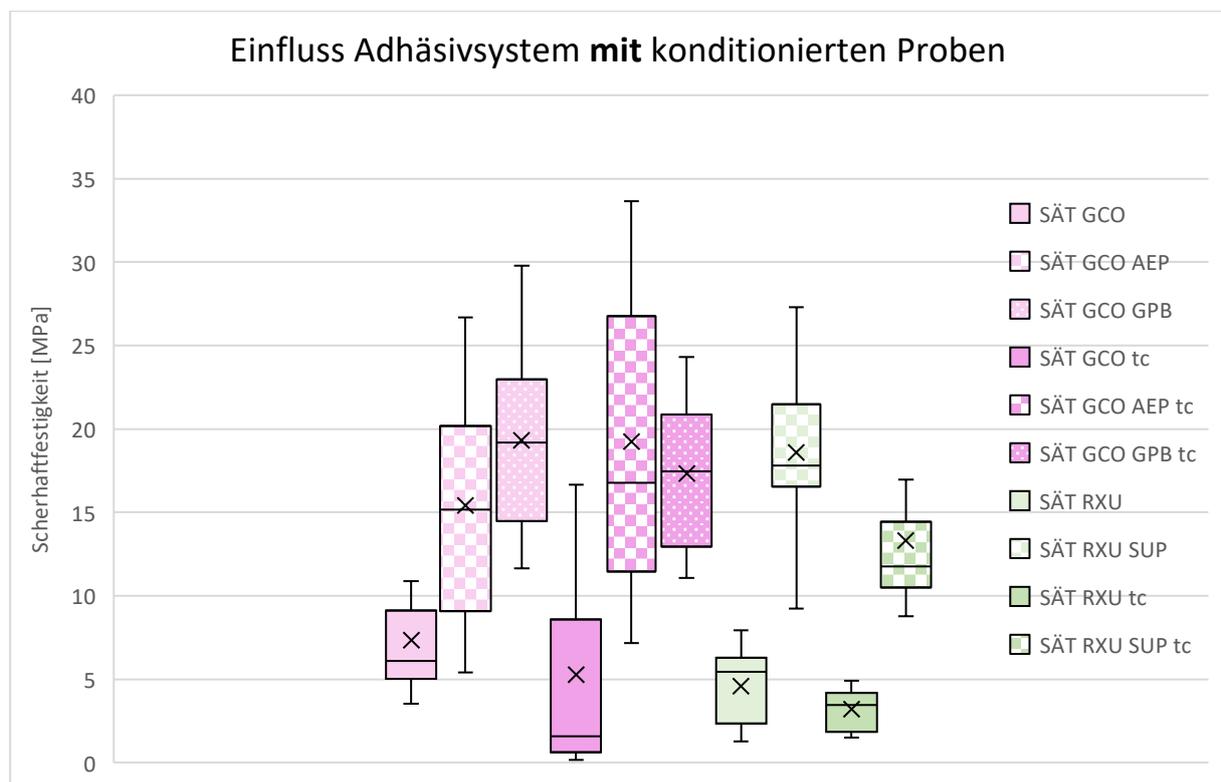


Abbildung 14: Boxplots der Scherhaftfestigkeiten in MPa der universellen Befestigungskomposite GCO und RXU mit Konditionierung in Gegenüberstellung mit künstlicher Alterung in Bezug auf den Einfluss der systemspezifischen Adhäsivsysteme.

Abbildung 14 zeigt die Gegenüberstellung der konditionierten Versuchsgruppen von den neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU, jeweils im selbstadhäsiven Modus und im geprimten/zusätzlich adhäsiv kombinierten Modus. Bei den unkonditionierten Versuchsgruppen zeigten sich sehr ähnliche Signifikanzen. Lediglich NoSÄT GCO tc ($3,12 \pm$

1,44 MPa) war im Vergleich zu NoSÄT GCO GPB tc ($6,29 \pm 2,07$ MPa) nicht signifikant unterschiedlich ($p=0,24$) und auch NoSÄT RXU ($8,9 \pm 5,04$ MPa) zeigte zu NoSÄT RXU SUP ($11,22 \pm 6,14$ MPa) keine signifikant schlechtere Scherhaftfestigkeit ($p=0,551$). Ansonsten zeigten auch bei den unkonditionierten Versuchsgruppen, die mit einem Adhäsivsystem vorbehandelten Proben, sowohl bei GCO als auch bei RXU signifikant bessere Scherhaftfestigkeitswerte als im rein selbstadhäsiv angewandten Modus.

4.1.3. Thermozyklische Alterung

Durch die Belastung im Thermocycler lösten sich bei einigen Testgruppen noch vor dem Scherversuch der Befestigungskomposit von den Zahnproben. Vor allem bei der Testgruppe der unkonditionierten Versuchsproben konnten nicht alle Testkörper dem Temperaturwechselbelastungen standhalten und somit nicht mehr dem Scherversuch in der Universal-Prüfmaschine unterzogen werden. In Tabelle 11 ist die Anzahl der Versuchsproben, die nach dem Thermolastwechsel dem Scherversuch ausgesetzt werden konnten, aufgelistet. Dabei zeigte sich, dass die Versuchsproben von VLE und den neuen universellen Befestigungskompositen GCO und RXU mit Adhäsivsystem durch die künstliche Alterung besser standhielten als die Versuchsproben von RUC2 und den neuen universellen Befestigungskompositen GCO und RXU ohne Adhäsivsystem.

Tabelle 11: Quantitative Auswertung der Testkörper nach künstlicher Alterung mittels Temperaturwechselbelastung

Gruppe	Resin cement	Adhäsiv	SÄT	Ohne SÄT
			Anzahl [n] nach TC	Anzahl [n] nach TC
Gruppe 1	GCO	ohne	7 von 12	8 von 12
Gruppe 2	GCO	AEP	12 von 12	11 von 12
Gruppe 3	GCO	GPB	12 von 12	11 von 12
Gruppe 4	R XU	ohne	10 von 12	7 von 12
Gruppe 5	R XU	SUP	11 von 12	11 von 12
Gruppe 6	VLE	ADU	12 von 12	10 von 12
Gruppe 7	RUC2	ohne	9 von 12	7 von 12

Die Versuchsproben, die nach thermozyklischer Alterung den Scherversuchen ausgesetzt wurden, zeigten bei den unterschiedlichen Befestigungskompositen im direkten Vergleich keine signifikante Abnahme des Haftverbunds, außer NoSÄT RXU mit $8,9 \pm 5,04$ MPa zu NoSÄT RXU tc mit $2,85 \pm 3,93$ MPa ($p=0,004$). Weiterhin konnte bei allen Versuchsgruppen außer bei SÄT GCO AEP und SÄT VLE eine geringere Scherhaftfestigkeit nach thermozyklischer Alterung festgestellt werden.

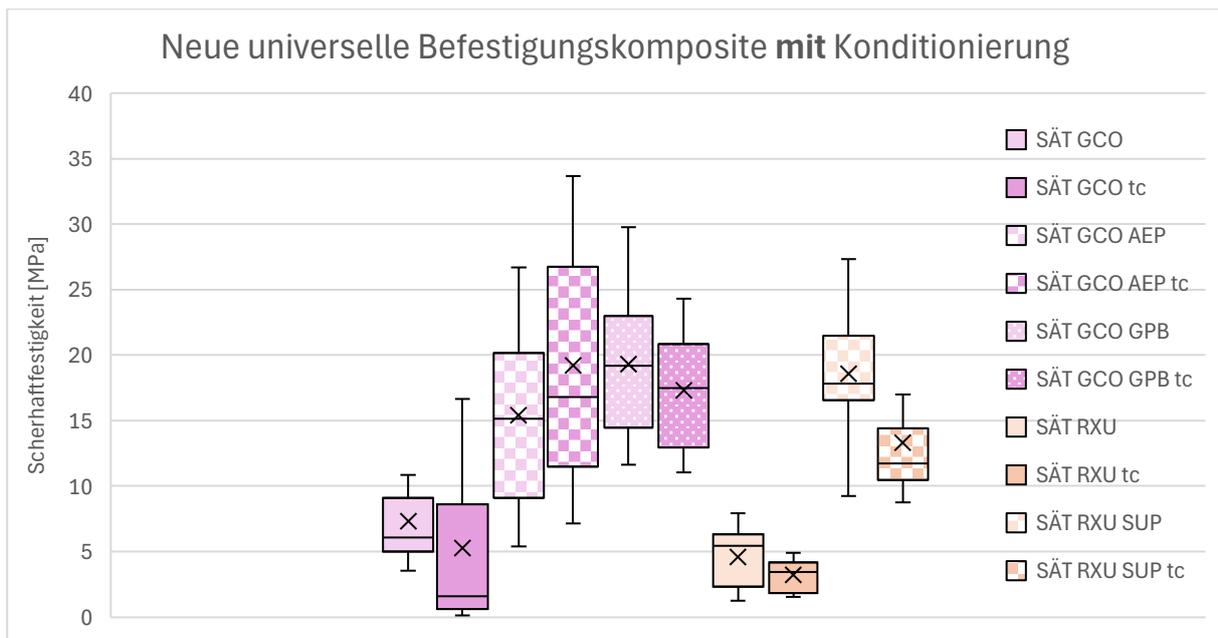


Abbildung 15: Boxplots der Scherhaftfestigkeiten in MPa der neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU mit Konditionierung im Bezug auf die thermozyklische Alterung.

In Abbildung 15 werden die Scherhaftfestigkeitswerte der mit Phosphorsäure konditionierten Proben der neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU vor und nach thermozyklischer Alterung in Boxplots veranschaulicht. Im Vergleich dazu zeigt Abbildung 16 die Scherhaftfestigkeitswerte der unkonditionierten Versuchsgruppen von GCO und RXU vor und nach künstlicher Alterung mittels Thermolastwechsel.

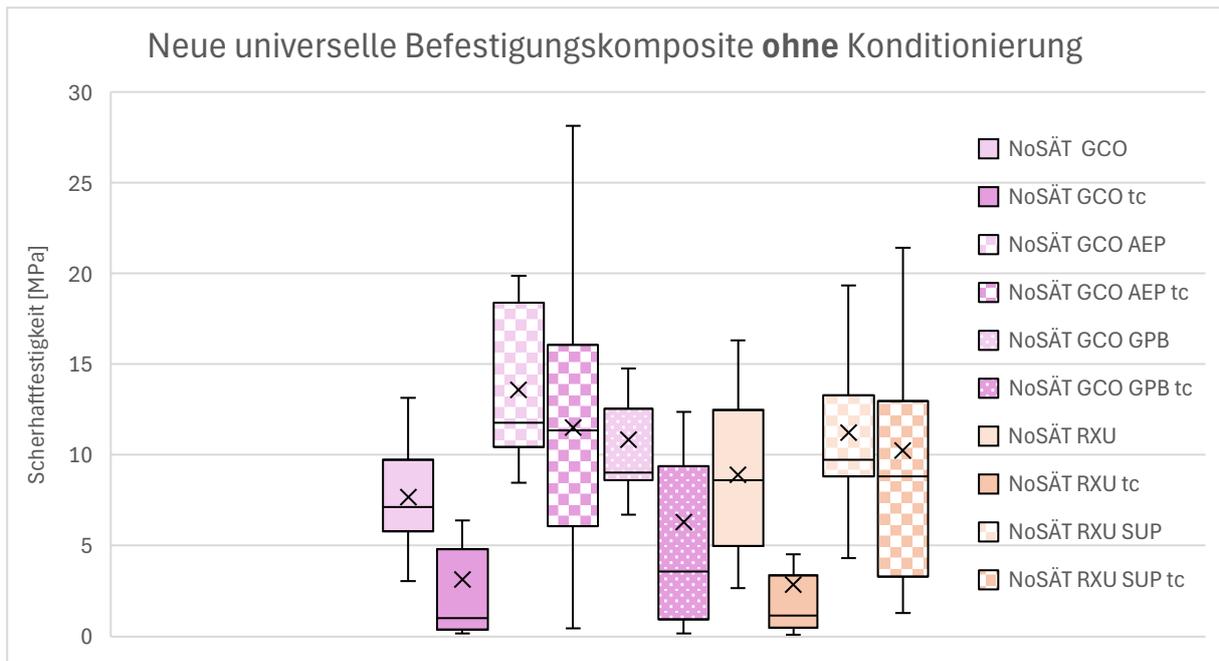


Abbildung 16: Boxplots der Scherhaftfestigkeiten in MPa der neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU ohne Konditionierung im Bezug auf die thermozyklische Alterung.

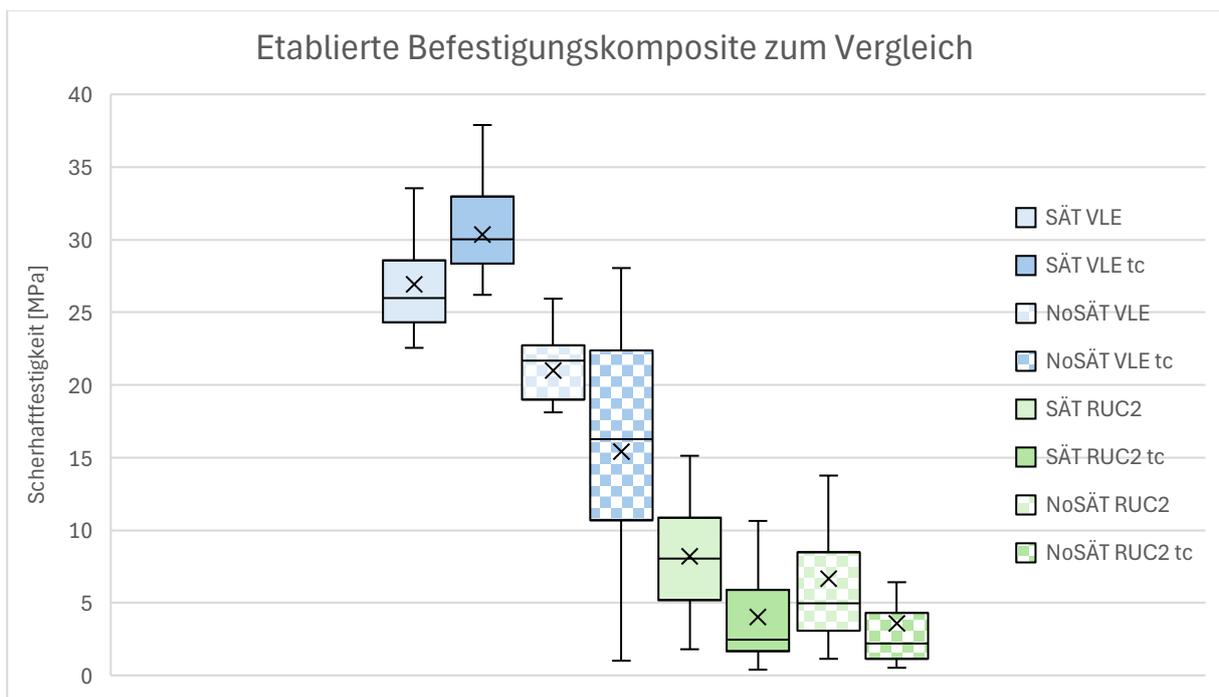


Abbildung 17: Boxplots der Scherhaftfestigkeiten in MPa der etablierten Befestigungskomposite VLE und RUC2 mit und ohne Konditionierung im Bezug auf die thermozyklische Alterung.

Abbildung 17 veranschaulicht die Haftwerte der Vergleichsgruppen VLE und RUC2, dargestellt jeweils mit und ohne Phosphorsäureätzung und vor und nach thermozyklischer Alterung.

4.2. Auswertung der Bruchflächenanalyse

Die Ergebnisse der Bruchflächenanalyse sind in der Abbildung 18 für die konditionierten Testgruppen und in Abbildung 19 für die unkonditionierten Testgruppen mit den entsprechenden zugeordneten Bruchklassen dargestellt. Die lichtmikroskopische Auswertung der Bruchflächen ergab bei allen Versuchsgruppen hauptsächlich adhäsive Bruchmodi. Vor allem bei unkonditioniertem und konditioniertem RXU, RUC2 sowie bei unkonditioniertem GCO GPB gab es zu 100% rein adhäsive Bruchfehler. Weiterhin konnten bei den Befestigungskompositen GCO AEP und VLE ein hoher Anteil kohäsiver Bruchmodus im Komposit von bis zu 40% festgestellt werden. Kohäsives Versagen innerhalb des Dentins konnte nur bei GCO GPB, RXU SUP und VLE ohne Konditionierung festgestellt werden. Die Spearman-Korrelation ($p = -0,677$) ergab einen signifikanten Zusammenhang zwischen der Scherhaftfestigkeit und den auftretenden Bruchmodi. Dabei zeigten niedrige Scherhaftfestigkeiten entweder ausschließlich adhäsive Bruchmodi oder nur einen geringen Anteil an kohäsiven Bruchmodi im Komposit. Je höhere Scherhaftfestigkeiten gemessen wurden, desto weniger adhäsives Versagen trat auf und desto höher war der Anteil an kohäsiven Bruchfehlern im Kunststoff bis hin zu einem geringen Anteil an kohäsiven Bruchfehlern im Dentin.

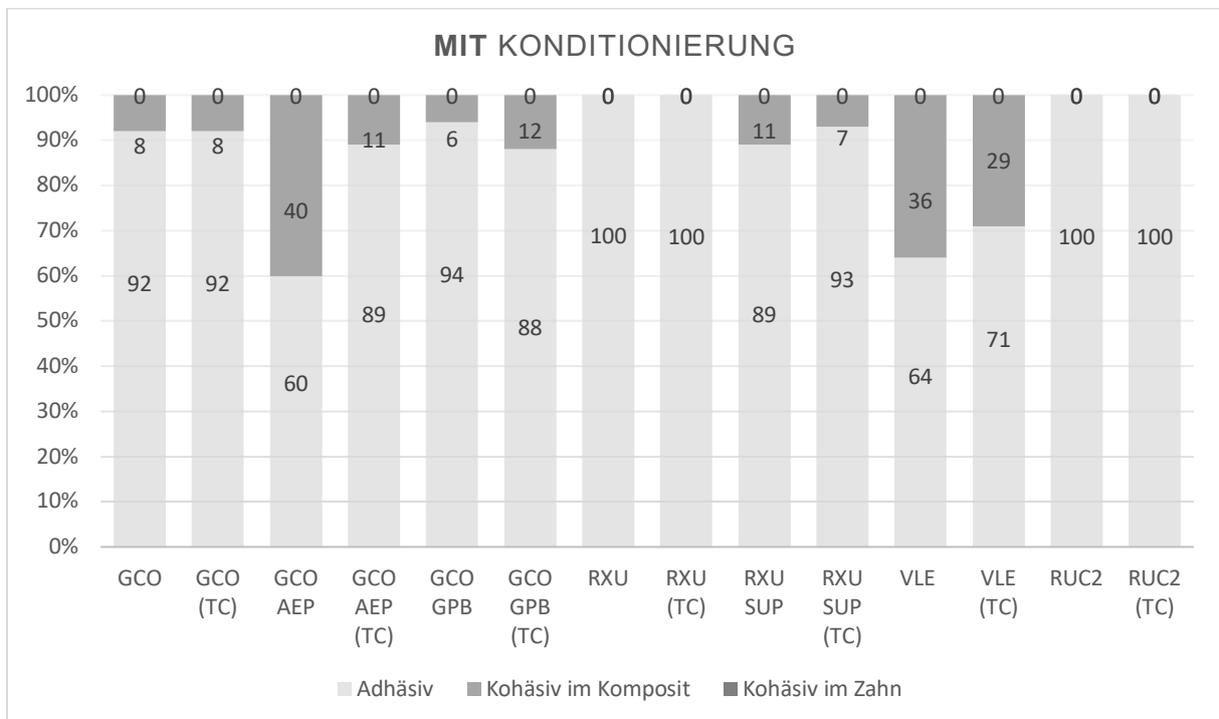


Abbildung 18: Grafische Darstellung der Bruchflächenanalyse der konditionierten Testgruppen mit Phosphorsäure, Verteilung der Bruchmodi (adhäsiv, kohäsiv im Komposit und kohäsiv im Zahn) in Prozent.

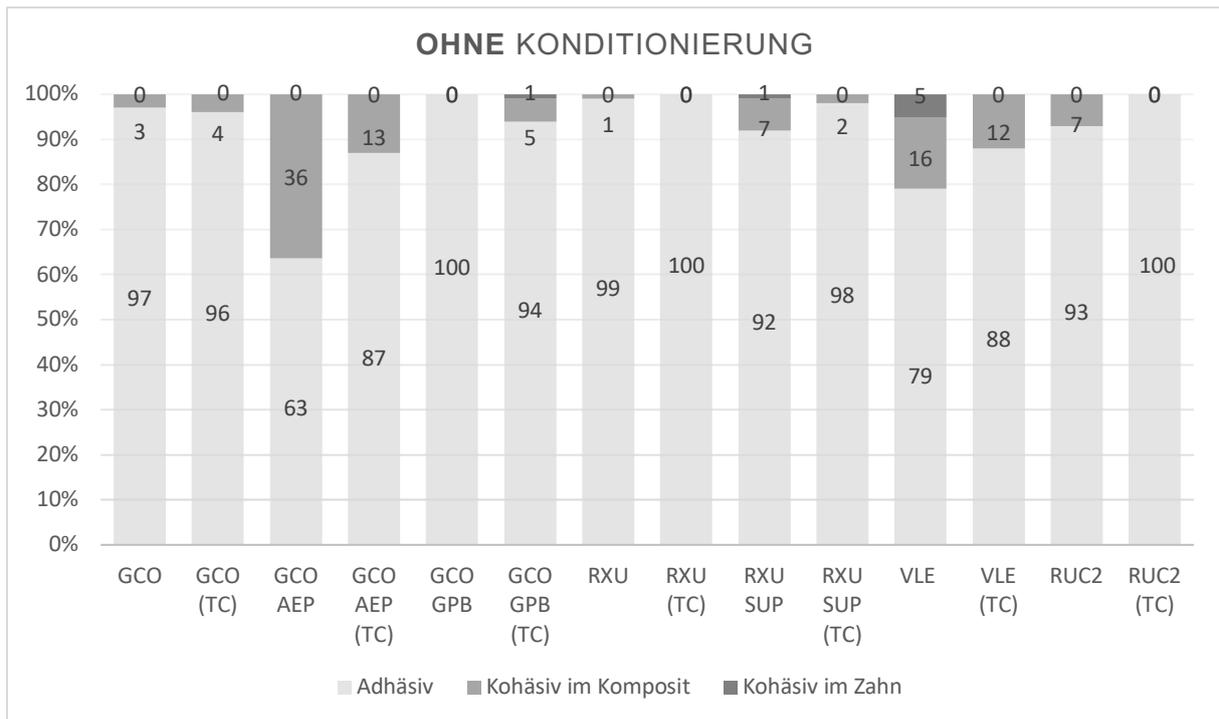


Abbildung 19: Grafische Darstellung der Bruchflächenanalyse der Testgruppe ohne Vorbehandlung mit Phosphorsäure, Verteilung der Bruchmodi (adhäsiv, kohäsiv im Komposit und kohäsiv im Zahn) in Prozent.

5. Diskussion

5.1. Herstellung der Versuchsproben

Um eine vergleichbare, homogene Grundlage für die Versuchsreihe zu schaffen, wurden nur kariesfreie Zähne für die Herstellung der Versuchsproben ausgewählt. Diese wurden direkt nach der Extraktion für einen Tag in Chloramin T eingelegt, um die Zähne chemisch zu desinfizieren. Anschließend wurden die gereinigten Zähne in einem geschlossenen Gefäß in entmineralisiertem Wasser gelagert. Es ist bekannt, dass Chloramin T in Dentin absorbiert werden kann und somit ein Einfluss auf die Haftfähigkeit zu Befestigungskompositen möglich wäre⁸². Eine Lagerung in destilliertem Wasser für mindestens 2 Stunden vor Verklebung verringert die Konzentration von Chloramin T so stark, dass ein Einfluss auf die Scherhaftfestigkeit ausgeschlossen werden kann.⁸³ Die Studienlage zeigt eindeutig, dass die längere Lagerung in destilliertem oder entmineralisiertem Wasser keine weiteren Auswirkungen auf den Klebeverbund zu Dentin hat⁸⁴. Sie ist sogar essenziell, um eine Dehydration der Zahnhartsubstanz zu verhindern. Um weitere mögliche Streuungen der Messwerte durch Lagerungsunterschiede der Probekörper zu vermeiden, wurden die Scherversuche innerhalb von 2 Wochen durchgeführt.

In mehreren Studien konnte beobachtet werden, dass unterschiedlich angeschnittene Zahnhartsubstanzproben zu einer stärkeren Streuung der gemessenen Verbundwerte führt.⁸⁵⁻⁸⁷ Auch in dieser Studie konnte nicht verhindert werden, dass die Schmelzprismen und Dentintubuli unterschiedlich angeschnitten werden. Dadurch zeigte sich auch hier eine gewisse Streuung der Ergebnisse, und es konnte keine Normalverteilung festgestellt werden. Um Unterschiede dennoch zu minimieren, wurde darauf geachtet, Proben mit oberflächlich angeschnittenem Dentin ohne Pulpenbeteiligung zu generieren und die Schichtstärke von 2 mm nicht zu unterschreiten. Weiterhin wurden alle hergestellten Versuchskörper vor der Verklebung mit dem jeweiligen Befestigungskomposit auf Hochglanz poliert. So wurde eine Oberfläche geschaffen, die gleiche Bedingungen für alle untersuchten Befestigungskomposite bietet und auftretende Polymerisationsspannungen verhindert⁸⁸. Trotz aller standardisierten und sorgfältigen Vorbereitungen der Versuchskörper, konnte dennoch nicht vollständig ausgeschlossen werden, dass Schwankungen in der Qualität der Probekörper zu den Streuungen der Messdaten beigetragen haben.

5.2. Auswahl der Methodik

Die Scherhaftfestigkeitsversuche dienen als standardisierte Methode, um die Leistung verschiedener Befestigungskomposite und Adhäsivsysteme zu vergleichen.⁵⁷ Eine hohe Scherhaftfestigkeit ist ein Indikator für die Qualität und langfristige Funktion der angewendeten Befestigungskomposite, die mit Adhäsivtechnik in den Mund eingegliedert werden. Die dabei angewendete Methodik konnte sich schon in vielen vorherigen Studien bewähren^{2,29,57,89}.

Neben dem Scherversuch gibt es weitere Tests, um den Verbund von adhäsiven Systemen zu untersuchen, wie den Zugfestigkeitstest (Tensile Test)³⁰, Druckfestigkeitstest oder Mikrozugtest⁹⁰.

Bei einem Zugfestigkeitstest wird die maximale Zugkraft gemessen, die erforderlich ist, um den Befestigungskomposit von der Zahnhartsubstanz abzutrennen. Ähnlich wie beim Scherversuch, ist dieser Test ein gängiges Verfahren, um die Haftfestigkeit zwischen Befestigungskomposit und Zahn zu testen⁹¹. Beim Druckfestigkeitstest (Compressive Bond Strength Test) wird eine Druckkraft auf das Befestigungskomposit aufgebracht, um zu testen, inwiefern der Komposit Kompression standhält, bevor er sich von der Zahnhartsubstanz löst⁹². Er wird verwendet, um Aussagen über die Widerstandsfähigkeit des Befestigungskomposit unter Belastung treffen zu können. Der Mikrozugtest ist eine spezialisierte Variante des Zugfestigkeitstests. Dabei ermöglicht die direkte Bestimmung der Zugfestigkeit zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz eine genaue Messung der Adhäsionskraft. Hier werden Mikroschichtproben zwischen 0,5 – 1,0 mm Dicke von meist nur einer Zahnprobe verwendet, um die mikroskopische Haftfestigkeit zwischen Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz zu bewerten⁹³. Diese Mikroproben ermöglichen eine detaillierte Analyse der unterschiedlichen Dentinstrukturen. Die Herausforderung hierbei ist allerdings die schwierige, präzise Probenherstellung, die bei kleinsten Fehlern in der Ausrichtung oder Präparation der Proben große Auswirkungen auf die Ergebnisse haben. Da für den Mikrozugtest nur einzelne Zähne gebraucht werden, kann die geringe Anzahl an unterschiedlichem Zahnmaterial, für die Aussagekraft der Auswertungen und für die klinische Übertragbarkeit auch als nachteilig betrachtet werden. Für die vorliegende Studie eignen sich daher der Zugfestigkeits- und Scherfestigkeitstest somit am besten, wobei der Zugfestigkeitstest teilweise sogar höhere Haftfestigkeitswerte in früheren Studien erzielen konnte⁹⁰. Jedoch ist dieser Vorteil gegenüber dem Scherfestigkeitstest irrelevant, da generell eine schlechte Vergleichbarkeit der Versuchswerte mit anderen Studienergebnissen besteht. Aufgrund unterschiedlicher Probengrößen oder Durchmesser der Klebefläche und Unterschiede in der Methodik der Verklebung bezüglich Konditionierung und Vorbehandlung ist eine direkte Vergleichbarkeit der Haftwerte meistens erschwert.¹³

Gegenüber dem Mikrozugtest werden bei den anderen beiden Prüfverfahren für jede Verklebung ein eigener Probekörper hergestellt, sodass ein großer Pool aus unabhängigen Stichproben entsteht. Zugfestigkeitstests liefern genauere Daten zur Adhäsionskraft, sind allerdings aufwendiger und anfälliger für Fehler. Der Scherfestigkeitstest benötigt keine präzise Ausrichtung oder komplexe Fixierung der Proben wie bei einem Zugfestigkeitstest.⁶³ Aufgrund der weniger technikanfälligen Schervorrichtung, einer höheren Reproduzierbarkeit und damit einhergehenden geringeren Streuung der Ergebnisse, wurde die etablierte Methodik des Scherfestigkeitstests für diese Studie verwendet. Gerade in Bezug auf die klinische

Aussagekraft können Scherversuche eine realistischere Simulation klinischer Belastungen aufzeigen als Zugversuche.

Hierbei wurde darauf geachtet, dass der Versuchsaufbau in einem kontrollierten Laborumfeld Fehlerquellen minimiert, indem äußere Einflüsse standardisiert und die Bedingungen konstant gehalten wurden. Alle Laborschritte erfolgten nach einem festgelegten Zeitplan und mit sekundengenauer zeitlicher Erfassung der einzelnen Verarbeitungsschritte. In Vorversuchen konnte der Umgang mit den vier unterschiedlichen Befestigungskompositen und deren adhäsiven Befestigungssystemen erprobt werden, sodass zu den definitiven Verklebungen der Ablauf routiniert durchgeführt wurde. Natürlich schließt dies eine mögliche Streuung der Messergebnisse durch Anwenderfehler nicht vollkommen aus. Doch Fehlerquellen, wie die Übertrocknung des Dentins vor dem Auftragen des Primers/Adhäsivs oder aber eine zu feuchte Oberfläche aufgrund vermindertem Verpüsten mit einer Multifunktionsspritze, konnten minimiert werden. Studienbasiert führt eine Übertrocknung des Dentins zum Kollabieren der Kollagenfasern und somit zur geringeren Haftfestigkeit des adhäsiven Befestigungskomposits⁹⁴. Auch eine zu feuchte Oberfläche der Zahnhartsubstanz hat negative Auswirkungen auf den Haftverbund⁹⁵. Weitere negative Faktoren, wie die Kontamination mit Speichel oder Blut während des Befestigungsvorgangs, waren in dieser in-vitro Studie irrelevant und wurden in anderen klinischen Studien betrachtet⁹⁶. Um zu gewährleisten, dass die Vorbehandlung mit den jeweiligen Adhäsivsystemen genau nach Herstellerangaben verlaufen, wurde die Einwirkzeit mit einem Timer kontrolliert. Der richtige Umgang mit den Versuchsproben während der Vorbehandlung mit den Primern/Adhäsiven ist essenziell, um ein stabiles Kollagennetzwerk für die anschließende Verklebung mit dem Befestigungskomposit zu ermöglichen. Gerade Dentin ist eine sehr komplexe Gewebeart, da sie anders als Schmelz neben Hydroxidapatit auch eine organische Matrix enthält, die hauptsächlich Kollagenfasern und Wasser beinhaltet. Diese Gewebeart verzeiht keine Ungenauigkeiten, da studienbasiert sowohl bei zu wenig als auch bei zu langer Vorbehandlung von Dentin Nachteile bezüglich der adhäsiven Befestigung entstehen können.^{64,72} Es herrscht teilweise Uneinigkeit, ob ein Ätzen des Dentins sinnvoll ist.^{64,97} Das Ätzen mit Phosphorsäure soll optimalerweise die oberste mineralische Schicht, die sogenannte Schmierschicht (smear layer) entfernen, wohingegen die Kollagenfasern intakt bleiben. Dadurch entsteht ein gut zugängliches Kollagennetzwerk, das für die weitere Vorbehandlung mit dem Adhäsivsystem bereitsteht. In das oberflächlich demineralisierte Dentin können die sauren Monomere des Adhäsivsystems infiltrieren und in die freigelegten Kollagenfasern innerhalb der Dentintubuli und dem Hydroxidapatit eindringen. Somit entsteht eine stabile Hybridschicht aus Kollagen und Adhäsiv.⁹⁸ Wird Dentin nicht ausreichend durch den Ätzvorgang demineralisiert, bleibt ein Teil der mineralischen Anteile auf der Dentinoberfläche erhalten und das Adhäsiv hat Schwierigkeiten in die Dentintubuli zu infiltrieren.⁹⁹ Das Kollagengewebe kann die

gewünschten monomeren Verbindungen des Adhäsivs nicht so gut aufnehmen, was schließlich zu einer verminderten Haftkraft führt. Andererseits führt eine übermäßige Demineralisierung des Dentins zu einer tiefen Desorganisation der Kollagenfasern. Das Kollagenfasengerüst wird geschwächt und instabil, sodass die Bildung einer soliden Hybridschicht beeinträchtigt wird. Daher wurde in dieser Studie der Einfluss der Vorbehandlung mit Phosphorsäure auf die unterschiedlichen Befestigungskomposite mitbetrachtet, um Erkenntnisse bezüglich dieser in der Wissenschaft diskutierten Aussage auf die Scherhaftfestigkeit geben zu können.

Um Aussagen über die Langzeitstabilität der untersuchten Befestigungskomposite treffen zu können, wurden die Hälfte der Versuchsproben mit einem Thermocycler beansprucht. Über die künstliche Alterung mit Thermolastwechsel lassen sich die klinischen Bedingungen in der Mundhöhle nur ansatzweise simulieren.¹⁰⁰ Natürlich können Faktoren wie Speichel, pH-Wert- und Temperaturunterschiede während der Nahrungsaufnahme dabei nicht berücksichtigt werden.¹⁰¹ Allerdings ist die Temperaturwechselbelastung von 5°C und 55 °C bei einer Verweildauer von jeweils 30 Sekunden eine etablierte Methode, die schon in vielen anderen Studien angewendet wurde.¹⁰²⁻¹⁰⁵ Hierbei werden 10000 Zyklen mit abwechselnder Temperaturwechselbelastung mit einem Jahr Alterung gleichgesetzt.¹⁰⁰ Bei der hier vorliegenden Studie wurden die Hälfte der Proben 20000 Thermozyklen ausgesetzt, sodass durch den Thermolastwechsel eine zwei jährige Alterung der Versuchsproben simuliert werden konnte. Die Beständigkeit gegenüber Hydrolyse und Temperaturunterschieden über eine längere Zeit, ist ein wichtiger Parameter für einen erfolgreichen adhäsiven Verbund zwischen Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz geworden.¹⁰² Dabei ist darauf zu achten, dass die Versuchsproben mit der Klebefuge über den gesamten Versuchszeitraum mit Wasser bedeckt sind. Es konnte gezeigt werden, dass eine Dehydratation der gesamten Versuchsprobe zu einer Abnahme der Scherhaftfestigkeit führen kann.¹⁰⁶ Daher wurden die Probekörper, wenn sie aus dem entmineralisierten Wasser entnommen wurden, direkt im Anschluss in die Vorrichtung eingespannt, um die Scherversuche durchzuführen.

5.3. Diskussion der Scherhaftfestigkeiten

5.3.1. Vergleich der unterschiedlichen Befestigungskomposite

Die erste Null-Hypothese, dass neue universelle Befestigungskomposite keinen signifikanten Unterschied zu konventionellen Befestigungskompositen in ihrer Scherhaftfestigkeit zeigen, muss teilweise zurückgewiesen werden. Da die neuen universellen Befestigungskomposite ohne systemspezifisches Adhäsivsystem im Vergleich zu dem konventionellen adhäsiven Befestigungskomposit VLE signifikant geringere Haftkräfte im Schertest aufwiesen. Sowohl GCO ($7,67 \pm 3,33$ MPa) als auch RXU ($8,9 \pm 5,04$ MPa) hatten ohne Konditionierung und Adhäsiv/Primer signifikant geringere Haftwerte im Vergleich zu dem konventionellen

Befestigungskomposit VLE ($26,92 \pm 3,85$ MPa). Wurden GCO GPB ($19,31 \pm 5,6$ MPa) und RXU SUP ($18,57 \pm 4,96$ MPa) jedoch mit ihrem systemspezifischen Adhäsivsystem vorbehandelt, konnte kein signifikanter Unterschied zu den Haftwerten von VLE festgestellt werden. Dabei lagen die gemessenen Haftwerte von $26,92 \pm 3,85$ MPa für VLE im selben Bereich wie die gemessenen Werte von VLE in anderen Studien.⁸⁹ Im Vergleich zu dem selbstadhäsiven Befestigungskomposit RUC2 konnte die erste Null-Hypothese bestätigt werden. Sowohl GCO ($7,67 \pm 3,33$ MPa) als auch RXU ($8,9 \pm 5,04$ MPa) zeigten ohne Adhäsivsystem keinen signifikanten Unterschied zu RUC2 in ihrer Haftkraft. Auch hier waren die Scherhaftfestigkeitswerte von $8,2 \pm 3,94$ MPa für RUC2 im Vergleich zu anderen Studien mit Werten von $10,8$ MPa für RUC vergleichbar.²⁹ In Kombination mit ihrem systemspezifischen Adhäsivsystem konnte GCO AEP ($15,43 \pm 7,33$ MPa), GCO GPB ($19,31 \pm 5,6$ MPa) und RXU SUP ($18,57 \pm 4,96$ MPa) signifikant bessere Scherhaftfestigkeiten ausbilden als das selbstadhäsive Befestigungskomposit RUC2 ($8,2 \pm 3,94$ MPa).

Weiterhin konnten die Ergebnisse dieser Studie den allgemeinen Konsens bestätigen, dass die konventionelle adhäsive Befestigung bei der Notwendigkeit hoher Scherhaftfestigkeiten der selbstadhäsiven Befestigung immer vorzuziehen ist.¹⁰⁷ Wie schon in vielen Studien zuvor,¹⁰⁸ waren die Haftwerte vom konventionellen adhäsiven Befestigungskomposit VLE von $26,92 \pm 3,85$ MPa im Vergleich zum selbstadhäsiven RUC2 von $8,2 \pm 3,94$ MPa signifikant höher.

Auch nach thermozyklischer Alterung konnte dieser signifikante Unterschied mit VLE $30,34 \pm 4,95$ MPa zu RUC2 $4,03 \pm 3,39$ MPa beibehalten werden. Diese Ergebnisse spiegeln den Stand aktueller Forschung wider. In zwei-Jahres Studien zeigte der Vorgänger RelyX Unicem mit dem Befestigungskomposit VLE zu silikatkeramischen Inlays und Teilkronen noch nicht die gleiche Scherhaftfestigkeit.¹⁰⁹ Auch die selektive Schmelzätzung ergab keinen signifikanten Vorteil, um den Haftverbund von RUC insgesamt zu verbessern.³² Diese Aussage kann durch die Ergebnisse der hier vorliegenden Studie weiter unterstützt werden. Weder bei RUC2, noch bei den neuen universellen Befestigungskompositen GCO und RXU im selbstadhäsiven Modus ergaben sich signifikante Unterschiede bei den Haftwerten zwischen konditionierten und unkonditionierten Versuchsgruppen der gleichen Befestigungskomposite. Während die Messwerte für GCO im selbstadhäsiven Modus mit $7,33 \pm 3,54$ MPa unter den Werten lagen, die bei anderen Studien gemessen wurden, sind die Messwerte für GCO GPB von $19,31 \pm 5,6$ MPa vergleichbar mit den Ergebnissen zuvor durchgeführter Studien mit Ergebnissen für G-Cem One von $25,5$ MPa.²⁶ Die Ergebnisse für RXU SUP von $18,57 \pm 4,96$ MPa waren ebenso mit den Haftwerten anderer Studien vergleichbar.⁸⁰ In einer Studie von Rohr et. al. konnte für RelyX Universal mit Adhäsivsystem eine Scherhaftfestigkeit von $18,2 \pm 3,3$ MPa gemessen werden. Wurde Dentin zusätzlich geätzt, reduzierte sich die Haftfestigkeit von RXU auf $12,5 \pm 4,9$ MPa. Auch diese Ergebnisse decken sich mit den Werten der hier vorliegenden Studie,

jedoch mit einem stärkeren Abfall von $8,9 \pm 5,04$ MPa für NoSÄT RXU auf $4,57 \pm 2,42$ MPa für SÄT RXU. Dies könnte mit der viel verbreiteten Annahme erklärt werden, dass eine Überätzung des Dentins zu einer zu starken Demineralisierung des Kollagenetzwerkes führt, die Wahrscheinlichkeit von Hypersensibilitäten steigt und die Verbundkraft zwischen Dentin und Befestigungskomposit verringert wird.⁷⁹ Es besteht einheitlicher Konsens darin, dass die Konditionierung von Schmelz die Haftfestigkeit von Befestigungskompositen verbessert, da die konditionierte Schmelzoberfläche die mikromechanische Verankerung des Adhäsivs/Komposits verstärkt.²⁹ Mehrere in-vitro-Versuche zeigten, dass die Schmelzhaftung fast um die Hälfte niedriger ist, als die von Befestigungskompositen auf konditionierten Schmelzoberflächen.^{29,79,110} Bei der Verwendung von Adhäsiven mit milden pH-Wert konnte eine Verbesserung der Haftwerte durch die Total-etch Technik nicht gezeigt werden.⁹⁷ Daher raten einige Studien für Schmelz zur selective-etch Strategie für einen starken Verbund und ein optimales klinisches Ergebnis zu erzeugen.⁹⁷ Für Dentin zeigten Yamauchi et. al., dass in beiden Ätzmodi eine effektive Klebeleistung hergestellt werden konnte. Es gab keinen signifikanten Unterschied in der Bindungsermüdungsfestigkeit von Dentin im etch-and-rinse-Modus oder self-etch-Modus.¹¹¹ Eine weitere Studie von Wagner et. al. kam ebenfalls zu dem Entschluss, dass die Konditionierung mit Phosphorsäure keinen signifikanten Einfluss auf die Scherhaftfestigkeit von Universaladhäsiven wie Scotchbond Universal hat, im Vergleich zum selbstadhäsiven Anwendungsmodus. Allerdings zeigten alle mit Phosphorsäure konditionierten Proben eine erheblich dickere Hybridschicht.¹¹² Somit konnte die Aussage getroffen werden, dass die Dicke der Hybridschicht auf einen erfolgreichen Verbund zwischen Zahn und Befestigungskomposit kaum Einfluss hat und die Haftkraft der Befestigungskomposite nicht beeinträchtigt^{98,99}. Es ist also davon auszugehen, dass die Dentinpenetration durch die vorab Konditionierung verbessert wird, jedoch die Bindungsstärke an das Dentin auch nach thermozyklischer Alterung nicht verringert wird.¹¹² Die Aussage kann auch von den hier vorliegenden Ergebnissen unterstützt werden. RXU SUP zeigte ohne künstliche Alterung einen signifikanten Unterschied zwischen konditionierten Proben ($18,57 \pm 4,96$ MPa) und unkonditionierten Proben ($11,22 \pm 6,14$ MPa). Nach künstlicher Alterung war kein signifikanter Unterschied in ihrer Scherhaftfestigkeit zu erkennen ($13,31 \pm 4,41$ MPa für SÄT RXU SUP tc und $10,23 \pm 8,77$ NoSÄT RXU SUP tc). Dies konnte auch für GCO GPB und VLE festgestellt werden. Das die Konditionierung mit Phosphorsäure kaum bis keine signifikanten Auswirkungen auf die Scherhaftfestigkeit der Befestigungskomposite hat, lässt sich möglicherweise auch durch die Betrachtung der pH-Werte der jeweiligen Adhäsive und Komposite erklären. Der pH-Wert veranschaulicht, wie säurestark die jeweiligen Substanzen sind. Je niedriger der pH-Wert ist, desto mehr wird die Zahnhartsubstanz demineralisiert. Van Meerbeek et. al. klassifizierte die Adhäsivsysteme in vier Kategorien.⁶⁵ Adhäsivsysteme mit einem pH-Wert $\geq 2,5$ werden als ultra-mild kategorisiert. Ein pH-Wert zwischen $1,5 - 2,5$ wird

als mild eingeteilt. Als moderat sauer benennt van Meerbeek et. al. einen pH-Wert zwischen 1,0 – 1,5. Die letzte Kategorie bilden pH-Werte < 1,0, die als stark sauer angegeben werden.⁶¹ Dabei kann Phosphorsäure mit einem pH-Wert von 0,5 als stark sauer angegeben werden. Der pH-Wert von Scotchbond Universal Plus (SUP) liegt laut Hersteller bei 2,7. Das systemspezifische Adhäsive zu VLE ist Adhese universal und wird mit einem pH-Wert von 2,5 angegeben. Diese beiden Adhäsivsysteme gehören zu den ultra-mild selbstätzenden Adhäsivsystemen, die über eine sehr geringe Demineralisation oberflächliches Dentin freilegen und dabei eine nur nanometerdicke Hybridschicht ausbilden.⁴⁷ GPremio Bond (GPB) hat laut Hersteller einen leicht sauren pH-Wert von 2,0. Der Adhesive Enhancing Primer von GC (AEP) wird mit einem noch stärker sauren pH-Wert von etwa 1,5 bis 2,0 angegeben. Damit gehören diese Adhäsivsysteme zu der Gruppe der milden selbstätzenden Adhäsiven. Der milde pH-Wert ermöglicht eine etwas stärker aber immer noch moderate Demineralisierung des Dentins und entfernt teilweise die Schmierschicht, sodass die Infiltration der Adhäsivmonomere in das Kollagennetzwerk und die Bindung an das gelöste Hydroxylapatit erleichtert wird.¹¹³ Die Ergebnisse zeigen, dass alle Adhäsivsysteme in der Lage sind, bei einer vorherigen Phosphorsäurekonditionierung auf die demineralisierte Oberfläche eine stabile Hybridschicht zu bilden. Gerade bei GCO GPB, RXU SUP und VLE konnten signifikant bessere Haftwerte mit vorheriger Phosphorsäureätzung festgestellt werden als ohne Konditionierung. Das Ätzmuster, das die selbstätzenden Adhäsivsysteme erzeugen, ist deutlich schwächer ausgeprägt als nach Phosphorsäureätzung.⁵⁵ De Munck et. al. kamen daher zu dem Ergebnis, dass die beste Haftwirkung der neuen selbstadhäsiven Befestigungskomposite von RelyX Universal mit selektiver Schmelzätzung erreicht wird und der Befestigungskomposit nur oberflächlich mit Dentin und Schmelz interagiert.⁷⁹ Interessant zu sehen ist dabei, dass bei den ultra-milden Adhäsivsystemen mit einem pH-Wert von 2,7 (SUP für RXU) und 2,5 (Adhese universal für VLE) der Unterschied zwischen den konditionierten und unkonditionierten Haftwerten stärker waren, als bei dem milden Adhäsivsystem (AEP für GCO) mit einem pH-Wert von 1,5 bis 2,0. Damit lässt sich die Aussage aufstellen, dass der niedrigere pH-Wert die unkonditionierte Zahnhartsubstanz besser demineralisieren konnte, als die ultra-milden Adhäsivsysteme und die zusätzliche Phosphorsäurekonditionierung den Haftverbund verbessert hat.

Auch die neuen universellen Befestigungskomposite haben einen milden sauren pH-Wert, der bei RXU und GCO nach Herstellerangaben bei etwas 2,5 bis 3,0 liegt. RUC2 ist mit einem pH-Wert von 4,0-5,0 als nur leicht sauer angegeben. Demnach sind RXU und GCO im Vergleich zu RUC2 sauer genug, um auch ohne Adhäsivsystem eine moderate Demineralisierung der Zahnoberfläche zu ermöglichen.

Im Vergleich zu RelyX Unicem (RUC) und Variolink (VLE) sind in-vitro-Studien über die neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU in der Literatur noch wenig vorhanden⁷.

Daher kann innerhalb dieser Limitationen die Aussage getroffen werden, dass die universellen Befestigungskomposite ohne Adhäsivsystem noch nicht die Haftwerte von konventionellen adhäsiven Befestigungskompositen an die Zahnhartsubstanz erreichen. Hingegen in Kombination mit ihrem spezifischem Adhäsivsystem bilden die neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU gleichstarke Haftkräfte wie VLE aus und setzen sich von rein selbstadhäsiven Befestigungskompositen wie RUC2 mit signifikant besseren Verbundwerten ab.

5.3.2. Einfluss der Adhäsivsysteme auf die Scherhaftfestigkeit

Die zweite Hypothese, dass die Scherhaftfestigkeit der untersuchten Befestigungskomposite durch das kompatible Adhäsivsystem verbessert wird, kann bestätigt werden. Sowohl bei GCO also auch bei RXU konnte eine signifikant höhere Scherhaftfestigkeit mit Adhäsiv/Primer festgestellt werden als im rein selbstadhäsiven Modus. Hierbei zeigte GCO mit Adhäsiv GPB ($19,31 \pm 5,6$ MPa) signifikant bessere Haftkraft als GCO ohne Primer ($7,33 \pm 3,54$ MPa). GCO mit Primer AEP ($15,43 \pm 7,33$ MPa), zeigte auch signifikant verbesserte Haftkraft im Gegensatz zu GCO ($7,33 \pm 3,54$ MPa). Weiterhin konnte RXU mit SUP ($18,57 \pm 4,96$ MPa) signifikant bessere Scherhaftfestigkeiten erreichen als im rein selbstadhäsiven Modus ohne Adhäsivsystem ($4,57 \pm 2,42$ MPa). Die neuen universelle Befestigungskomposite. GCO und RXU konnten also mit ihrem entsprechenden zusätzlichen Adhäsivsystem annähernd gleichgute Haftwerte wie der etablierte konventionelle Befestigungskomposit VLE ausbilden, ein signifikanter Unterschied zwischen diesen Befestigungskompositen konnte nicht verzeichnet werden. RXU SUP zeigte passend dazu sogar signifikant bessere Haftwerte $18,57 \pm 4,96$ MPa im Vergleich zum selbstadhäsiven Befestigungskomposit RUC2 mit $8,2 \pm 3,94$ MPa. Die Ergebnisse unterstreichen die Aussage, dass die zugehörigen Primer/Adhäsive die chemische Bindung zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Befestigungskomposit erhöhen. Auch die Analyse der Bruchklassifikationen zeigte einen solchen Zusammenhang. Über die Spearman-Korrelation ($p = -0,677$) konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Scherhaftfestigkeit und den auftretenden Bruchmodi festgestellt werden. Dabei zeigten die neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU ohne Adhäsivsystem passend zu ihren niedrigen Scherhaftfestigkeiten ausschließlich adhäsive Bruchmodi (RXU) oder nur einen geringen Anteil (3-8%) an kohäsiven Bruchmodi im Komposit (GCO). Mit dem jeweiligen Adhäsivsystem wurde zu den höheren Scherhaftfestigkeiten, weniger adhäsives Versagen festgestellt und ein höherer Anteil an kohäsiven Bruchfehlern im Kunststoff (konditioniertes GCO AEP, GCO GPB, RXU SUP) bis hin zu einem geringen Anteil an kohäsiven Bruchfehlern im Dentin (unkonditioniertes GCO GPB, RXU SUP). Passend dazu zeigte das selbstadhäsive RUC2 im konditionierten Zustand zu seinen niedrigen Haftwerten auch 100% adhäsiven Bruchfehler und im unkonditionierten Zustand lediglich 7% kohäsive Bruchmodi im Komposit. Hingegen VLE mit hohen Scherhaftfestigkeitswerten zeigte konditioniert 36% kohäsive

Bruchmodi und unkonditioniert 16% kohäsive Bruchmodi im Komposit und zusätzlich 5% kohäsive Bruchmodi im Dentin. Hierbei überstiegen die durch das Adhäsivsystem zum Dentin ausgebildeten Scherhaftfestigkeiten die Eigenfestigkeit des verwendeten Befestigungskomposits, sodass ein kohäsiver Bruch im Dentin beobachtet werden konnte. Auch in anderen Studien gehen geringer Scherhaftfestigkeiten mit einem erhöhten adhäsiven Versagen der Versuchsproben einher.^{86,114,115} Je höhere Scherhaftfestigkeiten gemessen werden, desto mehr erhöht sich demzufolge der Anteil an kohäsiven Bruchmodi im Komposit, bis hin zu kohäsiven Bruchmodi innerhalb der Zahnhartsubstanz.^{30,116} Somit kann die Aussage getroffen werden, dass ein kohäsives Versagen mit wachsenden Scherhaftfestigkeiten steigt und somit bei den Befestigungskompositen mit Adhäsivsystem vermehrt auftreten.

Schon viele vorangegangenen Studien konnten zeigen, dass die passenden Adhäsivsysteme die Scherhaftfestigkeit der Befestigungskomposite signifikant steigert.^{7,117} Dies lässt sich unter anderem durch die verbesserte Oberflächenvorbereitung durch das Adhäsivsystem erklären. Die Adhäsivsysteme bieten eine präzise Konditionierung der Zahnhartsubstanz, insbesondere des Dentins. Während bei dem selbstadhäsiven Modus der universellen Befestigungskomposite der Verbund nur über die direkte Interaktion zwischen den phosphorsauren Methacrylatgruppen und dem Hydroxylapatit zustande kommt, ermöglicht die Vorbehandlung mit dem Adhäsivsystem eine stärkere und gleichmäßigere Penetration in die Schmierschicht (smear layer) und die Dentintubuli.⁷⁷ Dies führt zu einer stabileren Hybridzone und damit zu einer höheren mechanischen Haftung.⁷⁹ Im selbstadhäsiven Modus ist die Demineralisation der Zahnhartsubstanz durch die schwache Säurestärke der enthaltenen Monomere geringer als mit dem zusätzlichen Adhäsivsystem, gerade bei vorheriger Konditionierung mit Phosphorsäure.⁶⁵ Eine effiziente Demineralisation ist jedoch notwendig, um anschließend eine starke chemische Bindung zum Hydroxylapatit ausbilden zu können. Eine Schlüsselrolle spielen also 10-MDP zusammen mit HEMA, die allen Adhäsivsystemen ohne diese Bestandteile bezüglich der Haftkraft überlegen sind.^{78,118} Das Methacrylat-Monomer HEMA ermöglicht dabei durch seine polaren Eigenschaften zum einen die verbesserte Benetzbarkeit des demineralisierten Dentins und zum anderen die Infiltration des Dentins mit Monomeren.¹¹⁹ Die phosphorsauren Methacrylatgruppen 10-MDP bilden Calciumphosphat-Salze aus, die eine langanhaltende stabile Haftung unterstützen.^{113,77}

Ein weiterer Erklärungsansatz für die signifikant besseren Scherhaftfestigkeiten der universellen Befestigungskomposite mit Adhäsivsystem ist die optimierte Polymerisation, die durch die Verwendung eines zusätzlichen Adhäsivsystems gewährleistet wird. Alle hier verwendeten Befestigungskomposite sind dualhärtend, sodass die Polymerisationsreaktion sowohl mit als auch ohne Lichtinitiierung stattfindet. Bei der Abbindereaktion reagieren phosphorsaure Methacrylate, basische Füllerkomponenten und das Hydroxylapatit miteinander. Diese Abbindereaktion führt zur Freisetzung von Wasser welches initial die

Hydrophilie des Befestigungskomposit erhöht und somit für eine optimale Benetzung der hydrophilen Zahnoberfläche sorgt. Das freigesetzte Wasser wird in einer nachfolgenden Zementreaktion durch überschüssige Säuren und basischen Füllkörper wieder abgefangen, wodurch der Verbund hydrophober wird und damit resistenter gegenüber intraoraler Hydrolyse. Die Adhäsivsysteme unterstützen diesen Polymerisationsprozess zusätzlich, indem sie die Bildung eines dichten Polymernetzwerks gewährleisten. Die dadurch reduzierte Sauerstoffinhibitionsschicht könnte somit zu einer stärkeren Haftung beitragen.

Gleichzeitig bewirkt das Adhäsivsystem eine gleichmäßig verteilte Verbindung zwischen Zahnhartsubstanz und Befestigungskomposit, sodass ein positiver Effekt auf die Reduktion der Polymerisationsschrumpfung erzielt werden könnte. Der minimierte Randspalt könnte zur Langzeitstabilität der universellen Befestigungskomposite beitragen. All diese Gründe können die Ergebnisse dieser Studie erklären und verdeutlichen, dass die neuen universellen adhäsiven Befestigungskomposite GCO und RXU ohne Adhäsivsystem zwar eine einfache und schnelle Anwendung ermöglichen, jedoch in Bezug auf die Scherhaftfestigkeit noch nicht vergleichbar sind mit konventionellen adhäsiven Befestigungskompositen wie VLE oder der Anwendung in Kombination mit dem systemspezifischen Adhäsivsystem.

5.3.3. Einfluss der künstlichen Alterung mittels Thermolastwechsel

Auch die dritte Nullhypothese, dass eine künstliche Alterung mittels Thermocycler keinen signifikanten Einfluss auf die Scherhaftfestigkeit der Befestigungskomposite hat, konnte bestätigt werden. Die Ergebnisse aller untersuchten Befestigungskomposite zeigten im direkten Vergleich vor und nach künstlicher Alterung keine signifikanten Unterschiede, bis auf unkonditioniertes RXU ohne Vorbehandlung mit dem Adhäsiv. Daraus lässt sich schließen, dass sowohl die neuen universellen adhäsiven Befestigungskomposite als auch die etablierten adhäsiven/selbstadhäsiven Befestigungskomposite den Temperaturwechselbelastungen in Wasser standhalten. Diese Ergebnisse spiegeln sich auch in verschiedenen anderen Studien wider.^{30,112,120} Allerdings können sie meist nur auf die etablierten Befestigungskomposite wie VLE und RUC2 angewendet werden, da für GCO und RXU die Studienlage noch sehr gering ausfällt. VLE zeigt dabei in vielen Studien durchweg hohe Scherhaftfestigkeiten, weshalb es immer noch, trotz der höheren techniksensitiven Anwendung in der Behandlung gerne benutzt wird.¹²¹

In anderen Studien konnte ein signifikanter Unterschied zwischen der Scherhaftfestigkeit vor und nach Thermolastwechsel verzeichnet werden^{117,121,122}. Auch in dieser Studie wurde bei fast allen Versuchsgruppen eine Abnahme der Scherhaftfestigkeit nach künstlicher Alterung gemessen. Allerdings war diese Abnahme so gering, dass sie, bis auf RXU, keine Signifikanz zeigte. Die Temperaturschwankung und Lagerung im wässrigen Milieu können die Scherhaftfestigkeit im Alterungsprozess durchaus verringern. Ein Vergleich zwischen den unterschiedlichen Versuchsgruppen zeigte allerdings signifikante Unterschiede zwischen

künstliche gealtertem VLE gegenüber nicht gealtertem GCO, RXU und RUC2, sowohl unconditioniert als auch mit Phosphorsäureätzung. VLE zeigte gegenüber den anderen Befestigungskompositen eine bessere Scherhaftfestigkeit trotz künstlicher Alterung, jedoch nur, wenn sie nicht mit dem passenden Adhäsivsystem vorbehandelt wurden. Weiterhin zeigte RXU im Vergleich zu gealtertem GCO AEP und gealtertes RXU im Vergleich zu GCO GPB und RXU SUP signifikant geringere Scherhaftfestigkeit. Hier kommt die Bedeutung der Vorbehandlung mit dem passenden Adhäsivsystem wiederholt zum Tragen.

Der neue universelle Befestigungskomposit RXU zeigte in der Langzeitbeständigkeit gegenüber Temperaturwechselbelastungen deutlich bessere Werte, wenn er mit dem Adhäsiv Enhancing Primer vorbehandelt wurde. Ohne Vorbehandlung schneidet RXU gegenüber vorbehandeltem RXU und GCO mit signifikant geringeren Messwerten ab. Auch diese Ergebnisse decken sich mit dem aktuellen Forschungsstand.⁸⁰ Die Vorbehandlung mit Adhäsiven und Primer spielen immer noch eine entscheidende Rolle bezüglich der Langzeitbeständigkeit auf die Verbundkraft zwischen Zahnhartsubstanz und Befestigungskomposit. Ein Grund hierfür könnte die stabilere Hybridschicht sein, die über die Vorbehandlung mit dem Adhäsivsystem entsteht.⁹⁷ Dies spiegelt sich auch in der Analyse der Bruchklassifikationen wieder. Mit den Adhäsivsystemen vorbehandelte Versuchsgruppen zeigten weniger adhäsive Fehler und mehr kohäsive Fehler im Komposit (konditioniertes GCO AEP, GCO GPB, RXU SUP, VLE) oder sogar teilweise im Dentin auf (unkonditioniertes GCO GPB, RXU SUP, VLE). Auch bezüglich der dritten Nullhypothese waren die Bruchmodi von nicht gealterten und thermozyklisch gealterten Proben nicht signifikant unterschiedlich. Gerade die Versuchsgruppen, die ausschließlich adhäsive Bruchmodi (RXU, RUC2) oder unter 20% (GCO, GCO GPB, RXU SUP) kohäsive Bruchfehler im Komposit aufzeigten, zeigten keinen bis geringen Unterschied. Bei konditioniertem GCO AEP fiel nach Alterung der prozentuale Anteil an kohäsiven Bruchmodi von 40% auf 11% und bei konditioniertem VLE von 36% auf 29%. Auch im unkonditionierten Zustand fiel der kohäsive Anteil bei GCO AEP von 36% auf 13% und bei VLE von 16% auf 12%. Es zeigt sich somit eine Tendenz, dass die gealterten Proben bezüglich ihrer Haftkraft vermehrt adhäsiv abgeschert sind. Auch wenn die Befestigungskomposite einer künstlichen Alterung durchaus standhalten, zeigen die Ergebnisse der Bruchflächenanalyse nach Alterung passend zur geringeren Scherhaftfestigkeit auch einen vermehrt adhäsiven Bruchmodus. Bereits in anderen Studien konnte dieser Zusammenhang beobachtet werden.^{30,116} Somit lässt sich die Aussage treffen, dass thermozyklisch gealterte Proben sich in ihren Bruchmodi nicht von den nicht gealterten Proben unterscheiden, jedoch eine Tendenz zu mehr adhäsiven Bruchfehlern nach thermozyklischer Alterung zu erkennen ist.

5.4. Limitationen

Da die hier vorliegende Studie auf einen in-vitro Versuchsaufbau basiert, zeigen sich bezüglich der klinischen Übertragbarkeit Limitationen auf. Eine Laborstudie kann die in-vivo-Bedingungen der Mundhöhle nicht vollständig simulieren. Physikalische Parameter wie die Belastung unter Temperaturschwankungen wurden mithilfe des Thermolastwechsels getestet. Chemische Parameter wie der Einfluss von Flüssigkeit auf die Scherhaftfestigkeit wurde über die Lagerung der Versuchsproben in entmineralisiertem Wasser simuliert. Weitere chemische Einflüsse wie die Zusammensetzung des Speichels oder die Veränderungen des pH-Wertes während der Nahrungs- und anderer Flüssigkeitsaufnahme¹²³ wurden jedoch in dieser Studie nicht mehr berücksichtigt. Daher würde in einem weiteren Versuchsaufbau eine Untersuchung der Probekörper in Flüssigkeiten mit unterschiedlich sauren pH-Werten zusätzliche Erkenntnisse zur Scherhaftfestigkeit liefern können. Ein weiterer Einflussfaktor, der den Klebeverbund zwischen Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz beeinflusst, jedoch in dieser Laborstudie nicht berücksichtigt wurde, ist der hydrostatische Pulpendruck¹²⁴. Es gibt Ansätze, den hydrostatischen Pulpendruck in-vitro zu simulieren.¹¹⁶ Auch natürliche Kaubelastungen während der Nahrungsaufnahme können Einfluss auf die Scherhaftfestigkeit nehmen und über einen Kausimulator untersucht werden.¹²⁵ Um weitere Erkenntnisse zu der Scherhaftfestigkeit der jeweiligen Befestigungskomposite zu gewinnen, wäre eine Untersuchung bezüglich des Einflusses auf den hydrostatischen Pulpendruck und auf mastikatorischen Stress möglich. Weiterhin wird diese Studie dadurch limitiert, dass sie nur den einseitigen Verbund zur Zahnhartsubstanz beleuchtet. Natürlich ist eine erfolgreiche, langlebige Befestigung einer Zahnrestauration auf einen Zahn auch stark von der Haftkraft zwischen Befestigungskomposit und Restaurationsmaterial abhängig. Dahin gehend sollten gerade die neuen universellen Befestigungskomposite bezüglich ihrer Scherhaftfestigkeiten auf unterschiedliche Restaurationsmaterialien wie Metalle und vor allem Keramiken wie Zirkondioxide und Lithiumdisilikate in weiteren in-vitro-Studien untersucht werden. Jedoch lässt sich abschließend sagen, dass alle in-vitro Simulationen immer nur ein Versuch sind, klinische Bedingungen nachzuahmen. Für eine genauere Aussage über die Langzeitbeständigkeit der vier untersuchten Befestigungskomposite besteht insbesondere bei den neuen universellen Befestigungskomposite noch weiterer Forschungsbedarf. Dies gilt vor allem für klinische Studien, die über einen längeren Zeitraum durchgeführt werden.

6. Literaturverzeichnis

1. Liebermann A, Detzer J, Stawarczyk B. Impact of Recently Developed Universal Adhesives on Tensile Bond Strength to Computer-aided Design/Manufacturing Ceramics. *Oper Dent* 2019; **44**(4): 386-95.
2. Daneshkazemi P, Ghasemi A, Daneshkazemi A, Shafiee F. Evaluation of micro shear bonding strength of two universal dentin bondings to superficial dentin by self etch and etch-and-rinse strategies. *J Clin Exp Dent* 2018; **10**(9): e837-e43.
3. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011; **38**(4): 295-314.
4. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 2008; **10**(4): 251-8.
5. Türkmen C, Durkan M, Cimilli H, Öksüz M. Tensile bond strength of indirect composites luted with three new self-adhesive resin cements to dentin. *J Appl Oral Sci* 2011; **19**(4): 363-9.
6. Liebermann A, Ilie N, Roos M, Stawarczyk B. Effect of storage medium and aging duration on mechanical properties of self-adhesive resin-based cements. *J Appl Biomater Funct Mater* 2017; **15**(3): e206-e14.
7. Lührs AK, Guhr S, Günay H, Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Investig* 2010; **14**(2): 193-9.
8. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent* 2010; **22**(6): 412-9.
9. Hitz T, Stawarczyk B, Fischer J, Hämmerle CH, Sailer I. Are self-adhesive resin cements a valid alternative to conventional resin cements? A laboratory study of the long-term bond strength. *Dent Mater* 2012; **28**(11): 1183-90.
10. Gundogdu M, Aladag LI. Effect of adhesive resin cements on bond strength of ceramic core materials to dentin. *Niger J Clin Pract* 2018; **21**(3): 367-74.
11. Takahashi N, Kurokawa H, Wakamatsu K, et al. Bonding ability of resin cements to different types of CAD/CAM composite blocks. *Dent Mater J* 2022; **41**(1): 134-41.
12. Zhang C, Degrange M. Shear bond strengths of self-adhesive luting resins fixing dentine to different restorative materials. *J Biomater Sci Polym Ed* 2010; **21**(5): 593-608.
13. Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent* 2014; **17**(4): 305-11.
14. Naranjo J, Ali M, Belles D. Comparison of shear bond strength of self-etch and self-adhesive cements bonded to lithium disilicate, enamel and dentin. *Tex Dent J* 2015; **132**(11): 914-21.
15. Rodrigues RF, Ramos CM, Francisconi PA, Borges AF. The shear bond strength of self-adhesive resin cements to dentin and enamel: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2015; **113**(3): 220-7.
16. Opdam NJ, van de Sande FH, Bronkhorst E, et al. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res* 2014; **93**(10): 943-9.
17. Maravić T, Mazzitelli C, Mancuso E, et al. Resin composite cements: Current status and a novel classification proposal. *J Esthet Restor Dent* 2023; **35**(7): 1085-97.
18. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater* 2011; **27**(1): 29-38.
19. van Dijken JW, Pallesen U. Clinical performance of a hybrid resin composite with and without an intermediate layer of flowable resin composite: a 7-year evaluation. *Dent Mater* 2011; **27**(2): 150-6.
20. Zhang J, Yang Y, Chen Y, et al. A review of new generation of dental restorative resin composites with antibacterial, remineralizing and self-healing capabilities. *Discov Nano* 2024; **19**(1): 189.
21. Wang X, Ding T. A Review on the Current State of Microcapsule-Based Self-Healing Dental Composites. *J Funct Biomater* 2024; **15**(6).

22. Bompolaki D, Lubisich EB, Fugolin AP. Resin-Based Composites for Direct and Indirect Restorations: Clinical Applications, Recent Advances, and Future Trends. *Dent Clin North Am* 2022; **66**(4): 517-36.
23. Paolone G, Diana C, Cantatore G. 2023 State-of-the-Art in Resin-Based Composites and Future Trends. *Compend Contin Educ Dent* 2023; **44**(2): 98-100.
24. Maletin A, Knežević MJ, Koprivica D, et al. Dental Resin-Based Luting Materials-Review. *Polymers (Basel)* 2023; **15**(20).
25. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent* 2013; **34**(1): 42-4, 6.
26. Abdel-Gawad S, Dursun E, Ceinos R, et al. Touch-cure activation by marketed universal resin luting cements of their associated primer to dentin. *J Oral Sci* 2024; **66**(3): 139-44.
27. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res* 2018; **97**(2): 132-9.
28. Swift EJ, Jr., LeValley BD, Boyer DB. Evaluation of new methods for composite repair. *Dent Mater* 1992; **8**(6): 362-5.
29. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig* 2005; **9**(3): 161-7.
30. Brunzel S, Yang B, Wolfart S, Kern M. Tensile bond strength of a so-called self-adhesive luting resin cement to dentin. *J Adhes Dent* 2010; **12**(2): 143-50.
31. Saunders WP. Effect of fatigue upon the interfacial bond strength of repaired composite resins. *J Dent* 1990; **18**(3): 158-62.
32. Schenke F, Federlin M, Hiller KA, Moder D, Schmalz G. Controlled, prospective, randomized, clinical evaluation of partial ceramic crowns inserted with RelyX Unicem with or without selective enamel etching. Results after 2 years. *Clin Oral Investig* 2012; **16**(2): 451-61.
33. Mörmann W, Wolf D, Ender A, Bindl A, Göhring T, Attin T. Effect of two self-adhesive cements on marginal adaptation and strength of esthetic ceramic CAD/CAM molar crowns. *J Prosthodont* 2009; **18**(5): 403-10.
34. Heboyan A, Vardanyan A, Karobari MI, et al. Dental Luting Cements: An Updated Comprehensive Review. *Molecules* 2023; **28**(4).
35. Josic U, Maravic T, Mazzitelli C, et al. Is clinical behavior of composite restorations placed in non-cariou cervical lesions influenced by the application mode of universal adhesives? A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater* 2021; **37**(11): e503-e21.
36. Vogl V, Hiller KA, Buchalla W, Federlin M, Schmalz G. Controlled, prospective, randomized, clinical split-mouth evaluation of partial ceramic crowns luted with a new, universal adhesive system/resin cement: results after 18 months. *Clin Oral Investig* 2016; **20**(9): 2481-92.
37. Perdigão J, Araujo E, Ramos RQ, Gomes G, Pizzolotto L. Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. *J Esthet Restor Dent* 2021; **33**(1): 51-68.
38. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 2011; **56** Suppl 1: 59-66.
39. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater* 2005; **21**(10): 895-910.
40. Calais JG, Söderholm KJ. Influence of filler type and water exposure on flexural strength of experimental composite resins. *J Dent Res* 1988; **67**(5): 836-40.
41. Kowalska A, Sokolowski J, Bociog K. The Photoinitiators Used in Resin Based Dental Composite-A Review and Future Perspectives. *Polymers (Basel)* 2021; **13**(3).
42. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; **84**(2): 118-32.
43. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater* 2011; **27**(1): 39-52.
44. Kaisarly D, Gezawi ME. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. *Odontology* 2016; **104**(3): 257-70.
45. Lührs AK, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Composite cements benefit from light-curing. *Dent Mater* 2014; **30**(3): 292-301.

46. Lührs AK, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater* 2014; **30**(3): 281-91.
47. Giannini M, Makishi P, Ayres AP, et al. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J* 2015; **26**(1): 3-10.
48. Garcia-Godoy F, Krämer N, Feilzer AJ, Frankenberger R. Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater* 2010; **26**(11): 1113-8.
49. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007; **28**(26): 3757-85.
50. Van Meerbeek B. Dentin/enamel bonding. *J Esthet Restor Dent* 2010; **22**(3): 157.
51. Frankenberger R. New concepts in restorative dentistry. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2014; **69** (12): 722 - 34.
52. Frankenberger R, Heidemann D, Staehle Hea. DGZ-Gutachten zur Adhäsivtechnik. 2014. https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/GOZ/DGZ_Gutachten.pdf (accessed 29.12.2024).
53. Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dent Mater* 2013; **29**(2): 221-30.
54. Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J* 2011; **56** Suppl 1: 31-44.
55. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005; **21**(5): 397-412.
56. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 2008; **10**(5): 339-44.
57. Atalay C, Koc Vural U, Miletic I, Gurgan S. Shear bond strengths of two newly marketed self-adhesive resin cements to different substrates: A light and scanning electron microscopy evaluation. *Microsc Res Tech* 2022; **85**(5): 1694-702.
58. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; **34**(6): 849-53.
59. Inoue S, Abe Y, Yoshida Y, et al. Effect of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. *Oper Dent* 2004; **29**(6): 685-92.
60. Koshiro K, Inoue S, Sano H, De Munck J, Van Meerbeek B. In vivo degradation of resin-dentin bonds produced by a self-etch and an etch-and-rinse adhesive. *Eur J Oral Sci* 2005; **113**(4): 341-8.
61. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; **28**(3): 215-35.
62. Gwinnett AJ. Acid etching for composite resins. *Dent Clin North Am* 1981; **25**(2): 271-89.
63. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010; **26**(2): e100-21.
64. Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 2000; **13**(Spec No): 25d-30d.
65. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011; **27**(1): 17-28.
66. Ozer F, Blatz MB. Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2013; **34**(1): 12-4, 6, 8; quiz 20, 30.
67. Taschner M, Nato F, Mazzoni A, et al. Influence of preliminary etching on the stability of bonds created by one-step self-etch bonding systems. *Eur J Oral Sci* 2012; **120**(3): 239-48.
68. Perdigão J. Current perspectives on dental adhesion: (1) Dentin adhesion - not there yet. *Jpn Dent Sci Rev* 2020; **56**(1): 190-207.
69. Manuja N, Nagpal R, Pandit IK. Dental adhesion: mechanism, techniques and durability. *J Clin Pediatr Dent* 2012; **36**(3): 223-34.
70. Van Meerbeek B, Vanherle G, Lambrechts P, Braem M. Dentin- and enamel-bonding agents. *Curr Opin Dent* 1992; **2**: 117-27.

71. Pashley DH. Smear layer: overview of structure and function. *Proc Finn Dent Soc* 1992; **88 Suppl 1**: 215-24.
72. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma)* 2017; **8**(1): 1-17.
73. Thanatvarakorn O, Nakajima M, Prasansuttiorn T, Ichinose S, Foxton RM, Tagami J. Effect of smear layer deproteinizing on resin-dentine interface with self-etch adhesive. *J Dent* 2014; **42**(3): 298-304.
74. Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent* 1992; **Suppl 5**: 1-9.
75. Elkaffas AA, Hamama HHH, Mahmoud SH. Do universal adhesives promote bonding to dentin? A systematic review and meta-analysis. *Restor Dent Endod* 2018; **43**(3): e29.
76. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *J Adhes Dent* 2020; **22**(1): 7-34.
77. Gerth HU, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. *Dent Mater* 2006; **22**(10): 934-41.
78. Hidari T, Takamizawa T, Imai A, et al. Role of the functional monomer 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate in dentin bond durability of universal adhesives in etch-&-rinse mode. *Dent Mater J* 2020; **39**(4): 616-23.
79. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004; **20**(10): 963-71.
80. Rohr N, Martin S, Zitzmann NU, Fischer J. A comprehensive in vitro study on the performance of two different strategies to simplify adhesive bonding. *J Esthet Restor Dent* 2022; **34**(5): 833-42.
81. e.V. D. Zahnheilkunde Werkstoffe (DIN-Taschenbuch): Beuth; 2010.
82. Liu Y, Sakaguchi N, Iijima M, et al. Effects of Short-Term Exposure of Chloramine-T Solution on the Characteristics of Light-Cured and Chemical-Cured Adhesives. *Polymers (Basel)* 2023; **15**(19).
83. Rolland SL, Carrick TE, Walls AW, McCabe JF. Dentin decontamination using chloramine T prior to experiments involving bacteria. *Dent Mater* 2007; **23**(12): 1468-72.
84. Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dent Mater* 1991; **7**(1): 2-10.
85. Oilo G, Olsson S. Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. *Dent Mater* 1990; **6**(2): 138-44.
86. Yang B, Adelung R, Ludwig K, Bössmann K, Pashley DH, Kern M. Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding. *Biomaterials* 2005; **26**(24): 5021-31.
87. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 1999; **78**(4): 898-905.
88. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987; **66**(11): 1636-9.
89. Stevens CD. Immediate shear bond strength of resin cements to sodium hypochlorite-treated dentin. *J Endod* 2014; **40**(9): 1459-62.
90. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998; **14**(6): 394-8.
91. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995; **74**(9): 1591-6.
92. Zhu L, Li Y, Chen YC, Carrera CA, Wu C, Fok A. Comparison between two post-dentin bond strength measurement methods. *Sci Rep* 2018; **8**(1): 2350.
93. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999; **1**(4): 299-309.
94. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 1993; **24**(9): 618-31.

95. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res* 1996; **75**(4): 1034-44.
96. Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J. Effects of saliva contamination on dentin bond strength using all-in-one adhesives. *J Adhes Dent* 2006; **8**(5): 311-8.
97. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2015; **43**(7): 765-76.
98. Hiraishi N, Nishiyama N, Ikemura K, et al. Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. *J Dent Res* 2005; **84**(7): 653-8.
99. Reis A, Grandi V, Carlotto L, et al. Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent* 2005; **33**(7): 549-59.
100. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; **27**(2): 89-99.
101. Michalesco PM, Marciano J, Grieve AR, Abadie MJ. An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: a pilot study. *J Prosthet Dent* 1995; **73**(2): 214-8.
102. Kern M, Thompson VP. Influence of prolonged thermal cycling and water storage on the tensile bond strength of composite to NiCr alloy. *Dent Mater* 1994; **10**(1): 19-25.
103. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000; **2**(2): 139-47.
104. Paloco EA, Berger SB, Lopes MB, et al. Influence of resin cement and thermocycling on milled lithium disilicate ceramic microshear bond strength. *Acta Odontol Latinoam* 2021; **34**(3): 226-32.
105. Sathish S, Lakshmi S, Patel P, Annapoorni H. Effect of thermocycling on the micro-tensile bond strength between self-adhesive resin cement and nonphosphate monomer cements on zirconium-oxide ceramics. *Indian J Dent Res* 2019; **30**(1): 73-9.
106. Chowdhury A, Saikaew P, Matsumoto M, Sano H, Carvalho RM. Gradual dehydration affects the mechanical properties and bonding outcome of adhesives to dentin. *Dent Mater J* 2019; **38**(3): 361-7.
107. Aldhafyan M, Silikas N, Watts DC. Influence of curing modes on conversion and shrinkage of dual-cure resin-cements. *Dent Mater* 2022; **38**(1): 194-203.
108. Aldhafyan M, Silikas N, Watts DC. Influence of curing modes on thermal stability, hardness development and network integrity of dual-cure resin cements. *Dent Mater* 2021; **37**(12): 1854-64.
109. Taschner M, Krämer N, Lohbauer U, et al. Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2-year in vivo study. *Dent Mater* 2012; **28**(5): 535-40.
110. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2007; **23**(1): 71-80.
111. Yamauchi K, Tsujimoto A, Jurado CA, et al. Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. *J Oral Sci* 2019; **61**(4): 549-53.
112. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent* 2014; **42**(7): 800-7.
113. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004; **83**(6): 454-8.
114. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater* 2006; **22**(1): 45-56.
115. Kansal R, Rani S, Kumar M, Kumar S, Issar G. Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Newer Resin Cement (RelyX Ultimate and RelyX U200) to Lithium Disilicate and Zirconia Ceramics as Influenced by Thermocycling. *Contemp Clin Dent* 2018; **9**(4): 601-6.
116. Lin J, Mehl C, Yang B, Kern M. Durability of four composite resin cements bonded to dentin under simulated pulpal pressure. *Dent Mater* 2010; **26**(10): 1001-9.
117. Kim AJ, Shin SJ, Yu SH, Oh S, Bae JM. Shear bond strengths of various resin cements between three types of adherends and bovine teeth with and without thermocycling. *Dent Mater J* 2022; **41**(2): 323-32.
118. Valizadeh S, Moradi A, Mirazei M, Amiri H, Kharazifard MJ. Microshear Bond Strength of Different Adhesive Systems to Dentin. *Front Dent* 2019; **16**(4): 265-71.

119. Van Landuyt KL, Snauwaert J, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dent Mater* 2008; **24**(10): 1412-9.
120. Geng Vivanco R, Cardoso RS, Sousa ABS, et al. Effect of thermo-mechanical cycling and chlorhexidine on the bond strength of universal adhesive system to dentin. *Heliyon* 2020; **6**(4): e03871.
121. Aljohani A, Bashiri R, Vasconcellos AB, Suliman AA, Sulaiman TA. Impact of altering the dispensing methods of resin-based cements on their physical and bonding qualities. *J Prosthet Dent* 2024; **132**(6): 1327.e1-.e7.
122. Watanabe EK, Yatani H, Yamashita A, Ishikawa K, Suzuki K. Effects of thermocycling on the tensile bond strength between resin cement and dentin surfaces after temporary cement application. *Int J Prosthodont* 1999; **12**(3): 230-5.
123. Matsui N, Takagaki T, Sadr A, et al. The role of MDP in a bonding resin of a two-step self-etching adhesive system. *Dent Mater J* 2015; **34**(2): 227-33.
124. Gernhardt CR, Bekes K, Fechner K, Schaller HG. The influence of human plasma used for in vitro dentin perfusion on microtensile bond strength of 5 self-conditioning dentin adhesives. *Quintessence Int* 2006; **37**(6): 429-35.
125. Kern M, Strub JR, Lü XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 1999; **26**(5): 372-8.

7. Anhang

SPSS Auswertung

Verarbeitete Fälle

	Gültig		Fälle Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
	MPa	306	91,1%	30	8,9%	336

Deskriptive Statistik

		Statistik	Standard Fehler	
MPa	Mittelwert	12,2525	,50885	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	11,2511	
		Obergrenze	13,2538	
	5% getrimmtes Mittel	11,8056		
	Median	10,8350		
	Varianz	79,232		
	Standard Abweichung	8,90124		
	Minimum	,09		
	Maximum	37,91		
	Spannweite	37,82		
	Interquartilbereich	13,28		
	Schiefe	,638	,139	
	Kurtosis	-,429	,278	

Tests auf Normalverteilung

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
MPa	,087	306	<,001	,943	306	<,001

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors

Korrelationen

		MPa	Bruchanalyse
Spearman-Rho	MPa	Korrelationskoeffizient	1,000
		Sig. (2-seitig)	.
		N	306
	Bruchanalyse	Korrelationskoeffizient	-,677**
		Sig. (2-seitig)	<,001
		N	146

** . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

Hypothesentestübersicht

	Nullhypothese	Test	Sig. ^{b,c}
1	Die Verteilung von MPa ist über die Kategorien von Gruppencode identisch.	Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben	. ^a
2	Die Verteilung von MPa ist über die Kategorien von Gruppencode identisch.	Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben	<,001

Hypothesentestübersicht

	Entscheidung
1	Berechnung nicht möglich
2	Nullhypothese ablehnen

- a. Das Gruppenfeld enthält nicht genau zwei Werte.
- b. Das Signifikanzniveau ist ,050.
- c. Asymptotische Signifikanz wird angezeigt.

Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben

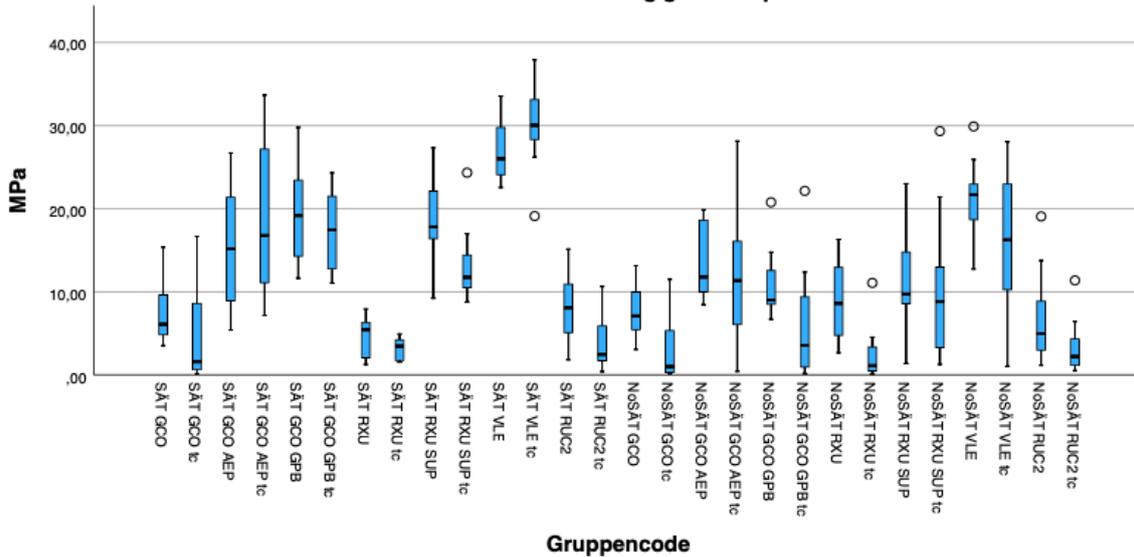
MPa über Gruppencode

Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben

Gesamtzahl	306
Teststatistik	190,503 ^a
Freiheitsgrad	27
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	<,001

- a. Die Teststatistik wird für Bindungen angepasst.

Kruskal-Wallis-Test bei unabhängigen Stichproben



Paarweise Vergleiche von Gruppencode

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Anp. Sig. ^a
NoSÄT RXU tc-NoSÄT GCO tc	2,063	45,792	,045	,964	1,000
NoSÄT RXU tc-SÄT RXU tc	7,850	43,603	,180	,857	1,000
NoSÄT RXU tc-NoSÄT RUC2 tc	-13,786	47,294	-,291	,771	1,000
NoSÄT RXU tc-SÄT RUC2 tc	18,778	44,589	,421	,674	1,000
NoSÄT RXU tc-SÄT RXU	26,000	42,080	,618	,537	1,000
NoSÄT RXU tc-SÄT GCO tc	30,500	47,294	,645	,519	1,000
NoSÄT RXU tc-NoSÄT GCO GPB tc	41,500	42,779	,970	,332	1,000
NoSÄT RXU tc-NoSÄT RUC2	-51,333	42,080	-1,220	,223	1,000
NoSÄT RXU tc-SÄT GCO	61,375	42,080	1,459	,145	1,000
NoSÄT RXU tc-NoSÄT GCO	68,167	42,080	1,620	,105	1,000
NoSÄT RXU tc-SÄT RUC2	74,542	42,080	1,771	,076	1,000
NoSÄT RXU tc-NoSÄT RXU	82,875	42,080	1,969	,049	1,000
NoSÄT RXU tc-NoSÄT RXU SUP tc	-87,955	42,779	-2,056	,040	1,000
NoSÄT RXU tc-NoSÄT GCO AEP tc	103,682	42,779	2,424	,015	1,000
NoSÄT RXU tc-NoSÄT RXU SUP	-105,083	42,080	-2,497	,013	1,000
NoSÄT RXU tc-NoSÄT GCO GPB	105,750	42,080	2,513	,012	1,000
NoSÄT RXU tc-SÄT RXU SUP tc	134,455	42,779	3,143	,002	,632
NoSÄT RXU tc-NoSÄT GCO AEP	135,875	42,080	3,229	,001	,470
NoSÄT RXU tc-NoSÄT VLE tc	-139,600	43,603	-3,202	,001	,517
NoSÄT RXU tc-SÄT GCO AEP	147,417	42,080	3,503	<,001	,174

Paarweise Vergleiche von Gruppencode

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Anp. Sig. ^a
NoSÄT RXU tc-SÄT GCO GPB tc	172,958	42,080	4,110	<,001	,015
NoSÄT RXU tc-SÄT GCO AEP tc	175,667	42,080	4,175	<,001	,011
NoSÄT RXU tc-SÄT RXU SUP	181,250	42,080	4,307	<,001	,006
NoSÄT RXU tc-SÄT GCO GPB	186,667	42,080	4,436	<,001	,003
NoSÄT RXU tc-NoSÄT VLE	-198,750	42,080	-4,723	<,001	,001
NoSÄT RXU tc-SÄT VLE	233,958	42,080	5,560	<,001	,000
NoSÄT RXU tc-SÄT VLE tc	245,208	42,080	5,827	<,001	,000
NoSÄT GCO tc-SÄT RXU tc	5,788	41,969	,138	,890	1,000
NoSÄT GCO tc-NoSÄT RUC2 tc	-11,723	45,792	-,256	,798	1,000
NoSÄT GCO tc-SÄT RUC2 tc	16,715	42,993	,389	,697	1,000
NoSÄT GCO tc-SÄT RXU	23,938	40,385	,593	,553	1,000
NoSÄT GCO tc-SÄT GCO tc	28,438	45,792	,621	,535	1,000
NoSÄT GCO tc-NoSÄT GCO GPB tc	-39,438	41,113	-,959	,337	1,000
NoSÄT GCO tc-NoSÄT RUC2	-49,271	40,385	-1,220	,222	1,000
NoSÄT GCO tc-SÄT GCO	59,313	40,385	1,469	,142	1,000
NoSÄT GCO tc-NoSÄT GCO	66,104	40,385	1,637	,102	1,000
NoSÄT GCO tc-SÄT RUC2	72,479	40,385	1,795	,073	1,000
NoSÄT GCO tc-NoSÄT RXU	-80,813	40,385	-2,001	,045	1,000
NoSÄT GCO tc-NoSÄT RXU SUP tc	-85,892	41,113	-2,089	,037	1,000
NoSÄT GCO tc-NoSÄT GCO AEP tc	-101,619	41,113	-2,472	,013	1,000
NoSÄT GCO tc-NoSÄT RXU SUP	-103,021	40,385	-2,551	,011	1,000
NoSÄT GCO tc-NoSÄT GCO GPB	-103,688	40,385	-2,567	,010	1,000
NoSÄT GCO tc-SÄT RXU SUP tc	132,392	41,113	3,220	,001	,484
NoSÄT GCO tc-NoSÄT GCO AEP	-133,813	40,385	-3,313	<,001	,348
NoSÄT GCO tc-NoSÄT VLE tc	-137,538	41,969	-3,277	,001	,396
NoSÄT GCO tc-SÄT GCO AEP	145,354	40,385	3,599	<,001	,121
NoSÄT GCO tc-SÄT GCO GPB tc	170,896	40,385	4,232	<,001	,009
NoSÄT GCO tc-SÄT GCO AEP tc	173,604	40,385	4,299	<,001	,006
NoSÄT GCO tc-SÄT RXU SUP	179,188	40,385	4,437	<,001	,003
NoSÄT GCO tc-SÄT GCO GPB	184,604	40,385	4,571	<,001	,002
NoSÄT GCO tc-NoSÄT VLE	-196,688	40,385	-4,870	<,001	,000
NoSÄT GCO tc-SÄT VLE	231,896	40,385	5,742	<,001	,000
NoSÄT GCO tc-SÄT VLE tc	243,146	40,385	6,021	<,001	,000
SÄT RXU tc-NoSÄT RUC2 tc	-5,936	43,603	-,136	,892	1,000
SÄT RXU tc-SÄT RUC2 tc	-10,928	40,653	-,269	,788	1,000
SÄT RXU tc-SÄT RXU	18,150	37,884	,479	,632	1,000
SÄT RXU tc-SÄT GCO tc	22,650	43,603	,519	,603	1,000
SÄT RXU tc-NoSÄT GCO GPB tc	-33,650	38,659	-,870	,384	1,000
SÄT RXU tc-NoSÄT RUC2	-43,483	37,884	-1,148	,251	1,000

Paarweise Vergleiche von Gruppencode

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Anp. Sig. ^a
SÄT RXU tc-SÄT GCO	53,525	37,884	1,413	,158	1,000
SÄT RXU tc-NoSÄT GCO	-60,317	37,884	-1,592	,111	1,000
SÄT RXU tc-SÄT RUC2	-66,692	37,884	-1,760	,078	1,000
SÄT RXU tc-NoSÄT RXU	-75,025	37,884	-1,980	,048	1,000
SÄT RXU tc-NoSÄT RXU SUP tc	-80,105	38,659	-2,072	,038	1,000
SÄT RXU tc-NoSÄT GCO AEP tc	-95,832	38,659	-2,479	,013	1,000
SÄT RXU tc-NoSÄT RXU SUP	-97,233	37,884	-2,567	,010	1,000
SÄT RXU tc-NoSÄT GCO GPB	-97,900	37,884	-2,584	,010	1,000
SÄT RXU tc-SÄT RXU SUP tc	-126,605	38,659	-3,275	,001	,400
SÄT RXU tc-NoSÄT GCO AEP	-128,025	37,884	-3,379	<,001	,275
SÄT RXU tc-NoSÄT VLE tc	-131,750	39,569	-3,330	<,001	,329
SÄT RXU tc-SÄT GCO AEP	139,567	37,884	3,684	<,001	,087
SÄT RXU tc-SÄT GCO GPB tc	165,108	37,884	4,358	<,001	,005
SÄT RXU tc-SÄT GCO AEP tc	167,817	37,884	4,430	<,001	,004
SÄT RXU tc-SÄT RXU SUP	-173,400	37,884	-4,577	<,001	,002
SÄT RXU tc-SÄT GCO GPB	178,817	37,884	4,720	<,001	,001
SÄT RXU tc-NoSÄT VLE	-190,900	37,884	-5,039	<,001	,000
SÄT RXU tc-SÄT VLE	-226,108	37,884	-5,968	<,001	,000
SÄT RXU tc-SÄT VLE tc	-237,358	37,884	-6,265	<,001	,000
NoSÄT RUC2 tc-SÄT RUC2 tc	4,992	44,589	,112	,911	1,000
NoSÄT RUC2 tc-SÄT RXU	12,214	42,080	,290	,772	1,000
NoSÄT RUC2 tc-SÄT GCO tc	16,714	47,294	,353	,724	1,000
NoSÄT RUC2 tc-NoSÄT GCO GPB tc	27,714	42,779	,648	,517	1,000
NoSÄT RUC2 tc-NoSÄT RUC2	37,548	42,080	,892	,372	1,000
NoSÄT RUC2 tc-SÄT GCO	47,589	42,080	1,131	,258	1,000
NoSÄT RUC2 tc-NoSÄT GCO	54,381	42,080	1,292	,196	1,000
NoSÄT RUC2 tc-SÄT RUC2	60,756	42,080	1,444	,149	1,000
NoSÄT RUC2 tc-NoSÄT RXU	69,089	42,080	1,642	,101	1,000
NoSÄT RUC2 tc-NoSÄT RXU SUP tc	74,169	42,779	1,734	,083	1,000
NoSÄT RUC2 tc-NoSÄT GCO AEP tc	89,896	42,779	2,101	,036	1,000
NoSÄT RUC2 tc-NoSÄT RXU SUP	91,298	42,080	2,170	,030	1,000
NoSÄT RUC2 tc-NoSÄT GCO GPB	91,964	42,080	2,185	,029	1,000
NoSÄT RUC2 tc-SÄT RXU SUP tc	120,669	42,779	2,821	,005	1,000
NoSÄT RUC2 tc-NoSÄT GCO AEP	122,089	42,080	2,901	,004	1,000
NoSÄT RUC2 tc-NoSÄT VLE tc	125,814	43,603	2,885	,004	1,000
NoSÄT RUC2 tc-SÄT GCO AEP	133,631	42,080	3,176	,001	,565
NoSÄT RUC2 tc-SÄT GCO GPB tc	159,173	42,080	3,783	<,001	,059
NoSÄT RUC2 tc-SÄT GCO AEP tc	161,881	42,080	3,847	<,001	,045

Paarweise Vergleiche von Gruppencode

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Anp. Sig. ^a
NoSÄT RUC2 tc-SÄT RXU SUP	167,464	42,080	3,980	<,001	,026
NoSÄT RUC2 tc-SÄT GCO GPB	172,881	42,080	4,108	<,001	,015
NoSÄT RUC2 tc-NoSÄT VLE	184,964	42,080	4,396	<,001	,004
NoSÄT RUC2 tc-SÄT VLE	220,173	42,080	5,232	<,001	,000
NoSÄT RUC2 tc-SÄT VLE tc	231,423	42,080	5,500	<,001	,000
SÄT RUC2 tc-SÄT RXU	7,222	39,015	,185	,853	1,000
SÄT RUC2 tc-SÄT GCO tc	11,722	44,589	,263	,793	1,000
SÄT RUC2 tc-NoSÄT GCO GPB tc	-22,722	39,768	-,571	,568	1,000
SÄT RUC2 tc-NoSÄT RUC2	-32,556	39,015	-,834	,404	1,000
SÄT RUC2 tc-SÄT GCO	42,597	39,015	1,092	,275	1,000
SÄT RUC2 tc-NoSÄT GCO	-49,389	39,015	-1,266	,206	1,000
SÄT RUC2 tc-SÄT RUC2	55,764	39,015	1,429	,153	1,000
SÄT RUC2 tc-NoSÄT RXU	-64,097	39,015	-1,643	,100	1,000
SÄT RUC2 tc-NoSÄT RXU SUP tc	-69,177	39,768	-1,739	,082	1,000
SÄT RUC2 tc-NoSÄT GCO AEP tc	-84,904	39,768	-2,135	,033	1,000
SÄT RUC2 tc-NoSÄT RXU SUP	-86,306	39,015	-2,212	,027	1,000
SÄT RUC2 tc-NoSÄT GCO GPB	-86,972	39,015	-2,229	,026	1,000
SÄT RUC2 tc-SÄT RXU SUP tc	115,677	39,768	2,909	,004	1,000
SÄT RUC2 tc-NoSÄT GCO AEP	-117,097	39,015	-3,001	,003	1,000
SÄT RUC2 tc-NoSÄT VLE tc	-120,822	40,653	-2,972	,003	1,000
SÄT RUC2 tc-SÄT GCO AEP	128,639	39,015	3,297	<,001	,369
SÄT RUC2 tc-SÄT GCO GPB tc	154,181	39,015	3,952	<,001	,029
SÄT RUC2 tc-SÄT GCO AEP tc	156,889	39,015	4,021	<,001	,022
SÄT RUC2 tc-SÄT RXU SUP	162,472	39,015	4,164	<,001	,012
SÄT RUC2 tc-SÄT GCO GPB	167,889	39,015	4,303	<,001	,006
SÄT RUC2 tc-NoSÄT VLE	-179,972	39,015	-4,613	<,001	,002
SÄT RUC2 tc-SÄT VLE	215,181	39,015	5,515	<,001	,000
SÄT RUC2 tc-SÄT VLE tc	226,431	39,015	5,804	<,001	,000
SÄT RXU-SÄT GCO tc	4,500	42,080	,107	,915	1,000
SÄT RXU-NoSÄT GCO GPB tc	-15,500	36,933	-,420	,675	1,000
SÄT RXU-NoSÄT RUC2	-25,333	36,121	-,701	,483	1,000
SÄT RXU-SÄT GCO	35,375	36,121	,979	,327	1,000
SÄT RXU-NoSÄT GCO	-42,167	36,121	-1,167	,243	1,000
SÄT RXU-SÄT RUC2	-48,542	36,121	-1,344	,179	1,000
SÄT RXU-NoSÄT RXU	-56,875	36,121	-1,575	,115	1,000
SÄT RXU-NoSÄT RXU SUP tc	-61,955	36,933	-1,677	,093	1,000
SÄT RXU-NoSÄT GCO AEP tc	-77,682	36,933	-2,103	,035	1,000
SÄT RXU-NoSÄT RXU SUP	-79,083	36,121	-2,189	,029	1,000
SÄT RXU-NoSÄT GCO GPB	-79,750	36,121	-2,208	,027	1,000
SÄT RXU-SÄT RXU SUP tc	-108,455	36,933	-2,937	,003	1,000
SÄT RXU-NoSÄT GCO AEP	-109,875	36,121	-3,042	,002	,889

Paarweise Vergleiche von Gruppencode

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Anp. Sig. ^a
SÄT RXU-NoSÄT VLE tc	-113,600	37,884	-2,999	,003	1,000
SÄT RXU-SÄT GCO AEP	121,417	36,121	3,361	<,001	,293
SÄT RXU-SÄT GCO GPB tc	146,958	36,121	4,068	<,001	,018
SÄT RXU-SÄT GCO AEP tc	149,667	36,121	4,143	<,001	,013
SÄT RXU-SÄT RXU SUP	-155,250	36,121	-4,298	<,001	,007
SÄT RXU-SÄT GCO GPB	160,667	36,121	4,448	<,001	,003
SÄT RXU-NoSÄT VLE	-172,750	36,121	-4,783	<,001	,001
SÄT RXU-SÄT VLE	-207,958	36,121	-5,757	<,001	,000
SÄT RXU-SÄT VLE tc	-219,208	36,121	-6,069	<,001	,000
SÄT GCO tc-NoSÄT GCO GPB tc	-11,000	42,779	-,257	,797	1,000
SÄT GCO tc-NoSÄT RUC2	-20,833	42,080	-,495	,621	1,000
SÄT GCO tc-SÄT GCO	30,875	42,080	,734	,463	1,000
SÄT GCO tc-NoSÄT GCO	-37,667	42,080	-,895	,371	1,000
SÄT GCO tc-SÄT RUC2	-44,042	42,080	-1,047	,295	1,000
SÄT GCO tc-NoSÄT RXU	-52,375	42,080	-1,245	,213	1,000
SÄT GCO tc-NoSÄT RXU SUP tc	-57,455	42,779	-1,343	,179	1,000
SÄT GCO tc-NoSÄT GCO AEP tc	-73,182	42,779	-1,711	,087	1,000
SÄT GCO tc-NoSÄT RXU SUP	-74,583	42,080	-1,772	,076	1,000
SÄT GCO tc-NoSÄT GCO GPB	-75,250	42,080	-1,788	,074	1,000
SÄT GCO tc-SÄT RXU SUP tc	-103,955	42,779	-2,430	,015	1,000
SÄT GCO tc-NoSÄT GCO AEP	-105,375	42,080	-2,504	,012	1,000
SÄT GCO tc-NoSÄT VLE tc	-109,100	43,603	-2,502	,012	1,000
SÄT GCO tc-SÄT GCO AEP	-116,917	42,080	-2,778	,005	1,000
SÄT GCO tc-SÄT GCO GPB tc	-142,458	42,080	-3,385	<,001	,269
SÄT GCO tc-SÄT GCO AEP tc	-145,167	42,080	-3,450	<,001	,212
SÄT GCO tc-SÄT RXU SUP	-150,750	42,080	-3,582	<,001	,129
SÄT GCO tc-SÄT GCO GPB	-156,167	42,080	-3,711	<,001	,078
SÄT GCO tc-NoSÄT VLE	-168,250	42,080	-3,998	<,001	,024
SÄT GCO tc-SÄT VLE	-203,458	42,080	-4,835	<,001	,001
SÄT GCO tc-SÄT VLE tc	-214,708	42,080	-5,102	<,001	,000
NoSÄT GCO GPB tc-NoSÄT RUC2	-9,833	36,933	-,266	,790	1,000
NoSÄT GCO GPB tc-SÄT GCO	19,875	36,933	,538	,590	1,000
NoSÄT GCO GPB tc-NoSÄT GCO	26,667	36,933	,722	,470	1,000
NoSÄT GCO GPB tc-SÄT RUC2	33,042	36,933	,895	,371	1,000
NoSÄT GCO GPB tc-NoSÄT RXU	-41,375	36,933	-1,120	,263	1,000
NoSÄT GCO GPB tc-NoSÄT RXU SUP tc	-46,455	37,727	-1,231	,218	1,000
NoSÄT GCO GPB tc-NoSÄT GCO AEP tc	62,182	37,727	1,648	,099	1,000

Paarweise Vergleiche von Gruppencode

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Anp. Sig. ^a
NoSÄT GCO GPB tc-NoSÄT RXU SUP	-63,583	36,933	-1,722	,085	1,000
NoSÄT GCO GPB tc-NoSÄT GCO GPB	64,250	36,933	1,740	,082	1,000
NoSÄT GCO GPB tc-SÄT RXU SUP tc	92,955	37,727	2,464	,014	1,000
NoSÄT GCO GPB tc-NoSÄT GCO AEP	94,375	36,933	2,555	,011	1,000
NoSÄT GCO GPB tc-NoSÄT VLE tc	-98,100	38,659	-2,538	,011	1,000
NoSÄT GCO GPB tc-SÄT GCO AEP	105,917	36,933	2,868	,004	1,000
NoSÄT GCO GPB tc-SÄT GCO GPB tc	131,458	36,933	3,559	<,001	,141
NoSÄT GCO GPB tc-SÄT GCO AEP tc	134,167	36,933	3,633	<,001	,106
NoSÄT GCO GPB tc-SÄT RXU SUP	139,750	36,933	3,784	<,001	,058
NoSÄT GCO GPB tc-SÄT GCO GPB	145,167	36,933	3,931	<,001	,032
NoSÄT GCO GPB tc-NoSÄT VLE	-157,250	36,933	-4,258	<,001	,008
NoSÄT GCO GPB tc-SÄT VLE	192,458	36,933	5,211	<,001	,000
NoSÄT GCO GPB tc-SÄT VLE tc	203,708	36,933	5,516	<,001	,000
NoSÄT RUC2-SÄT GCO	10,042	36,121	,278	,781	1,000
NoSÄT RUC2-NoSÄT GCO	16,833	36,121	,466	,641	1,000
NoSÄT RUC2-SÄT RUC2	23,208	36,121	,643	,521	1,000
NoSÄT RUC2-NoSÄT RXU	31,542	36,121	,873	,383	1,000
NoSÄT RUC2-NoSÄT RXU SUP tc	36,621	36,933	,992	,321	1,000
NoSÄT RUC2-NoSÄT GCO AEP tc	52,348	36,933	1,417	,156	1,000
NoSÄT RUC2-NoSÄT RXU SUP	53,750	36,121	1,488	,137	1,000
NoSÄT RUC2-NoSÄT GCO GPB	54,417	36,121	1,506	,132	1,000
NoSÄT RUC2-SÄT RXU SUP tc	83,121	36,933	2,251	,024	1,000
NoSÄT RUC2-NoSÄT GCO AEP	84,542	36,121	2,340	,019	1,000
NoSÄT RUC2-NoSÄT VLE tc	88,267	37,884	2,330	,020	1,000
NoSÄT RUC2-SÄT GCO AEP	96,083	36,121	2,660	,008	1,000
NoSÄT RUC2-SÄT GCO GPB tc	121,625	36,121	3,367	<,001	,287
NoSÄT RUC2-SÄT GCO AEP tc	124,333	36,121	3,442	<,001	,218
NoSÄT RUC2-SÄT RXU SUP	129,917	36,121	3,597	<,001	,122
NoSÄT RUC2-SÄT GCO GPB	135,333	36,121	3,747	<,001	,068
NoSÄT RUC2-NoSÄT VLE	147,417	36,121	4,081	<,001	,017
NoSÄT RUC2-SÄT VLE	182,625	36,121	5,056	<,001	,000
NoSÄT RUC2-SÄT VLE tc	193,875	36,121	5,367	<,001	,000
SÄT GCO-NoSÄT GCO	-6,792	36,121	-,188	,851	1,000

Paarweise Vergleiche von Gruppencode

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Anp. Sig. ^a
SÄT GCO-SÄT RUC2	-13,167	36,121	-,365	,715	1,000
SÄT GCO-NoSÄT RXU	-21,500	36,121	-,595	,552	1,000
SÄT GCO-NoSÄT RXU SUP tc	-26,580	36,933	-,720	,472	1,000
SÄT GCO-NoSÄT GCO AEP tc	-42,307	36,933	-1,145	,252	1,000
SÄT GCO-NoSÄT RXU SUP	-43,708	36,121	-1,210	,226	1,000
SÄT GCO-NoSÄT GCO GPB	-44,375	36,121	-1,229	,219	1,000
SÄT GCO-SÄT RXU SUP tc	-73,080	36,933	-1,979	,048	1,000
SÄT GCO-NoSÄT GCO AEP	-74,500	36,121	-2,062	,039	1,000
SÄT GCO-NoSÄT VLE tc	-78,225	37,884	-2,065	,039	1,000
SÄT GCO-SÄT GCO AEP	-86,042	36,121	-2,382	,017	1,000
SÄT GCO-SÄT GCO GPB tc	-111,583	36,121	-3,089	,002	,759
SÄT GCO-SÄT GCO AEP tc	-114,292	36,121	-3,164	,002	,588
SÄT GCO-SÄT RXU SUP	-119,875	36,121	-3,319	<,001	,342
SÄT GCO-SÄT GCO GPB	-125,292	36,121	-3,469	<,001	,198
SÄT GCO-NoSÄT VLE	-137,375	36,121	-3,803	<,001	,054
SÄT GCO-SÄT VLE	-172,583	36,121	-4,778	<,001	,001
SÄT GCO-SÄT VLE tc	-183,833	36,121	-5,089	<,001	,000
NoSÄT GCO-SÄT RUC2	6,375	36,121	,176	,860	1,000
NoSÄT GCO-NoSÄT RXU	-14,708	36,121	-,407	,684	1,000
NoSÄT GCO-NoSÄT RXU SUP tc	-19,788	36,933	-,536	,592	1,000
NoSÄT GCO-NoSÄT GCO AEP tc	-35,515	36,933	-,962	,336	1,000
NoSÄT GCO-NoSÄT RXU SUP	-36,917	36,121	-1,022	,307	1,000
NoSÄT GCO-NoSÄT GCO GPB	-37,583	36,121	-1,040	,298	1,000
NoSÄT GCO-SÄT RXU SUP tc	66,288	36,933	1,795	,073	1,000
NoSÄT GCO-NoSÄT GCO AEP	-67,708	36,121	-1,874	,061	1,000
NoSÄT GCO-NoSÄT VLE tc	-71,433	37,884	-1,886	,059	1,000
NoSÄT GCO-SÄT GCO AEP	79,250	36,121	2,194	,028	1,000
NoSÄT GCO-SÄT GCO GPB tc	104,792	36,121	2,901	,004	1,000
NoSÄT GCO-SÄT GCO AEP tc	107,500	36,121	2,976	,003	1,000
NoSÄT GCO-SÄT RXU SUP	113,083	36,121	3,131	,002	,659
NoSÄT GCO-SÄT GCO GPB	118,500	36,121	3,281	,001	,392
NoSÄT GCO-NoSÄT VLE	-130,583	36,121	-3,615	<,001	,113
NoSÄT GCO-SÄT VLE	165,792	36,121	4,590	<,001	,002
NoSÄT GCO-SÄT VLE tc	177,042	36,121	4,901	<,001	,000
SÄT RUC2-NoSÄT RXU	-8,333	36,121	-,231	,818	1,000
SÄT RUC2-NoSÄT RXU SUP tc	-13,413	36,933	-,363	,716	1,000
SÄT RUC2-NoSÄT GCO AEP tc	-29,140	36,933	-,789	,430	1,000
SÄT RUC2-NoSÄT RXU SUP	-30,542	36,121	-,846	,398	1,000
SÄT RUC2-NoSÄT GCO GPB	-31,208	36,121	-,864	,388	1,000
SÄT RUC2-SÄT RXU SUP tc	59,913	36,933	1,622	,105	1,000
SÄT RUC2-NoSÄT GCO AEP	-61,333	36,121	-1,698	,090	1,000

Paarweise Vergleiche von Gruppencode

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Anp. Sig. ^a
SÄT RUC2-NoSÄT VLE tc	-65,058	37,884	-1,717	,086	1,000
SÄT RUC2-SÄT GCO AEP	72,875	36,121	2,018	,044	1,000
SÄT RUC2-SÄT GCO GPB tc	98,417	36,121	2,725	,006	1,000
SÄT RUC2-SÄT GCO AEP tc	101,125	36,121	2,800	,005	1,000
SÄT RUC2-SÄT RXU SUP	106,708	36,121	2,954	,003	1,000
SÄT RUC2-SÄT GCO GPB	112,125	36,121	3,104	,002	,721
SÄT RUC2-NoSÄT VLE	-124,208	36,121	-3,439	<,001	,221
SÄT RUC2-SÄT VLE	159,417	36,121	4,413	<,001	,004
SÄT RUC2-SÄT VLE tc	170,667	36,121	4,725	<,001	,001
NoSÄT RXU-NoSÄT RXU SUP tc	-5,080	36,933	-,138	,891	1,000
NoSÄT RXU-NoSÄT GCO AEP tc	20,807	36,933	,563	,573	1,000
NoSÄT RXU-NoSÄT RXU SUP	-22,208	36,121	-,615	,539	1,000
NoSÄT RXU-NoSÄT GCO GPB	22,875	36,121	,633	,527	1,000
NoSÄT RXU-SÄT RXU SUP tc	51,580	36,933	1,397	,163	1,000
NoSÄT RXU-NoSÄT GCO AEP	53,000	36,121	1,467	,142	1,000
NoSÄT RXU-NoSÄT VLE tc	-56,725	37,884	-1,497	,134	1,000
NoSÄT RXU-SÄT GCO AEP	64,542	36,121	1,787	,074	1,000
NoSÄT RXU-SÄT GCO GPB tc	90,083	36,121	2,494	,013	1,000
NoSÄT RXU-SÄT GCO AEP tc	92,792	36,121	2,569	,010	1,000
NoSÄT RXU-SÄT RXU SUP	98,375	36,121	2,723	,006	1,000
NoSÄT RXU-SÄT GCO GPB	103,792	36,121	2,873	,004	1,000
NoSÄT RXU-NoSÄT VLE	-115,875	36,121	-3,208	,001	,505
NoSÄT RXU-SÄT VLE	151,083	36,121	4,183	<,001	,011
NoSÄT RXU-SÄT VLE tc	162,333	36,121	4,494	<,001	,003
NoSÄT RXU SUP tc-NoSÄT GCO AEP tc	15,727	37,727	,417	,677	1,000
NoSÄT RXU SUP tc-NoSÄT RXU SUP	17,129	36,933	,464	,643	1,000
NoSÄT RXU SUP tc-NoSÄT GCO GPB	17,795	36,933	,482	,630	1,000
NoSÄT RXU SUP tc-SÄT RXU SUP tc	46,500	37,727	1,233	,218	1,000
NoSÄT RXU SUP tc-NoSÄT GCO AEP	47,920	36,933	1,297	,194	1,000
NoSÄT RXU SUP tc-NoSÄT VLE tc	-51,645	38,659	-1,336	,182	1,000
NoSÄT RXU SUP tc-SÄT GCO AEP	59,462	36,933	1,610	,107	1,000
NoSÄT RXU SUP tc-SÄT GCO GPB tc	85,004	36,933	2,302	,021	1,000
NoSÄT RXU SUP tc-SÄT GCO AEP tc	87,712	36,933	2,375	,018	1,000

Paarweise Vergleiche von Gruppencode

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Anp. Sig. ^a
NoSÄT RXU SUP tc-SÄT RXU SUP	93,295	36,933	2,526	,012	1,000
NoSÄT RXU SUP tc-SÄT GCO GPB	98,712	36,933	2,673	,008	1,000
NoSÄT RXU SUP tc-NoSÄT VLE	-110,795	36,933	-3,000	,003	1,000
NoSÄT RXU SUP tc-SÄT VLE	146,004	36,933	3,953	<,001	,029
NoSÄT RXU SUP tc-SÄT VLE tc	157,254	36,933	4,258	<,001	,008
NoSÄT GCO AEP tc-NoSÄT RXU SUP	-1,402	36,933	-,038	,970	1,000
NoSÄT GCO AEP tc-NoSÄT GCO GPB	-2,068	36,933	-,056	,955	1,000
NoSÄT GCO AEP tc-SÄT RXU SUP tc	30,773	37,727	,816	,415	1,000
NoSÄT GCO AEP tc-NoSÄT GCO AEP	32,193	36,933	,872	,383	1,000
NoSÄT GCO AEP tc-NoSÄT VLE tc	-35,918	38,659	-,929	,353	1,000
NoSÄT GCO AEP tc-SÄT GCO AEP	43,735	36,933	1,184	,236	1,000
NoSÄT GCO AEP tc-SÄT GCO GPB tc	69,277	36,933	1,876	,061	1,000
NoSÄT GCO AEP tc-SÄT GCO AEP tc	71,985	36,933	1,949	,051	1,000
NoSÄT GCO AEP tc-SÄT RXU SUP	77,568	36,933	2,100	,036	1,000
NoSÄT GCO AEP tc-SÄT GCO GPE	82,985	36,933	2,247	,025	1,000
NoSÄT GCO AEP tc-NoSÄT VLE	-95,068	36,933	-2,574	,010	1,000
NoSÄT GCO AEP tc-SÄT VLE	130,277	36,933	3,527	<,001	,159
NoSÄT GCO AEP tc-SÄT VLE tc	141,527	36,933	3,832	<,001	,048
NoSÄT RXU SUP-NoSÄT GCO GPB	,667	36,121	,018	,985	1,000
NoSÄT RXU SUP-SÄT RXU SUP tc	29,371	36,933	,795	,426	1,000
NoSÄT RXU SUP-NoSÄT GCO AEP	30,792	36,121	,852	,394	1,000
NoSÄT RXU SUP-NoSÄT VLE tc	-34,517	37,884	-,911	,362	1,000
NoSÄT RXU SUP-SÄT GCO AEP	42,333	36,121	1,172	,241	1,000
NoSÄT RXU SUP-SÄT GCO GPB tc	67,875	36,121	1,879	,060	1,000
NoSÄT RXU SUP-SÄT GCO AEP tc	70,583	36,121	1,954	,051	1,000
NoSÄT RXU SUP-SÄT RXU SUP	76,167	36,121	2,109	,035	1,000
NoSÄT RXU SUP-SÄT GCO GPB	81,583	36,121	2,259	,024	1,000
NoSÄT RXU SUP-NoSÄT VLE	-93,667	36,121	-2,593	,010	1,000
NoSÄT RXU SUP-SÄT VLE	128,875	36,121	3,568	<,001	,136

Paarweise Vergleiche von Gruppencode

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Anp. Sig. ^a
NoSÄT RXU SUP-SÄT VLE tc	140,125	36,121	3,879	<,001	,040
NoSÄT GCO GPB-SÄT RXU SUP tc	28,705	36,933	,777	,437	1,000
NoSÄT GCO GPB-NoSÄT GCO AEP	30,125	36,121	,834	,404	1,000
NoSÄT GCO GPB-NoSÄT VLE tc	-33,850	37,884	-,894	,372	1,000
NoSÄT GCO GPB-SÄT GCO AEP	41,667	36,121	1,154	,249	1,000
NoSÄT GCO GPB-SÄT GCO GPB tc	67,208	36,121	1,861	,063	1,000
NoSÄT GCO GPB-SÄT GCO AEP tc	69,917	36,121	1,936	,053	1,000
NoSÄT GCO GPB-SÄT RXU SUP	75,500	36,121	2,090	,037	1,000
NoSÄT GCO GPB-SÄT GCO GPB	80,917	36,121	2,240	,025	1,000
NoSÄT GCO GPB-NoSÄT VLE	-93,000	36,121	-2,575	,010	1,000
NoSÄT GCO GPB-SÄT VLE	128,208	36,121	3,549	<,001	,146
NoSÄT GCO GPB-SÄT VLE tc	139,458	36,121	3,861	<,001	,043
SÄT RXU SUP tc-NoSÄT GCO AEP	-1,420	36,933	-,038	,969	1,000
SÄT RXU SUP tc-NoSÄT VLE tc	-5,145	38,659	-,133	,894	1,000
SÄT RXU SUP tc-SÄT GCO AEP	12,962	36,933	,351	,726	1,000
SÄT RXU SUP tc-SÄT GCO GPB tc	38,504	36,933	1,043	,297	1,000
SÄT RXU SUP tc-SÄT GCO AEP tc	41,212	36,933	1,116	,264	1,000
SÄT RXU SUP tc-SÄT RXU SUP	46,795	36,933	1,267	,205	1,000
SÄT RXU SUP tc-SÄT GCO GPB	52,212	36,933	1,414	,157	1,000
SÄT RXU SUP tc-NoSÄT VLE	-64,295	36,933	-1,741	,082	1,000
SÄT RXU SUP tc-SÄT VLE	-99,504	36,933	-2,694	,007	1,000
SÄT RXU SUP tc-SÄT VLE tc	-110,754	36,933	-2,999	,003	1,000
NoSÄT GCO AEP-NoSÄT VLE tc	-3,725	37,884	-,098	,922	1,000
NoSÄT GCO AEP-SÄT GCO AEP	11,542	36,121	,320	,749	1,000
NoSÄT GCO AEP-SÄT GCO GPB tc	37,083	36,121	1,027	,305	1,000
NoSÄT GCO AEP-SÄT GCO AEP tc	39,792	36,121	1,102	,271	1,000
NoSÄT GCO AEP-SÄT RXU SUP	45,375	36,121	1,256	,209	1,000
NoSÄT GCO AEP-SÄT GCO GPB	50,792	36,121	1,406	,160	1,000
NoSÄT GCO AEP-NoSÄT VLE	-62,875	36,121	-1,741	,082	1,000
NoSÄT GCO AEP-SÄT VLE	98,083	36,121	2,715	,007	1,000
NoSÄT GCO AEP-SÄT VLE tc	109,333	36,121	3,027	,002	,934
NoSÄT VLE tc-SÄT GCO AEP	7,817	37,884	,206	,837	1,000
NoSÄT VLE tc-SÄT GCO GPB tc	33,358	37,884	,881	,379	1,000
NoSÄT VLE tc-SÄT GCO AEP tc	36,067	37,884	,952	,341	1,000
NoSÄT VLE tc-SÄT RXU SUP	41,650	37,884	1,099	,272	1,000

Paarweise Vergleiche von Gruppencode

Sample 1-Sample 2	Teststatistik	Std.-Fehler	Standardteststatistik	Sig.	Anp. Sig. ^a
NoSÄT VLE tc-SÄT GCO GPB	47,067	37,884	1,242	,214	1,000
NoSÄT VLE tc-NoSÄT VLE	59,150	37,884	1,561	,118	1,000
NoSÄT VLE tc-SÄT VLE	94,358	37,884	2,491	,013	1,000
NoSÄT VLE tc-SÄT VLE tc	105,608	37,884	2,788	,005	1,000
SÄT GCO AEP-SÄT GCO GPB tc	-25,542	36,121	-,707	,479	1,000
SÄT GCO AEP-SÄT GCO AEP tc	-28,250	36,121	-,782	,434	1,000
SÄT GCO AEP-SÄT RXU SUP	-33,833	36,121	-,937	,349	1,000
SÄT GCO AEP-SÄT GCO GPB	-39,250	36,121	-1,087	,277	1,000
SÄT GCO AEP-NoSÄT VLE	-51,333	36,121	-1,421	,155	1,000
SÄT GCO AEP-SÄT VLE	-86,542	36,121	-2,396	,017	1,000
SÄT GCO AEP-SÄT VLE tc	-97,792	36,121	-2,707	,007	1,000
SÄT GCO GPB tc-SÄT GCO AEP tc	2,708	36,121	,075	,940	1,000
SÄT GCO GPB tc-SÄT RXU SUP	-8,292	36,121	-,230	,818	1,000
SÄT GCO GPB tc-SÄT GCO GPB	13,708	36,121	,380	,704	1,000
SÄT GCO GPB tc-NoSÄT VLE	-25,792	36,121	-,714	,475	1,000
SÄT GCO GPB tc-SÄT VLE	-61,000	36,121	-1,689	,091	1,000
SÄT GCO GPB tc-SÄT VLE tc	-72,250	36,121	-2,000	,045	1,000
SÄT GCO AEP tc-SÄT RXU SUP	-5,583	36,121	-,155	,877	1,000
SÄT GCO AEP tc-SÄT GCO GPB	-11,000	36,121	-,305	,761	1,000
SÄT GCO AEP tc-NoSÄT VLE	-23,083	36,121	-,639	,523	1,000
SÄT GCO AEP tc-SÄT VLE	-58,292	36,121	-1,614	,107	1,000
SÄT GCO AEP tc-SÄT VLE tc	-69,542	36,121	-1,925	,054	1,000
SÄT RXU SUP-SÄT GCO GPB	5,417	36,121	,150	,881	1,000
SÄT RXU SUP-NoSÄT VLE	-17,500	36,121	-,484	,628	1,000
SÄT RXU SUP-SÄT VLE	-52,708	36,121	-1,459	,145	1,000
SÄT RXU SUP-SÄT VLE tc	-63,958	36,121	-1,771	,077	1,000
SÄT GCO GPB -NoSÄT VLE	-12,083	36,121	-,335	,738	1,000
SÄT GCO GPB -SÄT VLE	-47,292	36,121	-1,309	,190	1,000
SÄT GCO GPB -SÄT VLE tc	-58,542	36,121	-1,621	,105	1,000
NoSÄT VLE-SÄT VLE	35,208	36,121	,975	,330	1,000
NoSÄT VLE-SÄT VLE tc	46,458	36,121	1,286	,198	1,000
SÄT VLE-SÄT VLE tc	-11,250	36,121	-,311	,755	1,000

Jede Zeile prüft die Nullhypothese, dass die Verteilungen in Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind. Asymptotische Signifikanzen (2-seitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist ,050.

a. Signifikanzwerte werden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst.

7.1. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Verwendete Befestigungskomposite von links nach rechts, selbstadhäsives RelyX Unicem 2 (RCU2), konventionelles adhäsives Variolink Esthetic DC (VLE), neues universelles selbstadhäsives G-Cem One (GCO) und RelyX Universal (RXU).	20
Abbildung 2: Silikoneinbettformen mit eingesetzten Zähnen, die in der Scandiquick Einbettmasse aushärten.....	29
Abbildung 3: Schneidemaschine Isomet 1000 mit Einstellung bei 700 U/min und einer Schnittdicke von 2,3 mm	29
Abbildung 4: Herstellung der geschnittenen Zahnproben mittels diamantierter Trennscheibe und Überprüfung der Schichtstärker von 2 mm pro Zahnscheibe.....	30
Abbildung 5: Poliermaschine EcoMet30 (Firma Buehler) mit Darstellung der zu polierenden Zahnscheiben.....	30
Abbildung 6: Konditionierung mit 35%iger Phosphorsäure Vococid Ätzgel	31
Abbildung 7: Mit einem Befestigungskomposit befüllte Teflonform, das mit zwei Klemmen an die darunterliegende Zahnscheibe befestigt ist und in einer Position gehalten wird. Anschließend erfolgte die Lichthärtung des Befestigungskomposits.	33
Abbildung 8: Fertiger Prüfkörper, Zahnscheibe mit verklebtem Befestigungskomposit nach Entfernung der Teflonform in sagittaler und okklusaler Ansicht.....	33
Abbildung 9: Schematische Darstellung zur Prüfung der Scherhaftfestigkeit nach EN ISO 10477:2004 (D) (DIN e.V., 2010, S. 326) 1 Feststellschraube 2 Feststellplatte 3 Zahnprobe 4 verklebter Befestigungskomposit 5 Stößel 6 Anschlag	35
Abbildung 10: Auf der linken Seite Darstellung der Universalprüfmaschine zwickiLine Z0.5 mit eingespanntem Probekörper zur Durchführung des Scherversuchs. Auf der rechten Seite Darstellung der Aufzeichnung des Scherversuchs in testXpert III.	36
Abbildung 11: Repräsentative Versuchsprobe, durch Digitalmikroskop vergrößert, nach durchgeführtem Scherversuch auf der linken Seite. Markierung des kohäsiven Fehleranteils im Komposit von derselben Versuchsprobe auf der rechten Seite. 1: adhäsiver Fehleranteil 2: kohäsiver Fehleranteil im Komposit	37
Abbildung 12: Schematische Darstellung eines Boxplot-Diagramms	38
Abbildung 13: Mittelwerte der Scherhaftfestigkeiten (M) der vier Befestigungskomposite ohne/mit systemspezifischen Adhäsivsystem mit Phosphorsäureätzung (linker Balken) und ohne Phosphorsäureätzung (rechter Balken). Die schwarzen Linien geben die Standardabweichungen (SD) der Messwerte an.....	40
Abbildung 14: Boxplots der Scherhaftfestigkeiten in MPa der universellen Befestigungskomposite GCO und RXU mit Konditionierung in Gegenüberstellung mit künstlicher Alterung in Bezug auf den Einfluss der systemspezifischen Adhäsivsysteme. ...	41

Abbildung 15: Boxplots der Scherhaftfestigkeiten in MPa der neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU mit Konditionierung im Bezug auf die thermozyklische Alterung.....	43
Abbildung 16: Boxplots der Scherhaftfestigkeiten in MPa der neuen universellen Befestigungskomposite GCO und RXU ohne Konditionierung im Bezug auf die thermozyklische Alterung.....	44
Abbildung 17: Boxplots der Scherhaftfestigkeiten in MPa der etablierten Befestigungskomposite VLE und RUC2 mit und ohne Konditionierung im Bezug auf die thermozyklische Alterung.....	44
Abbildung 18: Grafische Darstellung der Bruchflächenanalyse der konditionierten Testgruppen mit Phosphorsäure, Verteilung der Bruchmodi (adhäsiv, kohäsiv im Komposit und kohäsiv im Zahn) in Prozent.....	45
Abbildung 19: Grafische Darstellung der Bruchflächenanalyse der Testgruppe ohne Vorbehandlung mit Phosphorsäure, Verteilung der Bruchmodi (adhäsiv, kohäsiv im Komposit und kohäsiv im Zahn) in Prozent.....	46

7.2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Tabellarische Auflistung der verwendete Befestigungskomposite und deren Adhäsivsysteme mit Herstellerangaben.....	20
Tabelle 2: Chemische Zusammensetzung von G-Cem One, Adhesive Enhancing Primer und G-Premio Bond.....	22
Tabelle 3: Chemische Zusammensetzung von RelyX Universal und Scotchbond Universal Plus Adhäsiv.....	23
Tabelle 4: Chemische Bestandteile von Variolink Esthetic DC und spezifischem Adhäsiv Adhese Universal.....	24
Tabelle 5: Chemische Zusammensetzung von RelyX Unicem 2.....	25
Tabelle 6: Übersicht zu den vier untersuchten Befestigungskompositen mit Hersteller, LOT-Nummer und Inhaltsstoffen.....	27
Tabelle 7: Auflistung der 7 verschiedenen Gruppen mit dem jeweiligen Gruppencode, zusammengesetzt durch den jeweilig verwendeten Befestigungskomposit und dem dazugehörigen systemspezifischen Adhäsivsystem.....	28
Tabelle 8: Auflistung des notwendigen Zahnmaterials zur Herstellung der Versuchskörper.....	29
Tabelle 9: Einteilung der 7 Versuchsgruppen in unkonditioniert und mit Phosphorsäure konditioniert (n=24). Weitere Unterteilung in gealterte und nicht gealterte Versuchproben (n=12) zur Durchführung der Scherversuche (SBS).....	32
Tabelle 10: Mittelwerte (M) und Standardabweichung (SD)) der Scherhaftfestigkeiten der einzelnen Befestigungssysteme zur Zahnhartsubstanz in [MPa] mit und ohne	

Phosphorsäureätzung (SÄT/ohne SÄT) und vor und nach Thermolastwechsel (TC) Statistisch signifikant unterschiedliche Messwerte ($p < 0,05$) werden durch unterschiedlich hochgestellte Kleinbuchstaben dargestellt und gleiche Kleinbuchstaben zeigen keinen signifikanten Unterschied an. 39

Tabelle 11: Quantitative Auswertung der Testkörper nach künstlicher Alterung mittels Temperaturwechselbelastung 42