

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kiefergesundheit
Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Universität Würzburg
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Gabriel Krastl

**Scherfestigkeit an indirekten Kompositmaterialien und (Hybrid-) Keramiken vor
und nach künstlicher Probenalterung -
Ein Modellversuch zur Prüfung eines intraoralen Reparaturprotokolls für
indirekte Restaurationen**

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Alisa Stauf
aus Würzburg
Würzburg, November 2023

Referent: Univ.-Prof. Dr. Gabriel Krastl
Korreferent: apl. Prof. Dr. Uwe Gbureck
Dekan: Univ.-Prof. Dr. Matthias. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung:

26.02.2024

Die Promovendin ist Zahnärztin

Diese Arbeit ist in Liebe meinen Eltern gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1	Motivation und Problemstellung	1
2	Kenntnisstand	4
2.1	Dentale intraorale Werkstoffe	4
2.1.1	Keramiken	4
2.1.2	Komposite	6
2.2	Haftverbundmechanismen in der Zahnheilkunde.....	9
2.2.1	Dentaler Haftverbundmechanismus	9
2.2.2	Intermaterielle Haftverbundmechanismen	12
2.2.2.1	Reparatur von Komposit mit Komposit	12
2.2.2.2	Reparatur von Keramikrestorationen mit Komposit.....	13
2.2.2.3	Reparatur von Metallrestorationen mit Komposit	14
2.3	Einflussgrößen auf den Haftverbund dentaler Werkstoffe	15
2.3.1	Spezielle Eigenschaften von Universaladhäsiven	15
2.3.1.1	Inkorporiertes Silan	15
2.3.1.2	Inkorporierte Säure	16
2.3.2	Oberflächenvorbehandlung	17
2.3.2.1	Sandstrahlen	17
2.3.2.2	Ätzung	18
3	Material und Methoden	19
3.1	Verwendete Materialien	19
3.1.1	Verwendete Prüfkörper	19
3.1.2	Verwendete Konditionierungs- und Reparaturmaterialien.....	21
3.2	Herstellung der Prüfkörper	22
3.2.1	Vorversuch zur Ermittlung der Durchhärtung der modellierbaren Verblendkomposite.....	22
3.2.2	Modellierbare Verblendkomposite	24
3.2.3	CAD/CAM Komposite	26
3.2.4	Keramische Werkstoffe	26
3.3	Herstellung der Proben	26
3.4	Klebevorgang, Alterung, Lagerung	27
3.5	Scherfestigkeitsprüfung	32
3.6	Untersuchung des Versagensmusters	33
3.7	Statistische Auswertung	36
4	Ergebnisse.....	39
4.1	Scherkraft	39

4.2	Einfluss der Alterung.....	44
4.3	Versagensmuster.....	47
4.3.1	Versagensmuster und Material.....	48
4.3.2	Versagensmuster und Alterung.....	50
4.3.3	Scherkraft und Versagensmuster.....	54
4.3.4	Kaplan-Meier-Statistik.....	58
5	Diskussion.....	69
5.1	Diskussion der Methoden.....	69
5.2	Diskussion der Ergebnisse.....	80
5.3	Konklusion der Diskussion.....	87
6	Zusammenfassung.....	89
7	Literaturverzeichnis.....	90

Appendix

- I. Abkürzungsverzeichnis
- II. Abbildungsverzeichnis
- III. Tabellenverzeichnis
- IV. Danksagung
- V. Eigene Veröffentlichungen und Kongressteilnahmen
- VI. Anhang

1 Motivation und Problemstellung

Die intraorale Reparatur bestehender Restaurationen ist in den letzten Jahren Gegenstand zahlreicher Forschungsprojekte gewesen, da jede restaurative Neuversorgung eines Zahns mit einem Substanzverlust einhergeht. In vielen Fällen ist eine Reparatur weniger invasiv als die Neuanfertigung und mit geringeren Kosten verbunden^[1,2]. Die sogenannte „Todesspirale“^[3], die ein Zahn durch wiederkehrende Interventionen erfährt, kann hierdurch verlangsamt werden, sodass die eigene Zahnhartsubstanz bis ins hohe Alter erhalten werden kann. Von besonderer Bedeutung sind in dieser Hinsicht Reparaturen an bereits bestehenden Restaurationen. Wird eine defekte Restauration im Ganzen ausgetauscht, geht dies zumeist mit einem Verlust gesunder Zahnhartsubstanz einher. Analog hierzu haben diverse Untersuchungen gezeigt, dass ein kompletter Austausch defekter Restaurationen wenig substanzschonend und somit häufig nicht mehr indiziert ist^[4, 5]. Die klinische Erfahrung zeigt, dass vor allem an Universitätskliniken immer häufiger die Reparatur defekter Restaurationen einem Austausch vorgezogen wird. Dies ist zunehmend ebenfalls in niedergelassenen Zahnarztpraxen der Fall^[2, 6-8]. Grundlage dieses Wandels war die Weiterentwicklung der Adhäsivtechnik, mit der heutzutage bei einfacher Handhabung suffiziente Haftverbunde zwischen verschiedenartigen Werkstoffen geschaffen werden können. Die große Diversität indirekter Restaurationsmaterialien und die dadurch vielfältigen Anforderungen für einen adhäsiven Verbund stellen die Forschung jedoch vor zahlreiche Herausforderungen. Die Etablierung eines universal anwendbaren Behandlungsprotokolls für die intraorale Reparatur indirekter Restaurationen gewinnt somit zunehmend an Bedeutung^[9]. Es ist dabei zu betonen, dass die Bedingungen in der Mundhöhle generell anspruchsvoll sind und besonderer Aufwand für eine suffiziente Trockenlegung des Arbeitsfeldes betrieben werden muss. Neben augenscheinlichen Hindernissen bei jeglichen zahnärztlichen Tätigkeiten, wie der eingeschränkten Sicht und des geringen Platzangebotes, sind auch spezielle, die Adhäsivtechnik beeinflussende Faktoren hervorzuheben. Die vorherrschende Feuchtigkeit während und nach der Behandlung kann zur Hydrolyse des adhäsiven Verbundes führen^[10-12]. Weiterhin besteht die Gefahr der Kontamination der Verbundflächen mit Blut oder Speichel, wodurch eine ausreichende Penetration des Adhäsivs in die Zahnhartsubstanz verhindert werden kann^[10, 13-15]. Neben einem

erschweren Feuchtigkeitsmanagement bei der Anwendung, stellt die Auswahl eines für die vorherrschende Situation geeigneten Adhäsivsystems ein weiteres Problem dar. Oft ist es nicht möglich, allein anhand des äußeren Erscheinungsbildes einer Restauration auf die exakte Werkstoffchemie zu schließen. Ein „vollkommenes“ Adhäsiv, welches zur Reparatur aller verfügbaren dentalen Materialien verwendet werden kann, müsste also in der Lage sein, auf unterschiedlichen dentalen Werkstoffen unter den widrigen Bedingungen der Mundhöhle einen dauerhaften adhäsiven Verbund zu Reparaturkompositen zu schaffen. Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist daher, ein praxistaugliches Reparaturkonzept zu entwickeln, das einerseits die werkstoffkundlichen Anforderungen der zu reparierenden Materialien berücksichtigt und andererseits dem Wunsch des Praktikers nach Pragmatismus und Verlässlichkeit gerecht wird. Universaladhäsive enthalten Primer für unterschiedliche Werkstoffe und sind gleichzeitig in der Lage einen Verbund zur Zahnhartsubstanz herzustellen, sodass ein solches für die vorliegende Untersuchung prädestiniert scheint. Im Fokus der durchgeführten Experimente stand das Universaladhäsiv *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv* (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland), das derzeit umfassend beworben wird. Es scheint als Reparaturadhäsiv vorteilhaft, da es nach keiner gesonderten Konditionierung verlangt und einfach in seiner Handhabung ist. Der Siegeszug CAD/CAM-gefertigter Restaurationen hat dazu geführt, dass heutzutage vermehrt vollkeramische Werkstoffe und Komposite für indirekte Restaurationen zum Einsatz kommen. Um das zu prüfende Reparaturprotokoll auf seine Praxistauglichkeit hin zu testen, wurden daher in der vorliegenden Arbeit indirekte Komposite, Hybridkeramiken und Keramiken verschiedener Hersteller mit unterschiedlichen werkstoffkundlichen Eigenschaften verwendet. Darunter befanden sich zwei modellierbare mikro-gefüllte Verblendkomposite (*SR Nexco®*, *Estenia™ C&B®*) ein modellierbares nano-gefülltes Verblendkomposit (*Gradia® Plus*) und drei industriell vorpolymerisierte Nanohybridkomposite aus dem Bereich Computer-Aided-Design und Computer-Aided-Manufacturing (CAD/CAM) (*Grandio Blocs®*, *Tetric® CAD*, *Brilliant Crios®*). Weiterhin wurden eine kunststoffinfiltrierte Hybridkeramik (*VITA Enamic®*), eine Feinstruktur Feldspatkeramik (*VITABLOCS® Mark II*) und eine Lithiumdisilikatkeramik (*IPS e.max® CAD*) in die Studie eingeschlossen. Die Oberflächen dieser Materialien wurden unterschiedlich konditioniert. Zur Verwirklichung eines einfachen

Motivation und Problemstellung

Reparaturprotokolls wurde versucht, die herstellerspezifischen Reparaturempfehlungen, sofern überhaupt vorhanden, in das Reparaturprotokoll einzubinden, gleichzeitig aber eine möglichst große Uniformität für die drei unterschiedlichen Materialklassen umzusetzen. Dabei wurden die Komposite mit Korund sandgestrahlt, während die Keramiken vor einer Silanisierung mit Flusssäure geätzt wurden. Als Reparaturmaterial wurde ein Nanohybridkomposit (*3M™ Filtek™ Supreme XTE Universal Komposit*) verwendet, das aktuell breite Anwendung findet. Die Proben wurden vor der Verklebung gruppenabhängig künstlich gealtert, um eine gewisse Liegedauer der Restaurationen in der Mundhöhle zu simulieren. Eine künstliche Alterung nach der Verklebung sollte dementsprechend die Qualität des adhäsiven Verbunds zeigen. Als Kontrollgruppe dienten nicht vorgealterte Materialien. Die Verbundfestigkeit des Reparaturkomposits auf den jeweiligen Prüfkörpern wurde mit Hilfe einer Universalprüfmaschine ermittelt. Abschließend wurden die Bruchstellen lichtmikroskopisch untersucht. Alle Aspekte dieses Studiendesigns wurden statistisch ausgewertet.

Ziel dieser Arbeit war es, im Scherfestigkeitsversuch den Einfluss von künstlichen Alterungen sowohl der zu reparierenden Materialien als auch der Klebungen zu eruieren. Direktes Komposit wurde mit neun unterschiedlichen indirekten Materialien, darunter drei modellierbare Verblend-komposite, drei CAD/CAM Komposite und drei keramische Werkstoffe verklebt und die vorherrschenden Versagensmuster ermittelt.

2 Kennntnisstand

2.1 Dentale intraorale Werkstoffe

2.1.1 Keramiken

Keramiken sind aus metallischen oder halb-metallischen Elementen bestehende Feststoffe, die sowohl durch ionische, als auch durch kovalente Bindungen zusammengehalten werden^[16]. Häufig werden diesen Metallelemente, Sauerstoff, Nitrogen, Silikon oder Carbon zugesetzt, woraus unter Hitzeinwirkung Keramiken entstehen^[17]. Generell lassen sich unter den Keramiken kristalline von amorphen Werkstoffen abgrenzen^[18, 19]. Die Höhe des kristallinen Glasanteils einer Keramik entscheidet dabei maßgeblich über ihre mechanischen und optischen Eigenschaften. Die amorphen konventionellen oder Feldspat-Porzellane erweisen sich - bei sehr guten optischen Eigenschaften und hoher Transluzenz - als vergleichsweise mechanisch schwach und fragil^[20]. Kristalline Keramiken dagegen sind - auf Kosten der Ästhetik - widerstandfähiger^[21-23].

Um Dentalkeramiken herzustellen, werden neben synthetisch aufbereiteten Rohstoffen zumeist Materialien natürlichen Ursprungs verwendet, obwohl diese Verunreinigungen enthalten können und somit die konstante Qualität des Fabrikates beeinträchtigen. Vereinfacht dargestellt bildet das Dreistoffsystem Kaolin-Feldspat-Quarz die Grundlage für die Mehrheit der heutigen Verblend- und einfachen CAD/CAM-Materialien^[24]. Rosentritt *et al.* (2018)^[25] beschreiben in ihrem Buch „*Werkstoffkunde in der Zahnmedizin*“ die Herstellung von Glaskeramiken: Durch Erhitzung des Ausgangsmaterials für eine bestimmte Zeit führen thermodynamische Triebkräfte zu spontaner Keimbildung. Eine weitere Temperaturerhöhung sorgt anschließend für das Kornwachstum. Die bekanntesten Vertreter dieses Herstellungsprozesses sind leuzitverstärkte Glaskeramiken und Lithiumdisilikatkeramiken^[25]. Bei letzterer Gruppe erfolgt die Kristallisation zweistufig über die Erzeugung von Lithiummetasilikat und dessen Kristallisation. Das entstandene Lithiummetasilikat reagiert mit dem SiO₂ der Glasphase zu Lithiumdisilikat. Dies resultiert in besseren mechanischen und chemischen Eigenschaften. Ein weit verbreiteter Vertreter einer solchen Keramik stellt *IPS e.max® CAD* dar^[26].

Bei der Formgebung und Herstellung dentalkeramischer Restaurationen unterscheidet man additive von subtraktiven Verfahren: Beispiele für additive Fertigungsmechanismen

sind das konventionelle Schlickerverfahren^[27] und das Heißpressverfahren^[28, 29]. Eine besondere Rolle spielt in der modernen Zahnmedizin die subtraktive Formgebung mittels CAD/CAM-Verfahren^[30]. Vorgesinterte Blöcke werden hierbei zu einer passgenauen Restauration geschliffen. Der Herstellungsprozess gliedert sich in die Pulverherstellung, das Pressen in die Blockform, das Vorsintern vom Grünling in den Weißling, die CAD/CAM-Bearbeitung und den Sintervorgang^[25].

Generell besitzen Dentalkeramiken herausragende thermische Eigenschaften, wie zum Beispiel ein stabiles Verhalten gegenüber Temperaturschwankungen und eine niedrige thermische Leitfähigkeit. Sie sind widerstandsfähig gegenüber Druckspannung, reagieren jedoch sensibel auf Zug- und Biegebelastung^[25]. Keramiken sind sehr steife Materialien, die sich unter Spannung nur gering verformen, was sich in einem vergleichsweise hohen E-Modul zwischen 70 GPa für Feldspatkeramiken und bis zu 100 GPa für polykristalline Keramiken widerspiegelt^[31]. Die Bruchzähigkeit und Festigkeit von keramischen Werkstoffen wird vor allem durch das Vorhandensein von Defekten oder Fehlstellen innerhalb des Materials beeinflusst, weshalb die zugehörigen Werte einer großen Streuung unterliegen^[25]. Neben guten mechanischen sowie ästhetischen Eigenschaften zeichnen sich Dentalkeramiken durch eine ausgezeichnete Bioverträglichkeit und eine geringe Plaque-Akkumulation auf ihrer Oberfläche aus^[32-35]. Im Zuge der Weiterentwicklung der Dentalkeramiken wurden die kristallinen Vertreter mit Füllstoffen, wie zum Beispiel Aluminium, Zirkon oder Hydroxylapatit, versetzt^[36]. Die so entstandenen Aluminium- oder Zirkonoxidkeramiken übertreffen traditionelle dentalkeramische Werkstoffe hinsichtlich mechanischer Charakteristiken. Gleiches gilt für die Gruppe der lithium- oder leuzitverstärkten Glaskeramiken. Zusammensetzung, Oberflächenintegrität und Lücken in der Keramik bestimmen maßgeblich die Struktur. Für ihre mechanischen und ästhetischen Eigenschaften sind vor allem der Anteil, die Korngröße und der Wärmeausdehnungskoeffizient der kristallinen Phase entscheidend^[20].

Die Einteilung von Keramiken kann anhand ihrer Verwendung, ihrer Eigenschaften oder ihres chemischen Ursprungs erfolgen. Letztere hat sich in der Zahnmedizin etabliert und unterscheidet Silikatkeramiken (hoher Glasanteil), Oxidkeramiken (glasarm oder glasfrei) und Nichtoxidkeramiken (Nitride, Karbide, Boride, Silizide). An dieser Stelle sei angemerkt, dass Silikate ebenfalls Oxide sind^[25].

Eine weitere wichtige Gruppe stellen die, am Fraunhofer-Institut für Silikatforschung ISC entwickelten, modellierfähigen Ormocere dar. Diese organisch modifizierten Keramiken werden auch als anorganisch-organisches Hybridmaterial bezeichnet. In das bereits bestehende anorganische Strukturnetz der Keramiken wird über Kreuzverbindungen die organische Matrix konstituiert^[37]. Die deutlich reduzierte Polymerisationsschrumpfung und ein geringerer zytotoxischer Effekt durch reduzierten Restmonomergehalt sind wesentliche Vorteile^[38, 39].

Bei der Oberflächenbearbeitung von Keramiken ist aufgrund ihrer Härte eine Wasserkühlung dringend notwendig. Durch Sandstrahlen mit Aluminiumoxid-/Siliziumoxidpartikeln, oder durch Säureätzung lässt sich ihre Oberfläche anrauen und eine Mikroretentionsfläche für Verbindungen mit anderen Materialien schaffen^[25]. Bei der Konditionierung von metallhaltigen Restaurationen generiert Siliziumoxidpulver in Verbindung mit der Applikation eines Silans einen zusätzlichen chemischen Verbund zum Reparaturkomposit^[40-42]. Bei der Reparatur von Kompositwerkstoffen mit Kompositen genügt eine Vergrößerung der Oberflächenrauigkeit durch Korund mit einer anschließenden Adhäsivapplikation^[40, 43]. Die in 10-MDP enthaltene Phosphatgruppe spielt bei der Adhäsion zu Zahnschmelz und metallhaltigen Restaurationen eine entscheidende Rolle. Sie begünstigt chemische Bindungen sowohl zu den im Zahnschmelz enthaltenen Calciumionen, als auch zu Metalloxiden, wie beispielsweise Aluminium- oder Zirkonoxid^[44-47].

2.1.2 Komposite

Unter dem Begriff „Komposite“ werden in der Zahnmedizin Verbundwerkstoffe aus Kunststoffen, Gläsern oder Keramiken zusammengefasst. Organische Matrix, Füllkörper und Haftvermittler sind die drei Hauptbestandteile dieser Verbundwerkstoffe. Zusätzlich werden noch weitere Komponenten, wie Initiatoren, Inhibitoren, Akzeleratoren oder Pigmente hinzugefügt^[48]. Die organische Matrix dentaler Komposite ist ein Polymer, welches aus organischen Makromolekülen besteht, die wiederum aus vielen aneinandergereihten Monomereinheiten aufgebaut sind. Durch eine Polymerisationsreaktion werden die einzelnen Monomere verbunden. Je nach Anzahl verschiedener Monomereinheiten können Uni- / Homopolymere von Hetero- / Copolymeren unterschieden werden^[25]. Für dentale Komposite stellen Methacrylate, die

bedeutendste Monomerklasse dar. Die am häufigsten in Kompositen verwendeten Monomere sind Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA und TEGDMA. Sowohl der Grad der Polymerisation, als auch Art und Anzahl der Füllkörper beeinflussen maßgeblich die Eigenschaften eines Komposits^[48-51]. Mit dem Füllkörpergehalt erhöhen sich neben Festigkeit oder E-Modul auch die Röntgenopazität und die Polierbarkeit. Letztere sinkt jedoch mit steigender Füllkörpergröße, was sich negativ auf die Ästhetik auswirkt^[25]. Anhand der Partikelgröße von Füllkörpern unterteilten Lutz und Phillips (1983)^[52] die Komposite in Makrofüllerkomposite (Füllkörpergröße 10-50µm), Mikrofüllerkomposite (40-50nm) und Hybridkomposite (5nm-10µm)^[52]. Zu letzterer Gruppe zählt auch das Nanohybridkomposit *3M™ Filtek™ Supreme XTE Universal Komposit* (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland). Alkalische Gläser, Glaskeramiken, einige Silikate und weitere Metalloxide werden häufig als Füllkörper verwendet. Insbesondere Quarz findet aufgrund seines mit der organischen Matrix kompatiblen Brechungsindex und seiner chemischen Inertheit breite Anwendung^[48]. Ein weiterer wichtiger Bestandteil in Kompositen sind Haftvermittler. Vorwiegend werden organofunktionelle Silane verwendet, die aus einer zentralen Einheit, zum Beispiel Silizium und zwei unterschiedlichen funktionellen Gruppen bestehen. Die organofunktionelle Gruppe ist dabei Haftvermittler zur organischen Matrix, die siliziumfunktionelle Gruppe zum anorganischen Substrat -den Füllkörpern. Eine wesentliche Rolle spielen zudem Initiatoren - bei dentalen Kompositen häufig Fotoinitiatoren - wie zum Beispiel Campherchinon. Diese Fotoinitiatoren zerfallen bei spezifischen Wellenlängen in Radikale und initiieren so die Polymerisationsreaktion^[25, 48, 49].

Neben der Einteilung nach ihren Füllkörpern, können Komposite auch nach ihrer Fließfähigkeit, ihrer Inkrementstärke, den Polymerisationsmechanismen, den Befestigungsmechanismen oder aber nach ihrer klinischen Anwendung untergliedert werden. So werden bei letzterer Klassifikation direkte von indirekten Kompositen unterschieden. Direkte Komposite werden durch Aushärtung einer modellierfähigen Masse intraoral angewendet. Diese plastischen Füllungskomposite können wiederum erneut nach der Klassifikation von Lutz und Phillips (1983)^[52] anhand ihrer Füllergröße eingeordnet werden und zusätzlich anhand ihrer Viskosität in modellierbare oder fließbare Komposite unterteilt werden. Je größer der Anteil an Füllkörpern, desto visköser stellt sich das Material dar^[52]. Plastische Komposite stellen ausgezeichnete

Restaurationsmaterialien dar, deren Hauptnachteile jedoch eine vermehrte Plaqueakkumulation sowie die Ermüdung in Form von Verschleiß, Absplitterung oder Restaurationsfraktur sind. Eine wichtige Rolle spielen hierbei die Zusammensetzung, die Mikrostruktur und die Degradationsanfälligkeit der Materialien^[53]. Um den heutigen ästhetischen Anforderungen gerecht zu werden, reduzieren die Hersteller stetig die Partikelgröße der Füllkörper, was zu einer Abnahme der mechanischen Festigkeit der Materialien führt^[25]. Aktuelle Studien zeigen, dass Sekundärkaries und Füllungsfrakturen mit Abstand die häufigsten Gründe für das Versagen einer Kompositfüllung darstellen^[8, 54-57]. Laut der Übersichtsarbeiten von Demarco *et al.* (2012)^[56], Ástvaldsdóttira *et al.* (2015)^[57] und Shah *et al.* (2021)^[58] hat die Füllungsfraktur die Sekundärkaries als häufigsten Versagensgrund abgelöst. Gründe hierfür sind wachsende ästhetische Ansprüche und daraus resultierende Einbußen hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften der Komposite sowie insbesondere steigende Restaurationsgrößen^[56-58]. Eine wichtige Untergruppe stellen neben den direkten, modellierbaren Kompositen auch die indirekten Komposite dar. Während direkte Komposite meist händisch appliziert, modelliert und polymerisiert werden, erfolgt bei den indirekten Kompositen eine industrielle Polymerisation und anschließend die Restaurationsherstellung mit subtraktiven Methoden. Zusätzlich zeichnen sich indirekte Komposite durch einen hohen Füllgrad aus. Durch die industrielle Fertigung werden Verarbeitungsfehler minimiert, was in einer erhöhten Festigkeit resultiert. Besondere Bedeutung hat vor allem die Gruppe der CAD/CAM Komposite, da der CAD/CAM Fertigungsweg die Verarbeitung indirekter Komposite revolutioniert hat und mittlerweile fester Bestandteil des zahnärztlichen Alltags ist. CAD/CAM Komposite dienen zur Herstellung indirekter Restaurationen wie Inlays, Onlays, Kronen oder Veneers^[59-62]. Eine weitere bedeutende Gruppe der indirekten dentalen Werkstoffe stellen die kunststoffinfiltrierten CAD/CAM-Hybridkeramiken dar. Diese bestehen aus einer dualen Netzwerkstruktur aus anorganischen und organischen Komponenten. Bei der Herstellung dieser Materialien wird ein poröses keramisches Gerüst mit Monomer infiltriert und folgend polymerisiert. Diese interpenetrierende Struktur resultiert in einer Steigerung des E-Moduls im Vergleich zu Kompositen und in schmelzähnlichen Eigenschaften der Hybridkeramik^[25, 59].

2.2 Haftverbundmechanismen in der Zahnheilkunde

2.2.1 Dentaler Haftverbundmechanismus

Dentaladhäsive sind aus Monomeren zusammengesetzte Lösungen, die einen Verbund zwischen dentalen Werkstoffen und der Zahnhartsubstanz oder anderen Werkstoffen herstellen können^[63]. Adhäsivsysteme bestehen aus Monomeren, die sowohl über hydrophile, als auch hydrophobe Gruppen verfügen. Die hydrophilen Gruppen ermöglichen dem Substrat den Kontakt zur Zahnhartsubstanz, während die hydrophoben Gruppen, die Verbindung zum Restaurationsmaterial herstellen. Weitere Bestandteile sind unter anderem Initiatoren, Inhibitoren und Stabilisatoren^[64]. Um den Haftmechanismus der Adhäsive zu verstehen, ist eine genaue Kenntnis zum histologisch-anatomischen Aufbau des Zahnes elementar, der an dieser Stelle in seinen Grundzügen vorausgesetzt wird. Die Zahnhartsubstanz setzt sich aus anorganischen und organischen Bestandteilen sowie Wasser zusammen. Die anorganische Phase besteht zum Großteil aus Hydroxylapatit (HAp), die organische Phase besteht hauptsächlich aus Kollagen. Während Zahnschmelz zum Großteil (ca. 96 %) aus anorganischer Phase, insbesondere aus kristallinem, sehr festem HAp besteht und nur etwa 4 % organische Matrix und Wasser enthält, ist im Dentin der Anteil an organischer Phase mit bis zu 30 % deutlich höher. Betrachtet man den Wasseranteil im Dentin, so liegt dieser mit 10 % erheblich über dem des Schmelzes^[65]. Dieser Unterschied in der chemischen Zusammensetzung und die schwächeren intermolekularen Kräfte bedingen eine deutlich geringere Härte und höhere Feuchtigkeit^[66]. Die Konditionierung von Zahnschmelz geschieht mit Hilfe von Phosphorsäure, wodurch selektiv periphere beziehungsweise zentrale Anteile der Schmelzprismen herausgelöst werden. Dies resultiert in einer besseren Benetzbarkeit, einer Oberflächenvergrößerung und Mikroretentionen. Beim Aufbringen eines niedrigviskosen Kunststoffes (Bonding) penetriert dieser in die mikroretentive Oberflächenstruktur und führt nach Aushärtung zu einer innigen mechanischen Verzahnung am Schmelz^[67]. Ein suffizienter Verbund im Dentin ist aufgrund der Zusammensetzung vergleichsweise komplizierter und stellt folglich eine Hürde für eine langzeitstabile Verbundfestigkeit dar. Entscheidend ist hier die Ausbildung einer Hybridschicht zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Monomer, die durch Penetration eines amphiphilen Monomers in das Dentin erst ermöglicht wird^[68]. Je dicker diese Hybridschicht ist, desto stabiler scheint der adhäsive Verbund. Durch

Bearbeitung der Zahnhartsubstanz, wie beispielsweise beim Beschleifen eines Zahnes für eine Kompositfüllung, entsteht eine Schmierschicht (Smearlayer) auf dem Dentin. Diese Smearlayer okkludiert die Dentinkanälchen und verhindert eine entsprechend ausreichende Penetration des Monomers^[69, 70]. Es ist bekannt, dass eine Ätzung des Dentins zu einer Auflösung der Smearlayer führt und Dentinkanälchen sowie Kollagenfasern freilegt. Allerdings besteht die Gefahr einer Überätzung und einem damit verbundenen dickeren Kollagengeflecht, wodurch eine Penetration des Monomers erschwert wird^[71-73]. Um die Benetzbarkeit der konditionierten Dentinoberfläche nach Säureätzung wiederherzustellen, finden Dentinprimer Anwendung^[74-77]. Dieser Primer dient der Umstimmung des hydrophilen Milieus im Dentin, diffundiert in eröffnete Dentinkanälchen und bildet dort retentive Zapfen, sog. Resin-Tags, zur zusätzlichen Haftung aus^[67, 68]. Ein weiterer entscheidender Faktor für die Ausbildung einer Hybridschicht ist das partiell entkalkte intertubuläre Dentin^[12, 78]. Das Bestreben, die Dentinkonditionierung zu vereinfachen, resultierte in der Anwendung eines selbststützenden Adhäsivs^[79]. Nakabayashi *et al* (1996)^[80] zeigten, dass Phenyl-Phosphat eine sehr entscheidende Rolle in der Wirkung von selbststützenden Adhäsiven hat, da es in der Lage ist, genügend HAp-Kristalle aufzulösen und so für eine entsprechend ausreichende Demineralisierung sorgen kann. In Verbindung mit 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) können gleichzeitig Diffusionskanäle gebildet und die Monomerpenetration gefördert werden^[80]. Ein suffizienter adhäsiver Verbund zum Dentin ist folglich entscheidend für die Verbundfestigkeit eines Komposits auf Zahnhartsubstanz. Des Weiteren ist eine adäquate Dentinversiegelung obligat für die Vermeidung postoperativer Dentinhypersensibilitäten^[81-83].

Aufgrund der stetigen Weiterentwicklung gibt es verschiedene Arten und Anwendungsweisen dentaler Adhäsivsysteme. Die Untergliederung lässt sich dabei auf verschiedene Weise vornehmen. Am häufigsten werden Adhäsivsysteme nach ihrer Anwendungsweise eingeteilt. Man unterscheidet zum einen die selektive Schmelz-Ätztechnik, bei der lediglich der Schmelz geätzt wird und zum anderen die Total-Etch-Technik (Ätzung von Schmelz und Dentin)^[84]. Während bei der selektiven Schmelzätzung nur der schmelzbegrenzte Kavitätenrand mit Phosphorsäure konditioniert wird, zeichnet sich die „Total-Etch-Technik“ durch eine Ätzung der gesamten Kavität inklusive des Dentins aus. Nach der Phosphorsäurekonditionierung und vor Aufbringen

des Bondings wird ein Dentinhaftvermittler (Primer), bestehend aus amphiphilen Kunststoffen, auf das Dentin aufgebracht. Dieser infiltriert freigelegtes Kollagen^[67].

Eine weitere Untergliederung besteht in den Anwendungsschritten. Es sind Ein-Schritt-Verfahren bis hin zu Vierschritt-Verfahren beschrieben^[84]. Zur Verkürzung der Verarbeitungszeit wurden selbstätzende und selbstprimierende Adhäsivsysteme entwickelt, bei denen Säure und Primer bereits vermengt sind, bzw. Primer und Dentinadhäsiv (Bonding) zusammen aufgebracht werden. Bei diesen Systemen muss keine Reinigung der Kavität durch Wasser erfolgen, was die Applikation vereinfacht.

Besonders soll in der vorliegenden Arbeit auf die Universaladhäsive eingegangen werden, die zur Gruppe der „One-Step Self-Etch“ Adhäsive gehören und wahlweise auch im „Two-Step Etch-and-Rinse“ Verfahren angewendet werden können. Empfohlen wird hier die selektive Schmelzätzung^[85]. Der entscheidende Unterschied der Universaladhäsive zu den traditionellen „One-Step Self-Etch“ Adhäsiven liegt im Vorliegen eines funktionellen Phosphat- und/oder Carboxylat-Monomers im Universaladhäsiv. Einige dieser Monomere haben die Fähigkeit, eine chemische Bindung zum Calcium des Hydroxylapatits auszubilden^[86, 87]. Zudem sind Universaladhäsive neben ihrer Nutzung für direkte Restaurationen auch für die Befestigung von indirekten Restaurationen, Aufbaufüllungen, als Primer für Zirkonoxid und zur Dentindesensibilisierung geeignet^[88]. Insbesondere fällt bei der chemischen Zusammensetzung des in der vorliegenden Arbeit verwendeten Universaladhäsivs (*3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv*) auf, dass statt dem in „Self-Etch“ Adhäsiven häufig enthaltenen Phosphatmonomer 2-(Methacryloxy)ethylphenylhydrogenphosphat (Phenyl-P) das Monomer 10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat (10-MDP) enthalten ist^[89, 90]. Der Vorteil besteht darin, dass 10-MDP mit Calcium eine kovalente Bindung eingeht, ohne starke Dekalzifikationen in Schmelz und Dentin zu verursachen, wie es etwa bei Phenyl-P der Fall ist^[91]. Geringfügige Entkalkungen des HAp, ausgelöst durch 10-MDP, resultieren in der Bildung von stabilen MDP-Calcium Salzen und sorgen so für chemische und mikromechanische Adhäsion^[91-93]. Entsprechend spielt das MDP-Molekül in der Adhäsion der Universaladhäsive eine entscheidende Rolle. Der Aufbau ist in Abbildung 1 ersichtlich. Das MDP-Molekül enthält neben einer Methacrylat-polymerisierbaren

Gruppe eine lange hydrophobe 10-gliedrige Kohlenstoffkette und eine kurze hydrophile Phosphorylgruppe. Der Phosphatrest ionisiert und interagiert mit Hydroxylapatit. Die Länge der Kohlenstoffkette beeinflusst direkt die Bindungsaffinität, da längere Ketten die Hydrophobizität steigern, was die chemische Interaktion von 10-MDP mit Calcium potenziert und die Degradation reduziert^[94].

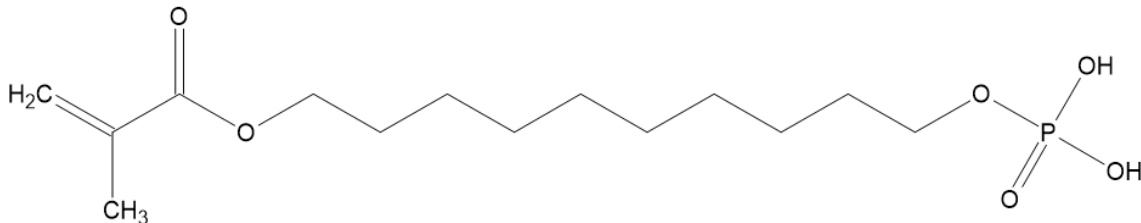


Abbildung 1: Strukturformel von 10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat (10-MDP).

2.2.2 Intermaterielle Haftverbundmechanismen

Wird die Reparatur einer defekten Restauration als Versuch betrachtet ihre Lebensdauer zu verlängern, ist hervorzuheben, dass jedes Ausgangsmaterial spezifische Adhäsivsysteme und Vorbehandlungen erfordert, welche genau aufeinander abzustimmen sind. Im klinischen Alltag ist das zu reparierende Restaurationsmaterial jedoch meistens nicht bekannt. Zudem erscheint die Bevorratung sämtlicher materialspezifischer Adhäsivsysteme für eine zahnärztliche Praxis ideell und utopisch. Daher ist die Etablierung universell anwendbarer Reparaturmechanismen von besonderer Bedeutung, die einen Verbund auf möglichst vielen dentalen Werkstoffen ermöglichen.

2.2.2.1 Reparatur von Komposit mit Komposit

Bei der Reparatur von Kompositrestaurationen mit Komposit ist die Applikation eines Adhäsivs von größter Bedeutung^[95]. Auch die vorherige Oberflächenbearbeitung mit Phosphorsäureätzung oder Sandstrahlen können positive Effekte auf die Verbundfestigkeit haben^[96, 97]. Während bei ersterem die Reinigungswirkung überwiegt, ist beim Sandstrahlen besonders die mechanische Aufrauung des Komposits vorteilhaft und führt in Verbindung mit einem Adhäsiv zu einer erhöhten Verbundfestigkeit. Hierbei ist ein Universaladhäsiv einem Mehrschritt-System ebenbürtig^[98, 99]. Zusätzlich zeigten Iversen *et al.* (2011)^[99] und Rathke *et al.* (2009)^[98] dass ein Silanprimer selbst in Verbindung mit einer vorangegangenen intraoralen Silikatisierung keinen positiven Einfluss auf die Verbundfestigkeit bei der Kompositreparatur hat^[98, 99]. Zu ähnlichen

Ergebnissen kamen später auch die Arbeitsgruppen um Loomans *et al.* (2017)^[100], Michelotti *et al.* (2020)^[101] und Ugurlu *et al.* (2022)^[102]. Die Verwendung von Korund bewirkt neben einer Oberflächenvergrößerung des Komposits durch Anrauen auch das Auflösen des Smearlayers, was in Verbindung mit einem applizierten Adhäsiv in einer optimierten Reparaturfähigkeit resultiert^[1]. Separat zu betrachten sind aufgrund ihres höheren Polymerisations- und Vernetzungsgrades die industriell gefertigten Kompositblöcke für das CAD/CAM-Verfahren. Die Herstellerempfehlungen variieren stark, was die Entwicklung eines universal anwendbaren Reparaturprotokolls erschwert. Jedoch scheint ein Vorgehen analog zur Konditionierung direkter Komposite mittels Sandstrahlen und Applikation eines geeigneten Adhäsivs sinnvoll^[1]. Burrer *et al.* (2021)^[103] untersuchten die Auswirkung von variierenden Abständen zwischen Strahlmittel und Prüfkörper auf die Verbundfestigkeit. Obwohl größere Abstände von 10 -15 mm bei der Versuchsreihe in teils höheren Adhäsionskräften resultierten, war diese Auswirkung nicht signifikant^[103]. Eine Partikelgröße von 50 µm findet bevorzugt Anwendung, da die resultierende Oberflächenvergrößerung für mikromechanische Verankerung besonders günstig scheint^[98, 103, 104]. Hohe Strahlrücke ab 0,3 MPa (3 bar) können sich aufgrund vermehrter Mikrorissbildung nachfolgend negativ auf einen adhäsiven Verbund auswirken^[104].

2.2.2.2 Reparatur von Keramikrestorationen mit Komposit

Generell ist die Reparatur von Keramik mit Komposit in ihrem Verfahren komplexer als die Kompositreparatur. Bei der Reparatur von keramischen Materialien muss sowohl ein mikromechanischer, als auch ein chemischer Verbund geschaffen werden, um suffiziente Adhäsion zu gewährleisten^[105-107]. Die Nutzung von Primern, seien es werkstoffspezifische Spezialprimer oder Universalprimer, sowie eine vorangehende Ätzung oder Sandstrahlen der Restauration wird vor der Applikation eines Adhäsivs empfohlen^[1]. Für Zirkonoxidkeramiken genügt es, die Restauration sandzustrahlen und danach einen Spezialprimer oder einen 10-MDP-haltigen Universalprimer aufzutragen. Vergleichbare Verbundfestigkeit wird laut Han *et al.* (2013)^[108] durch Silikatisierung und Silanisierung erreicht^[108]. Die alleinige Applikation eines 10-MDP-haltigen Universaladhäsivs kann nach vorangegangenem Sandstrahlen ähnlich gute Haftwerte erzielen, wie bei der Verwendung eines Zirkonoxid- oder Universalprimers^[109]. Auch de Souza *et al.* (2014)^[110] postulieren, dass MDP-haltige Adhäsive bei der

Konditionierung von Zirkonoxidkeramik den reinen Silanen mindestens gleichwertig sind^[110]. Den Goldstandard beim Reparieren einer Silikatkeramik mit Komposit stellt die Flusssäureätzung mit anschließender Silanapplikation dar^[111-116]. Der Ersatz der Ätzung durch Silikatisierung ist zulässig^[1]. Entscheidend ist jedoch die Verwendung eines Haftsilans. Ein silanhaltiges Universaladhäsiv kann aufgrund der Instabilität des enthaltenen Silans keines der zuvor beschriebenen Verfahren ersetzen^[111]. Die säurehaltige Formulierung von Universaladhäsiven führt vermehrt zur Hydrolyse des enthaltenen Silans^[114]. Das hierdurch entstandene Silanol kann eine Dehydratation im Sinne einer Kondensationsreaktion durchlaufen und infolgedessen schlechter an Gläser binden^[117, 118]. Für die Reparatur von Hybridkeramiken gibt es nur uneinheitliche Empfehlungen. Eine Studie von Campos *et al.* (2016)^[119] zeigte beispielsweise für *VITA Enamic*® initial die höchsten Haftwerte nach Silikatisierung mittels *3M™CoJet™* (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland). Nach künstlicher Alterung fielen diese jedoch stark ab. Bei der Konditionierung mittels Flusssäure fielen die initialen Haftwerte zwar niedriger aus, jedoch reduzierten sich diese nach künstlicher Alterung nicht so stark^[119]. Aufgrund der uneinheitlichen Studienlage zu Hybridkeramiken scheint die bei Silikatkeramiken verwendete Flusssäureätzung mit anschließender Silanapplikation auch für diese Materialgruppe die Empfehlung zu sein^[1]. Dies empfiehlt ebenfalls die Firma VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG - beispielsweise beim Einsetzen von *VITABLOCS® Mark II*^[120].

2.2.2.3 Reparatur von Metallrestorationen mit Komposit

Edelmetalllegierung müssen bezüglich ihrer Konditionierung von Nichteledmetallen abgegrenzt werden. Nach dem Sandstrahlen^[121] wird auf Edelmetalllegierungen ein spezieller Edelmetallprimer oder ein Universalprimer aufgetragen. Der Universalprimer sollte in diesem Fall Thioketon- oder Thiolgruppen enthalten^[122]. Auch die Silikatisierung mittels *3M™CoJet™* in Verbindung mit der Anwendung eines Silans ist für die Reparatur einer Edelmetalllegierung mittels Komposit geeignet^[123]. Betrachtet man die Konditionierung von Nichteledmetallen, so ist sowohl das Sandstrahlen (Al_2O_3) kombiniert mit einem 10-MDP-haltigen Metallprimer, als auch der Vorgang des Silikatisierens mit anschließender Silanapplikation für einen Verbund zu Komposit zulässig. Über die Frage, ob *3M™CoJet™* in Verbindung mit einem Silan das

vorzuziehende Procedere ist oder ob beide Konditionierungsverfahren in ähnlicher Verbundfestigkeit resultieren, herrscht Uneinigkeit^[124, 125].

2.3 Einflussgrößen auf den Haftverbund dentaler Werkstoffe

2.3.1 Spezielle Eigenschaften von Universaladhäsiven

2.3.1.1 Inkorporiertes Silan

Silane sind amphiphile Tenside, die aufgrund ihrer Zusammensetzung sowohl mit anorganischen Stoffen, als auch mit Polymerstrukturen reagieren können^[126-128]. Das Molekül enthält sowohl organische funktionelle Gruppen, als auch Alkoxy-Gruppen^[129]. Die Alkoxygruppen bilden durch Hydrolyse Silanolgruppen, welche kovalente Bindungen mit anorganischen Oberflächen eingehen können. Zusätzlich interagieren die organischen funktionellen Gruppen mit Polymerstrukturen, was sich positiv auf die Adhäsion des Silans auswirkt^[130, 131]. Trialkoxysilane, insbesondere 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan (MPS), sind die mit am häufigsten genutzten Silane^[132-134]. Vor allem beim Verbund von Komposit mit Glaskeramik beeinflusst die Anwendung eines Silans signifikant die Scherfestigkeit^[135], da die Silanolgruppen mit der glaskeramischen Oberfläche stabile Siloxanverbindungen bilden^[132, 134, 136]. Für eine vereinfachte Handhabung, werden vermehrt vorhydrolysierte, gebrauchsfertige Silane mit Universalprimern produziert. Die Präparate enthalten deshalb viele weitere Inhaltsstoffe wie Bis-GMA und 10-MDP^[111]. Einige dieser zusätzlich enthaltenen Monomere, wie beispielsweise Bis-GMA, interferieren mit der Kondensationsreaktion zwischen der Silanolgruppe und dem Substrat. Ein weiteres Problem stellt vermutlich die geringere Konzentration des Silans in Universaladhäsiven dar, die häufig nicht hoch genug ist, um chemisch mit einer Keramikoberfläche beziehungsweise dem Substrat zu reagieren^[111, 137]. Des Weiteren sinkt die Stabilität der enthaltenen Silane bei niedrigen pH-Werten^[111]. Aufgrund des niedrigen pH-Wertes der Universalprimer, tendieren die Silanolgruppen dazu, hydroxyliert und kondensiert zu werden, wodurch Oligomere entstehen, die keine Bindung zu Gläsern eingehen können^[114, 117, 138]. Bei neutralem pH hydrolysieren Silane am langsamsten^[132]. Um diesen Schwachstellen entgegenzuwirken, gibt es verschiedene Ansätze. Durch Modifikation der Silanmoleküle und Synthese von länger-kettigen Silanen mit größeren Seitenresten soll die hydrolytische Stabilität der

Bindung erhöht werden^[139]. Bei dem Universaladhäsiv *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv* wurde beispielsweise ein aminofunktionelles Silan, welches die Stabilität des Haftverbundes erhöhen soll, inkorporiert^[89, 90]. Auch in der Entwicklung neuartiger Haftvermittler im Sinne von multifunktionellen Stoffgemischen sieht die Forschung Potential^[140]. Die Bemühungen um fortgeschrittene, stabilere Silane zeigen, dass nach wie vor die Degradation des Haftverbundes in der Mundhöhle das größte Problem für die Langlebigkeit eines intermateriellen Haftverbundes darstellt^[141-143].

2.3.1.2 Inkorporierte Säure

Universaladhäsive zielen auf die „self-etch“ Anwendung ab, wobei auf eine separate Schmelzätzung verzichtet wird. Diese vereinfachte Applikation stellt einen Vorteil dieser neuartigen Adhäsivsysteme dar. Um diese Eigenschaft zu erfüllen, beinhaltet ein Universaladhäsiv eine Säure. Diese kann mit einem pH-Wert von 1,83 (*Clearfil™ SE Bond*, Fa. K. K. Kuraray, Chiyoda, Japan) stark sauer sein, oder wie zum Beispiel bei *Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose Plus Adhäsiv* (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) mit einem pH-Wert von 3,95 eine geringere Azidität aufweisen^[144]. Wie in Kapitel 2.3.1.1 bereits aufgeführt, sind mildere Säuren vorteilhaft für die Stabilität des enthaltenen Silans. Unter anderem deshalb wurde in der vorliegenden Arbeit *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv* mit einem moderaten pH-Wert von 2,7 als Adhäsivsystem ausgewählt^[89]. Viele Autoren postulieren, dass der pH-Wert der entscheidende Faktor für die Demineralisationstiefe und den Durchdringungsgrad des Dentins ist und stehen der geringeren Azidität der „self-etch“ Systeme meist kritisch gegenüber^[145-149]. Somit ist die beinhaltete Säure wichtig in Bezug auf Schmelz- und Dentinkonditionierung, um einen innigen Haftverbund mit dem applizierten Adhäsiv zu ermöglichen. Entscheidend sind zum einen der Grad der Demineralisation im Schmelz, um eine möglichst mikroretentive Oberfläche zu generieren, zum anderen die Auflösung des Smearlayers im Dentin, um die Dentitubuli für die Penetration des Komposits zu eröffnen^[150-155]. Durch die Inkorporation milderer Säuren, kann meist nur eine unvollständige Eröffnung der Dentintubuli bewirkt werden, was mit einem erschwerten Eindringen des Adhäsivs in die Dentinmatrix einhergeht^[156]. Als ein Vorteil wird jedoch eine kongruente Eindringtiefe des Adhäsivs entsprechend der Demineralisationstiefe im Dentin durch die einzeitige Applikation beschrieben^[149, 157].

2.3.2 Oberflächenvorbehandlung

Die Konditionierung einer Oberfläche gilt als kritischer und entscheidender Schritt bei der Erzielung starker Haftverbunde zwischen unterschiedlichen Materialien. Um die Wirkung von applizierten Adhäsiven oder Silanen zu optimieren, ist eine vorherige Bearbeitung der Oberfläche des zu reparierenden Materials empfehlenswert. Meist ist das primäre Ziel einer solchen Vorbehandlung die Reinigung und Oberflächenvergrößerung, jedoch können je nach Material auch chemische Vorteile resultieren.

2.3.2.1 Sandstrahlen

Eine Möglichkeit der Oberflächenvorbehandlung ist die Benutzung von Strahlmitteln. Die am häufigsten genutzten Materialien sind Aluminiumoxidpulver unterschiedlicher Korngrößen zwischen 27 µm, 50 µm, 75 µm und 110 µm. Die Partikel werden meist mit einem konstanten Luftdruck von 380 kPa für 10-15 s aus einem geringen Abstand auf die Oberfläche aufgebracht^[158]. Dies resultiert durch Reinigung und Vergrößerung der Oberfläche in einer potentiell erhöhten mikromechanischen Verankerung^[159]. Durch anschließende Applikation eines Silans können Al-O-Si Verbindungen entstehen, welche jedoch vergleichsweise anfällig für Hydrolyse sind (im Vergleich zu Si-O-Si Verbindungen)^[160]. Als Nachteil des Korundstrahlens wird das Risiko der Mikrorissbildung durch das Aufprallen der Strahlpartikel auf die Oberfläche genannt. Diese Mikrorisse könnten sich negativ auf die mechanische Festigkeit der Materialoberfläche auswirken und somit auch auf die Langlebigkeit der Restauration^[161, 162]. Neben reinem Aluminiumoxid ist auch die Benutzung von siliziumbeschichteten Aluminiumoxidpartikeln ein gängiges Verfahren zu Oberflächenvorbehandlung. Als Weiterentwicklung der pyrochemischen Silikatisierung entstand das tribochemische *Rocatec® System* (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland), bei dem diese beschichteten Partikel mit Luftdruck auf eine Oberfläche gestrahlt werden. Beim Auftreffen der Partikel auf die Fläche entstehen hohe Temperaturen, was in einem mikroskopischen, initialen Schmelzen der Materialoberfläche resultiert, wodurch sich die Partikel in die Oberfläche integrieren. Die Größe dieser „Schmelzzone“ und die Verbundfestigkeit sind stark vom Luftdruck abhängig, welcher genutzt wird, um das Material abzustrahlen^[163-165]. Des Weiteren kann auch der Strahlwinkel^[166] sowie der Abstand der Strahldüse zur Materialoberfläche^[103] entscheidend für die spätere Verbundfestigkeit sein. Als chair-side Vertreter des *Rocatec®* Verfahrens wurde das

Cojet® System (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) entwickelt, bei dem Silizium-Aluminiumoxidpartikel einer Größe von 30 µm verwendet werden.

2.3.2.2 Ätzung

Eine weitere Möglichkeit, Oberflächen zu konditionieren, ist die Ätzung mittels Säuren. Während Phosphorsäure auf Zahnhartsubstanz Kristalle herauslöst und somit ein mikroretentives Oberflächenrelief schafft^[150, 151], hat sie auf keramische Werkstoffe lediglich eine reinigende Wirkung^[167]. Um Keramik für einen adhäsiven Verbund zu konditionieren benötigt es eine stärkere Säure, vorzugsweise Flusssäure^[168-170]. Jedoch ist nicht jede Keramik in gleichem Maße ätzbar. Behandelt man Glaskeramiken mit 9-prozentiger oder 10-prozentiger Flusssäure, so werden Glaspartikel herausgelöst, wodurch sich die mikroretentive Oberfläche vergrößert^[171-173]. Neben diesem Effekt, evoziert die Säureätzung zusätzliche Hydroxylgruppen auf keramischen Oberflächen, welche wiederum eine wichtige Rolle in der Interaktion mit Silanen spielen^[174]. Glaskeramiken können aufgrund ihres Glasanteils erfolgreich durch Säureätzung konditioniert werden, wohingegen die Ätzung bei Oxidkeramiken keinen positiven Effekt auf den Haftverbund und lediglich eine Reinigungswirkung hat^[175-177]. In diesem Fall wird in der Regel das Sandstrahlen in Kombination mit einem adäquaten Haftvermittler als effektivste Konditionierungsmethode postuliert^[178, 179]. Angaben bezüglich der Ätzzeiten sind uneinheitlich, da sie von der jeweiligen Keramik und deren Glasanteil abhängen^[180]. Zusätzlich wurde die Auswirkung der Einwirkzeit sowie der Konzentration der Flusssäure auf den adhäsiven Verbund in der aktuellen Studienlage noch nicht ausreichend evaluiert^[112]. Die Werte differieren zwischen 15-60 s und 5-10 %^[168, 181].

3 Material und Methoden

3.1 Verwendete Materialien

Der Probenkorpus der vorliegenden Arbeit umfasste insgesamt drei Materialgruppen, welche sich in lichthärtende modellierbare Verblendkomposite, CAD/CAM Komposite, Hybridkeramiken und Keramiken subsumieren ließen. Jede Materialgruppe beinhaltete wiederum jeweils drei Materialien verschiedener Hersteller. Die Anzahl der Prüfkörper pro Materialgruppe betrug 24, wodurch der gesamte Korpus insgesamt 216 Proben beinhaltete (vgl. Tabelle 24). Die verwendeten Materialien und ihre Zusammensetzung können der Tabelle 25 entnommen werden.

3.1.1 Verwendete Prüfkörper

Alle Prüfkörper stammten aus den Materialgruppen der stopfbaren Komposite, der CAD/CAM Komposite und der (Hybrid-)Keramiken (vgl. Tabelle 24). Aus ersterer Gruppe wurde sich für folgende drei Materialien entschieden: Das Mikrofüllerkomposit *SR Nexco*® (Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein, Farbe A3B), das Nanofüllerkomposit *Gradia*® *Plus* (Fa. GC Germany GmbH, Bad Homburg, Deutschland, Farbe HBDA3) und das Mikrofüllerkomposit *Estenia*™ *C&B*® (Fa. K. K. Kuraray, Chiyode, Japan, Farbe ODA3). *SR Nexco*® ist ein lichthärtendes Komposit mit Mikro-Opal-Füllern^[182]. Es besteht unter anderem aus Urethandimethacrylat (UDMA) und aliphatischem Dimethacrylat. Das aliphatische Dimethacrylat dient als Alternative zu Triethylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA), das UDMA als Ersatz für Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA). Sie enthalten im Gegensatz zu Bis-GMA und TEGDMA keine Hydroxylgruppe, was in einer geringeren Wasserabsorption und somit geringeren Wasserlöslichkeit resultiert^[183]. *Gradia*® *Plus* als lichthärtendes Nanofüllerkomposit dient vor allem als Verblendmaterial^[184]. Verwendet wurde in dieser Studie die Heavy Body Paste des Herstellers. Diese enthält mitunter verschiedene Dimethacrylate und 2-Methylprop-2-Enolsäure^[185]. *Estenia*™ *C&B*® bietet durch den hohen Füllstoffanteil eine hohe Festigkeit. Seine Hauptbestandteile sind UDMA, Dimethylacrylat sowie weitere Füllstoffe^[186]. Die enthaltenen Aluminiumoxidpartikel mit einer durchschnittliche Größe von 20 nm und Aluminiumsilikatpartikel einer Größe von 1,5 µm sind in einer Matrix aus UDMA,

UTMA und Bis-GMA eingebettet^[187]. Alle stopfbaren Komposite wurden gemäß Herstellerangaben trocken und vor Lichteinstrahlung geschützt gelagert.

Als Repräsentanten der CAD/CAM Komposite kamen die drei Nanohybridkomposite *Grandio Blocs*® (Fa. VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland, Farbe A3LT), *Tetric*® CAD (Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein, Farbe MT A3) und *Brilliant Crios*® (Fa. COLTENE Holding AG, Altstätten, Schweiz, Farbe LT A3) zum Einsatz. *Grandio Blocs*® ist ein nanokeramischer Hybridwerkstoff, der laut Herstellerangaben einen Füllstoffgehalt von etwa 86 % aufweist^[188]. *Tetric*® CAD ist eine Mischung aus kreuzvernetzten Dimethacrylaten und anorganischen Füllern. Als Füller kommen Barium-Aluminium-Silikatglas und Siliziumdioxid mit einer Füllergröße von < 1 µm bzw. < 20 nm zum Einsatz, was den Werkstoff zu einem Nanohybrid-CAD/CAM-Komposit macht^[189]. *Brilliant Crios*® stellt als weiterer Nanohybridkomposit den dritten Vertreter der CAD/CAM Komposite dieser Studie dar. Das Material besteht unter anderem aus Bariumglaspartikeln, die in eine Matrix aus kreuzvernetzten Methacrylaten eingebettet sind^[190].

Als letzte Materialgruppe wurden die (Hybrid-)Keramiken *VITA Enamic*® (Fa. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland, Farbe 2M3 Translucent), *VITABLOCS*® *Mark II* (Fa. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland, Farbe 2M3C) und *IPS e.max*® CAD (Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein, Farbe LT A3) herangezogen. Grundgerüst von *VITA Enamic*® bildet eine strukturgesinterte keramische Matrix, die 86 Gew.-% ausmacht. Diese wird mit einem Polymermaterial, bestehend aus UDMA und TEGDMA, infiltriert, was laut Herstellerangaben in einer geringeren Spröbruchneigung resultiert^[191]. *VITABLOCS*® *Mark II* ist eine Feinstruktur Feldspatkeramik, die sich durch eine Kombination von Feldspatmaterialien mit Feinpartikel-Mikrostruktur auszeichnet. Hierdurch wird die Chipping Gefahr reduziert und die Abrasivität herabgesetzt^[120]. *IPS e.max*® CAD stellt als Lithiumdisilikatkeramik ein weiteres Material dar, das für die Prüfkörper der Studie verwendet wurde. Die Blöcke werden massiv in kontinuierlicher Herstellung über den glastechnischen Verfahrensweg gegossen, wodurch Fehlstellenausbildungen vermieden werden sollen. Durch Teilkristallation werden die Rohlinge in einen Zwischenzustand gebracht und Lithiummetasilikatkristalle entstehen. In diesem teilkristallisierten Zustand ist die

Keramik bläulich und besteht aus etwa 40 % Lithiummetasilikatkristallen (Li_2SiO_3), eingebettet in einer Glasphase, was in einer guten Bearbeitbarkeit mit gleichzeitig hoher Festigkeit und Kantenstabilität resultiert. Im endkristallisierten Material finden sich in der Glasmatrix etwa 70 % Lithiumdisilikat-Kristalle ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$)^[26].

3.1.2 Verwendete Konditionierungs- und Reparaturmaterialien

Direkt nach der Reinigung (70% Ethanol) und vor dem Aufbringen der Haftvermittler, wurden die Prüfkörper der Materialgruppen modellierbare Verblendkomposite sowie die CAD/CAM Komposite mittels Aluminiumoxid-Pulver von 50 μm Partikelgröße bei einem Druck von 1,5 bar aus einer Entfernung von 10 mm abgestrahlt.

Die keramischen Werkstoffe wurden nach der Reinigung (70% Ethanol) mit gepufferter neun-prozentiger Flusssäure (Ultradent™ Porcelain Etch, Fa. Ultradent Products GmbH, Brunthal, Deutschland) für 20 s (*IPS e.max® CAD*) oder für 60 s (*VITABLOCS® Mark II*, *VITA Enamic®*) angeätzt. Die (Hybrid-)Keramiken wurden anschließend silanisiert, bevor auf alle drei Materialgruppen das Adhäsiv aufgetragen wurde.

Als Adhäsivsystem kam *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv* (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) zur Anwendung, welches der Nachfolger des 2011 eingeführten Universaladhäsivs *3M™ Scotchbond™ Universal Adhäsiv* (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) ist. *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv* bietet unter anderem den Vorteil einer dentinähnlichen Röntgenopazität und enthält keine BPA Derivate^[89, 90]. Das verwendete Universaladhäsiv setzt sich aus HEMA, *3M™ Vitrebond™ Copolymer*, Ethanol/ Wasser, Siliziumoxid-Füllkörpern, Photoinitiatoren, Dimethacrylaten, einem optimierten Silan und einem MDP-Monomer zusammen^[192]. *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv* stellt ein mild selbstätzendes Universal-adhäsiv mit einem pH-Wert von circa 2,7 dar. Das von 3M entwickelte Vitrebond ist ein Polyalkensäure-Copolymer mit einer großen Anzahl an Carbonsäuregruppen. Diese können durch Wasserstoff- und ionischer Bindungen mit Hydroxylapatit und Kollagen interagieren. Zudem kann das Copolymer eine große Menge an Wasser absorbieren und freigeben, wodurch die Feuchtigkeitstoleranz der Adhäsiv-Formulierung entsteht. Das enthaltene HEMA ist ein Monomer, das sich laut Herstellerangaben in jedem Verhältnis mit hydrophoben Monomeren und mit Wasser mischen kann. Dies soll die Phasenseparation vermeiden und trägt zur Bildung einer

homogenen, blasenfreien Adhäsivschicht bei^[193]. Zusätzlich ist, wie bereits erwähnt, ein optimiertes, vorhydrolysiertes Silan in Form eines aminofunktionellen Silans enthalten. Das Resultat ist eine Verbundfestigkeit auf geätzter Glaskeramik, die das gleiche Niveau erreichen soll wie traditionelle Goldstandard-Silanprimer, wie beispielsweise *3M™ RelyX™ Ceramic Primer* (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland). Die enthaltene Aminogruppe kann hydrolysiertes Silan durch intramolekulare Wasserstoffbrückenbindung stabilisieren^[194].

Monobond® Plus (Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein) fungierte in der vorliegenden Versuchsreihe als Haftvermittler für die keramischen Werkstoffe. Als universeller Haftvermittler enthält *Monobond® Plus* neben Ethanol verschiedene Haftmonomere, in diesem Fall Methacrylatmonomere mit unterschiedlichen funktionellen Gruppen. Angehängte Trialkoxysilan-Gruppen sorgen für die Silanisierung von Glaskeramiken und Silikaten. Funktionelle Phosphorsäure-Gruppen bilden mit Zirkoniumoxiden, Aluminiumoxiden und Nichtedelmetallen hydrolysesichere Haftverbunde durch stabile Phosphat-Verknüpfungen. Enthaltene cyclische Disulfidgruppen gewährleisten den Verbund zu Edelmetallen^[195].

Als Reparaturkomposit wurde das Nanohybridkomposit *3M™ Filtek™ Supreme XTE Universal Komposit* (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) verwendet. Seine organische Matrix setzt sich aus Bis-GMA, UDMA, TEGDMA und Bis-EMA-Kunstharz zusammen^[192]. Ein Teil der TEGDMA-Matrix wurde durch PEGDMA ersetzt, was in einer geringeren Schrumpfung resultiert. Der anorganische Fülleranteil bewegt sich je nach Transluzenz zwischen 55,6 Volumen% und 63,3 Volumen%. Als Füllpartikel findet eine Kombination von Silizium-Füllern und Zirkonoxid-Füllern Anwendung. Durch ein breiteres Spektrum an Partikelgrößen kann ein höherer Füllstoffanteil erzielt werden, was sich positiv auf die Abrasionsfestigkeit auswirkt^[196].

3.2 Herstellung der Prüfkörper

3.2.1 Vorversuch zur Ermittlung der Durchhärtung der modellierbaren Verblendkomposite

Um sicherzustellen, dass die plastischen Verblendkomposite vor dem Einsatz in der experimentellen Phase in allen Bereichen ausreichend polymerisiert sind, wurden die Proben präexperimentell an unterschiedlichen Lokalisationen auf ihre Vickershärte nach

DIN EN ISO 4049:2019 geprüft. Demnach gilt ein Komposit dann als korrekt polymerisiert, wenn die Härte der Licht-abgewandten Seite mindestens 70 % der Licht-zugewandten Seite beträgt. Dies geschah mit einer Härteprüfmaschine (*Fischerscope® HM 2000 LT*, Fa. Helmut Fischer GmbH, Sindelfingen, Deutschland). Für die Messung wurden die auspolymerisierten quaderförmigen Proben (siehe Kapitel 3.2.1) mit einer Trennscheibe in der Mitte geteilt. Die Härteprüfung erfolgte einerseits an der Oberseite, andererseits an der Trennfläche, also im Zentrum der hergestellten Probe, die bei der Polymerisation den geringsten Anteil an Licht erhielt. Somit konnte die innere mit der oberflächlichen Durchhärtung verglichen werden. Pro Fläche gab es fünf Messpunkte, die jeweils einen Abstand von 3,0 mm zueinander hatten. Über 20 s wurde je Messpunkt eine Kraft von 1 N aufgebaut, welche anschließend für 5 s gehalten wurde. Daraus konnte jeweils die Vickershärte pro Messpunkt, die Abweichung zum Zentrum der Probe für je die Oberfläche sowie die Mitte der Prüfkörper errechnet werden. Zunächst wurden die Prüfkörper in Bezug auf Polymerisationszeit nach den Herstellerangaben gefertigt. Bei den genannten Parametern erreichten die Proben aufgrund der großen Schichtstärke jedoch keine ausreichende Durchhärtung in den tiefen Schichten, weshalb die Photopolymerisationszeit sukzessive verlängert wurde. Bei den in Kapitel 3.2.1 geschilderten Polymerisationsverfahren ergab die Härteprüfung schließlich folgende Ergebnisse: *SR Nexco®* zeigte eine durchschnittliche Vickershärte von 56,65 HV im Zentrum der Prüfkörper (<4,7 % Abweichung vom Zentrum) und 67,65 HV an der Oberfläche (<20% Abweichung vom Zentrum). In der Mitte der *Gradia® Plus* -Proben wurde im Median 73,42 HV (<20 % Abweichung vom Zentrum) ermittelt, während sich die Werte an der Oberfläche auf 74,80 HV (<6 % Abweichung vom Zentrum) beliefen. Die Vickershärte der Prüfkörper von *EsteniaTM C&B®* betrug im Mittel 125,54 HV an der Oberfläche (<42 % Abweichung vom Zentrum) und 147,09 HV in der Mitte der Probe (<25 % Abweichung vom Zentrum). Zu erwähnen ist an dieser Stelle, dass sich im Vorversuch an der DIN EN ISO 4049:2019 orientiert wurde. Demnach gilt ein Komposit dann als korrekt polymerisiert, wenn die Härte der Unterseite mindestens 70 % der Oberseite beträgt^[197]. In der vorliegenden Versuchsreihe ist die Unterseite mit dem Probenzentrum gleichzusetzen. Da die Abweichung der Vickershärte von den Messpunkten vom Zentrum der Probe in allen Prüfungen <45 % lag, vollzog man die etablierten Polymerisationsprotokolle. Das Polymerisationsprotokoll für

Estenia™ C&B® (Fa. K. K. Kuraray, Chiyode, Japan, Farbe ODA3) gibt eine neunminütige Photopolymerisation (für In- und Onlays) vor, gefolgt von einer 15-minütigen Hitzevergütung bei 100-110 °C^[198]. Von diesem Protokoll wurde folglich abgewichen.

3.2.2 Modellierbare Verblendkomposite

Als Repräsentanten der Materialgruppe der modellierbaren Verblendkomposite dienten ein lichthärtendes Mikrofüllerkomposit (*SR Nexco®*), ein lichthärtendes Nanohybridkomposit (*Gradia® Plus*) und ein, durch Licht- und Wärmebehandlung aushärtendes, Mikrofüllerkomposit (*Estenia™ C&B®*). Die Proben wurden in einer Küvette (*SR Nexco® Flask Press*, Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein) mit Hilfe von Moulagen aus einem transparenten Silikon (*Transil® F*, Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein) in Presstechnik hergestellt. Für die Polymerisation wurden die von den Herstellern empfohlenen Lichtpolymerisationsgeräte verwendet (vgl. Tabelle 26). Für die Herstellung der Moulagen wurde ein Negativ aus Edelstahl angefertigt. Dabei handelte es sich um eine 0,7 cm dicke Platte mit einer 7,9 cm langen Kante. Das Negativ wurde aus einem Block herausgefräst, sodass zwei Quader (1,2 cm x 1,8 cm x 0,6 cm) auf der Oberseite stehen blieben (siehe Abbildung 2). Der so entstandene Körper wurde in die Küvette eingelegt, der Deckel aufgesetzt, mit drei Schrauben fixiert und der verbliebene Hohlraum mit dem transparenten Silikon (*Transil® F*, 70 Shore A) aufgefüllt. Nach einer Abbindezeit von 5 min wurde die Küvette wieder geöffnet. Weiterhin wurde eine Platzhalterplatte mit einer Dicke von 0,7 cm und einer glatten Oberfläche angefertigt. Das Komposit wurde mit Hilfe eines Heidemannspatels (Fa. KLS Martin Group, Tuttlingen, Baden-Württemberg, Deutschland) und eines Kugelstoppers (Fa. Omnident Dental Handelsgesellschaft mbH, Rodgau Nieder-Roden, Deutschland) homogen und blasenfrei in die Moulage eingebracht und die Platzhalterplatte eingelegt. Um ein Festkleben des Materials an der Platte zu vermeiden, wurde deren Oberfläche mit einer dünnen Schicht Vaseline benetzt, Überschüsse entfernt und die Küvette anschließend verschlossen. Die Proben des lichthärtenden Mikrofüllerkomposits (*SR Nexco®*) wurden nach Einbringen des Materials in die Küvette in einem Polymerisationsofen (*Ivoclar Targis Power Upgrade*, Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein) zunächst für 11 min lichtgehärtet. Nach dem Ausbetten folgte eine nochmalige elf-minütige Lichthärtung der zuvor Licht-

Material und Methoden

abgewandten Seite. Die Probenherstellung des Mikrofüllerkomposits (*Estenia™ C&B®*) unterschied sich davon lediglich in der finalen Hitzevergütung. Die Polymerisation des Materials wurde durch eine 15-minütige Hitzevergütung im Wärmeschrank (Fa. Memmert GmbH + Co.KG, Schwabach, Deutschland) bei 105 °C finalisiert. Die Proben des lichterhärtenden Nanofüllerkomposits (*Gradia® Plus*) wurden in einem Lichtpolymerisationsgerät (*Labolight Duo*, Fa. GC Germany GmbH, Bad Homburg, Deutschland), das mit zwölf blauen LEDs (Wellenlängenbereich 465 nm-485 nm) und drei violetten LEDs (Wellenlänge 390 nm-400 nm) ausgestattet ist, polymerisiert. Nach einer elf-minütigen Polymerisation in der Kuvette, wurden die zwei Proben ausgebettet und abschließend auf der zuvor lichtabgewandten Seite für weitere 11 min polymerisiert. Nach Abschluss des Herstellungsverfahrens lagerten die Proben bis zur Verklebung eine Woche in destilliertem Wasser bei einer Temperatur von 37 °C im Trockenschrank (Fa. Memmert GmbH + Co. KG, Schwabach, Deutschland). Die entstandenen Proben entsprachen in ihrer Größe in etwa einem halbierten CAD/CAM Block.

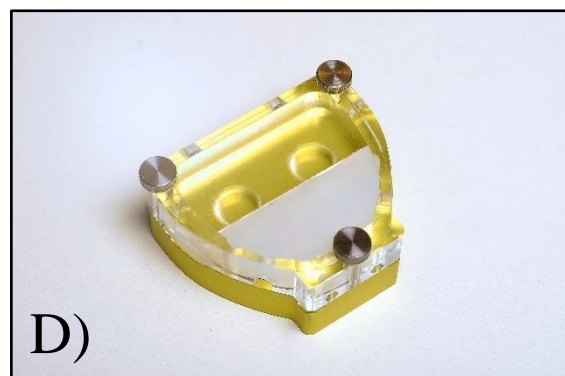


Abbildung 2: SR Nexco® Flask Press mit:

- A) gefertigten Edelstahlplatten
- B) Form aus Transil® F mit eingebrachtem modellierbarem Verblendkomposit
- C) eingelegter Platzhalterplatte
- D) geschlossener Kuvette

3.2.3 CAD/CAM Komposite

Die Materialgruppe der CAD/CAM-Komposite wurde durch die drei Nanohybridkomposite *Grandio Blocs®*, *Tetric® CAD* und *Brilliant Crios®* repräsentiert. Die soliden fräsfertigen Blöcke mit standardisierten Abmessungen von 1,2-1,45 cm x 1,2-1,4 cm x 1,7-1,8 cm wurden mittels einer Präzisionstrennsäge (*WOCO 50/Med*, Uniprec Maschinenbau GmbH, 38678 Clausthal-Zellerfeld) unter Wasserkühlung längs halbiert und anschließend vom Sockel abgetrennt. Es entstanden Proben mit einer Dimension von 12,0-14,0 mm x 15,0-18,0 mm x 5,0-7,0 mm, die bis zur Verklebung wie in Kapitel 3.2.1 beschrieben gelagert wurden.

3.2.4 Keramische Werkstoffe

Die Materialgruppe der keramischen Werkstoffe wurde durch eine Hybridkeramik (*VITA Enamic®*), eine Feldspatkeramik (*VITABLOCS® Mark II*) und eine Lithiumdisilikatkeramik (*IPS e.max® CAD*) repräsentiert. Die Blöcke wurden mithilfe der in Kapitel 3.2.3 beschriebenen Präzisionstrennsäge unter Wasserkühlung halbiert und abgesetzt. Die entstandenen Proben wurden ebenfalls in destilliertem Wasser bei einer Temperatur von 37 °C im Trockenschrank (Fa. Memmert GmbH + Co. KG, Schwabach, Deutschland) gelagert (siehe Kapitel 3.2.1).

3.3 Herstellung der Proben

Die gewonnenen rechteckigen Prüfkörper wurden nach der Reihe per Hand mit Sandpapier absteigender Körnungen (500 µ, 800 µ und 1200 µ) geglättet. Bei den keramischen Werkstoffen geschah die Glättung unter Wasserkühlung am Poliermotor (*MetaServ®3000*, Fa. Buehler, Illinois, Vereinigte Staaten) bei einer Geschwindigkeit von 150 U/min, wodurch die keramischen Werkstoffe vor Überhitzung geschützt werden sollten.

Die Lithiumdisilikatkeramik-Proben (*IPS e.max® CAD*) wurden anschließend im Ofen (Programm P81, *Ivoclar Vivadent Programat® EP 5000 G2*, Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein) gesintert. Nach einem sechs-minütigen Schließvorgang

heizte der Sinterofen mit einem Temperaturanstieg von 90 °C/min auf eine Temperatur von 820 °C auf, welche dann für 10 s gehalten wurde. Daraufhin steigerte sich die Temperatur um 30 °C/min bis zum Erreichen der Endtemperatur von 840 °C, welche für 7 min gehalten wurde, bevor der Abkühlvorgang begann. Bei einer Temperatur von 700 °C öffnete sich der Deckel des Ofens, um den Abkühlvorgang zu beschleunigen. Während des gesamten Brennvorgangs stieg das Vakuum stetig bis zur Endtemperatur.

Da Grund- und Deckfläche der Prüfkörper nicht exakt parallel zueinander waren, konnten die Prüfkörper nicht präzise in der Probenhalterung arretiert werden. Daher wurde mit Hilfe eines Parallelfräsgeräts (*D-F44*, Fa. Harnisch+Rieth GmbH+Co.KG, Winterbach, Deutschland) eine etwa 3 mm breite Parallelfräsung an einem Ende des Probenkörpers - an der von der späteren Klebefläche abgewandten Seite - durchgeführt. Hierfür wurde ein diamantierter walzenförmiger Schleifkörper (836.314.014 VPE 5, Fa. Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) genutzt, der mit seiner Deckfläche über die zu bearbeitende Oberfläche geführt wurde. Im Bereich dieser Fräsung resultierte ein entsprechender Teilbereich am Prüfkörper, welcher exakt parallel war und passgenau und schaukelfrei in der Probenhalterung eingespannt werden konnte.

3.4 Klebevorgang, Alterung, Lagerung

Die fertiggestellten Prüfkörper jeder Gruppe wurden vor der Verklebung randomisiert auf die drei Untergruppen A bis C, [n=8], verteilt. Gruppe A diente als Kontrollgruppe, wobei die Verklebung direkt nach Herstellung ohne jegliche Voralterung stattfand. Die Proben der Gruppen B und C wurden vor der Verklebung in 10.000 Zyklen Temperaturwechselbelastungen (Thermocycling) ausgesetzt. Die Dauer eines Zyklus betrug 60 s. Innerhalb eines Zyklus wurden die in einem Siebbecher aufbewahrten Proben über einen Schwenkhebearm abwechselnd in ein Kaltwasserbad (*microcool MC600*, Fa. LAUDA Dr. R. Wobser GmbH & Co. KG, Lauda-Königshofen, Deutschland) und ein Warmwasserbad (*RE 2025 S*, Fa. LAUDA Dr. R. Wobser GmbH & Co. KG, Lauda-Königshofen, Deutschland) getaucht. Dabei betrug die Temperatur des Kaltwasserbades 5 °C, die des Warmwasserbades 55 °C. Die Apparatur besteht aus zwei Becken, einem beweglichen Arm und einer Plastikschiene, welche die Oberkanten der zwei Becken verbindet (siehe Abbildung 3). Beide Becken sind mit vollentsalztem Wasser gefüllt,

Material und Methoden

wovon das eine durchgehend auf eine Temperatur von 5 °C gekühlt, das andere auf eine Temperatur von 55 °C beheizt wird. Am Ende des Armes befindet sich ein Plastikdeckel mit Innengewinde. Das entsprechende Kunststoffbehältnis enthält die Proben und kann am Deckel festgeschraubt werden. Dieser Arm hebt das Probengefäß dann aus dem kalten Becken über die Plastikschiene in das warme Becken und umgekehrt. Die Verweilzeit der Proben je Becken beträgt 30 s. Vor der Verklebung wurden die Prüfkörper für 10 min in Ethanol im Ultraschallbad (*S 30 H*, Fa. Omnident Dental Handelsgesellschaft mbH, Rodgau Nieder-Roden, Deutschland) gereinigt. Sowohl beim Einbringen, als auch beim Herausnehmen aus dem Ultraschallbad wurden pulverfreie Handschuhe getragen, um die gereinigte Oberfläche der Prüfkörper nicht zu kontaminieren. Nun wurden die Proben mit Druckluft getrocknet und verklebt. Anschließend verweilten die Proben für weitere 24 h bei 37 °C in einem Brutschrank (Fa. Memmert GmbH + Co. KG, Schwabach, Deutschland) in vollentsalztem Wasser. Es folgte bei den Gruppen A und B die Prüfung der Scherfestigkeit (vgl. Kapitel 3.5). Die Proben der Gruppe C durchliefen erneut 10.000 Zyklen im Thermocycler bei 5-55 °C, bevor auch an diesen die Scherfestigkeit ermittelt wurde. Um ein Aneinanderstoßen der verklebten Proben während der Temperaturwechselbehandlung zu vermeiden, wurde mit Hilfe von Kabelbindern ein Gitternetz im Probengefäß gespannt. So konnten die Proben auf verschiedenen Ebenen gelagert werden und die Messwerte der Verbundfestigkeit wurden nicht durch Zusammenstöße der Prüfkörper verfälscht.



Abbildung 3: Thermocycler des Universitätsklinikums Würzburg für die Temperaturwechselbehandlung.

Bezüglich der Oberflächenvorbehandlung vor Verklebung wurde zwischen den Materialklassen unterschieden. Bei den Proben der Gruppen der CAD/CAM Komposite und der modellierbaren Verblendkomposite verfuhr man wie folgt: Zunächst wurden die Prüfkörper aus einem Abstand von 10 mm senkrecht zur Tischebene sandgestrahlt (50 μm , 1,5 bar, *RONDOflex™ plus 360*, KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland). Um eine gleichmäßige Oberflächenbearbeitung zu gewährleisten, wurde zuvor die Oberfläche mit einem wasserfesten Stift schwarz eingefärbt und so lange abgestrahlt, bis keine Farbe mehr sichtbar war (vgl. Abbildung 4). Die Pulverreste wurden abschließend mit ölfreier Druckluft entfernt.

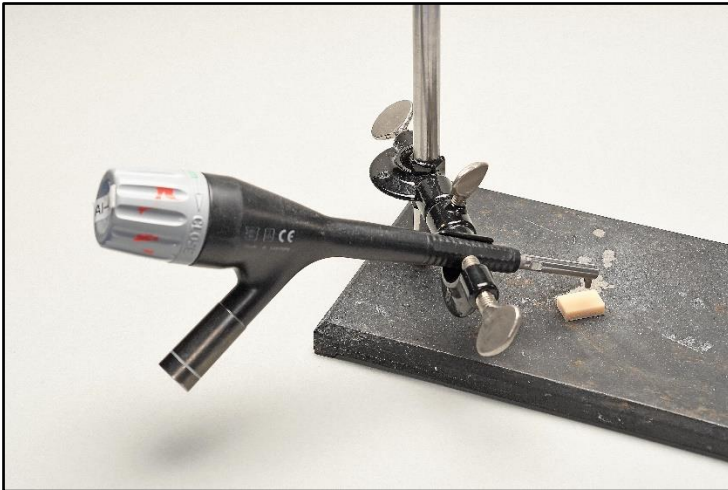


Abbildung 4: Montiertes Sandstrahlgerät.

Die Konditionierung der keramischen Materialien erfolgte durch Bearbeitung der Oberfläche mit einem gepufferten 9-prozentigem Flusssäuregel (*Ultradent™ Porcelain Etch®*). Die Einwirkzeit der Flusssäure betrug für die Lithiumdisilikatkeramik (*IPS e.max® CAD*) 20 s, für die Feldspatkeramik (*VITABLOCS® Mark II*) sowie die Hybridkeramik (*VITA Enamic®*) jeweils 60 s. Im Anschluss wurde das Flusssäuregel 20 s lang mit Wasserspray entfernt und die Proben mit Druckluft getrocknet. Die keramischen Werkstoffe wurden zusätzlich folgendem Zwischenschritt unterzogen: Zur Silanisierung wurde ein Universalprimer (*Monobond Plus®*) mit einem zahnärztlichen Applikator in kreisenden Bewegungen ohne Druck auf die Probenoberfläche aufgebracht. Nachdem das Material für 60 s eingearbeitet worden war, wurden die Überschüsse unter Zuhilfenahme desselben zahnärztlichen Applikators entfernt. (siehe Abbildung 5)

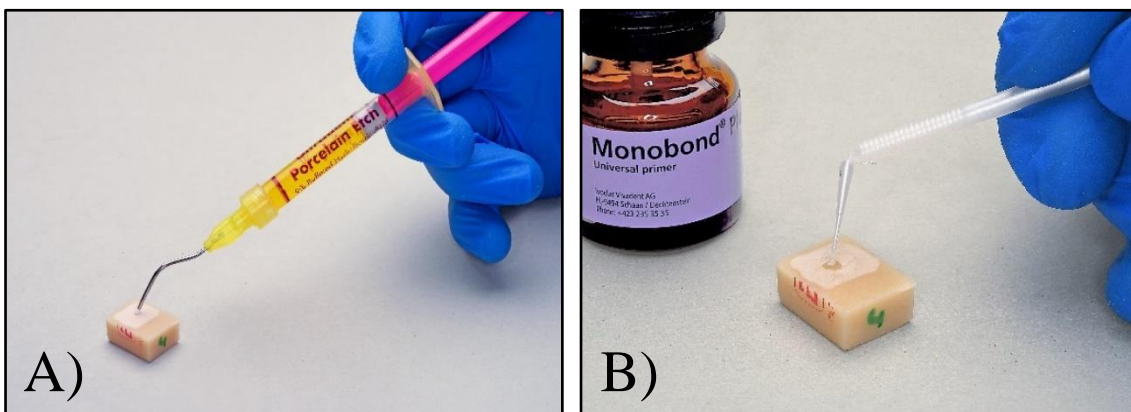


Abbildung 5: A) Applikation der Flusssäure, B) Applikation des Universalprimers Monobond Plus

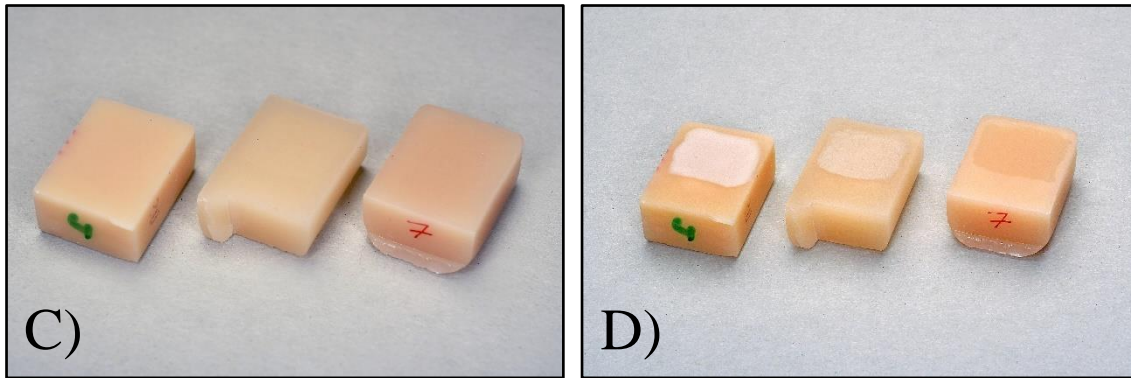


Abbildung 6: Keramische Werkstoffe: vor Säureätzung (C) und nach Säureätzung (D) von links nach rechts: VITA Enamic®, VITABLOCS® Mark II, IPS e.max® CAD

Der letzte Schritt der Oberflächenkonditionierung war für alle drei Materialgruppen gleich: Das Universaladhäsiv (*3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv®*) wurde auf die Probenoberfläche mit Hilfe eines zahnärztlichen Applikators in kreisenden Bewegungen ohne Druck für 20 s aufgetragen. Überschüsse wurden mit einem neuen Applikator entfernt. Das aufgebrachte Adhäsiv wurde mit einem LED-Lichtpolymerisationsgerät (*SmartLite® Pro*, Fa. Densply Sirona, Salzburg, Österreich) für 20 s lichtgehärtet. Nun fand bei allen Proben die Verklebung mit dem Reparaturkomposit statt: Auf die Prüfkörper wurden mit Hilfe von Silikonförmchen und einem Modellierinstrument (*Goldener Deppeler OP3DCT*, Fa. American Dental Systems, München, Deutschland) Kompositzylinder (Maße $d \times h$: $2,38 \text{ mm} \pm 0,03 \text{ mm} \times 2,0 \text{ mm}$) in einem Inkrement nach dem in Tabelle 23 aufgeführten Verfahren aufpolymerisiert. (vgl. Abbildung 7) Die Polymerisation erfolgte mittels eines LED-Lichtpolymerisationsgerätes (*SmartLite® Pro*) für 20 s mit Förmchen. Nach Abnahme des Förmchens erfolgte erneut eine 20-sekündige Lichtpolymerisation. Nach je 10 Polymerisationszyklen wurde die Strahlungsflussdichte mit einem Radiometer (*Bluephase® Meter II*, Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) geprüft. Die verklebten Prüfkörper wurden 24 h in destilliertem Wasser bei 37 °C gelagert und anschließend der Scherfestigkeitsprüfung unterzogen.

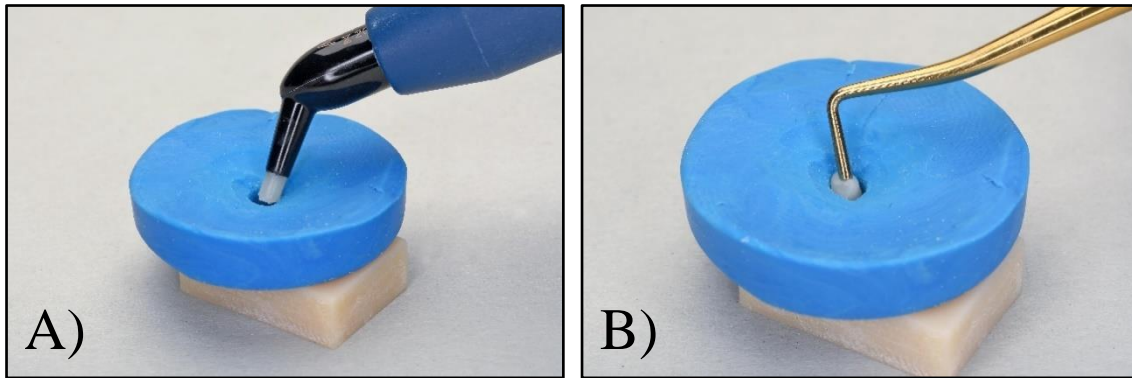


Abbildung 7: Applikation des Nanohybridkomposits (3M™ Filtek™ Supreme XTE Universal Komposit) mit Hilfe des Silikonförmchens.

3.5 Scherfestigkeitsprüfung

Der Durchmesser der adhäsiv aufgetragenen Kompositzylinder musste gemäß der DIN EN ISO 29022:2013 $2,38 \text{ mm} \pm 0,03 \text{ mm}$ entsprechen. Um dies zu kontrollieren wurden die Proben unter dem Auflichtmikroskop (*LEICA EZ4 W*, Fa. Leica Camera AG, Wetzlar, Deutschland) inspiziert, um den Durchmesser der Zylinder zu überprüfen. Proben mit einem Durchmesser von weniger als 2,35 mm oder mehr als 2,41 mm wurden verworfen und neu hergestellt.

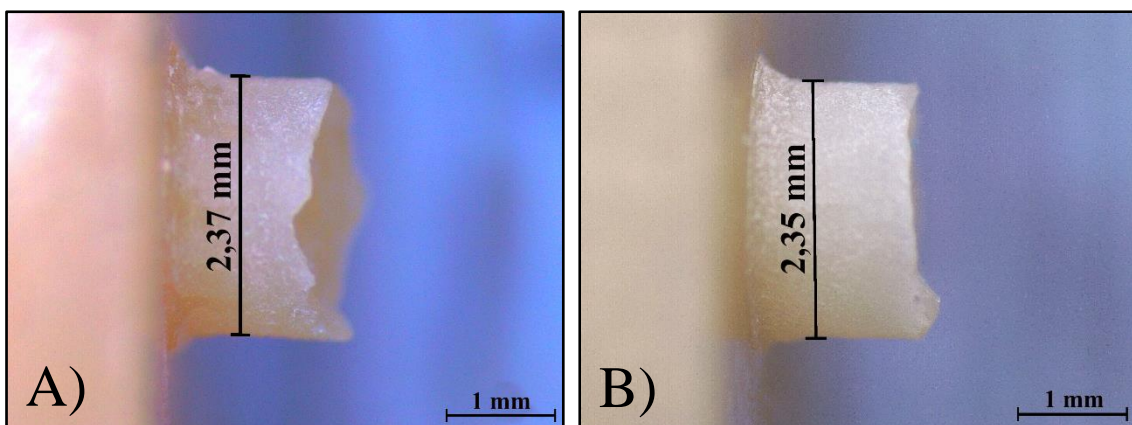


Abbildung 8: Überprüfung des Zylinderdurchmessers unter dem Lichtmikroskop bei A) IPS e.max® CAD und B) Tetric® CAD

Die zuvor durchgeführte Parallelfärsung vereinfachte das Einspannen der Probenkörper in der Prüfmaschine und die parallele Ausrichtung zum Scherkörper. Um die Verbundfestigkeit der Proben zu messen, wurde eine Universalprüfmaschine (*Zwicki 2,5kN*, Fa. ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm-Eisingen, Deutschland) mit einer

Messdose (Sensitivität 2mV/V, *Xforce HP*, Fa. ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm-Eisingen, Deutschland) genutzt (siehe Abbildung 9). Die Scherfestigkeitsprüfung wurde mit einer Messsoftware (*testXpert II-V.3.61*, Fa. ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm-Eisingen, Deutschland) bei einer Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min, ohne Vorkraft und mit einfacher Druckbelastung durchgeführt. Die Kraftabschaltschwelle lag bei 80 % der Maximalkraft. Die maximale Kraft (F_{\max}) und der zurückgelegte Weg (dL) bis zu F_{\max} wurden unter Berücksichtigung der Klebefläche (s_0) und des Durchmessers (d_0) der aufgeklebten Zylinder erfasst.

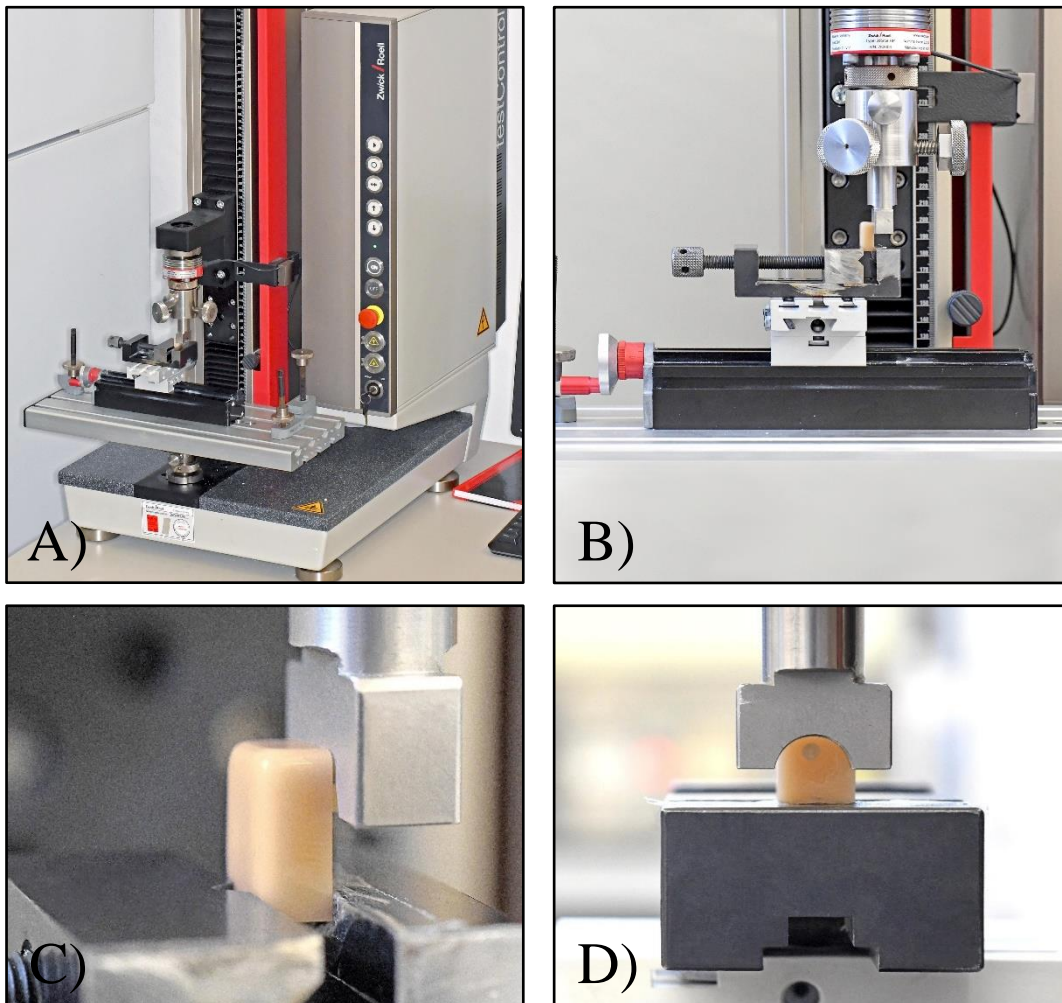


Abbildung 9: A) - D): Positionierung der Prüfkörper in der Prüfmaschine.

3.6 Untersuchung des Versagensmusters

Nach Abscherung der Kompositzylinder fand eine Inspektion der Bruchstelle unter dem Auflichtmikroskop bei 20-facher Vergrößerung (*LEICA EZA W*) statt, um das

Material und Methoden

Versagensmuster zu bestimmen. Hierbei wurden die Proben in kohäsives Versagen im Reparaturkomposit (Bruchverlauf im aufgeklebten Kompositzylinder), adhäsives Versagen (Bruchspalt entlang der Grenzfläche zwischen Klebefuge und Füge­teil) und kohäsives Versagen im Block (Herausbrechen einer Scherbe aus dem Ausgangswerkstück ohne Schaden an der Verklebung) eingeteilt.

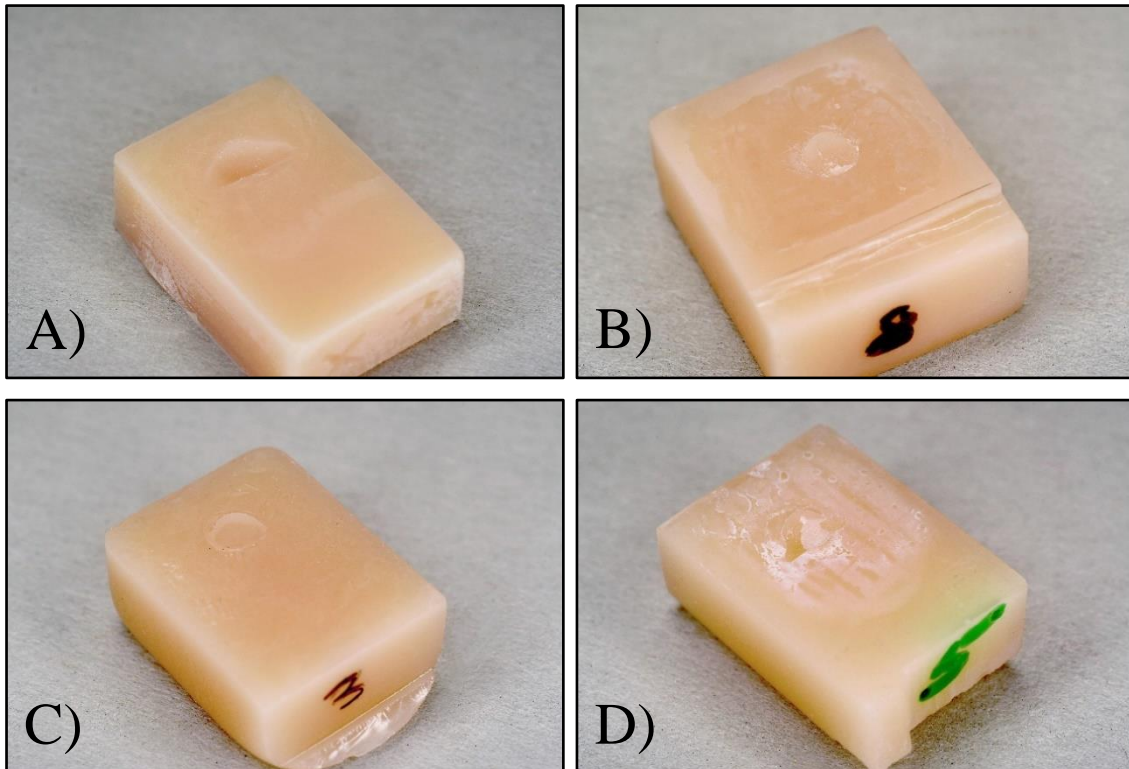


Abbildung 10: Makroskopische Aufnahme der vorkommenden Versagensmuster:

- A) Kohäsives Versagen im Block
- B) Kohäsives Versagen im Reparaturkomposit
- C) Adhäsives Versagen
- D) Kohäsives Versagen im Reparaturkomposit

Material und Methoden

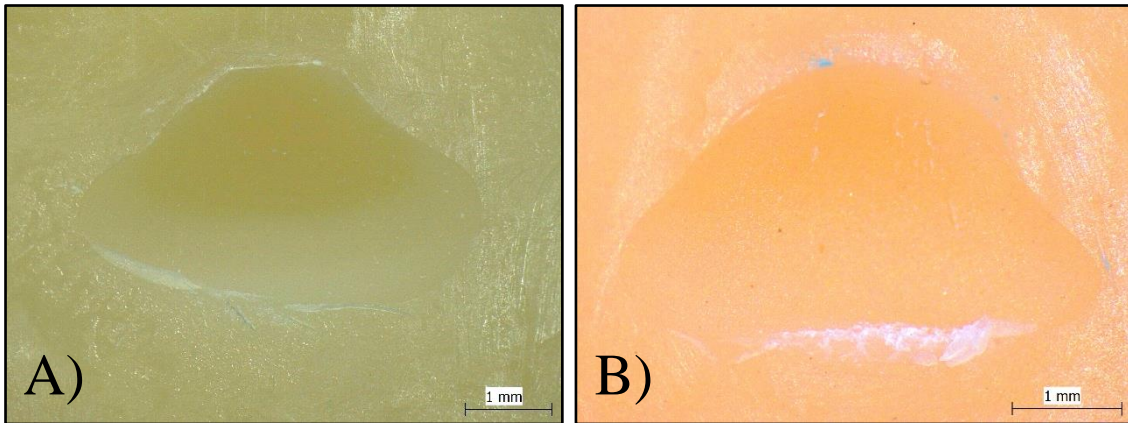


Abbildung 11: Mikroskopische Aufnahme des kohäsiven Versagensmusters im Block:

- A) Estenia™ C&B® Kontrollgruppe
- B) VITA Enamic® mit Thermocycling vor Verklebung

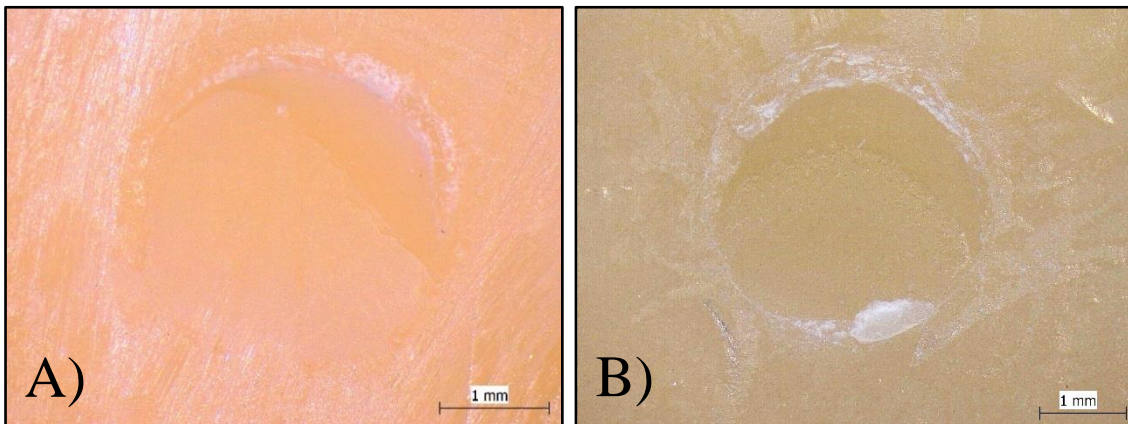


Abbildung 12: Mikroskopische Aufnahme des adhäsiven Versagensmusters

- A) IPS e.max® CAD mit Thermocycling vor Verklebung
- B) Estenia™ C&B® mit Thermocycling vor und nach Verklebung

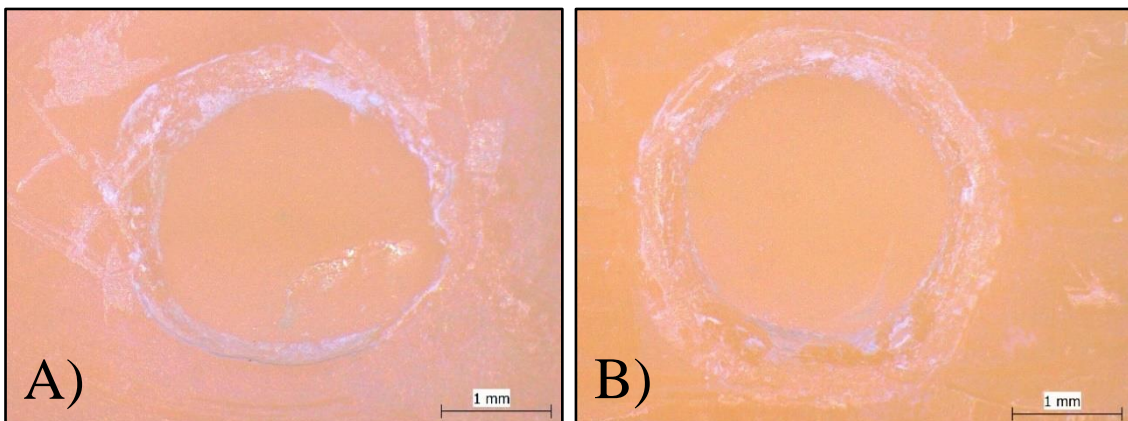


Abbildung 13: Mikroskopische Aufnahme des kohäsiven Versagensmusters im Reparaturkomposit:

- A) Grandio Blocs mit Thermocycling vor und nach Verklebung
- B) IPS e.max® CAD mit Thermocycling vor und nach Verklebung

3.7 Statistische Auswertung

Eine Probit-Darstellung nach Lilliefors ließ keine wesentliche Abweichung von einer Gaußschen Normalverteilung erkennen. Das bedeutet, dass in der Folge parametrische Tests verwendet werden konnten. Zum Beispiel konnte der t-Test statt des U-Tests für Berechnungen herangezogen werden. Die beobachteten Versagensmuster wurden folgendermaßen definiert:

- Kohäsives Versagen im Block: Die Bruchfläche befindet sich vollständig im Ausgangsmaterial.
- Kohäsives Versagen im Reparaturkomposit: Die Bruchstelle verläuft vollständig im aufgeklebten Reparatur-Zylinder.
- Adhäsives Versagen: Der Bruch verläuft innerhalb der Klebefuge.

Bei Betrachtung der Ergebnisse unter Berücksichtigung der künstlichen Alterung der Materialien unterschied man folgende Alterungsstufen:

- Alterung 0: keine Alterung
- Alterung 1: 10.000 Thermozyklen vor Verklebung
- Alterung 2: Je 10.000 Thermozyklen vor und nach Verklebung

Die folgenden statistischen Test und entsprechenden Formeln zu deren Berechnung wurden folgender Fachliteratur entnommen: Bortz et al. „*Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*“ (2011) ^[199], Hollander et al. „*Nonparametric statistical methods*“ (2013) ^[200], Kleinbaum et al. „*Survival analysis a self-learning text*“ (1996) ^[201] und Montgomery „*Design and analysis of experiments*“ (2017) ^[202].

Für die statistische Auswertung der Ergebnisse kamen diverse analytische Verfahren zum Einsatz. Unter der Voraussetzung einer gegebenen Gaußschen Normalverteilung wurde der t-Test verwendet, um die statistische Signifikanz der Differenz der Mittelwerte zweier Gruppen zu ermitteln. Im Falle einer ausgeprägten Abweichung von der Normalverteilung wurde der U-Test, auch als Wilcoxon-Mann-Whitney-Test bezeichnet, als Alternativmethode zum t-Test angewandt.

Um den Einfluss von bestimmten Faktoren, wie zum Beispiel der künstlichen Probenalterung auf die Verbundfestigkeit, zu ermitteln, wurde der ANOVA-Test herangezogen. Die ANOVA stellt ein statistisches Verfahren dar, welches zur

Identifikation signifikanter Unterschiede zwischen mehreren Gruppierungen genutzt wird. Die erfolgt mittels des Vergleichs der Varianz innerhalb und zwischen diesen Gruppen. Die Ergebnisse dieser Varianzanalyse werden durch den F-Wert sowie den p-Wert repräsentiert. Ein p-Wert kleiner als 0,05 weist auf signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten der jeweiligen Gruppierungen hin.

Falls eine Annahme der Normalverteilung nicht erfüllt war, wurden entweder der Mood-Median-Test oder der Kruskal-Wallis-Test als adäquate Alternativen zur ANOVA eingesetzt.

Der F-Test ist ein statistisches Verfahren, das die Äquivalenz der Varianzen zweier Stichproben prüft, um festzustellen, ob diese in einem homogenen Sinne übereinstimmen und demzufolge aus einer identischen Grundgesamtheit stammen. Die Varianzhomogenität ist eine Voraussetzung für den t-Test bei unabhängigen Stichproben, sowie Varianzanalysen (ANOVA). Ihre Gültigkeit wird durch den F-Test untersucht. Unter Zuhilfenahme des F-Tests werden zwei Stichproben aus normalverteilten Gesamtheiten dahingehend analysiert, ob signifikante Diskrepanzen in ihren Varianzen bestehen. Im Kontext der Varianzanalyse trägt der F-Test zur Beurteilung bei, ob bedeutende Varianzunterschiede zwischen zwei differierenden, normalverteilten Populationen bestehen. Somit fungiert er als ein Instrument zur allgemeinen Prüfung von Disparitäten zwischen zwei statistischen Kollektiven.

Der Chi-Quadrat-Test wurde eingesetzt, um die Unabhängigkeit zwischen zwei Variablen zu untersuchen und mögliche Zusammenhänge zu prüfen. Die Ergebnisse des Chi-Quadrat-Tests werden durch einen Chi-Quadrat-Wert und einen p-Wert dargestellt. Ein p-Wert unterhalb von 0,05 signalisiert das Vorliegen eines signifikanten Zusammenhangs zwischen den Variablen.

Der Fisher-Yates-Test wurde angewandt, um die Unabhängigkeit zweier spezifischer Merkmale zu überprüfen, zum Beispiel künstliche Probenalterung und Versagensmuster. Hierbei dient er als Alternative zum Chi-Quadrat-Test, dessen Anwendung keiner spezifischen Voraussetzungen bezüglich der Stichprobengröße bedarf.

Der Tarone-Ware-Test wurde genutzt, um eventuelle Differenzen in den Überlebensraten zwischen verschiedenen Gruppen zu ermitteln. Dieser Test vergleicht die Anzahl erwarteter und beobachteter Ereignisse zu jedem der Zeitpunkte miteinander. In diesem Kontext gewichtet der Tarone-Ware-Test – im Gegensatz zum Log-Rank-Test - frühere

Ereignisse etwas stärker. Insofern fungiert der Tarone-Ware-Test als ein Mittelweg zwischen dem Log-Rank-Test und dem Breslow-Test.

Der Log-Rank-Test wurde angewandt, um die „Überlebenswahrscheinlichkeiten“, beziehungsweise der Bestand der Kohäsion und Adhäsion der Elemente zweier Stichproben, miteinander verglichen.

Mittels des Mehta-Patel-Tests wurden die Medianwerte zwischen zwei untersuchten Gruppen auf Gleichheit überprüft.

Zusätzlich zu den statistischen Tests wurde bei signifikanten p-Werten die Effektstärke bestimmt. Dies erfolgte mittels folgender Programme: *Microsoft Excel* (Microsoft Corporation, Redmond, Vereinigte Staaten) und *G*Power* (Heinrich Heine Universität Düsseldorf, Deutschland). Die Berücksichtigung der Effektstärke ist essenziell, um die praktische Relevanz der Ergebnisse zu evaluieren. Die Effektstärke quantifiziert die Größe der Diskrepanz zwischen den Gruppen und veranschaulicht die Signifikanz dieser Unterschiede. Ermittelte Effektstärken wurden anhand ihrer Werte als geringfügiger (S) (Wert>0,2), mittelgradiger (M) (Wert>0,5) oder deutlicher (L) (Wert>0,8) Effekt klassifiziert^[203]. Hierbei ist zu beachten, dass eine niedrige Effektgröße keinesfalls bedeutet, dass die Ergebnisse irrelevant sind, sondern vielmehr darauf hinweisen kann, dass der Unterschied zwischen den Gruppen eventuell keine praxisrelevante Tragweite besitzt.

Zusätzlich wurde die Kaplan-Meier-Statistik als ergänzende statistische Methode angewandt, um beispielsweise die Kohäsion im Block zu untersuchen. Dieses Verfahren dient der Analyse von Überlebenszeiten von Ereignissen, ohne dass im Vorfeld Annahmen über die zugrunde liegende Verteilung dieser Überlebenszeiten getroffen werden. Sie schreitet schrittweise voran, um die Überlebensfunktion zu schätzen, und gibt die Wahrscheinlichkeit des Überlebens zu verschiedenen Zeitpunkten wieder. Zudem gestattet sie die Analyse von Unterschieden in den Überlebensraten zwischen verschiedenen Gruppen. Im Verlauf dieser Untersuchung finden die Begriffe "Adhäsionsrate" und "Kohäsionsrate" im Ergebnisbereich Anwendung. Die Adhäsionsrate beschreibt den Bestand der Adhäsion, also des Klebeverbundes. Die Kohäsionsrate beschreibt den Bestand der Kohäsion im Ausgangsmaterial (im Block) oder im Reparaturkomposit, also die Festigkeit des Materials^[199-202].

4 Ergebnisse

4.1 Scherkraft

Diese Studie basierte auf der Messung der maximalen Scherkraft an 216 Prüfkörpern. Zunächst wurde die Scherkraft der verschiedenen Materialien, getrennt in drei Materialgruppen dargestellt.

Tabelle 1: Scherkraft der untersuchten Materialklassen im Vergleich.

(1) Plastische Laborkomposite

(2) CAD/CAM Komposite

(3) CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken

$n_{\text{gesamt}} = 216$

$p_t = p$ aus t-Test

eff = Effektstärke: S = geringfügiger Effekt, M = mittelgradiger Effekt, L = großer Effekt

Materialklasse	n	F_{max} [N]		p_t	eff S-M-L
		MW	ST		
1 Plastische Laborkomposite	72	107.59	34.17	0.021*	0,39S
2 CAD/CAM Komposite	72	94.75	31.71		
1 plastische Laborkomposite	72	107.59	34.17	0.017*	0,40S
3 CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken	72	94.83	29.01		
2 CAD/CAM Komposite	72	94.75	31.71	0.99	
3 CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken	72	94.83	29.01		

Tabelle 1 zeigt die Scherkräfte der untersuchten Materialklassen im Vergleich. Eine Übersicht der Zuordnung der einzelnen Materialien zu den entsprechenden Materialklassen findet sich in Tabelle 24. Plastische Laborkomposite erreichen die höchsten Scherkräfte mit im Mittel $107,6 \pm 34,2$ N. Eine Varianzanalyse zwischen den drei Materialklassen ergibt $p_A = 0.021^*$ und $p_{KW} = 0.079$. Während der p-Wert des Kruskal-Wallis-Tests nicht signifikant ist, gilt der p-Wert des ANOVA-Tests (gegebene Normalverteilung) als signifikant. Es gab also signifikante Unterschiede hinsichtlich der gemessenen Scherkraft zwischen den Materialklassen. Die ermittelten Werte von 0,39 und 0,40 spiegeln zumeist kleine Effektstärken beim Vergleich der Scherkräfte zwischen den verschiedenen Materialgruppen wieder. Vergleicht man alle drei Gruppen miteinander, so hat die Materialgruppe mit einer Effektstärke von 0,19(S) einen vorwiegend geringen Einfluss auf die Scherkraftwerte.

Ergebnisse

Tabelle 2: Scherkraft aller untersuchten Materialien im Vergleich.

$$n_{\text{gesamt}} = 216$$

Materialklasse	Material	n	F _{max} [N]	
			MW	ST
1 Plastische Laborkomposite	Gradia® Plus	24	104.77	35.77
	SR Nexco®	24	101.57	29.28
	Estenia™ C&B®	24	116.42	36.61
4 CAD/CAM Komposite	Grandio Blocs	24	93.23	34.51
	Tetric® CAD	24	101.92	32.19
	Brilliant Crios®	24	89.11	28.07
7 CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken	Vita Enamic®	24	99.73	28.92
	VITABLOCS® Mark II	24	91.67	27.13
	IPS emax® CAD	24	93.08	31.42

Tabelle 2 zeigt die Scherkräfte aller untersuchten Materialien geordnet nach ihren Materialklassen. *Brilliant Crios®* erreicht die geringsten Scherkräfte mit im Mittel $89,1 \pm 28,1$ N. Eine Varianzanalyse zwischen den neun Materialien ergibt $p_A = 0.098$ und $p_{KW} = 0.024^*$. Der p-Wert des ANOVA-Tests ist nicht signifikant. Es gab also keinen signifikanten Unterschied bei der Scherkraft zwischen den einzelnen Materialien.

Tabelle 3: Vergleich der Scherkraft der untersuchten Materialien innerhalb der Materialgruppen.

$$n_{\text{gesamt}} = 216$$

$$p_t = p \text{ aus } t\text{-Test}$$

Materialklasse	Material	n	F _{max} [N]		p _t
			MW	ST	
1 Plastische Laborkomposite	0 Gradia® Plus	24	104.77	35.77	0.74
	1 SR Nexco®	24	101.57	29.28	
	0 Gradia® Plus	24	104.77	35.77	0.27
	2 Estenia™ C&B®	24	116.42	36.61	
	1 SR Nexco®	24	101.57	29.28	0.13
	2 Estenia™ C&B®	24	116.42	36.61	
2 CAD/CAM Komposite	0 Grandio Blocs	24	93.23	34.51	0.37
	1 Tetric® CAD	24	101.92	32.19	
	0 Grandio Blocs	24	93.23	34.51	0.65
	2 Brilliant Crios®	24	89.11	28.07	
	1 Tetric® CAD	24	101.92	32.19	0.15
	2 Brilliant Crios®	24	89.11	28.07	

Ergebnisse

3 CAD/CAM (Hybrid-)Keramiken	0	VITA Enamic®	24	99.73	28.92	0.32
	1	VITABLOCS® Mark II	24	91.67	27.13	
	0	VITA Enamic®	24	99.73	28.92	0.45
	2	IPS emax® CAD	24	93.08	31.42	
	1	VITABLOCS® Mark II	24	91.67	27.13	0.87
	2	IPS emax® CAD	24	93.08	31.42	

Tabelle 3 zeigt die Scherkräfte aller untersuchten Materialien im Vergleich innerhalb der Materialgruppen. Vita Enamic® zeigt innerhalb der Materialgruppe der CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken die höchste Scherkraft mit $99,7 \pm 28,9$ N.

Tabelle 4: Vergleich der Streuung der Scherkraft innerhalb der Materialklassen.

$n_{gesamt} = 216$
 $p_F = p$ aus F-Test
 $p_M = p$ aus Mood-Test

Materialklasse	Material	n	F _{max} [N]				
			MW	ST	p _F	p _M	
1 Plastische Laborkomposite	0	Gradia® Plus	24	104.77	35.77	0.17	0.33
	1	SR Nexco®	24	101.57	29.28		
	0	Gradia® Plus	24	104.77	35.77	0.46	0.95
	2	Estenia™ C&B®	24	116.42	36.61		
	1	SR Nexco®	24	101.57	29.28	0.15	0.28
	2	Estenia™ C&B®	24	116.42	36.61		
2 CAD/CAM Komposite	0	Grandio Blocs	24	93.23	34.51	0.37	0.75
	1	Tetric® CAD	24	101.92	32.19		
	0	Grandio Blocs	24	93.23	34.51	0.16	0.69
	2	Brilliant Crios®	24	89.11	28.07		
	1	Tetric® CAD	24	101.92	32.19	0.26	0.92
	2	Brilliant Crios®	24	89.11	28.07		
3 CAD/CAM (Hybrid-)Keramiken	0	VITA Enamic®	24	99.73	28.92	0.38	0.69
	1	VITABLOCS® Mark II	24	91.67	27.13		
	0	VITA Enamic®	24	99.73	28.92	0.35	0.12
	2	IPS emax® CAD	24	93.08	31.42		
	1	VITABLOCS® Mark II	24	91.67	27.13	0.24	0.16
	2	IPS emax® CAD	24	93.08	31.42		

Ergebnisse

In Tabelle 4 ist die Streuung der Scherkraft aller untersuchten Materialien und der Vergleich dieser innerhalb der Materialgruppen abgebildet. Mit 29,3 N weist *SR Nexco®* unter den plastischen Laborkompositen die geringste Streuung auf. Die p-Werte aus F-Test und Mood-Test sind mit Werten größer als 0,05 nicht signifikant. Dies legt dar, dass die Streuung der einzelnen Materialien sich innerhalb der Materialklassen nicht signifikant unterscheidet.

Tabelle 5: Vergleich der Streuung der Scherkraft zwischen den Materialklassen.

$$n_{\text{gesamt}} = 216$$

$$p_F = p \text{ aus F-Test}$$

$$p_M = p \text{ aus Mood-Test}$$

Materialklasse	n	F _{max} [N]		p _F	p _M
		MW	ST		
1 Plastische Laborkomposite	72	107.59	34.17	0.27	0.67
2 CAD/CAM Komposite	72	94.75	31.71		
1 Plastische Laborkomposite	72	107.59	34.17	0.085	0.29
3 CAD/CAM (Hybrid-)Keramiken	72	94.83	29.01		
2 CAD/CAM Komposite	72	94.75	31.71	0.23	0.42
3 CAD/CAM (Hybrid-)Keramiken	72	94.83	29.01		

Tabelle 5 vergleicht die Streuung der Scherkraft zwischen den Materialklassen. CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken weisen mit 29,0 N die geringste Streuung der Scherkraft auf. Mit p-Werten oberhalb von 0,05 stellen der F-Test und der Mood-Test dar, dass sich die Streuung der Scherkraft der untersuchten Materialklassen nicht signifikant unterschied.

Ergebnisse

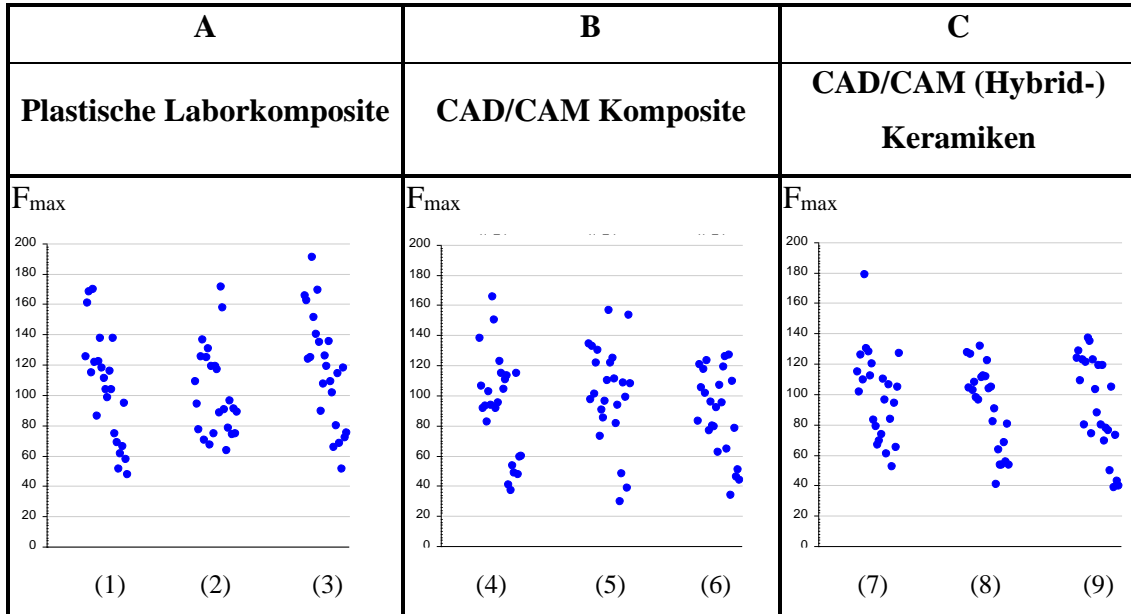


Abbildung 14: Scherkraft innerhalb der Materialklassen (unter Berücksichtigung der Alterung).
 links: Plastische Laborkomposite: (1) Gradia Plus, (2) SR Nexco, (3) Estenia™ C&B
 mittig: CAD/CAM Komposite: (4) Grandio Blocs, (5) Tetric CAD, (6) Brilliant Crios
 rechts: CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken: (7) VITA Enamic, (8) VITABLOCS Mark II,
 (9) IPS emax CAD

Abbildung 14 veranschaulicht die Verteilung der ermittelten Scherkraftwerte der neun untersuchten Materialien. Diese sind nach ihrer Materialklasse geordnet. Jedes untersuchte Material umfasste 24 Proben mit je 3 verschiedenen Alterungsstufen. Aus Abbildung 14 A ist zu entnehmen, dass eine Probe von *Estenia™ C&B®* mit einem Maximalwert von etwa 190 N die höchste gemessene Scherkraft zeigte. ($9 \times 24 = 216$ Proben, in jeder der 9 Gruppen sind 3 Alterungsstufen enthalten).

Ergebnisse

4.2 Einfluss der Alterung

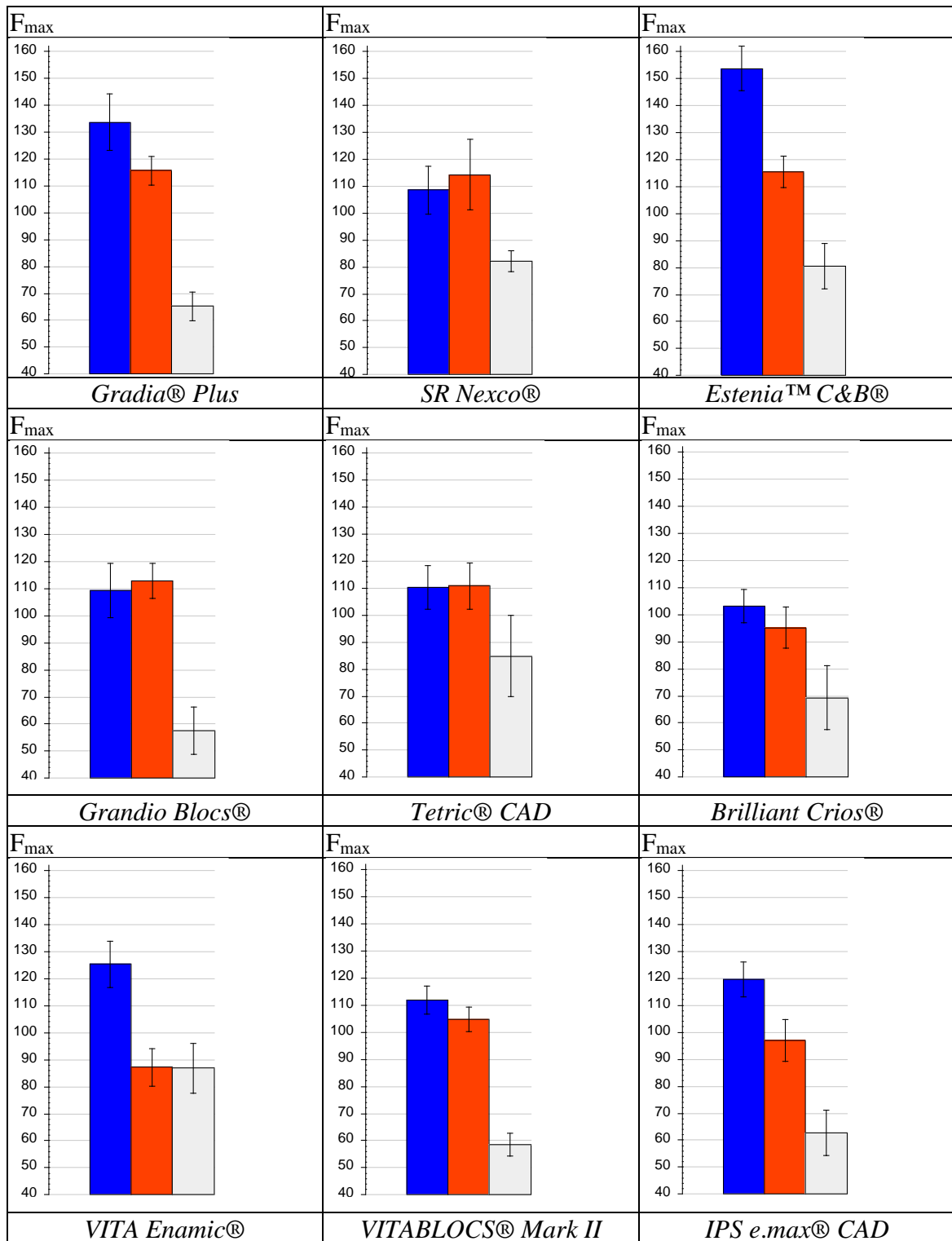


Abbildung 15: Einfluss der Alterung auf die Scherkraft der untersuchten Materialien.

blau: Alterungsstufe 0

rot: Alterungsstufe 1

grau: Alterungsstufe 2

Ergebnisse

Abbildung 15 zeigt den Einfluss der Alterung auf die Scherkraft der untersuchten Materialien. Im Mittel sinkt die Scherkraft nach Alterungsstufe 1 in der Gruppe der CAD/CAM Komposite am wenigsten. Alterungsstufe 2 führt zu vergleichbar niedrigen Scherkräften in allen Materialklassen. Lediglich bei den Proben von *VITA Enamic*® sind die Scherkräfte nach Alterungsstufe 1 und 2 nahezu identisch. Mit Ausnahme von *SR Nexco*®, *Grandio Blocs*® und *Tetric*® CAD werden ohne Voralterung bei allen Materialien die höchsten Scherkräfte erzielt. Diese liegt bei *Estenia*TM *C&B*® mit etwa 154 N am höchsten.

Ergebnisse

Tabelle 6: Vergleich der Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen.

0: Alterungsstufe 0

1: Alterungsstufe 1

2: Alterungsstufe 2

$n_{gesamt} = 216$

gesamt p: oberer Wert = p aus ANOVA-Test, unterer Wert = p aus Kruskal-Wallis-Test

*: Wert ist signifikant

eff = Effektstärke: S = geringfügiger Effekt, M = mittelgradiger Effekt, L = großer Effekt

	Alterung	n	F _{max} [N]		gesamt	0 - 1	1 - 2	eff
			MW	ST	p	p	p	S-M-L
Alle Proben	0	72	119.37	26.49		0,0013		0,75M
	1	72	105.83	22.83	(<0.000005***)	**	<0.000005	
	2	72	71.96	26.33	<0.000005***		***	
plastische Laborkomposite	0	24	131.83	31.30		0,042		0,75M
	1	24	115.01	23.91	(0.000005***)	*	<0.000005	
	2	24	75.93	18.33	<0.000005***		***	
CAD/CAM Komposite	0	24	107.44	22.43		0,85		0,76M
	1	24	106.26	22.05	(0.00001 ***)		0,0001	
	2	24	70.56	34.61	0.00028 ***		***	
CAD/CAM Keramiken	0	24	118.84	19.27		0,00018		1,05L
	1	24	96.23	19.15	(<0.000005***)	***	0,0001	
	2	24	69.41	24.12	<0.000005***		***	
Gradia® Plus	0	8	133.57	29.69		0,25		0,98L
	1	8	115.59	15.00	0.00001 ***		0,00001	
	2	8	65.16	14.93	0.00037 ***		***	
SR Nexco®	0	8	108.45	25.26		0,76		0,55M
	1	8	114.19	37.18	(0.058)		0,035	
	2	8	82.07	11.23	0.099		*	
Estenia™ C&B®	0	8	153.47	23.18		0,0019		1,29L
	1	8	115.25	16.41	<0.000005***	**	0,0042	
	2	8	80.54	23.56	0.00030 ***		**	
Grandio Blocs®	0	8	109.25	28.28		0,8		0,89L
	1	8	112.84	18.27	(0.00019 ***)		0,00016	
	2	8	57.60	24.42	0.0039 **		***	
Tetric® CAD	0	8	110.13	22.80		0,96		0,53M
	1	8	110.80	24.22	0.19		0,26	
	2	8	84.83	42.40	0.31			
Brilliant Crios®	0	8	102.95	17.29		0,51		0,83L
	1	8	95.13	21.50	0.034 *		0,19	
	2	8	69.24	33.40	0.098			
VITA Enamic®	0	8	125.19	23.96		0,0038		0,75M
	1	8	87.22	19.71	(0.0043 **)	**	0,98	
	2	8	86.79	25.96	0.0076 **			
VITABLOCS® Mark II	0	8	111.74	14.45		0,41		1,63L
	1	8	104.64	12.83	<0.000005***		<0.000005	
	2	8	58.64	12.05	0.00043 ***		***	
IPS emax® CAD	0	8	119.61	18.26		0,04		1,28L
	1	8	96.83	21.87	(0.00012 ***)	*	0,0099	
	2	8	62.80	23.74	0.00089 ***		**	

Ergebnisse

In Tabelle 6 werden die ermittelten Scherkräfte unter Berücksichtigung der verschiedenen Alterungsstufen verglichen. Das Signifikanzniveau wurde mit Hilfe des ANOVA-Tests bestimmt. Wenn an einer Stelle die Gaußsche Normalverteilung nicht gegeben war, wurde hierfür zusätzlich der Test nach Kruskal und Wallis herangezogen. Leere Felder wurden jeweils nicht verglichen. Die ermittelten Effektstärken reichen von 0,604 bis 1.374 und befinden sich somit im mittleren bis hohen Bereich. Betrachtet man beispielsweise die gemittelte Scherkraft von *Gradia® Plus* bei einer Alterung vor Verklebung und die gemittelte Scherkraft bei Alterung vor und nach Verklebung, ergibt sich bei letzterem eine Reduktion der Scherkraft von etwa 50,4 N. Die letzte Tabellenspalte zeigt die errechneten Effektstärken mit durchweg mittleren bis hohen Werten. Folglich hat die künstliche Probenalterung einen mäßigen bis hohen Einfluss auf die Scherkräfte.

4.3 Versagensmuster

Tabelle 7: Vorkommende Versagensmuster.

*n*_{gesamt}: 216

Versagensmuster	n	%
1 Kohäsiv im Block	161	74.54
2 Kohäsiv im Reparaturkomposit	34	15.74
3 Adhäsiv	21	9.72

Tabelle 7 zeigt die Häufigkeit der beobachteten Versagensmuster. Das insgesamt am häufigsten beobachtete Versagensmuster war mit 74,5 % das kohäsive Versagen im Block.

Tabelle 8: Vorkommen mehrerer Versagensmuster gleichzeitig.

*n*_{gesamt}: 216

Kohäsiv Block	Kohäsiv Reparaturkomposit	Adhäsiv	n	%
1	0	0	161	74.54
0	1	0	32	14.82
0	1	1	4	1.85
0	0	1	19	8.80

Ergebnisse

In Tabelle 8 ist das Vorkommen der verschiedenen Versagensmuster dargestellt. Bei 4 Proben traten zwei Versagensmuster gleichzeitig auf. War dies der Fall, trat ausschließlich die Kombination von kohäsivem Versagen im Reparaturkomposit und adhäsivem Versagen auf. Kohäsives Versagen im Block kam stets separat vor. Beim Auftreten von zwei Versagensmustern gleichzeitig wurde jeweils das deutlichere Muster ausgewählt. Im Speziellen wurde die Bruchfläche optisch geviertelt und pro Viertel das vorherrschende Versagensmuster bestimmt. Das prozentual dominierende Versagensmuster wurde dann für die gesamte Probe angenommen. Eine Verteilung von 50%-50% wurde in keinem der Fälle beobachtet.

4.3.1 Versagensmuster und Material

Tabelle 9: Versagensmuster unter Einbeziehen der Materialgruppe

$n_{gesamt} = 216$

$p_C = p$ aus dem Chi-Quadrat-Test

eff = Effektstärke: S = geringfügiger Effekt, M = mittelgradiger Effekt, L = großer Effekt

Materialgruppe	Versagensmuster						p _C	eff S-M-L
	kohäsiv im Block		kohäsiv im Reparaturkomposit		adhäsiv			
	n	%	n	%	n	%		
Plastische Laborkomposite	65	90.28%	3	4.17%	4	5.56%	<0.00000005***	0,30S
CAD/CAM Komposite	56	77.78%	16	22.22%	0	0.00%		
CAD/CAM (Hybrid-)Keramiken	40	55.56%	15	20.83%	17	23.61%		

Tabelle 9 stellt das Versagensmuster unter Berücksichtigung der Materialgruppen dar. Während bei CAD/CAM Kompositen keine Probe adhäsiv versagte, waren es bei CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken mit 23,6 % deutlich mehr. Der errechnete p-Wert aus dem Chi-Quadrat-Test zeigt, dass die unterschiedliche Verteilung der Versagensmuster zwischen den drei Materialgruppen signifikant ist. Die Materialgruppe hat einen kleinen Effekt (eff = 0,30, S) auf das Versagensmuster.

Ergebnisse

Tabelle 10: Versagensmuster der einzelnen Materialien

$$n_{\text{gesamt}} = 216$$

$p_C = p$ aus dem Chi-Quadrat-Test

eff = Effektstärke: S = geringfügiger Effekt, M = mittelgradiger Effekt, L = großer Effekt

Versagensmuster

Material	Kohäsiv im Block		Kohäsiv im Reparatur -komposit		adhäsiv		pc	eff S-M-L
	n	%	n	%	n	%		
<i>Gradia® Plus</i>	22	91.67%	2	8.33%	0	0.00%	<0.00000005*** _C	0,59M
<i>SR Nexco®</i>	24	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>Estenia™ C&B®</i>	19	79.17%	1	4.17%	4	16.67%		
<i>Grandio Blocs®</i>	17	70.83%	7	29.17%	0	0.00%		
<i>Tetric® CAD</i>	19	79.17%	5	20.83%	0	0.00%		
<i>Brilliant Crios®</i>	20	83.33%	4	16.67%	0	0.00%		
<i>VITA Enamic®</i>	23	95.83%	1	4.17%	0	0.00%		
<i>VITABLOCS® Mark II</i>	17	70.83%	7	29.17%	0	0.00%		
<i>IPS emax® CAD</i>	0	0.00%	7	29.17%	17	70.83%		

In Tabelle 10 wird das Vorkommen der Versagensmuster bezogen auf alle verwendeten Materialien betrachtet. *IPS emax® CAD* ist das einzige Material, bei dem mit 70,8 % adhäsives Versagen am häufigsten beobachtet wurde. Der errechnete p-Wert aus dem Chi-Quadrat-Test zeigt, dass die unterschiedliche Verteilung der Versagensmuster zwischen den einzelnen Materialien signifikant ist. Mit einer Effektstärke von 0,59 hat das Material einen mittleren Einfluss auf das Versagensmuster.

4.3.2 Versagensmuster und Alterung

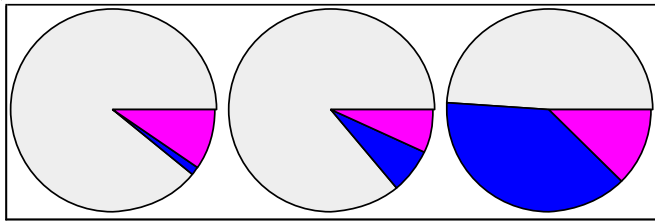


Abbildung 16: Versagensmuster in Abhängigkeit der Alterung der Proben
 grau: kohäsives Versagen im Block
 blau: kohäsives Versagen im Reparaturkomposit
 pink: adhäsives Versagen
 links: Alterungsstufe 0
 mittig: Alterungsstufe 1
 rechts: Alterungsstufe 2

Abbildung 16 zeigt das Vorkommen der beobachteten Versagensmuster in Bezug auf die verschiedenen Alterungsstufen ab. Der Anteil von kohäsivem Versagen im Reparaturkomposit stieg mit jeder Alterungsstufe an. Der Anteil von kohäsivem Versagen im Block betrug bei Alterung vor und nach Verklebung noch weniger als 50 %.

Tabelle 11: Versagensmuster der Materialgruppen unter Berücksichtigung der Alterung

$p_C = p$ aus Chi-Quadrat-Test

$p_{MP} = p$ aus Test nach Mehta und Patel

eff = Effektstärke: S = geringfügiger Effekt, M = mittelgradiger Effekt, L = großer Effekt

Materialgruppe	Versagensmuster						p	eff
	kohäsiv im Block		kohäsiv im Reparaturkomposit		adhäsiv			
	n	%	n	%	n	%		
Alterungsstufe 0								
plastische Laborkomposite	24	100.00%	0	0.00%	0	0.00%	0.00018*** _{MP}	0,35S
CAD/CAM Komposite	24	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
CAD/CAM Keramiken	16	66.67%	1	4.17%	7	29.17%		
Alterungsstufe 1								
plastische Laborkomposite	23	95.83%	1	4.17%	0	0.00%	0.00064*** _C	0,35S
CAD/CAM Komposite	24	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
CAD/CAM Keramiken	15	62.50%	4	16.67%	5	20.83%		
Alterungsstufe 2								
plastische Laborkomposite	18	75.00%	2	8.33%	4	16.67%	0.000057*** _C	0,38S
CAD/CAM Komposite	8	33.33%	16	66.67%	0	0.00%		
CAD/CAM Keramiken	9	37.50%	10	41.67%	5	20.83%		

Ergebnisse

In Tabelle 11 sind die Versagensmuster der Materialgruppen unter Berücksichtigung der Alterung aufgeführt. Bei den CAD/CAM Kompositen zeigt sich auch nach Alterungsstufe 1 zu 100 % kohäsives Versagen als beobachtetes Versagensmuster. Die errechneten p-Werte aus dem Mehta-Patel-Test (p_{MP}) und dem Chi-Quadrat-Test (p_C) zeigen bei allen Alterungsstufen signifikante Unterschiede bezüglich des vorkommenden Versagensmusters zwischen den Materialgruppen. Die niedrigen Effektstärken zwischen 0,35 und 0,38 zeigen, dass in allen drei künstlichen Alterungsstufen die Materialgruppe einen eher geringen Einfluss auf das Versagensmuster hat. Ermittelt man zusätzlich die Effektstärken bei Vergleich der verschiedenen Alterungsstufen innerhalb einer Materialgruppe so zeigt sich für die plastischen Komposite und die CAD/CAM Keramiken mit einem Wert von 0,28 eher ein kleiner Effekt. Bei den CAD/CAM Kompositen beträgt die Effektstärke beim Vergleich aller Alterungsstufen einen mittleren Wert von 0,76. Folglich hat die künstliche Probenalterung auf die CAD/CAM Kompositen mutmaßlich einen stärkeren Einfluss auf das Versagensmuster als auf die anderen zwei Materialgruppen.

Ergebnisse

Tabelle 12: Versagensmuster der einzelnen Materialien unter Berücksichtigung der Alterung

$p_C = p$ aus Chi-Quadrat-Test

$p_{MP} = p$ aus Test nach Mehta und Patel

*= signifikant

eff = Effektstärke: S = geringfügiger Effekt, M = mittelgradiger Effekt, L = großer Effekt

Material	Versagensmuster						p	eff
	kohäsiv im Block		kohäsiv im Reparaturkomposit		adhäsiv			
	n	%	n	%	n	%		
Alterungsstufe 0								
<i>Gradia® Plus</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>SR Nexco®</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>Estenia™ C&B®</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>Grandio Blocs®</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>Tetric® CAD</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>Brilliant Crios®</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>VITA Enamic®</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>VITABLOCS® Mark II</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>IPS emax® CAD</i>	0	0.00%	1	12.50%	7	87.50%		
							p	eff
							<0.00000005*** _{MP}	0,71M
Alterungsstufe 1								
<i>Gradia® Plus</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>SR Nexco®</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>Estenia™ C&B®</i>	7	87.50%	1	12.50%	0	0.00%		
<i>Grandio Blocs®</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>Tetric® CAD</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>Brilliant Crios®</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>VITA Enamic®</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>VITABLOCS® Mark II</i>	7	87.50%	1	12.50%	0	0.00%		
<i>IPS emax® CAD</i>	0	0.00%	3	37.50%	5	62.50%		
							p	eff
							<0.00000005*** _{MP}	0,66M
Alterungsstufe 2								
<i>Gradia® Plus</i>	6	75.00%	2	25.00%	0	0.00%		
<i>SR Nexco®</i>	8	100.00%	0	0.00%	0	0.00%		
<i>Estenia™ C&B®</i>	4	50.00%	0	0.00%	4	50.00%		
<i>Grandio Blocs®</i>	1	12.50%	7	87.50%	0	0.00%		
<i>Tetric® CAD</i>	3	37.50%	5	62.50%	0	0.00%		
<i>Brilliant Crios®</i>	4	50.00%	4	50.00%	0	0.00%		
<i>VITA Enamic®</i>	7	87.50%	1	12.50%	0	0.00%		
<i>VITABLOCS® Mark II</i>	2	25.00%	6	75.00%	0	0.00%		
<i>IPS emax® CAD</i>	0	0.00%	3	37.50%	5	62.50%		
							p	eff
							<0.00000005*** _C	0,67M

Tabelle 12 bildet das Versagensmuster der einzelnen Materialien unter Berücksichtigung der verschiedenen Alterungsstufen ab. Mit 62,5 % zeigte *IPS emax® CAD* nach Alterung adhäsives Versagen als häufigstes Versagensmuster. Die ermittelten p-Werte aus dem Mehta-Patel-Test (p_{MP}) sowie dem Chi-Quadrat-Test (p_C) sind signifikant. Dies zeigt bei allen Alterungsstufen signifikante Unterschiede bezüglich des vorkommenden Versagensmusters zwischen den einzelnen Materialien. Die berechneten Effektstärken

Ergebnisse

haben Werte zwischen 0,66 und 0,71. Folglich haben die Materialien bei Betrachtung allen drei Alterungsstufen einen mittelstarken Einfluss auf das Versagensmuster.

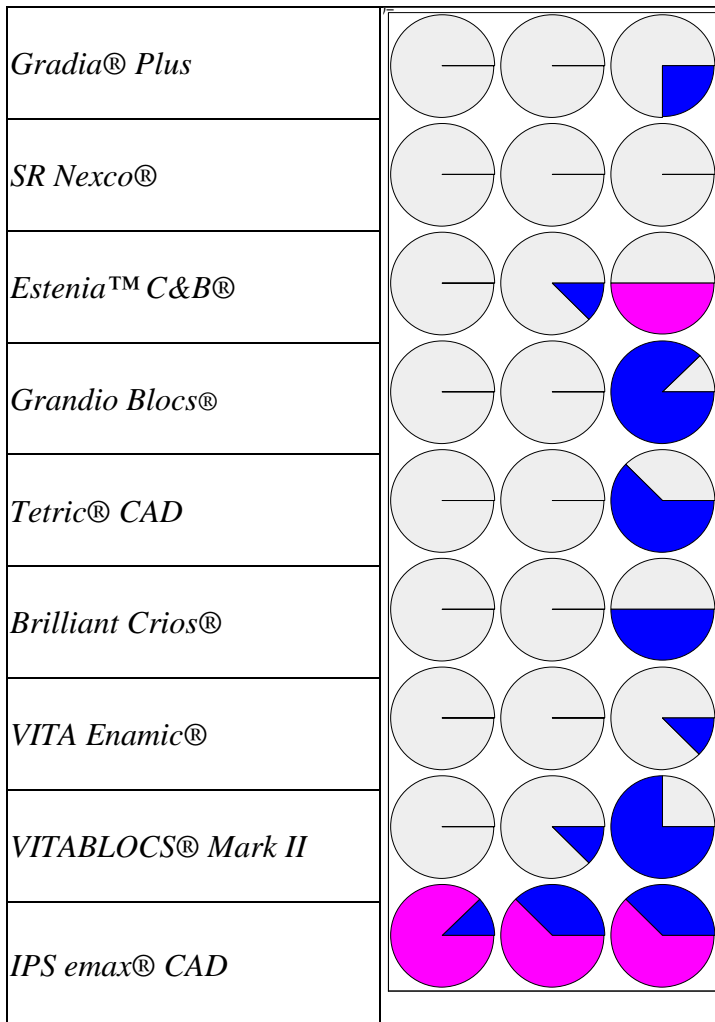


Abbildung 17: Versagensmuster der einzelnen Materialien unter Berücksichtigung der Alterungsstufen
 grau: kohäsives Versagen im Block
 blau: kohäsives Versagen im Reparaturkomposit
 pink: adhäsives Versagen
 links: Alterungsstufe 0
 mittig: Alterungsstufe 1
 rechts: Alterungsstufe 2

In Abbildung 17 ist das Vorkommen verschiedener Versagensmuster der einzelnen Materialien unter Berücksichtigung der Alterung dargestellt. Bei allen Materialien außer *SR Nexco®*, *Estenia™ C&B®* und *IPS emax® CAD*, stieg das Vorkommen von kohäsivem Versagen im Reparaturkomposit bei Alterung vor und nach Verklebung deutlich an.

Ergebnisse

4.3.3 Scherkraft und Versagensmuster

Tabelle 13: Zusammenhang von Scherkraft und Versagensmuster.

$p_{KW} = p$ aus Test nach Kruskal und Wallis

$p_U = p$ aus U-Test nach Mann und Whitney

*= signifikant

eff = Effektstärke: S = geringfügiger Effekt, M = mittelgradiger Effekt, L = großer Effekt

Versagensmuster	n	F _{max} [N]		p	eff
		MW	ST		S-M-L
1 kohäsiv im Block	161	107.74	27.12	<0.000005*** _{KW}	
2 kohäsiv im Reparaturkomposit	34	59.20	24.14		
3 adhäsiv	21	96.99	30.59		
1 kohäsiv im Block	161	107.74	27.12	<0.000005*** _U	1,82L
2 kohäsiv im Reparaturkomposit	34	59.20	24.14		
1 kohäsiv im Block	161	107.74	27.12	0.30 _U	
3 adhäsiv	21	96.99	30.59		
2 kohäsiv im Reparaturkomposit	34	59.20	24.14	0.00003*** _U	1,41L
3 adhäsiv	21	96.99	30.59		

Tabelle 13 verdeutlicht den Zusammenhang von gemittelter Scherkraft und Versagensmuster. Bei kohäsivem Versagen im Block wurde im Mittel eine Scherkraft von 107,7 N und somit die höchsten Werte - verglichen mit den anderen Versagensmustern - gemessen. Die ermittelten p-Werte nach dem Kruskal-Wallis-Test (p_{KW}) sowie dem U-Test (p_U) waren signifikant. Generell unterschied sich die erreichte Scherkraft signifikant in Abhängigkeit vom Versagenstyp. Lediglich beim Vergleich der kohäsiven Versager im Block und der adhäsiven Versager war der Unterschied nicht signifikant. Die ermittelten Effektstärken beim Vergleich des Versagensmusters 2 (kohäsiv im Reparaturkomposit) mit den anderen beiden Versagensmustern waren mit Werten von 1,82 und 1,41 groß. Demnach korreliert ein kohäsives Versagen im Reparaturkomposit augenscheinlich stark mit geringeren Scherkräften. Die Effektstärke der gesamten Tabelle beläuft sich auf 0,65, wonach das Versagensmuster insgesamt einen mäßigen Einfluss auf die Scherkraft hat.

Ergebnisse

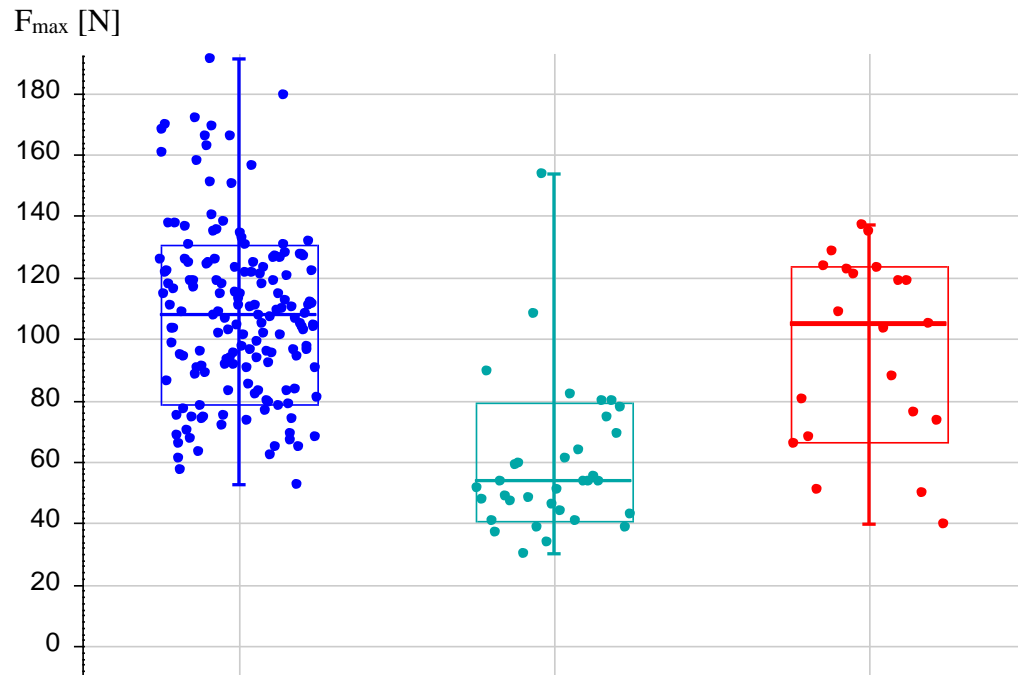


Abbildung 18: Versagensmuster unter Berücksichtigung der Scherkraft.
blau: kohäsives Versagen im Block ($n=161$)
grün: kohäsives Versagen im Filtek ($n=34$)
rot: adhäsives Versagen ($n=21$)

In Abbildung 18 ist die Verteilung des Versagensmusters im Hinblick auf die gemessene Scherkraft aufgezeigt. Bei kohäsivem Versagen im Reparaturkomposit wurden insgesamt die geringsten Scherkräfte mit einem Tiefstwert von etwa 30 N gemessen.

Ergebnisse

Tabelle 14: Scherkraft und Versagensmuster nach Materialgruppe und künstlicher Probenalterung.
eff = Effektstärke: S = geringfügiger Effekt, M = mittelgradiger Effekt, L = großer Effekt

	Versagensmuster									p	eff S-M-L
	kohäsiv im Block			kohäsiv im Reparaturkomposit			adhäsiv				
	n	F _{max} [N]		n	F _{max} [N]		n	F _{max} [N]			
MW		ST	MW		ST	MW		ST			
Alle Alterungsstufen											
Plastische Laborkomposite	65	112,20	32,39	3	62,70	23,08	4	66,27	11,91	0.0019*	0,43S
CAD/CAM Komposite	56	105,78	21,74	16	56,17	31,40	0	–	–	<0.000005**	2,06L
CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken	40	103,25	23,89	15	61,72	14,89	17	104,22	29,18	0.00001***	0,54M
Alterung 0											
Plastische Laborkomposite	24	131,83	31,30	0	–	–	0	–	–	–	–
CAD/CAM Komposite	24	107,44	22,43	0	–	–	0	–	–	–	–
CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken	16	118,46	20,34	1	79,97	–	7	125,28	9,46	0.018	–
Alterung 1											
Plastische Laborkomposite	23	116,13	23,79	1	89,25	–	0	–	–	–	–
CAD/CAM Komposite	24	106,26	22,05	0	–	–	0	–	–	–	–
CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken	15	96,85	18,67	4	76,25	5,82	5	110,35	14,64	0.038*	0,56M
Alterung 2											
Plastische Laborkomposite	18	81,02	17,24	2	49,43	2,82	4	66,27	11,91	0.031*	0,56M
CAD/CAM Komposite	8	99,33	20,12	16	56,17	31,40	0	–	–	0.0018**	1,53L
CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken	9	86,89	23,56	10	54,08	11,74	5	68,60	25,45	0.014*	0,62M

Tabelle 14 stellt das Vorkommen verschiedener Versagensmuster sortiert nach Materialgruppen unter Einfluss der verschiedenen Alterungsstufen dar. Nach Alterung vor und nach Verklebung versagten in der Gruppe der CAD/CAM Komposite 16 Proben – somit die Mehrheit – kohäsiv im Reparaturkomposit bei einer gemittelten Scherkraft von 56,2 N. Betrachtet man die Effektstärken, hat eine Alterung - insbesondere die Alterung vor und nach Verklebung - einen merklichen Einfluss auf das Versagensmuster. Besonders stark zeigt sich dieser Effekt bei den CAD/CAM Kompositen.

Ergebnisse

Tabelle 15: Scherkraft und Versagensmuster nach Material und künstlicher Probenalterung.
eff = Effektstärke: *S* = geringfügiger Effekt, *M* = mittelgradiger Effekt, *L* = großer Effekt
Versagensmuster

	kohäsiv im Block			kohäsiv im Filtek			adhäsiv			p	eff S-M-L
	n	F _{max} [N]		n	F _{max} [N]		n	F _{max} [N]			
		MW	ST		MW	ST		MW	ST		
Alle Alterungsstufen											
<i>Gradia</i> ® Plus	22	109,80	32,90	2	49,43	2,82	0	–	–	0.022*	1,88L
<i>SR Nexco</i> ®	24	101,57	29,28	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>Estenia</i> ™ C&B®	19	128,41	30,61	1	89,25	–	4	66,27	11,91	0.0035**	0,78M
<i>Grandio Blocs</i> ®	17	111,26	22,36	7	49,44	8,63	0	–	–	0.00016* **	3,16L
<i>Tetric</i> ® CAD	19	108,84	21,24	5	75,62	53,27	0	–	–	0.17	–
<i>Brilliant Crios</i> ®	20	98,20	20,57	4	43,64	7,13	0	–	–	0.0019**	2,83L
<i>VITA Enamic</i> ®	23	101,41	28,34	1	61,06	–	0	–	–	–	–
<i>VITABLOCS</i> ® Mark II	17	105,75	16,58	7	57,49	12,79	0	–	–	0.00026* **	3,09L
<i>IPS emax</i> ® CAD	0	–	–	7	66,05	17,62	17	104,22	29,18	0.0084**	1,44L
Alterung 0											
<i>Gradia</i> ® Plus	8	133,57	29,69	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>SR Nexco</i> ®	8	108,45	25,26	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>Estenia</i> ™ C&B®	8	153,47	23,18	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>Grandio Blocs</i> ®	8	109,25	28,28	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>Tetric</i> ® CAD	8	110,13	22,80	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>Brilliant Crios</i> ®	8	102,95	17,29	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>VITA Enamic</i> ®	8	125,19	23,96	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>VITABLOCS</i> ® Mark II	8	111,74	14,45	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>IPS emax</i> ® CAD	0	–	–	1	79,97	–	7	125,28	9,46	–	–
Alterung 1											
<i>Gradia</i> ® Plus	8	115,59	15,00	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>SR Nexco</i> ®	8	114,19	37,18	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>Estenia</i> ™ C&B®	7	118,96	13,62	1	89,25	–	0	–	–	–	–
<i>Grandio Blocs</i> ®	8	112,84	18,27	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>Tetric</i> ® CAD	8	110,80	24,22	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>Brilliant Crios</i> ®	8	95,13	21,50	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>VITA Enamic</i> ®	8	87,22	19,71	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>VITABLOCS</i> ® Mark II	7	107,86	9,74	1	82,04	–	0	–	–	–	–
<i>IPS emax</i> ® CAD	0	–	–	3	74,32	5,33	5	110,35	14,64	0.025*	2,92L
Alterung 2											
<i>Gradia</i> ® Plus	6	70,41	13,36	2	49,43	2,82	0	–	–	0.046*	1,71L
<i>SR Nexco</i> ®	8	82,07	11,23	0	–	–	0	–	–	–	–
<i>Estenia</i> ™ C&B®	4	94,81	24,69	0	–	–	4	66,27	11,91	0.083	–
<i>Grandio Blocs</i> ®	1	114,71	–	7	49,44	8,63	0	–	–	–	–
<i>Tetric</i> ® CAD	3	100,18	7,17	5	75,62	53,27	0	–	–	0.65	–
<i>Brilliant Crios</i> ®	4	94,837	28,35	4	43,64	7,13	0	–	–	0.21*	2,48L
<i>VITA Enamic</i> ®	7	90,468	25,69	1	61,06	–	0	–	–	–	–
<i>VITABLOCS</i> ® Mark II	2	74,374	8,85	6	53,39	7,45	0	–	–	0.046*	2,72L
<i>IPS emax</i> ® CAD	0	–	–	3	53,14	21,31	5	68,6	25,45	0.46	–

Tabelle 15 zeigt die beobachteten Versagensmuster und ermittelten Scherkräfte der einzelnen Materialien unter Berücksichtigung der Alterungsstufen. Betrachtet man die Proben von *IPS emax*® CAD, so fällt auf, dass keine der Proben kohäsiv im

Ergebnisse

Reparaturkomposit brachen. Mit 17 von 24 Proben war das insgesamt am häufigsten vorkommende Versagensmuster von *IPS emax® CAD* adhäsives Versagen bei einer gemittelten Scherkraft von 104,2 N. Vergleicht man die einzelnen Materialien untereinander so scheint auch hier die künstliche Probenalterung einen deutlichen Einfluss auf das Versagensmuster zu haben. Wie auch beim Vergleich der Materialgruppen zeigt sich dieser Effekt vor allem bei Alterungsstufe 2.

4.3.4 Kaplan-Meier-Statistik

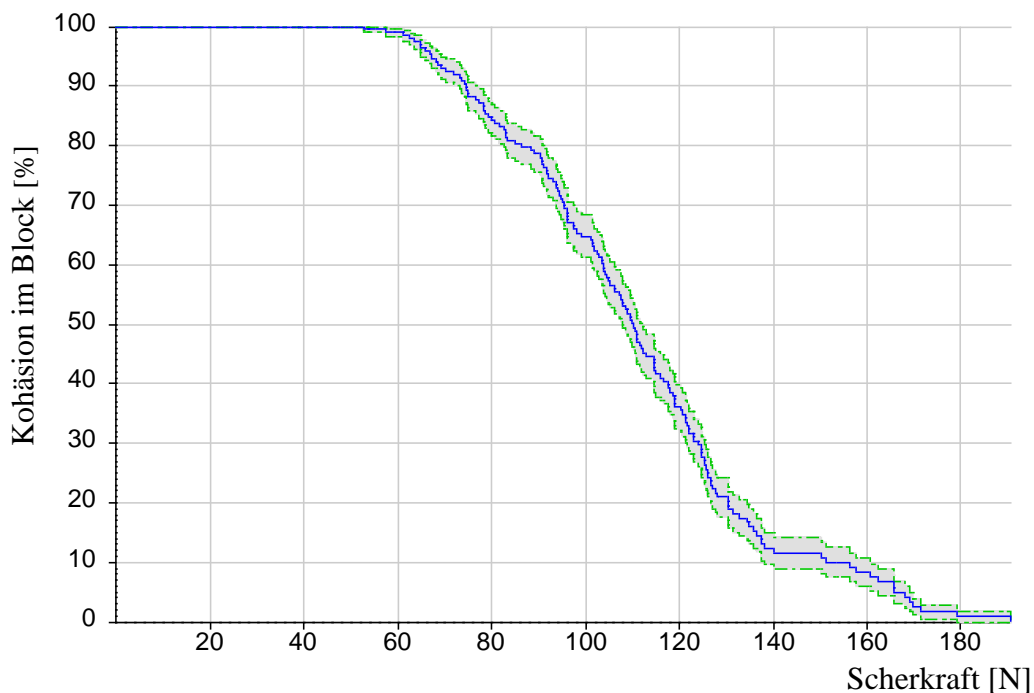


Abbildung 19: Bestand der Kohäsion im Block nach Scherkraft.
 $n=216$

In Abbildung 19 ist die Festigkeit des Blocks, also des Ausgangsmaterials unabhängig von Voralterung und Material abgebildet. Unter Zuhilfenahme der Kaplan Meier Statistik können auch jene Proben, welche nicht kohäsiv im Block gebrochen sind, mit in die Statistik einbezogen werden. Der Graph zeigt den Prozentsatz mit 95 % Streubereich aller 216 Blöcke, die bei der jeweiligen Scherkraft, welche auf der x-Achse abzulesen ist, noch kein Versagen der Kohäsion im Block zeigten. Bei einer Scherkraft von 100 N besteht bei etwa 60 % der 216 Proben die Kohäsion im Block fort.

Ergebnisse

Tabelle 16: Kohäsionsrate im Block nach Scherkraft.

F_{\max} [N]	n in Beobachtung	Kohäsionsrate [%]	Untergrenze	Obergrenze
0	216	100.0	–	–
50	200	100.0	100.0	100.0
100	112	64.7	61.2	68.3
150	15	11.5	8.9	14.1
200	0	0.0	-0.8	0.8

Tabelle 16 enthält den Prozentsatz an noch intakten Blöcken (noch nicht kohäsiv versagt) bei festgelegten Scherkraftwerten. Die anderen Versagenstypen (kohäsives Versagen im Reparaturkomposit, adhäsives Versagen) gelten als zensiert. Zusätzlich sind Ober- und Untergrenzen der Prozentsätze der Standardabweichung angegeben. Bei einer Scherkraft von 50 N sind noch 112 Blöcke intakt, was einer Kohäsionsrate von 65 % entspricht.

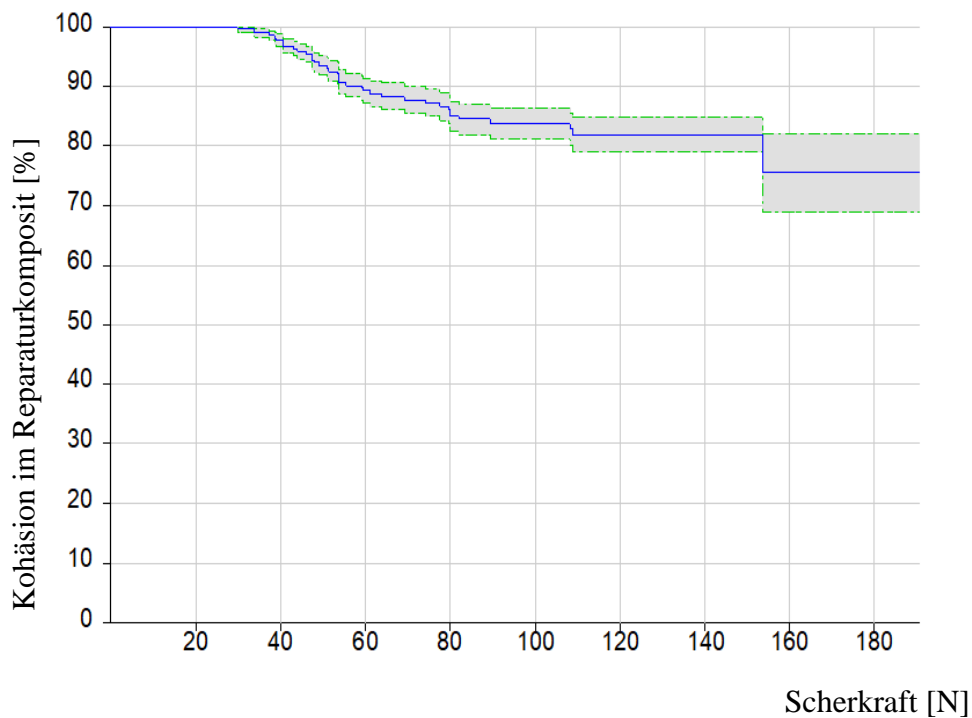


Abbildung 20: Bestand der Kohäsion im Reparaturkomposit nach Scherkraft.

$n=216$

Abbildung 20 beschreibt den Prozentsatz mit 95 % Streubereich aller 216 Blöcke, die bei der jeweiligen Scherkraft noch kein Versagen im Reparaturkomposit zeigten. Bei einer Scherkraft von 100 N besteht bei etwa 85 % der Proben die Kohäsion im Reparaturkomposit fort.

Ergebnisse

Tabelle 17: Kohäsionsrate im Reparaturkomposit nach Scherkraft.

F_{\max} [N]	n in Beobachtung	Kohäsionsrate [%]	Untergrenze	Obergrenze
0	216	100.0	–	–
50	200	93.5	91.8	95.2
100	112	83.8	81.2	86.4
150	15	81.9	79.1	84.8
200	0	75.6	69.0	82.2

In Tabelle 17 ist der Prozentsatz an noch bestehender Kohäsion im Filtek bei festgelegten Scherkraftwerten aufgezeigt. Die anderen Versagenstypen (kohäsives Versagen im Block, adhäsives Versagen) gelten als zensiert. Zusätzlich sind Ober- und Untergrenzen dieser Prozentsätze aus der Standardabweichung angegeben. Bei einer Scherkraft von 100 N besteht bei 112 Proben die Kohäsion im Reparaturkomposit fort, was einer Kohäsionsrate von 84 % entspricht.

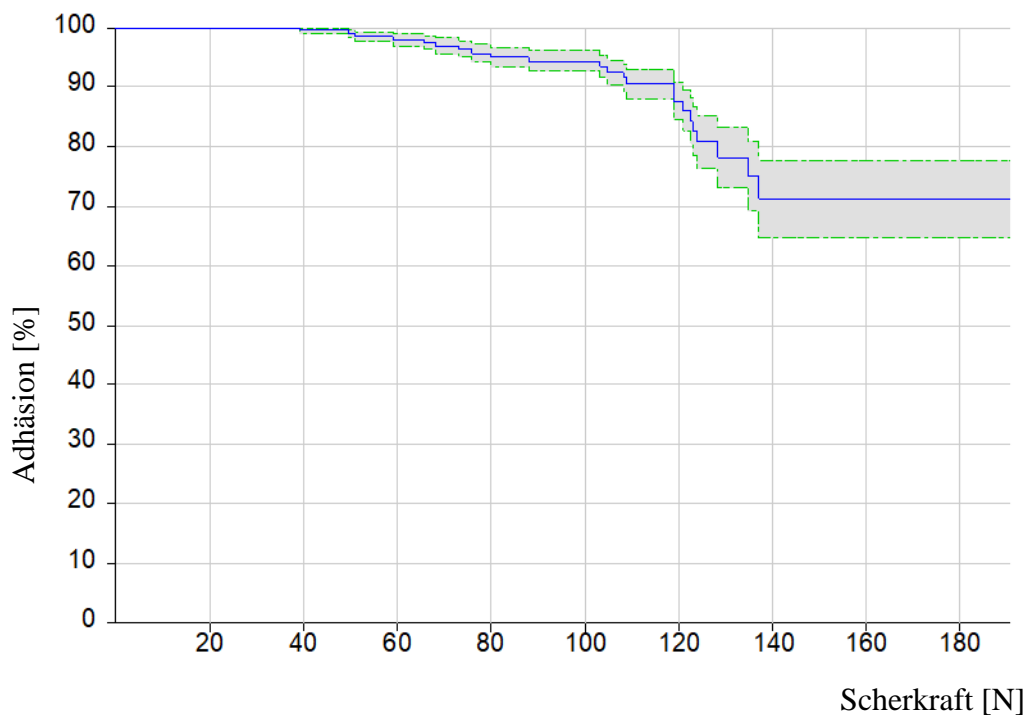


Abbildung 21: Bestand der Adhäsion nach Scherkraft.
n=216

Abbildung 21 gibt den Prozentsatz mit 95 % Streubereich aller 216 Blöcke, die bei der jeweiligen Scherkraft noch kein adhäsives Versagen zeigten, wieder. Bei einer Scherkraft von 100 N besteht bei etwa 95 % der Proben die Adhäsion fort.

Ergebnisse

Tabelle 18: Adhäsionsrate nach Scherkraft.

$n_{\text{gesamt}} = 216$

F_{max} [N]	n in Beobachtung	Adhäsionsrate [%]	Untergrenze	Obergrenze
0	216	100.0	–	–
50	200	99.0	98.3	99.7
100	112	94.4	92.7	96.2
150	15	71.2	64.7	77.8
200	0	71.2	64.7	77.8

Tabelle 18 zeigt den Prozentsatz an noch bestehender Adhäsion bei festgelegten Scherkraftwerten. Die anderen Versagenstypen (kohäsives Versagen im Block, kohäsives Versagen im Reparaturkomposit) gelten als zensiert. Zusätzlich sind Ober- und Untergrenzen dieser Prozentsätze aus der Standardabweichung angegeben. Bei einer Scherkraft von 200 N besteht bei 112 Proben die Adhäsion fort, was einer Adhäsionsrate von 71 % entspricht.

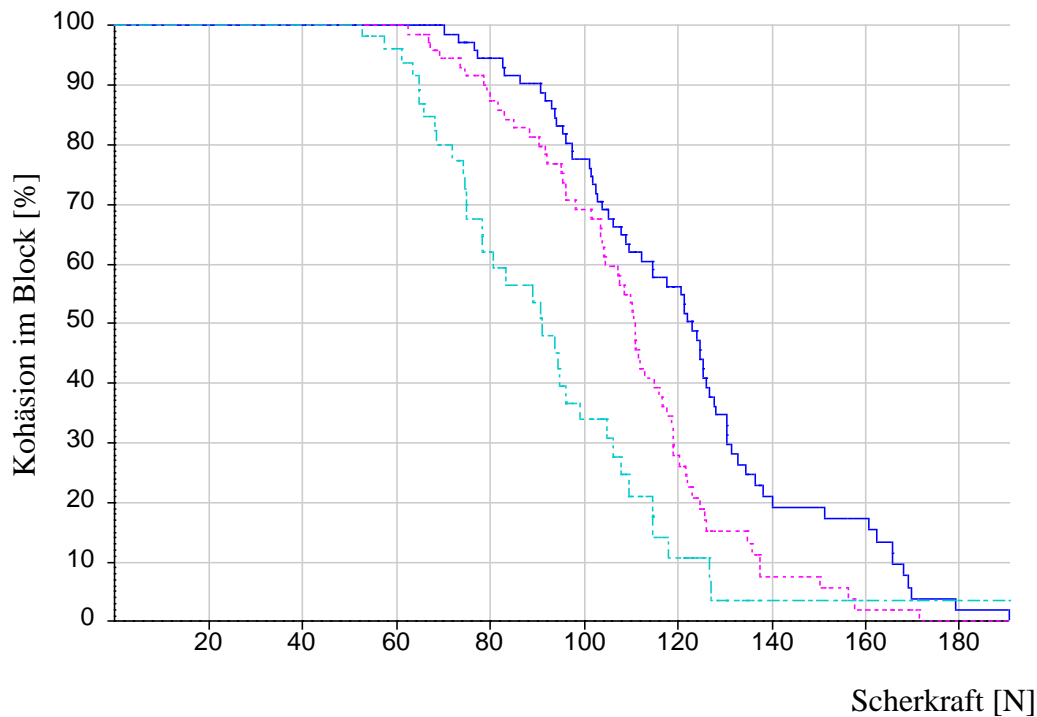


Abbildung 22: Bestand der Kohäsion im Block nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen.

- Alterungsstufe 0
- - - Alterungsstufe 1
- · · Alterungsstufe 2

In Abbildung 22 ist die Kohäsionsrate im Block nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen dargestellt. Alle drei Graphen zeigen sehr ähnliche Verläufe mit

Ergebnisse

proportional zur Scherkraft fallenden Kohäsionsraten. Mit einer Kohäsionsrate von etwa 20 % zeigten die Proben ohne Alterung die höchste Kohäsion bei einer Scherkraft von 140 N.

Tabelle 19: Kohäsionsrate im Block nach Scherkraft verglichen nach Alterungsstufen.

$n_{\text{gesamt}} = 216$
 0 = Alterungsstufe 0
 1 = Alterungsstufe 1
 2 = Alterungsstufe 2

F_{max} [N]	n_{gesamt}	Künstliche Probenalterung					
		0		1		2	
		$n = 72$		$n = 72$		$n = 72$	
	n	Kohäsion [%]	n	Kohäsion [%]	n	Kohäsion [%]	
0	216	72	100.00	72	100.00	72	100.00
50	200	72	100.00	72	100.00	56	100.00
100	112	55	77.53	45	69.07	12	33.85
150	15	10	19.14	4	7.52	1	3.52
200	0	0	0.00	0	0.00	0	3.52

Tabelle 19 fasst die Kohäsionsrate im Block nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen zusammen. Bei den Proben der Alterungsstufe 2 bleiben bei einer Scherkraft von 100 N 12 Blöcke intakt, was einer Kohäsionsrate von 34 % entspricht. Ein Test auf Trend nach TARONE ergab einen p-Wert $< 0,0000005^{***}$. Somit gab es signifikante Unterschiede der Kohäsionsraten im Block bei bestimmten Scherkräften unter Berücksichtigung der Alterung. Ein paarweiser Gruppenvergleich im Log-Rank-Test ergab folgende p-Werte:

- Alterungsstufe 0 mit 1: $p = 0,0033^{**}$
- Alterungsstufe 0 mit 2: $p = 0,00000^{***}$
- Alterungsstufe 1 mit 2: $p = 0,0016^{**}$

Daraus ergeben sich jeweils signifikante Unterschiede der Kohäsionsraten im Block bei bestimmten Scherkräften beim Vergleich der Alterungsstufen.

Ergebnisse

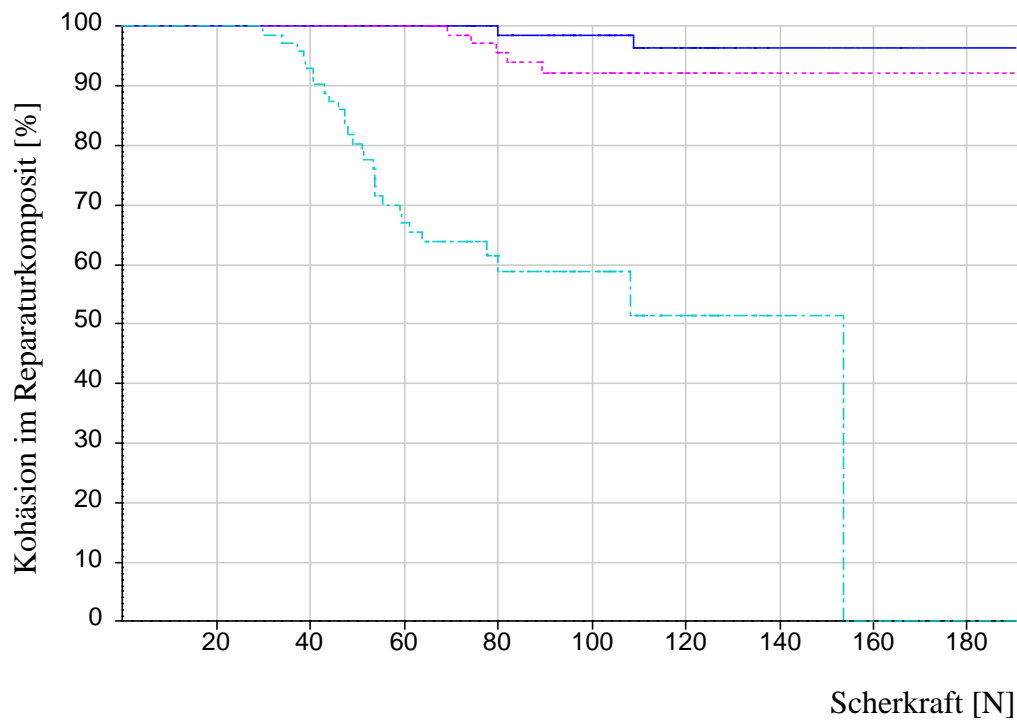


Abbildung 23: Bestand der Kohäsion im Reparaturkomposit nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen.

- Alterungsstufe 0
- - - Alterungsstufe 1
- · - Alterungsstufe 2

In Abbildung 23 wird die Kohäsionsrate im Reparaturkomposit nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen aufgezeigt. Die Graphen der Voralterungsstufen 0 und 1 verlaufen annähernd linear oberhalb der 90 %, was einen durchweg starken kohäsiven Verbund im Reparaturkomposit bei steigenden Scherkräften impliziert. Bei hohen Scherkräften von beispielsweise 140 N zeigen die Proben der Alterungsstufen 0 und 1 Kohäsionsraten von 95 %, wohingegen die Kohäsionsrate der Proben der Alterungsstufe 2 mit etwa 50 % deutlich niedriger liegt.

Ergebnisse

Tabelle 20: Kohäsionsrate im Reparaturkomposit nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen.

$n_{\text{gesamt}} = 216$
 0 = Alterungsstufe 0
 1 = Alterungsstufe 1
 2 = Alterungsstufe 2

		Künstliche Probenalterung					
		0		1		2	
		n = 72		n = 72		n = 72	
F_{max} [N]	n_{gesamt}	n	Kohäsion [%]	n	Kohäsion [%]	n	Kohäsion [%]
0	216	72	100.00	72	100.00	72	100.00
50	200	72	100.00	72	100.00	56	80.37
100	112	55	98.53	45	92.14	12	58.73
150	15	10	96.39	4	92.14	1	51.39
200	0	0	96.39	0	92.14	0	0.00

Tabelle 20 legt die Kohäsionsrate im Reparaturkomposit nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen dar. Bei den Proben der Alterungsstufe 0 bleiben bei einer Scherkraft von 150 N 10 Blöcke intakt, was einer Kohäsionsrate von 96 % entspricht. Ein Test auf Trend nach TARONE ergab einen p-Wert $< 0,0000005^{***}$. Somit gab es signifikante Unterschiede der Kohäsionsraten im Reparaturkomposit bei bestimmten Scherkräften unter Berücksichtigung der Alterung. Ein paarweiser Gruppenvergleich im Log-Rank-Test ergab folgende p-Werte:

- Alterungsstufe 0 mit 1: $p = 0,19$
- Alterungsstufe 0 mit 2: $p = 0,0000005^{***}$
- Alterungsstufe 1 mit 2: $p = 0,0000005^{***}$

Daraus ergeben sich jeweils signifikante Unterschiede der Kohäsionsraten im Reparaturkomposit bei bestimmten Scherkräften beim Vergleich der Alterungsstufen 0 und 2 sowie 1 und 2. Vergleicht man Alterungsstufe 0 mit Alterungsstufe 1, so war keine Signifikanz auszumachen.

Ergebnisse

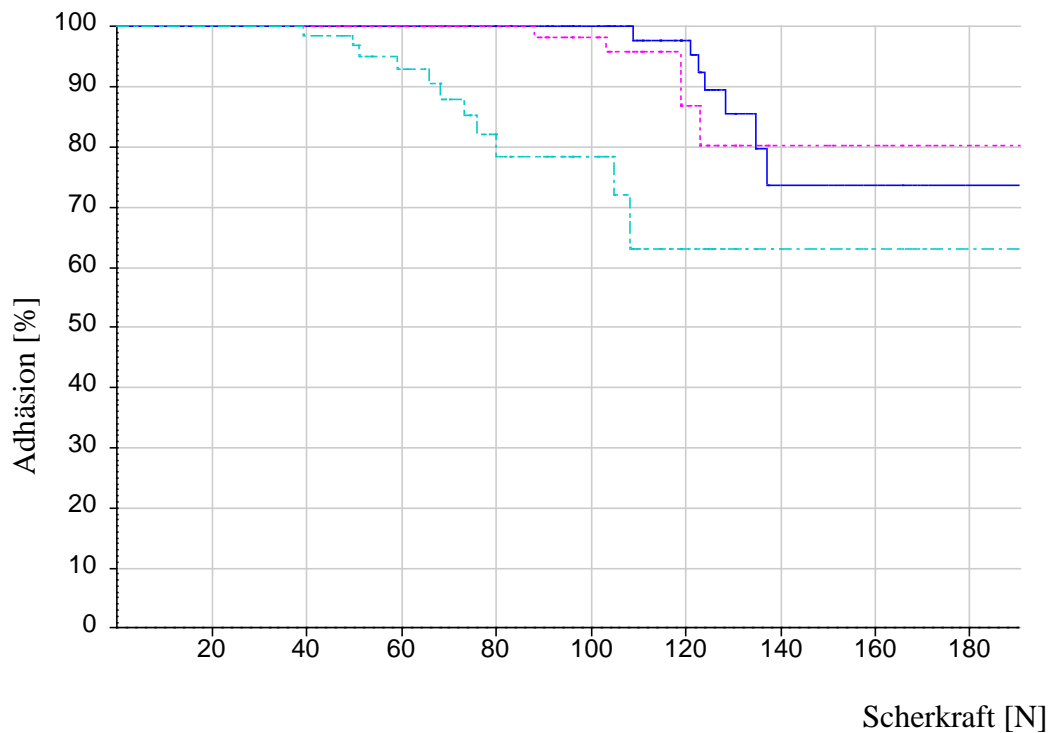


Abbildung 24: Bestand der Adhäsion nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen.

- Alterungsstufe 0
- - - Alterungsstufe 1
- · - Alterungsstufe 2

Abbildung 24 bildet die Adhäsionsrate nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen. Bei hohen Scherkräften von beispielsweise 160 N zeigen die Proben der Alterungsstufe 0 eine Kohäsionsrate von 80 %. Auch die Kohäsionsrate der Proben der Alterungsstufe 2 mit 64 % liegt im oberen Mittelfeld.

Tabelle 21: Adhäsionsrate im Reparaturkomposit nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen.

$n_{\text{gesamt}} = 216$
 0 = Alterungsstufe 0
 1 = Alterungsstufe 1
 2 = Alterungsstufe 2

F_{max} [N]	n_{gesamt}	Künstliche Probenalterung					
		0		1		2	
		$n = 72$	$n = 72$	$n = 72$	$n = 72$		
	n	Adhäsion [%]	n	Adhäsion [%]	n	Adhäsion [%]	
0	216	72	100.00	72	100.00	72	100.00
50	200	72	100.00	72	100.00	56	96.78
100	112	55	100.00	45	98.21	12	78.45
150	15	10	73.65	4	80.16	1	62.93
200	0	0	73.65	0	80.16	0	62.93

Ergebnisse

In Tabelle 21 ist die Adhäsionsrate nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen aufgeführt. Bei den Proben der Alterungsstufe 2 bleiben bei einer Scherkraft von 100 N 12 Blöcke intakt, was einer Adhäsionsrate von 79 % entspricht. Ein Test auf Trend nach TARONE ergab einen p-Wert $< 0,0005^{***}$. Somit gab es signifikante Unterschiede der Adhäsionsraten bei bestimmten Scherkräften unter Berücksichtigung der Alterung. Ein paarweiser Gruppenvergleich im log-rank-Test ergab folgende p-Werte:

- Alterungsstufe 0 mit 1: $p = 0,58$
- Alterungsstufe 0 mit 2: $p = 0,000054^{***}$
- Alterungsstufe 1 mit 2: $p = 0,00039^{***}$

Daraus ergeben sich jeweils signifikante Unterschiede der Adhäsionsraten bei bestimmten Scherkräften beim Vergleich der Alterungsstufen 0 und 2 sowie 1 und 2. Vergleicht man Alterungsstufe 0 mit Alterungsstufe 1, so war keine Signifikanz auszumachen.

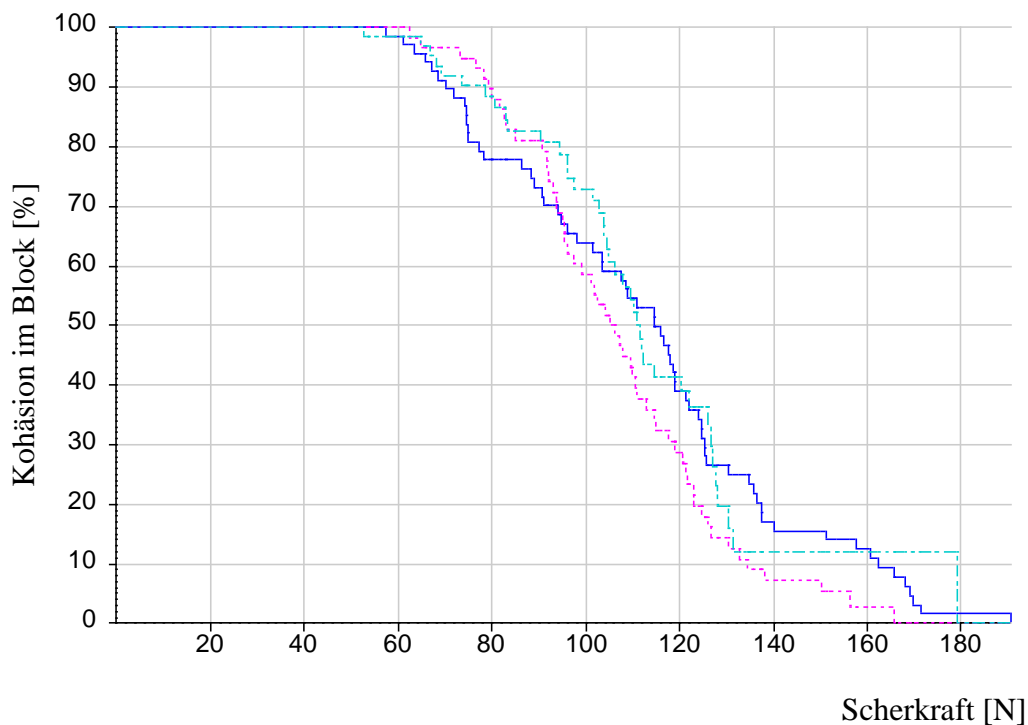


Abbildung 25: Bestand der Kohäsion im Block nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Materialgruppe.

- Plastische Laborkomposite
- - - CAD/CAM Komposite
- · - CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken

Ergebnisse

Abbildung 25 spiegelt die Kohäsionsrate im Block nach aufgebrachter Scherkraft, untergliedert in die verwendeten Materialgruppen wider. Alle drei Graphen zeigen einen ähnlich proportional zur Scherkraft fallenden Verlauf, was ähnliche Kohäsionsraten der verschiedenen Materialgruppen nahelegt. Bei einer Scherkraft von 120 N liegen die Kohäsionsraten mit etwa 28 % bei den CAD/CAM Kompositen, etwa 38 % bei den plastischen Laborkompositen und etwa 42 % bei den CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken vergleichsweise nah beieinander.

Tabelle 22: Kohäsionsrate im Block nach Scherkraft unter Berücksichtigung Materialgruppe.
 $n_{\text{gesamt}} = 216$

F_{max} [N]	n_{gesamt}	Materialgruppe					
		Plastische Laborkomposite		CAD/CAM Komposite		CAD/CAM (Hybrid-)Keramiken	
		$n = 72$	$n = 72$	$n = 72$	$n = 72$	$n = 72$	$n = 72$
	n	Kohäsion [%]	n	Kohäsion [%]	n	Kohäsion [%]	
0	216	72	100.00	72	100.00	72	100.00
50	200	71	100.00	62	100.00	67	100.00
100	112	41	63.84	34	58.62	37	72.84
150	15	10	15.57	4	7.17	1	11.88
200	0	0	0.00	0	0.00	0	0.00

Tabelle 22 legt die Kohäsionsrate im Block nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Materialgruppe dar. Bei den CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken bleibt bei einer Scherkraft von 150 N nur ein Bock intakt, was einer Kohäsionsrate von 12 % entspricht. Ein paarweiser Gruppenvergleich im log-rank-Test ergab folgende p-Werte:

- Plastische Laborkomposite und CAD/CAM Komposite: $p = 0,075$
- Plastische Laborkomposite und CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken: $p = 0,97$
- CAD/CAM Komposite und CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken: $p = 0,14$

Daraus ergeben sich keine signifikanten Unterschiede der Kohäsionsraten im Block bei bestimmten Scherkräften unter Berücksichtigung der Materialgruppe.

Ergebnisse

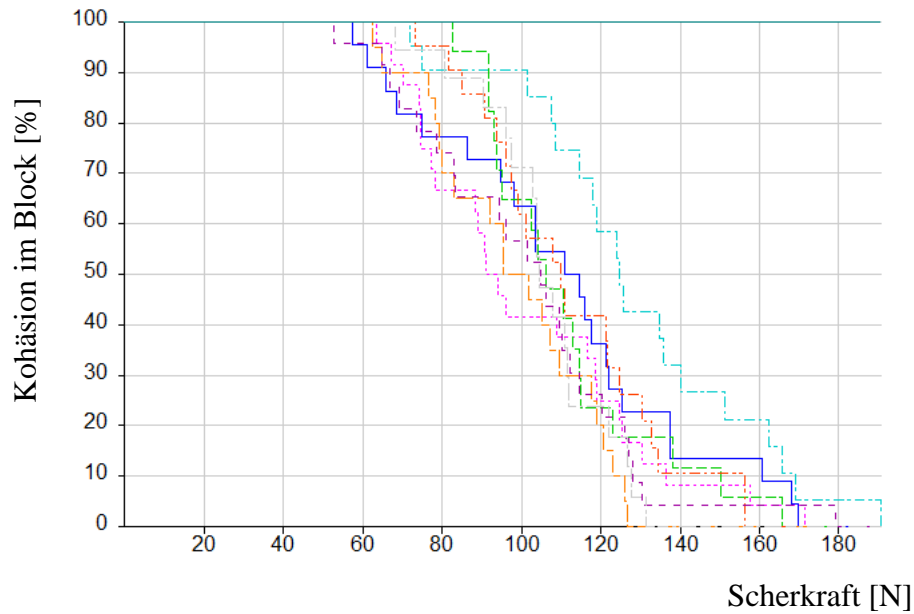


Abbildung 26: Bestand der Kohäsion im Block nach Scherkraft unter Berücksichtigung der einzelnen Materialien.

- Gradia Plus
- SR Nexco
- · - · Estenia™ C&B
- - - Grandio Blocs
- · - · Tetric CAD
- - - Brilliant Crios
- VITA Enamic
- · - · VITABLOCS Mark II
- · - · IPS emax CAD

Abbildung 26 zeigt die Kohäsionsrate im Block nach angewandter Scherkraft unter Berücksichtigung der neun verwendeten Materialien. Die neun Graphen fallen gleichmäßig ab, proportional zu steigender Scherkraft. *Estenia™ C&B®* liegt dabei leicht über den restlichen Materialien mit einer Kohäsion von etwa 20 % bei einer Scherkraft von 160 N.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methoden

Diese Arbeit untersuchte die Verbundfestigkeit klinischer Reparaturprotokolle für unterschiedliche zahnärztliche Werkstoffe, darunter modellierbare Verblendkomposite, CAD/CAM Komposite und (Hybrid-)Keramiken, mit einem Universaladhäsiv und Nanohybridkomposit. Da Restaurationen mit reparablen Defekten bereits eine gewisse Liegedauer in der Mundhöhle aufweisen, wurde zur Simulation dieser gealterten Restaurationen eine künstliche Probenalterung eines Teils der Proben vor Verklebung durchgeführt. Hier zeigten bereits andere Arbeitsgruppen, dass die Verbundfestigkeit zwischen neu hergestellten Proben und vorgealterten Proben signifikante Unterschiede aufweist, da die vorgealterte Oberfläche umfangreicherer Konditionierung bedarf^[95, 98, 204-206]. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, herauszufinden, ob das angewendete Reparaturprotokoll - eine materialspezifische Konditionierung mit nachfolgender Applikation eines Universaladhäsivs - Bestand in der Mundhöhle hätte. Scherfestigkeitsversuche dieser Art sind in ihrer Interpretation nicht trivial, da es verschiedene Faktoren zu bedenken gibt, welche die resultierenden Messgrößen entscheidend beeinflussen können. Diese sollen folgend diskutiert werden:

Für eine bessere Vergleichbarkeit wurden in der Versuchsreihe ermittelte Scherkräfte entsprechend ihrer Klebefläche von $4,45 \text{ mm}^2$ in MPa umgerechnet. Zuerst gilt zu berücksichtigen, dass in der vorliegenden Arbeit die Verbundfestigkeit zwischen zwei Restaurationsmaterialien getestet wurde. Stellt man klinisch jedoch die Indikation für eine Reparatur, ist nicht immer nur das Material der Restauration, sondern auch Zahnhartsubstanz am Defekt beteiligt. Daher lassen sich die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung nicht auf Mischkavitäten übertragen. Es ergeben sich zusätzliche Einschränkungen für das Konditionierungsprotokoll: Flußsäure kann unter anderem eine Okklusion der Dentintubuli begünstigen^[207], was die Penetration des Dentinhaftvermittlers verschlechtern kann. Daher sollte eine Kontamination von Dentin mit Flußsäure vermieden werden^[207, 208]. Auch das Sandstrahlen von Dentin ist negativ zu bewerten, da durch Abplatzungen der Zahnhartsubstanz eine unregelmäßige Oberfläche entstehen und der Smearlayer nicht suffizient entfernt werden kann. Die abgeplatzten Fragmente können Dentintubuli okkludieren und so eine Penetration des

Haftvermittlers erschweren. Zusätzlich besteht die Gefahr von Dentinhypersensibilitäten^[209, 210]. Zusätzlich ist keine der genannten Methoden in der Lage, den Smearlayer zu entfernen und die Dentitubuli für ein Eindringen des Adhäsivs zu eröffnen, was einen zusätzlichen Konditionierungsschritt notwendig machen würde^[207, 209].

In der vorliegenden Versuchsreihe wurde sich bewusst für ein Universaladhäsiv entschieden, um den Pragmatismus im klinischen Alltag widerzuspiegeln. In der zahnärztlichen Praxis ist es nicht möglich, alle erdenklichen von Herstellern empfohlenen Materialien und Komponenten zu bevorraten. Zusätzlich weiß der Behandler nicht zwingend, welches zu reparierende Ausgangsmaterial vorliegt und kann sich demnach nicht an den Herstellerangaben orientieren. Diese Konstanz ist zwar in Bezug auf die Vergleichbarkeit der Ergebnisse essenziell, birgt bei der Verwendung unterschiedlicher Proben mit unterschiedlichen Ansprüchen für ein Adhäsivsystem jedoch auch Risiken in der Interpretation. Etwaige schlechtere Verbundfestigkeiten als in anderen Untersuchungen könnten daher auf genanntes bewusstes Abweichen von den Herstellerempfehlungen zurückgeführt werden. Tabelle 6 zeigt beispielsweise für *IPS e.max® CAD* eine Scherkraft von im Mittel 26,8 MPa in der Kontrollgruppe ohne künstliche Probenalterung (Alterungsstufe 0). Es ist jedoch zu betonen, dass andere Haftvermittler nach anderen Methoden der Konditionierung verlangen und gegebenenfalls auch chemisch im Mechanismus der Haftvermittlung differieren. Ueda *et al.* (2021)^[211] beobachteten in ihrer Versuchsreihe eine mittlere Scherkraft von 30,7 MPa bei der Konditionierung mittels *Bondmer Lightless* (Fa. Tokuyama Dental, Tokyo, Japan). Es fand keine weitere Konditionierung mittels Flusssäureätzung oder Sandstrahlen statt und es wurde kein zusätzliches Adhäsivsystem verwendet. Als Reparaturkomposit kam *Clearfil AP-X* (Fa. K. K. Kuraray, Chiyode, Japan) zum Einsatz. Grund für die höheren Scherkräfte könnte die Beschaffenheit des Reparaturkomposits sein. In der Arbeit von Loomans *et al.* (2011)^[9] zeigten bei der Reparatur von *Clearfil AP-X* fünf verschiedene Konditionierungsprotokolle signifikant höhere Scherkräfte, während bei der Reparatur von *3M™ Filtek™ Supreme XT* (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) lediglich eine Konditionierungsmethode signifikant erhöhte Verbundfestigkeit erreichte^[9]. In Zusammenschau ist zu betonen, dass in der Arbeit von Ueda *et al.* (2021)^[211] wie in der vorliegenden Forschungsarbeit

IPS e.max® CAD als zu reparierendes Material verwendet wurde. Loomans *et al.* (2011)^[9] verwendeten neben *Clearfil AP-X* unter anderem auch *3M™ Filtek™ Supreme XT* als Reparaturkomposit. Die resultierenden Festigkeitswerte differieren jedoch teilweise deutlich untereinander sowie im Vergleich zu dieser Arbeit, was mutmaßlich auf unterschiedliche verwendete Werkstoffe und differierende Methodik zurückzuführen ist. Es liegt nahe, dass diese Unterschiede auch im klinischen Alltag anzutreffen sind. Generell fällt ein Vergleich dieser Arbeiten schwer, da viele entscheidende Faktoren stark variieren. Neben unterschiedlichen Konditionierungsprotokollen und abweichenden Prüfvorrichtungen wurden auch unterschiedliche Adhäsivsysteme oder unterschiedliche Reparaturkomposite verwendet. Beispielsweise unterscheiden sich *Clearfil AP-X* und *3M™ Filtek™ Supreme XT* nicht nur in ihrer Füllergöße (Mikrofüller vs. Nanofüller), sondern auch in der Art der Füller (Bariumsilikat vs. Zirkonoxid, Siliziumoxid). Vor dem Hintergrund dieses Facettenreichtums erscheint es unmöglich eine definitive Ursache für die differierenden Werte auszumachen. Abseits davon ist zu erwähnen, dass die Arbeitsgruppe um Ueda *et al.* (2021)^[211] durchsichtige Formen für die Applikation des Reparaturkomposits verwendete. Dies ermöglicht generell eine bessere Zugänglichkeit für die Lichtpolymerisation. Unvollständige Polymerisationen können generell Grund für erniedrigte Scherkräfte sein. Eine Reparatur mit einem anderen Adhäsiv könnte folglich bei gleichen Materialien gänzlich unterschiedliche Ergebnisse hervorbringen. In einer vergleichbaren Arbeit, erzielten Cengiz-Yanardag *et al.* (2019)^[212] bei nahezu identischer Oberflächenkonditionierung von *IPS e.max® CAD* (20 s 5%-ige HF-Ätzung, 60 s *Monobond® Plus*) und der Verwendung von *Variolink® N* (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) als Adhäsivsystem lediglich Scherkräfte von $12,36 \pm 2,81$ MPa^[212]. Eine Erklärung dafür könnte die höhere Viskosität von *Variolink® N* verglichen mit *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv* sein. Di Francescantonio *et al.* (2013)^[213] zeigten in ihrer Arbeit, dass eine höhere Viskosität zu einer geringeren Konversionsrate bei gleicher Polymerisationszeit führt. Dies kann die Durchhärtung kompromittieren und sich negativ auf die Verbundfestigkeit auswirken^[213-215]. In Bezug auf die Konstanz in der Methodik ist auch zu betonen, dass unterschiedliche Materialklassen nach unterschiedlicher Konditionierung verlangen. Diesem Aspekt ist man in dieser Arbeit nachgekommen, indem man sich in Bezug auf die Oberflächenkonditionierung der

Ausgangsmaterialien an den jeweiligen Herstellerangaben orientierte. Es ist also zu berücksichtigen, dass kein komplett universales Konditionierungsprotokoll verwendet wurde, da im klinischen Alltag eine visuelle Unterscheidung der Materialklassen, sprich Komposit, Silikatkeramik oder Zirkon zumeist möglich ist. Somit kann der Behandler eine entsprechend angepasste Konditionierungsmethode (Ätzung oder Sandstrahlen) wählen. Dabei ist zu betonen, dass die Herstellerangaben der verwendeten Werkstoffe zudem nicht berücksichtigen, welcher Haftvermittler folgend verwendet wird. Denkbar wäre, dass Konditionierungsangaben der Hersteller nicht für jedes Adhäsiv das optimale Verfahren darstellen. Dies ist jedoch generell bei der Interpretation von mechanischen Ergebnissen konditionierungsbedürftiger Adhäsivsysteme zu bedenken. Sicherlich wäre die Etablierung eines universal anzuwendenden Konditionierungsprotokolls in Hinblick auf den klinischen Alltag durchaus sinnvoll. Häufig ist es in der Realität so, dass der Zahnarzt nicht mit Gewissheit sagen kann, welches Material für die indirekte Restauration genutzt wurde. In vielen Fällen erkennt der Behandler zumindest, ob es sich um eine Keramik oder ein Komposit handelt und kann dementsprechend – wie in der eigenen Studie untersucht- zwischen HF-Ätzung und Sandstrahlen als ersten Konditionierungsschritt wählen. Kann jedoch keine Aussage über die Materialgruppe getroffen werden, wäre ein komplett identisches universales Konditionierungsprotokoll von Vorteil. Theoretisch wäre eine universelle Methodik ideal, bei welchem der Anwender nicht zwischen Flusssäureätzung und Partikelabrasion unterscheiden müsste. Ein solches Verfahren ist zum jetzigen Zeitpunkt jedoch noch nicht etabliert. Zumindest ein einheitliches Ätzprotokoll bei der Konditionierung von keramischen Werkstoffen wäre hingegen wünschenswert. Wird jedoch beispielsweise *IPS e.max® CAD* ebenso lang *VITABLOCKS® Mark II* und *VITA Enamic®* (60 s statt 20 s) mit HF geätzt, resultiert dies in einer erhöhten Oberflächenrauigkeit und einer geringeren Biegefestigkeit. Dies kann sich negativ auf die Verbundfestigkeit auswirken^[112, 216]. Zu diskutieren ist auch die Spezifität des ersten Konditionierungsschritts in der vorliegenden Versuchsreihe. In vielen Praxen wenden die Behandler nur selten HF oder Aluminiumoxidpulver zur Konditionierung an, sondern greifen auf andere Mittel zur Oberflächenvergrößerung zurück, wie zum Beispiel die Bearbeitung der Oberfläche mit einem grobkörnigen Diamanten^[6, 217]. Studien haben gezeigt, dass Diamantabrasion die Oberfläche vergrößern und somit eine optimierte Angriffsfläche für Haftvermittler schaffen kann, sie ist jedoch

anderen Varianten der Oberflächenbearbeitung, wie beispielsweise Sandstrahlen, unterlegen^[101, 218, 219]. Ein Diamantbohrer ist nicht in der Lage, die Smearlayer auf der Oberfläche zu entfernen, was sich negativ auf die Verbundfestigkeit auswirkt^[220, 221]. Mit der Frage eines einheitlichen Konditionierungsprotokolls für die Reparatur verschiedener Komposite haben sich 2011 bereits Loomans *et al.* (2011)^[9] beschäftigt und kamen zu dem Ergebnis, dass kein empfehlenswertes alleiniges Klebprotokoll etabliert werden konnte. Gibt man die Effektivität der Reparatur relativ zur Kohäsionsfestigkeit des Komposits in Prozent an, so schnitt das Anrauen mittels Diamantbohrer mit 86 % als schlechteste Konditionierungsmethode ab. Mit 99 % stellte sich das Sandstrahlen mit Korund der Korngröße 50 µm als effektivste Methode dar.^[9] Mit einer ähnlichen Fragestellung im Feld der Keramiken setzte sich die systematische Übersichtsarbeit von Blatz *et al.* (2003)^[222] auseinander und präsentiert eine Empfehlung für spezifische, an die jeweilige Keramik angepasste Vorbehandlungen^[222]. Folglich stellt bereits die Etablierung eines einheitlich anwendbaren Konditionierungsprotokolls für lediglich eine Materialgruppe die Forschenden vor Probleme. Unter diesen Umständen ist es wenig überraschend, dass sich generell wenige Studien finden, in denen verschiedene Materialklassen in Reparaturversuchsreihen untereinander auf ihre Scherfestigkeit untersucht werden. Einzig die Arbeit von Flury *et al.* (2019)^[116] konnte in der eigenen Literaturrecherche ausgemacht werden. So prüften Altinci *et al.* (2018)^[223] und Alqarni *et al.* (2019)^[224] lediglich direkte Komposite mit unterschiedlichen Konditionierungsverfahren^[223, 224]. Andere Studien vergleichen ausschließlich die Verbundfestigkeit von CAD/CAM Restaurationen mit dualhärtenden Befestigungskompositen/ -zementen oder Nanohybridkompositen^[212, 225]. Generell gewinnt die Reparatur defekter Restaurationen zunehmend an Bedeutung und ist als gleichwertige, beziehungsweise überlegene Alternative gegenüber einer Neuanfertigung zu sehen^[226-229]. Aus diesen Gründen erschien es in der vorliegenden Arbeit wichtig, neben direkten auch indirekte, CAD/CAM-Komposite sowie eine Lithiumdisilikatkeramik, eine Feldspatkeramik und eine Hybridkeramik auf Scherkraft nach Reparatur mittels Komposit zu untersuchen.

Bei verschiedenen zu untersuchenden Materialgruppen ist eine Beachtung der Materialeigenschaften wichtig, um passende Oberflächenbehandlungen im Rahmen der Reparatur zu wählen. In der eigenen Arbeit wurden modellierbare Komposite und

CAD/CAM Komposite mit Korund der Korngröße 50 µm sandgestrahlt (Vgl. Kapitel 3.4). Die Oberflächenkonditionierung durch Partikelabrasion mit Strahlmitteln wie Aluminiumoxid oder siliziumbeschichtetem Aluminiumoxid resultiert nachweislich in einer gereinigten und angerauten Oberfläche des Prüfkörpers, was maßgeblich zur mikromechanischen Verankerung des Reparaturkomposits und somit zur Steigerung der Verbundfestigkeit beiträgt^[230-232]. Zur Oberflächenkonditionierung eines CAD/CAM Komposits verwendeten auch Arpa *et al.* (2019)^[192] Aluminiumoxidpartikel, allerdings der Größe 27 µm, da größere Partikel potentiell zu einer unregelmäßigen Oberfläche sowie Mikrorissen führen können^[192, 233]. Da beobachtet wurde, dass die Risse sich auch in tiefere Schichten des Materials ausbreiten, könnte die Integrität des Materials stark geschädigt werden, was in einem schnelleren Versagen des adhäsiven Verbundes im Sinne einer Fraktur des Ausgangsmaterials resultieren könnte^[233]. Studien haben zudem gezeigt, dass bei der Konditionierung von Oberflächen mittels Sandstrahlen sowohl der Abstand, als auch der Winkel, in dem das Pulver auf die Oberfläche auftrifft, entscheidenden Einfluss auf den späteren Klebeverbund hat^[103, 166]. Um diesen Faktor zu berücksichtigen, wurde in der vorliegenden Studie durch entsprechende Fixierung des Sandstrahlgerätes in einem Stativ (siehe Kapitel 3.4) sichergestellt, dass weder der Abstand noch der Strahlwinkel variieren. Möglicherweise hätte somit eine geringere Partikelgröße sowie ein abweichender Auftreffwinkel oder Abstand von der Probenoberfläche zu anderen Ergebnissen geführt. An dieser Stelle ist zu erwähnen, dass im Rahmen der Versuchsplanung die mehrheitliche Herstellerempfehlung von 50 µm als verwendete Partikelgröße herangezogen wurde^[184, 188-190, 198]. Obwohl in vorangegangenen Arbeiten teilweise keine Unterscheidung bei der Oberflächenvorbehandlung verschiedener Materialgruppen gemacht wurde^[116], wurde in der vorliegenden Arbeit eine Flusssäureätzung für die keramischen Werkstoffe vorgezogen, um sich an den Herstellerempfehlungen zu orientieren^[26, 120, 191]. Da hochprozentige Flusssäure nicht für den intraoralen Gebrauch zugelassen ist, wurde auf abgepuffertes Flusssäuregel zurückgegriffen, welches intraoral unter Einhaltung besonderer Schutzvorkehrungen angewendet werden kann. Zur Anwendung kam neunprozentiges HF-Gel, das für 20 s (*IPS e.max® CAD*) oder für 60 s (*VITA Enamic®*, *VITABLOCS® Mark II*) appliziert wurde (Vgl. Kapitel 3.4). Auch Straface *et al.* (2019)^[168] sahen eine 5-9 %ige Flusssäurekonzentration mit einer

Einwirkzeit von 15-60 s als adäquate Vorbehandlung an^[168]. Es existiert Konsens darüber, dass eine Bearbeitung von Keramiken durch Sandstrahlen mit dem Risiko einer Mikrorissbildung einhergeht, was das Ausgangsmaterial schwächen und in einer geringeren Belastbarkeit resultieren kann^[234, 235]. Dennoch postulieren viele Studien das Sandstrahlen als geeignete Konditionierungsmaßnahme^[100, 236-238]. In der vorliegenden Arbeit erzielte *VITA Enamic*® in der Gruppe der Hybridkeramiken die höchsten Scherkraftwerte (vgl. Tabelle 2), was möglicherweise mit dem höheren Polymeranteil (14 Gew.-%) in dieser Hybridkeramik begründet werden kann^[26, 120, 191] (vgl. Kapitel 3.2.4). Sicherlich drängt sich die Frage auf, ob durch andere Oberflächenbehandlungen, beispielsweise durch Sandstrahlen, die keramische Oberfläche stärker aufgeraut und vergrößert werden und somit höhere Scherkraftwerte erreicht werden könnten. Elsaka *et al.* (2014)^[238] zeigen jedoch, dass eine erhöhte Scherfestigkeit nicht allein vom Grad der Oberflächenrauigkeit abhängt, sondern vor allem auch von den verwendeten Materialien und deren Kompatibilität. Eine Flusssäureätzung zeigte beispielsweise eine geringere Oberflächenrauigkeit als die Konditionierung durch Sandstrahlen, jedoch erreichten beide Methoden ähnliche Scherfestigkeit^[238]. Auch bleibt zu überlegen, ob eine Konditionierung der Keramiken mittels Korundstrahlen in einer Verschiebung des vorkommenden Versagensmusters in Richtung kohäsives Versagen im Block resultiert hätte. Unter der Annahme, dass das Abstrahlen die Integrität der keramischen Oberfläche durch die Ausbildung von Mikrorissen verletzt und das Material somit anfälliger für Bruchausbreitung wird, wäre ein erhöhtes Aufkommen kohäsiver Brüche im Ausgangsmaterial zu erwarten^[235].

Wie anfänglich hervorgehoben, ist das verwendete Adhäsivsystem ein ausschlaggebender Faktor für die Verbundfestigkeit von Reparaturen auf unterschiedlichen Restaurationsmaterialien. In einer Studie von Flury *et al.* (2019)^[116] wurde die Verbundfestigkeit einer Reparatur von sechs verschiedenen Restaurationsmaterialien, darunter Amalgam, Komposit und Keramik, mittels zwei unterschiedlichen Konditionierungsprotokollen geprüft^[116]. Bei den keramischen Materialien *VITABLOCS*® *Mark II* und *VITA Enamic*® zeigte sich nach 24-stündiger Wasserlagerung eine höhere Verbundfestigkeit bei einer Konditionierung mittels *Monobond*® *Plus* und *OptiBond*™*F**L* (Fa. Kerr Dental Italia, Scafati, Italien), als bei der

Verwendung von *3M™ Scotchbond™ Universal Adhäsiv*. Dies verdeutlicht, dass nicht alle Adhäsive auf allen Materialien erfolgreich anwendbar sind. An dieser Stelle ist jedoch zu betonen, dass zum Zeitpunkt der Studie das neue Universaladhäsiv *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv* noch nicht auf dem Markt verfügbar war. Wäre statt *3M™ Scotchbond™ Universal Adhäsiv* sein Nachfolger *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv* mit funktionellerem und stabilerem Silan als Haftvermittler statt seines Vorgängers eingesetzt worden, hätten möglicherweise höhere Verbundfestigkeiten erzielt werden können. Unabhängig davon postulieren andere Arbeitsgruppen, dass die separate Anwendung eines Silans gerade bei der Klebung von keramischen Restaurationen nach wie vor den Goldstandard darstellt, äußern sich jedoch kritisch bezüglich der nachgewiesenen kontinuierlichen Degradation des Klebeverbundes unter klinischen Bedingungen^[141-143]. Nichtsdestotrotz empfehlen neben Flury *et al.* (2019)^[116] auch zahlreiche andere Arbeiten aufgrund seiner vorteilhaften Auswirkungen auf den Haftverbund ein separat verwendetes Silan bei der Konditionierung von Keramiken^[116, 135, 239, 240]. Aus diesem Grund wurde dies in der Methodik der vorliegenden Arbeit berücksichtigt. Augenscheinlich gibt es einen Konsens über die positiven Effekte eines separat applizierten Silans bei der Konditionierung von keramischen Werkstoffen. Im Gegensatz hierzu herrscht über den Einfluss eines Silans auf die Scherfestigkeit von Kompositen noch Uneinigkeit. Während Stape *et al.* (2022)^[241] die separate Applikation eines Silans bei der Reparatur von Kompositen empfehlen, verneinen unter anderem Alqarni *et al.* (2019)^[224] sowie Michelotti *et al.* (2020)^[101] den signifikanten Einfluss eines separat aufgetragenen Silans auf die Scherfestigkeit von Kompositen^[101, 224, 241]. Generell wäre es denkbar, dass die Höhe des Glasanteils eines Komposits ausschlaggebend darüber ist, ob die Verwendung eines Silans sinnvoll ist oder nicht. Durch seinen bifunktionellen Charakter greifen Silane einseitig an anorganische Bestandteile an, was die Anwendung von Silanen bei hohem Glasanteil sinnvoll erscheinen lassen mag. In ihrer Versuchsreihe zeigten diese zudem eine signifikante Reduktion der Verbundfestigkeit nach 60-sekündiger Wasserlagerung, unabhängig vom verwendeten Adhäsivsystem^[224]. Vor diesem Hintergrund erscheint es plausibel, dass in der vorliegenden Versuchsreihe nur *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv* als einziger Haftvermittler verwendet worden ist. Der Verzicht auf die Verwendung unterschiedlicher Adhäsivsysteme schließt zudem eben diese als Ursache für eine

eventuelle Streuung der Scherkraftwerte aus. *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv* spielt vermutlich eine entscheidende Rolle in der Verbundfestigkeit. Das enthaltene 10-MDP kann dank seiner Bifunktionalität durch die enthaltene Phosphat-Ester-Gruppe sowohl eine chemische Verbindung zu Oxiden aufbauen^[114], als auch dank enthaltener Methacrylatgruppe an die Kompositmatrix binden^[242]. Diese Eigenschaft macht es auf der Suche nach einem universalen Reparaturprotokoll zu einem vielversprechenden Adhäsivsystem.

Crins *et al.* (2021)^[243] nutzen unter anderem *Estenia™ C&B®* als Ausgangsmaterial. Die Probenherstellung erfolgte in einzelnen Inkrementen. Jede einzelne Schicht wurde 30 s photopolymerisiert, danach erfuhr die gesamte Probe eine neun-minütige Photopolymerisation und im Anschluss eine 15-20-minütige Hitzevergütung bei 110-120 °C. ^[243] Mit den *Estenia™ C&B®*-Proben der vorliegenden Versuchsreihe wurde wie in Kapitel 3.3 geschildert verfahren: Nach Schichtung der Probe in einem Inkrement erfolgte eine 22-minütige Lichtpolymerisation, gefolgt von einer 15-minütigen Hitzevergütung bei 105 °C. Das Polymerisationsprotokoll laut Herstellerangaben gibt eine neun-minütige Photopolymerisation (für Inlays und Onlays) vor, gefolgt von einer 15-minütigen Hitzevergütung bei 100-110 °C ^[198]. Somit liegen Crins *et al.* (2021)^[243] näher an den Herstellerangaben, während in der eigenen Arbeit aufgrund des Vorversuchs (vgl. Kapitel 3.2.1) davon abgewichen wurde. In diesem lag die innere Festigkeit der Probe nach dem vorgegebenen Polymerisationsprotokoll noch zu niedrig, weshalb bei der eigenen Probenherstellung die Lichtpolymerisation auf eine Dauer von 22 Minuten verlängert wurde. Es ist davon auszugehen, dass eine Herstellung der Proben nach offiziellen Angaben des Herstellers in abweichenden Ergebnissen resultiert hätte. Die geringere Konversionsrate hätte sich negativ auf die mechanischen Eigenschaften des Ausgangsmaterials ausgewirkt, da verschiedene Attribute wie Härte, Abrasionsfestigkeit und Frakturresistenz mit einem erhöhten Restmonomergehalt einhergehen^[213, 244]. Dies hätte vermutlich zu einem höheren Anteil an kohäsiven Versagern sowie größeren Abfrakturen am Ausgangsmaterial geführt. Möglicherweise wäre die Verbundfestigkeit leicht gestiegen, da der erhöhte Restmonomergehalt und die zur Verfügung stehenden Doppelbindungen eventuell zu einer stärkeren chemischen Bindung zum Reparaturkomposit geführt hätten^[245, 246]. In anderen Studien wurde bei der Lichtpolymerisation der Kompositproben ein Matrizenband aufgebracht, um die

Ausbildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht zu verhindern^[223]. In der vorliegenden Arbeit wurde durch eine Oberflächenbearbeitung mit Sandpapier vor Verklebung die Sauerstoffinhibitionsschicht entfernt.

Betrachtet man in der Literatur jene Arbeiten, in denen Probenalterung ein Bestandteil des Versuchsaufbaus war, gibt es verschiedene Vorgehensweisen. Während in der vorliegenden Arbeit die Alterung der Proben durch Temperaturwechselbehandlung (10.000 Zyklen im Thermocycle bei 5 °C und 55 °C) und 24 stündiger Wasserlagerung bei 37 °C stattfand, verzichteten Alqarni *et al.* (2019)^[224] auf eine Temperaturwechselbehandlung. Sie unterschieden zwischen einer 60-sekündigen, einer einwöchigen und einer einmonatigen Wasserlagerung der Proben^[224]. Wiederum anders wurde bei Altinci *et al.* (2018)^[223] verfahren: Hier wurden alle Proben nach Verklebung für 24 h in 37 °C warmem Wasser gelagert. Anschließend erfuhr die Hälfte der Proben lediglich eine erneute 24-stündige Wasserlagerung bei 37 °C, während die andere Hälfte zusätzlich zur zweiten Wasserlagerung anschließend noch in 6000 Zyklen einer Temperaturwechselbehandlung (5 °C und 55 °C) unterzogen wurde^[223]. In einer weiteren Arbeit wurden Proben zusätzlich zu einer 48-stündigen Wasserlagerung für acht Stunden gekocht, bevor sie eine erneute drei-wöchige Wasserlagerung erfuhren^[204]. Die aufgeführte Diversität zeigt, dass keine festgelegte Norm für die Durchführung künstlicher Probenalterung existiert. Dies beeinträchtigt die Vergleichbarkeit verschiedener Arbeiten. Dennoch ist die in der vorliegenden Versuchsreihe angewendete Methode wohl die am häufigsten angewendete für eine künstliche Probenalterung und wird vermehrt in anderen Arbeitsgruppen postuliert und angewendet^[204, 223, 231, 247, 248]. Berücksichtigt man jedoch die Verhältnisse in der Mundhöhle, wird die klinische Relevanz einer Simulation dieses Zustandes in Form von künstlicher Probenalterung deutlich. Entsprechend postulieren auch Szczesio-Wlodarczyk *et al.* (2020)^[249] in ihrem Review Artikel die Notwendigkeit von künstlicher Probenalterung für die Vorhersagbarkeit der klinischen Performance von dentalen Kompositen^[249]. Heintze *et al.* (2012)^[250] hingegen stellen die Aussagekraft von Laborversuchen wie zum Beispiel mit künstlicher Probenalterung für die klinische Langlebigkeit in Frage. In vivo habe vor allem der Patient einen großen Einfluss auf die Langlebigkeit einer Restauration, weniger das Material^[250]. Dennoch kann eine künstliche Probenalterung helfen, zumindest eine Tendenz für das Verhalten eines Materials bei bestimmten strapaziösen

Gegebenheiten darzustellen^[251]. Hierbei sind Ermüdungstests durch beispielsweise Kausimulation oder eine Temperaturwechselbehandlung, wie sie in der eigenen Studie oder bei Altinci *et al.* (2018)^[223] erfolgte, einer alleinigen Wasserlagerung vorzuziehen, da sie die klinische Situation besser imitieren können^[249, 252]. In Bezug auf den Einfluss der Alterung der Proben auf die Verbundfestigkeit zeigte sich bei Flury *et al.* (2019)^[116] – ähnlich wie in der eigenen Studie – eine Reduktion der Haftwerte nach Alterung. In ihrer Arbeit verglichen Sie die Mikroscherfestigkeit eines Klebeverbundes nach 24-stündiger Wasserlagerung mit der Festigkeit nach Wasserlagerung für ein Jahr. Es zeigte sich, dass die Dauer der Wasserlagerung einen signifikanten Einfluss auf die gemessenen Kraftwerte hat^[116]. Auch Altinci *et al.* (2018)^[223] kamen zu dem Ergebnis, dass eine Alterung der Proben zu einer signifikanten Reduktion der Scherfestigkeit führt^[223]. In einer Studie von Stape *et al.* (2022)^[241] geschah die Alterung der Proben durch eine 90-tägige Lagerung in Wasser bei 37 Grad C. Die so gealterten Proben zeigten keine signifikant veränderte Biegefestigkeit^[241]. Schlussfolgernd kann dabei nicht differenziert werden, ob der Haftverbund generell durch eine Alterung nicht beeinflusst wird oder ob eine derartige künstliche Alterung in ihrer Methodik nicht vermag, eine Werkstoffalterung im Mund ausreichend zu simulieren. Dies birgt Anlass für weiterführende Untersuchungen, welche sich mit der Methodik einer möglichst realitätsnahen Simulation des stomatognathen Systems auseinandersetzen. In der eigenen Arbeit hingegen verursachte die Alterung mittels Thermocycling einen signifikanten Unterschied der maximal gemessenen Scherfestigkeit der Proben. Grund für dieses unterschiedliche Ergebnis könnte die Art der Probenalterung sein. Es kann angenommen werden, dass eine Alterung der Proben mittels Temperaturwechselbehandlung größeren Einfluss auf die Festigkeit der Prüfkörper hat, als eine alleinige Wasserlagerung^[253]. Somit kann gemutmaßt werden, dass die Temperaturwechselbehandlung als Form der künstlichen Probenalterung realitätsnähere Ergebnisse bei Ermüdungstests liefert. Ein Beweis hierfür fehlt jedoch. Als Limitation ist anzumerken, dass in der Versuchsreihe keine Zirkondioxidkeramik getestet wurde und die Ergebnisse folglich nicht auf dieses Restaurationsmaterial übertragen werden können. Zusätzlich ist zu bemerken, dass repetitive Kaubelastungen, welche womöglich strukturelle Defekte an Restaurationen und Klebestellen verursachen, nicht simuliert wurden. Dies ist jedoch Gegenstand einer noch unveröffentlichten Forschungsarbeit von Soliman *et al.* (Poliklinik für

Zahnerhaltung und Parodontologie des Universitätsklinikums Würzburg) zu dem vorliegenden Verbundprojekt.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Zu Beginn ist hervorzuheben, dass alle in der Arbeit gemessenen Scherkräfte sich zwischen $94,8 \pm 30,7$ N und $107,6 \pm 34,2$ N bewegen, bei einer Klebefläche von circa $4,45 \text{ mm}^2$. Somit erreicht die Verbundfestigkeit der simulierten Reparaturfüllung Werte zwischen 21,3 MPa und 24,3 MPa. In Kaukraftmessungen wurden, abhängig vom Zahn, maximale Werte von 323-749 N ermittelt^[254, 255]. Da die Kontaktfläche zwischen Zähnen abhängig von verschiedenen Faktoren wie etwa der Position der Zähne, der Art des Bisses, der Zahnausrichtung, der Zahnanzahl oder der Ausprägung eines Bruxismus interindividuell sehr unterschiedlich ist, kann im Zuge der Literaturrecherche kein konkreter Wert diesbezüglich ausgemacht werden. Eine direkte Umrechnung dieser maximalen Kaukräfte in Megapascal ist damit nicht möglich. Unter Angabe dieser SI-Einheit, ließen sich Ergebnisse von Kaukraft- und Verbundfestigkeitsmessungen jedoch besser vergleichen. Eine maximale Kaukraft von 749 N müsste letztlich, um die ermittelten Klebefestigkeitswerte von 21,3-25,3 MPa zu übersteigen, auf einer Kontaktfläche von $31\text{-}35 \text{ mm}^2$ wirken. Diese erscheint vor dem Hintergrund punktförmiger Kontaktflächen der eigenen Einschätzung nach zwar realitätsnah, jedoch eher klein. Es ist also zum einen zu betonen, dass bei einer größeren Gesamtkontaktfläche zwischen den Zähnen die maximale Kaukraft die Klebefestigkeit der Reparaturen nicht übersteigen kann. Zum anderen haben Reparaturen oft keine Kontaktpunkte und erfahren daher lediglich eine indirekte Krafteinwirkung. Zusätzlich erreicht das menschliche Gebiss im Alltag nur selten diese maximale Kaukraft^[256]. Schlussfolgernd könnte man sich für die klinische Anwendung von Reparaturen jedoch merken, dass eine große Gesamtkontaktfläche wie etwa bei Vollbezahnung sowie das Meiden direkter Krafteinwirkung auf die Reparatur wahrscheinlich vorteilhaft sind. In Bezug auf das Versagensmuster waren kohäsive Brüche im Ausgangsmaterial dominierend, woraus abzuleiten ist, dass der Klebeverbund die Scherfestigkeit des Ausgangsmaterials übersteigt. Folglich stellt das untersuchte Konditionierungsprotokoll ein geeignetes Reparaturverfahren dar und kann den klinischen Anforderungen durchaus gerecht werden. Auf Selbes deuten auch der F-Test und der Mood-Test hin (vgl. Tabelle 9). Sie

zeigten, dass die Streuung der einzelnen Materialien sich innerhalb der Materialklassen nicht signifikant unterschied. Dies ist ein Zeichen dafür, dass das angewendete Reparaturprotokoll einerseits konsequent in konstanter Qualität durchgeführt wurde. Andererseits kann daraus geschlussfolgert werden, dass dieses Protokoll nicht gänzlich ungeeignet für bestimmte Materialien scheint. Allerdings ergeben sich Einschränkungen bezüglich der Übertragbarkeit auf den klinischen Alltag aus dem *in vitro*-Design der Versuchsreihe, wobei Faktoren wie Speichel, Feuchtigkeit oder redundante Kaubelastung nicht berücksichtigt wurden. So untersuchten Kouros *et al.* (2018)^[257] und de Souza *et al.* (2017)^[258] auch den Einfluss von künstlichem Speichel auf den Klebeverbund^[257, 258].

Generell erzielten die modellierbaren Komposite höhere Scherkraftwerte als die CAD/CAM-Komposite und die keramischen Werkstoffe. Grund hierfür könnte ein besserer chemischer Verbund zwischen Ausgangs- und Reparaturkomposit sein, verglichen mit einem Verbund zwischen Hybridkeramik und Komposit. Dieser könnte auf eine geringere Konversionsrate der modellierbaren Verblendkomposite verglichen mit den CAD/CAM Kompositen zurückzuführen sein. Eine geringere Konversionsrate führt zu mehr Restmonomergehalt und mehr zur Verfügung stehenden Doppelbindungen für das Reparaturkomposit.^[245] Eventuell würden die modellierbaren Laborkomposite bei einer längeren Probenalterung geringere Verbundfestigkeiten aufweisen, da sie womöglich empfindlicher Altern als keramische Werkstoffe. Eine künstliche Alterung wirkt sich nachweislich negativ auf die mechanischen Eigenschaften von Kompositen aus und kann zu einer geringeren Anzahl an zur Verfügung stehenden Doppelbindungen führen, welche dann nicht mehr für einen chemischen Verbund zur Verfügung stünden^[119, 246, 259-263]. Zu vergleichbaren Ergebnissen kamen auch Dartora *et al.* (2019)^[264] in ihrer Arbeit: Indirekte Versorgungen aus Lithiumdisilikatkeramik oder polymerinfiltrierter Keramik ähnelten in ihrem Ermüdungsverhalten zwar den direkten Kompositen, waren diesen jedoch in ihrer mechanischen Strukturzuverlässigkeit deutlich überlegen^[264]. Die Tatsache, dass VITA Enamic® unter den keramischen Werkstoffen die höchsten Scherkraftwerte erreichte und augenscheinlich anfälliger für die künstliche Probenalterung war, bekräftigt die Vermutung, dass eine längere künstliche Probenalterung zu geringeren Scherkräften der plastischen Komposite führen könnte. Wie in Kapitel 3.2.4 aufgeführt weist

VITA Enamic® als einziges Material unter den drei untersuchten Keramiken einen Polymeranteil von 14 % auf. Korrelierend mit den höchsten ermittelten Vickershärten im Vorversuch (vgl. Kapitel 3.2.1), wies *Estenia*TM *C&B*® auch im Scherversuch von allen untersuchten Materialien mit $116,4 \pm 36,6$ N die höchsten Scherkraftwerte auf. Mit einer Vickershärte von $731,6$ HV^[265] liegt *IPS e.max*® *CAD* deutlich über allen modellierbaren Verblendkompositen, zeigt jedoch vergleichsweise geringe Scherkraftwerte ($93,1 \pm 31,4$ N). Folglich ist die innere Härte eines Materials nicht allein ausschlaggebend für hohe Scherkraftwerte. Denkbar wäre beispielsweise, dass die Beschaffenheit der Glasphase Einfluss auf die Qualität des Silan-Verbundes hat. Möglicherweise kreieren klassische Gläser, wie in *VITA Enamic*® oder *VITABLOCS*® *Mark II* enthalten, einen innigeren Verbund zum verwendeten Silan. Lithiumdisilikat präsentiert sich als andersartiges Glas, was womöglich schlechtere Verbundqualität zum Silan aufweist als konventionelle Gläser. Zusätzlich könnte eine schlechtere Ätzbarkeit der Lithiumdisilikatkeramik gemutmaßt werden, woraus ein schlechterer mikromechanischer Verbund resultieren könnte.

Bei der Auswertung der Versagensmuster wurde in adhäsives Versagen, kohäsives Versagen im Ausgangsmaterial und kohäsives Versagen im Reparaturkomposit unterschieden. Auf eine Untergliederung des kohäsiven Versagens wurde sowohl bei Alqarni *et al.* (2019)^[224], als auch bei Altinci *et al.* (2018)^[223] verzichtet. In der vorliegenden Arbeit zeigte sich diese Differenzierung jedoch als äußerst wichtig, da mehrheitlich ein kohäsives Versagen im Ausgangsmaterial stattfand, was die Festigkeit des adhäsiven Verbundes sowie die interne Festigkeit des Reparaturkomposits hervorhebt. Auch Franz *et al.* (2022)^[266] kamen zu dem Ergebnis, dass die Unterscheidung verschiedener Versagensmuster essentiell für die statistische Auswertung ist und raten von der Exklusion einzelner Versagensmuster ab^[266]. Auch klinisch kann diese Tatsache als relevant eingestuft werden, wenn bedacht wird, dass die Reparatur einen stärkeren Verbund als das Ausgangsmaterial zeigt. Somit ist die Reparatur als eine gewichtige Alternative zum kompletten Austausch einer Restauration einzustufen. Vergleicht man die beobachteten Versagensmuster, fällt auf, dass bei geringeren Scherkraftwerten adhäsives Versagen am häufigsten eintrat. Wurden höhere Scherkräfte erreicht, überwogen andere Versagensmuster. Analog zur eigenen Studie zeigten sich auch bei Altinci *et al.* (2018)^[223] erhöhte maximale Kraftwerte im

Scherversuch bei den Proben, die kohäsiv versagten^[223]. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Tarateeraseth *et al.* (2020)^[135]. In ihrer Versuchsreihe beobachteten sie bei der Klebung von Komposit auf Lithiumdisilikatkeramik mittels verschiedener Haftvermittler vermehrt adhäsives Versagen bei geringeren Scherkraftwerten und gehäuft gemischte Versagensmuster bei steigenden Scherkraftwerten. Als Adhäsivsystem verwendeten sie *3M™RelyX™U200* (Fa. 3M Neuss, Nordrhein-Westfalen, Deutschland). Gemischtes Versagen trat vor allem bei den Gruppen auf, in denen *3M™RelyX™Ceramic Primer* und *Monobond® N* (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) als Haftvermittler zur Anwendung kamen. Die höchsten Scherkraftwerte wurden mit *3M™RelyX™Ceramic Primer* als Haftvermittler erzielt^[135]. Da dieser Primer und das Adhäsivsystem genau aufeinander abgestimmt sind, überrascht das Ergebnis nicht. Folglich hätten in der eigenen Arbeit eventuell höhere Scherkraftwerte erreicht werden können, wenn jeweils ein auf das Ausgangsmaterial zugeschnittenes Adhäsivsystem verwendet worden wäre oder wenn zusätzlich entsprechend zusammengehörige Silane und Adhäsive eingesetzt worden wären. Es ist anzunehmen, dass dies allerdings nicht die Realität in der zahnärztlichen Praxis widerspiegelt, da diese aus wirtschaftlichen Gründen vermutlich nicht mehrere Adhäsivsysteme bevorraten wird. Unter allen 216 Prüfkörpern konnte adhäsives Versagen in insgesamt 29 % der Fälle beobachtet werden und war somit am seltensten. Bei den keramischen Werkstoffen kam es prozentual häufiger zum adhäsiven Versagen (23,6 %) als bei den modellierbaren Verblendkompositen (5,6 %) oder den CAD/CAM Kompositen (0 %). (vgl. Tabelle 9) Das unterschiedliche Vorkommen der verschiedenen Versagensmuster unter den Materialgruppen war signifikant. Das am häufigsten beobachtete Versagensmuster war kohäsives Versagen im Ausgangsmaterial. Bei nahezu allen Materialien kam dieses Versagensmuster in > 70 % der Fälle vor. Einzig bei den Proben der Lithiumdisilikatkeramik *IPS e.max® CAD* wurde mehrheitlich ein adhäsives Versagen beobachtet (ca. 71 %) oder die Proben versagten kohäsiv im Reparaturkomposit (ca. 29 %). Keine der lithiumdisilikatkeramischen Proben versagte kohäsiv im Block. (vgl. Tabelle 10) Diese Verteilung des Versagensmusters könnte auf den fehlenden Polymeranteil in den *IPS e.max® CAD*-Proben (vgl. Kap. 3.1.1) zurückzuführen sein. Es wäre denkbar, dass polymerinfiltrierte Hybridkeramiken (z.B. *VITA Enamic®*) aufgrund der anteilig organischen Matrix einen chemischen Verbund zur organischen Matrix des

Reparaturkomposits ausbilden können. Darüber hinaus stellt *IPS e.max® CAD* das härteste Ausgangsmaterial der Versuchsreihe dar. Somit ist das Vorkommen kohäsiver Versagensmuster im Ausgangsmaterial weniger wahrscheinlich als bei weicheren Materialien. Zu ähnlichen Ergebnissen bezüglich des Versagensmusters kamen auch Cengiz-Yanardag *et al.* (2019)^[212]. Sie beobachteten in ihrer Versuchsreihe zur Mikroscherfestigkeit von CAD-CAM (Hybrid-)keramiken ebenfalls kein kohäsives Versagen im Block. Zusätzlich waren die erzielten Scherkraftwerte von *IPS e.max® CAD* bei genannter Arbeit denen von *VITA Enamic®* überlegen, was die Autoren auf die homogene Honigwaben-ähnliche Oberflächenstruktur der Lithiumdisilikatkeramik nach HF-Ätzung und der daraus resultierenden großen mikroretentiven Oberfläche zurückführten^[212]. Ein Grund für die abweichenden Scherkraftwerte könnte die abweichende Alterung der Materialien sowie die Verwendung eines anderen Adhäsivsystems sein. Cengiz-Yanardag *et al.* (2019)^[212] applizierten *Variolink® N* auf die Proben. Nach Lichtpolymerisation wurden die Prüfkörper für 24 Stunden in 37 °C warmen Wasser gelagert und dann auf Mikroscherfestigkeit geprüft^[212]. In der eigenen Arbeit hingegen erfolgte die Reparatur mit *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv* und *3M™ Filtek™ Supreme XTE Universal Komposit*. Zusätzlich durchliefen die Prüfkörper 10.000 Zyklen im Thermocycle (vgl. 3.4). Denkbar wäre, dass *Variolink® N* kompatibler mit *IPS e.max® CAD* als mit *VITA Enamic®* ist. Des Weiteren kann gemutmaßt werden, dass die in der vorliegenden Versuchsreihe verwendeten Reparaturmaterialien und Adhäsivsysteme anfälliger für die künstliche Probenalterung sind als *Variolink® N*, was womöglich zu einem frühzeitigen Versagen der Reparatur bei den *IPS e.max® CAD*-Proben führt. Wie bereits erwähnt, versagten die Lithiumdisilikatproben mehrheitlich adhäsiv. Betrachtet man jedoch die gesamte Materialgruppe der (Hybrid-)Keramiken und inkludiert *VITA Enamic®* und *VITABLOCS® Mark II*, so verschiebt sich das dominierende Versagensmuster in Richtung kohäsiver Frakturen im Block. Sowohl die Proben aus *VITA Enamic®*, als auch diejenigen aus *VITABLOCS® Mark II* versagten zumeist im Ausgangsmaterial. Ein Erklärungsansatz könnte die unterschiedliche Zusammensetzung der drei keramischen Werkstoffe sein. *VITA Enamic®* zeichnet sich beispielsweise durch einen gewissen Polymeranteil in der Matrix aus, während *IPS e.max® CAD* sich als reine Lithiumdisilikatkeramik präsentiert. Folglich könnte das organische Adhäsiv womöglich

einen stärkeren chemischen Verbund zum enthaltenen Kompositanteil in der Matrix herstellen, was mutmaßlich die auffällige Verteilung der Versagenstypen innerhalb der Materialgruppe erklären könnte. Vor diesem Hintergrund lässt sich weiterhin vermuten, dass die geringeren Haftwerte und das vornehmlich adhäsive Versagensmuster bei den *IPS e.max® CAD*-Proben keine Folge der Degradation des Haftvermittlers sind. Wäre dem so, würde sich dieser Faktor auch auf *VITA Enamic®* und *VITABLOCS® Mark II* auswirken und sich in den Scherkräften sowie dem Versagensmuster bemerkbar machen. Auch wenn der Haftverbund in der eigenen Versuchsreihe den geringsten Scherkräften standhielt, lagen die Messwerte dennoch oberhalb der menschlichen maximalen Beißkraft. Dies impliziert, dass die durchgeführte Reparatur zwar nicht perfekt, jedoch wahrscheinlich ausreichend für die klinische Anwendung ist. Bei allen anderen 192 Proben dominierte das kohäsive Versagen im Block mit einem Auftreten bei 70,8-100 % der Proben zumeist deutlich. Dies bedeutet, dass der Reparaturkomposit einen innigen und suffizienten adhäsiven Verbund mit dem Ausgangsmaterial eingeht. Frakturiert eine Probe kohäsiv, bedeutet dies, dass der Klebeverbund die Festigkeit des Ausgangsmaterials erreicht oder sogar überschreitet^[246]. Folglich ist das in der Arbeit untersuchte Konditionierungsprotokoll als eine gute Reparaturtechnik einzustufen. Ergänzend zu dieser Annahme zeigte die im Vorfeld erfolgte Härtemessung, dass eine gleichmäßige Durchhärtung der Prüfkörper aus modellierbaren Verblendkunststoffen schwierig zu erreichen ist. (vgl. Kapitel 3.2.1). Demnach könnte eine geringe Härte in der Mitte der Probe ein kohäsives Versagen im Block noch zusätzlich begünstigen. *SR Nexco®* weist im Vorversuch die geringste Vickershärte in seiner Materialgruppe auf. Vor dem Hintergrund, dass ausschließlich ein kohäsives Versagensmuster im Block auszumachen ist, wäre es plausibel, dass die Ädhäsivkraft die innere Festigkeit von *SR Nexco®* im Testvorgang übersteigt. Die statistische Auswertung ergab, dass ein kohäsives Versagensmuster im Block unabhängig von der Materialgruppe der modellierbaren Verblendkomposite auftrat. Ein Einfluss der Materialgruppe auf das rein kohäsive Versagen der *SR Nexco®*-Proben kann also ausgeschlossen werden. (vgl. Tabelle 9)

Die statistische Untersuchung der Ergebnisse zeigte eine signifikante Reduktion der Scherfestigkeit nach Alterung bei allen getesteten Materialien. Ein Erklärungsansatz hierfür könnte die Veränderung des pH-Wertes und somit der Hydrolyserate durch die

Phosphorylgruppen in *Monobond® Plus* sein, was sich negativ auf die Stabilität des Silans auswirken könnte^[137]. Wäre dies der Fall würde man nach Alterung ein zunehmend adhäsives Versagen der Prüfkörper erwarten, was jedoch lediglich nach Alterung 2 bei der Gruppe der modellierbaren Verblendkomposite zu beobachten war. Es wäre denkbar, dass bei einer Temperaturwechselbehandlung nach Verklebung die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der verschiedenen Komponenten einer Klebung eine entscheidende Rolle spielen. Da sowohl jeweils die verklebten Füge­teile, als auch das Adhäsiv von unterschiedlicher Chemie sind, differiert deren Ausdehnungsverhalten bei einer Temperaturwechselbehandlung. In solchen Verbundsystemen wird möglicherweise entscheidend Stress auf die Verbundflächen ausgeübt.

Generell stieg bei künstlicher Alterung stetig das Vorkommen von kohäsivem Versagen im Reparaturkomposit. Dies lässt vermuten, dass die grazi­len aufgebracht­en Reparaturzylinder bei der Temperaturwechselbehandlung deutlich an Bruchfestigkeit eingebüßt haben (Vgl. Abbildung 16). Offensichtlich hat die Alterung einen größeren Einfluss auf die Festigkeit des *3M™ Filtek™ Supreme XTE Universal Komposit*, als auf die Ausgangsmaterialien und den adhäsiven Verbund. Analog zeigt eine Arbeit von Drummond *et al.* (2009)^[267], dass direkte Mikro- und Nanofüllerkomposite, wie *3M™ Filtek™ Supreme XTE Universal Komposit*, eine geringere Ermüdungsresistenz gegenüber künstlicher Probenalterung aufweisen, als indirekte Komposite mit großen Füllkörpern^[267]. Nach Alterungsstufe 1 versagte die Mehrheit der Proben nach wie vor kohäsiv im Block. Nach Alterungsstufe 2 war dies nur noch bei den modellierbaren Verblendkompositen der Fall. Bei den CAD/CAM Kompositen sowie den keramischen Werkstoffen zeigte sich nun mehrheitlich ein kohäsives Versagen im Reparaturkomposit. Dies könnte mit einer geringeren Härte der modellierbaren Verblendkomposite gegenüber den CAD/CAM Kompositen und (Hybrid-) Keramiken begründet werden. Demnach kann vermutet werden, dass die künstliche Probenalterung einen größeren Einfluss auf modellierbare Komposite hat als auf CAD/CAM Komposite oder (Hybrid-) Keramiken. (Vgl. Tabelle 11) In den Materialgruppen 1 und 2 stellte auch nach Alterung adhäsives Versagen das am seltensten beobachtete Versagensmuster dar. Folglich war der adhäsive Verbund in diesen Gruppen stabiler als die Festigkeit des Ausgangsmaterials und des Reparaturkomposits. Möglicherweise beeinflusst eine Temperaturwechsel-

behandlung vor allem Materialien auf Kompositbasis und weniger (Hybrid-) Keramiken^[268].

5.3 Konklusion der Diskussion

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass sowohl Komposite als auch (Hybrid-) Keramiken für eine Reparatur geeignet sind. Dabei ist das Reparaturprotokoll für die unterschiedlichen Materialien sehr ähnlich aufgebaut, da Keramiken und Komposite bei einer Reparatur jeweils drei Arbeitsschritten (Konditionierung, Applikation eines Haftvermittlers, Applikation eines Reparaturkomposits) unterzogen werden. In Bezug auf die erzielte Verbundfestigkeit zeigten Komposite höhere Scherkräfte, woraus geschlussfolgert werden könnte, dass diese geeigneter für Reparaturmaßnahmen sind als (Hybrid-) Keramiken. Generell führte das gewählte Reparaturprotokoll jedoch unabhängig vom Ausgangsmaterial zu angemessenen, obgleich variierenden Haftverbunden. Um ein universales, auf alle Materialklassen anwendbares Konditionierungsprotokoll zu etablieren, wäre es in zukünftigen Arbeiten sinnvoll, bei der Oberflächenkonditionierung nicht zwischen Keramik und Komposit unterscheiden zu müssen. Reparaturen müssen in der zahnärztlichen Praxis wirtschaftlich sein und sollten daher mit möglichst geringem Material- und Arbeitsaufwand und universellen Systemen verbunden sein. Aus wirtschaftlicher Sicht wäre der Vergleich verschiedener Adhäsivsysteme miteinander interessant, vor allem bei keramischen Werkstoffen, da hier ein inniger Haftverbund zum Reparaturkomposit schwieriger zu erzielen war. Möglicherweise können geeignetere und besser abgestimmte Adhäsivsysteme gefunden werden, die einen innigeren Haftverbund zu bestimmten keramischen Materialien eingehen und in höheren Scherkräften resultieren. Hierzu gibt es jedoch noch nicht ausreichend Literatur, weshalb diese Fragestellung Gegenstand künftiger Projekte sein sollte. Nachfolgende Arbeiten sollten zusätzlich den Einfluss einer Kausimulation an simulierten Reparaturfüllungen berücksichtigen, um der klinischen Situation näher zu kommen. Möglicherweise würde eine redundante physische Belastung der Proben in einem schlechteren Verbund und abweichenden Versagensmustern resultieren. Auch in Bezug auf die dargelegten Konditionierungsmethoden sollte die klinische Anwendbarkeit getestet werden. In der Mundhöhle ist eine absolute Trockenlegung, wie sie in vitro der Fall war, häufig nur erschwert oder gar nicht zu realisieren. Es stellt sich folglich die

Frage, welchen Einfluss eine Speichelkontamination auf die Qualität des Haftverbundes hätte. Denkbar wäre beispielsweise auch eine erhöhte Inzidenz adhäsiver Versagensmuster bei Klebung auf kontaminierter Oberfläche. Eiriksson *et al.* (2004)^[269] untersuchten die Auswirkung von Speichelkontamination auf Komposit-Komposit-Verbund und beobachteten reduzierte Scherkraft sowie mehrheitlich gemischtes kohäsiv-adhäsives Versagen^[269]. Weiterhin hat der Winkel des auftreffenden Pulverstrahls bei Konditionierung einer Oberfläche mittels Sandstrahlen Einfluss auf die Oberflächenkonditionierung^[166], woraus sich eine zusätzliche Einschränkung für die klinische Anwendung ergibt. Vorkommende Kavitäten sind zumeist mehrflächig und der Zugang durch die eingeschränkten Platzverhältnisse in der Mundhöhle erschwert, wodurch ein optimaler Auftreffwinkel der Partikel auf die zu konditionierende Oberfläche nicht immer gewährleistet werden kann. Dies könnte folglich den Haftverbund schwächen und in geringeren Scherkraftwerten resultieren. Zuletzt ließ die eigene Arbeit einen entscheidenden Faktor außer Acht: Klinisch bestehen zu reparierende Kavitäten häufig nicht allein aus dem Restaurationsmaterial, sondern zudem aus freigelegter Zahnhartsubstanz. Demnach sollten zukünftige Arbeiten insbesondere auch die Reparaturfähigkeit kombinierter Defekte untersuchen.

6 Zusammenfassung

Gegenstand dieser Arbeit war die Ermittlung der Scherfestigkeit von Kompositreparaturen auf unterschiedlichen Materialien und der Einfluss künstlicher Probenalterung auf den Haftverbund. Ziel war es hierüber ein möglichst einfaches Reparaturprotokoll für die klinische Anwendung zu prüfen. In der Versuchsreihe wurden neun verschiedene Materialien (*SR Nexco*®, *Gradia*® Plus, *Estenia*TM C&B®, *Grandio Blocs*®, *Tetric*® CAD, *Brilliant Crios*®, *VITA Enamic*®, *VITABLOCS*® Mark II, *IPS e.max*® CAD) nach einem festgelegten Konditionierungsprotokoll (Sandstrahlen vs. Flusssäureätzung und *Monobond*® Plus-Applikation, anschließend *3M*TM *Scotchbond*TM *Universal Plus Adhäsiv*) mit Kompositzylindern (*3M*TM *Filtek*TM *Supreme XTE Universal Komposit*) verklebt. In einem Scherversuch wurden die Haftwerte des Klebeverbundes ermittelt sowie die vorkommenden Versagensmuster untersucht. Werden alle 216 untersuchten Prüfkörper betrachtet, so ist hervorzuheben, dass alle Prüfzylinder Scherkräften von über 21 MPa standhielten. Dennoch zeigten sich Unterschiede unter den Materialgruppen. In den Kontrollgruppen zeigte *Estenia*TM C&B® mit $\pm 34,5$ MPa die höchste Scherfestigkeit. Die modellierbaren Verblend-komposite erreichten mit $\pm 29,6$ MPa höhere Haftwerte als die CAD/CAM Komposite ($\pm 24,1$ MPa) und die keramischen Werkstoffe ($\pm 26,7$ MPa). Eine künstliche Probenalterung wirkte sich signifikant auf die Verbundfestigkeit aus. Im gesamten Probenkorpus war zwischen den Kontrollgruppen und den Gruppen mit Temperaturwechselbehandlung vor und nach Verklebung eine Reduktion der Scherkraft um $\pm 10,6$ MPa zu beobachten. Insgesamt hatte eine Temperaturwechselbehandlung einzig vor Verklebung der Proben zumeist eine geringere Auswirkung auf den Haftverbund verglichen mit Alterung vor und nach Verklebung. Mit einer Inzidenz von 74,5 % war ein kohäsiver Bruch im Ausgangsmaterial das dominierende Versagensmuster. Daraus lässt sich ableiten, dass ein adäquates Konditionierungsprotokoll gewählt wurde. Auch auf das Versagensmuster hatte die Temperaturwechselbehandlung einen signifikanten Einfluss, wobei kohäsive Brüche zunahmen. Die vorliegende Arbeit konnte zeigen, dass Reparaturen in vitro auch zwischen unterschiedlichen Materialklassen suffiziente Haftverbunde erzielen können, obgleich der Verbund bei Kompositen verlässlicher erscheint. Die ermittelten hohen Scherkräfte verdeutlichen, dass die Möglichkeit einer Reparatur am Patienten in jedem Fall in Erwägung gezogen werden sollte, bevor eine Restauration vollständig ausgetauscht wird.

7 Literaturverzeichnis

1. Haller B.: *Defekte Restauration: Reparieren statt flicken*; Der junge Zahnarzt, 12 (4), S. 16-24, 2021
2. Kanzow P., A. Wiegand und F. Schwendicke: *Cost-effectiveness of repairing versus replacing composite or amalgam restorations*; Journal of Dentistry, 54 S. 41-47, 2016
3. Qvist V.: *Longevity of restorations: The 'death spiral'*; Dental caries: The disease and its clinical management, 2 S. 444-455, 2008
4. Mjör I.: *Repair versus replacement of failed restorations*; International Dental Journal, 43 (5), S. 466-472, 1993
5. Frankenberger R., S. Roth, N. Krämer, M. Pelka und A. Petschelt: *Effect of preparation mode on Class II resin composite repair*; Journal of Oral Rehabilitation, 30 (6), S. 559-564, 2003
6. Kanzow P., P. Dieckmann, T. Hausdörfer, T. Attin, A.E. Wiegand und F.J. Wegehaupt: *Repair restorations: Questionnaire survey among dentists in the Canton of Zurich, Switzerland*; Research and Science, 127 (4), S. 300-311, 2017
7. Kanzow P. und A. Wiegand: *Teaching of composite restoration repair: Trends and quality of teaching over the past 20 years*; Journal of Dentistry, 95 S. 103303, 2020
8. Da Rosa Rodolpho P.A., B. Rodolfo, K. Collares, M.B. Correa, F.F. Demarco, N.J.M. Opdam, M.S. Cenci und R.R. Moraes: *Clinical performance of posterior resin composite restorations after up to 33 years*; Dental Materials, 38 (4), S. 680-688, 2022
9. Loomans B.A., M.V. Cardoso, F.J. Roeters, N.J. Opdam, J. De Munck, M.C. Huysmans und B. Van Meerbeek: *Is there one optimal repair technique for all composites?*; Dental Materials, 27 (7), S. 701-709, 2011
10. Özcan M. und C.A.M. Volpato: *Current perspectives on dental adhesion: (3) Adhesion to intraradicular dentin: Concepts and applications*; Japanese Dental Science Review, 56 (1), S. 216-223, 2020
11. Breschi L., A. Mazzoni, E. De Stefano Dorigo und M. Ferrari: *Adhesion to intraradicular dentin: A review*; Journal of Adhesion Science and Technology, 23 (7-8), S. 1053-1083, 2009
12. Van Meerbeek B., A. Dhem, M. Goret-Nicaise, M. Braem, P. Lambrechts und G. Vanherle: *Comparative SEM and TEM Examination of the Ultrastructure of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone*; Journal of Dental Research, 72 (2), S. 495-501, 1993
13. Jiang Q., H. Pan, B. Liang, B. Fu und M. Hannig: *Effect of saliva contamination and decontamination on bovine enamel bond strength of four self-etching adhesives*; Operative Dentistry, 35 (2), S. 194-202, 2010
14. Eiriksson S.O., P.N.R. Pereira, E.J. Swift, H.O. Heymann und A. Sigurdsson: *Effects of saliva contamination on resin-resin bond strength*; Dental Materials, 20 (1), S. 37-44, 2004
15. De Souza L.C., N.S. Rodrigues, E.Y.P. Aquino, M.A.S. Melo, D.A. Cunha und V.d.P.A. Saboia: *Saliva contamination effects at different application steps on bond strength of total etch two-step adhesive*; Journal of Health & Biological Sciences, 7 (2), S. 133-138, 2019

Literaturverzeichnis

16. Cotterill R.: *The material world*, Cambridge University Press, 2008
17. Nicholson J.W.: *The chemistry of medical and dental materials*; Vol. 7. London, Royal Society of Chemistry, 2020
18. Heffernan M.J., S.A. Aquilino, A.M. Diaz-Arnold, D.R. Haselton, C.M. Stanford und M.A. Vargas: *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials*; *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88 (1), S. 4-9, 2002
19. Zarone F., S. Russo und R. Sorrentino: *From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations*; *Dental Materials*, 27 (1), S. 83-96, 2011
20. Surlari Z., E. Luca, D.-G. Budală, O.D. Țănculescu, C. Iordache und D.I. Virvescu: *Dental ceramics - A literature review*; *Romanian Journal of Medical and Dental Education*, 9 (6), 2020
21. Anderson R.J., G.R. Janes, L.R. Sabella und H.F. Morris: *Comparison of the performance on prosthodontic criteria of several alternative alloys used for fixed crown and partial denture restorations: Department of Veterans Affairs Cooperative Studies project 147*; *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69 (1), S. 1-8, 1993
22. Pallesen U. und J.W. Van Dijken: *An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system*; *European Journal of Oral Sciences*, 108 (3), S. 239-246, 2000
23. Otto T. und S. De Nisco: *Computer-aided direct ceramic restorations: A 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays*; *International Journal of Prosthodontics*, 15 (2), 2002
24. Salmang H., R. Telle und H. Scholze: *Keramik*, Springer Berlin Heidelberg, 2006
25. Rosentritt M., N. Ilie und U. Lohbauer: *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin*, Thieme, 2018
26. Ivoclar Vivadent GmbH: *IPS e.max® CAD - Wissenschaftliche Dokumentation*. 2011; Internetadresse: <https://dokumen.tips/documents/ips-emax-e-maxcadpdf-2016-03-07-wissenschaftliche-dokumentation-ips-emax.html?page=9>. [zitiert 2023]
27. Wetzel C. und L. Pröbster: *Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde: Moderne Behandlungskonzepte für die Praxis*, Springer Berlin Heidelberg, 2013
28. Rozenburg K., I.E. Reimanis, H.J. Kleebe und R.L. Cook: *Sintering kinetics of a MgAl₂O₄ spinel doped with LiF*; *Journal of the American Ceramic Society*, 91 (2), S. 444-450, 2008
29. Kahraman D.: *Dissertation: Herstellung und Eigenschaften von Optokeramiken auf der Basis von Mg-Spinell und Aluminiumoxid*, KIT Scientific Publishing, 2011
30. Bosch G., A. Ender und A. Mehl: *A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes*; *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112 (6), S. 1425-1431, 2014
31. Saponaro P.C., B. Yilmaz, R.H. Heshmati und E.A. McGlumphy: *Clinical performance of CAD-CAM-fabricated complete dentures: A cross-sectional study*; *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116 (3), S. 431-435, 2016
32. Li R.W., T.W. Chow und J.P. Matinlinna: *Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art*; *Journal of Prosthodontic Research*, 58 (4), S. 208-216, 2014

33. Garvie R., C. Urbani, D. Kennedy und J. McNeuer: *Biocompatibility of magnesia-partially stabilized zirconia (Mg-PSZ) ceramics*; Journal of Materials Science, 19 (10), S. 3224-3228, 1984
34. Hannink R.H., P.M. Kelly und B.C. Muddle: *Transformation toughening in zirconia-containing ceramics*; Journal of the American Ceramic Society, 83 (3), S. 461-487, 2000
35. Kern M. und S.M. Wegner: *Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability*; Dental Materials, 14 (1), S. 64-71, 1998
36. Peumans M., B. Van Meerbeek, P. Lambrechts und G. Vanherle: *Porcelain veneers: A review of the literature*; Journal of Dentistry, 28 (3), S. 163-177, 2000
37. Haas K.H.: *Hybrid inorganic-organic polymers based on organically modified Si-alkoxides*; Advanced Engineering Materials, 2 (9), S. 571-582, 2000
38. Lefeuvre M., W. Amjaad, M. Goldberg und L. Stanislawski: *TEGDMA induces mitochondrial damage and oxidative stress in human gingival fibroblasts*; Biomaterials, 26 (25), S. 5130-5137, 2005
39. Gerzina T. und W. Hume: *Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro*; Journal of Dentistry, 24 (1-2), S. 125-128, 1996
40. Lima C.M., N.R. da Silva, J.D. Martins, J.S. Miranda, R. Tanaka, R.O.d.A. e Souza und F.P.P. Leite: *Effect of different surface treatments on the biaxial flexure strength, Weibull characteristics, roughness, and surface topography of bonded CAD/CAM silica-based ceramics*; Dental Materials, 37 (3), S. e151-e161, 2021
41. Khanlar L.N., A. Abdou, T. Takagaki, S. Mori, M. Ikeda, T. Nikaido, A. Zandinejad und J. Tagami: *The effects of different silicization and silanization protocols on the bond durability of resin cements to new high-translucent zirconia*; Clinical Oral Investigations, 26 (4), S. 3547-3561, 2022
42. Amaral R., M. Özcan, M.A. Bottino und L.F. Valandro: *Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning*; Dental Materials, 22 (3), S. 283-290, 2006
43. Borges G.A., A.M. Sophr, M.F. De Goes, L.C. Sobrinho und D.C. Chan: *Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics*; The Journal of Prosthetic Dentistry, 89 (5), S. 479-488, 2003
44. Nagaoka N., K. Yoshihara, V.P. Feitosa, Y. Tamada, M. Irie, Y. Yoshida, B. Van Meerbeek und S. Hayakawa: *Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia*; Scientific Reports, 7 (1), S. 45563, 2017
45. Chuang S.-F., L.-L. Kang, Y.-C. Liu, J.-C. Lin, C.-C. Wang, H.-M. Chen und C.-K. Tai: *Effects of silane- and MDP-based primers application orders on zirconia-resin adhesion—A ToF-SIMS study*; Dental Materials, 33 (8), S. 923-933, 2017
46. Valente F., L. Mavriqi und T. Traini: *Effects of 10-MDP based primer on shear bond strength between zirconia and new experimental resin cement*; Materials, 13 (1), S. 235, 2020
47. Özcan M. und M. Bernasconi: *Adhesion to zirconia used for dental restorations: A systematic review and meta-analysis*; Journal of Adhesive Dentistry, 17 (1), S. 7-26, 2015

48. Bowen R.: *Compatibility of various materials with oral tissues. I: The components in composite restorations*; Journal of Dental Research, 58 (5), S. 1493-1503, 1979
49. Vankerckhoven H., P. Lambrechts, M. Van Beylen und G. Vanherle: *Materials Science: Characterization of Composite Resins by NMR and TEM*; Journal of Dental Research, 60 (12), S. 1957-1965, 1981
50. Bowen R.: *Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations*; The Journal of the American Dental Association, 66 (1), S. 57-64, 1963
51. Bowen R. und M.S. Rodriguez: *Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials*; The Journal of the American Dental Association, 64 (3), S. 378-387, 1962
52. Lutz F. und R.W. Phillips: *A classification and evaluation of composite resin systems*; The Journal of Prosthetic Dentistry, 50 (4), S. 480-488, 1983
53. Lohbauer U., R. Belli und J.L. Ferracane: *Factors involved in mechanical fatigue degradation of dental resin composites*; Journal of Dental Research, 92 (7), S. 584-591, 2013
54. Opdam N., F. Van De Sande, E. Bronkhorst, M. Cenci, P. Bottenberg, U. Pallesen, P. Gaengler, A. Lindberg, M. Huysmans und J. Van Dijken: *Longevity of posterior composite restorations: A systematic review and meta-analysis*; Journal of Dental Research, 93 (10), S. 943-949, 2014
55. Pallesen U. und J.W.V. van Dijken: *A randomized controlled 30 years follow up of three conventional resin composites in Class II restorations*; Dental Materials, 31 (10), S. 1232-1244, 2015
56. Demarco F.F., M.B. Corrêa, M.S. Cenci, R.R. Moraes und N.J.M. Opdam: *Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials*; Dental Materials, 28 (1), S. 87-101, 2012
57. Ástvaldsdóttir Á., J. Dagerhamn, J.W.V. van Dijken, A. Naimi-Akbar, G. Sandborgh-Englund, S. Tranæus und M. Nilsson: *Longevity of posterior resin composite restorations in adults – A systematic review*; Journal of Dentistry, 43 (8), S. 934-954, 2015
58. Shah Y.R., V.L. Shiraguppi, B.A. Deosarkar und U.R. Shelke: *Long-term survival and reasons for failure in direct anterior composite restorations: A systematic review*; Journal of Conservative Dentistry, 24 (5), S. 415-420, 2021
59. Mainjot A., N. Dupont, J. Oudkerk, T. Dewael und M. Sadoun: *From artisanal to CAD-CAM blocks: State of the art of indirect composites*; Journal of Dental Research, 95 (5), S. 487-495, 2016
60. Giordano R.: *Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations*; The Journal of the American Dental Association, 137 S. 14S-21S, 2006
61. Nguyen J.-F., V. Migonney, N.D. Ruse und M. Sadoun: *Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization*; Dental Materials, 28 (5), S. 529-534, 2012
62. Ruse N. und M. Sadoun: *Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications*; Journal of Dental Research, 93 (12), S. 1232-1234, 2014
63. Perdigo J.: *New developments in dental adhesion*; Dental Clinics of North America, 51 (2), S. 333-357, 2007
64. Van Landuyt K.L., J. Snauwaert, J. De Munck, M. Peumans, Y. Yoshida, A. Poitevin, E. Coutinho, K. Suzuki, P. Lambrechts und B. Van Meerbeek:

- Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives*; Biomaterials, 28 (26), S. 3757-3785, 2007
65. De Dios Teruel J., A. Alcolea, A. Hernández und A.J.O. Ruiz: *Comparison of chemical composition of enamel and dentine in human, bovine, porcine and ovine teeth*; Archives of Oral Biology, 60 (5), S. 768-775, 2015
 66. Susin A.H., W.A. Vasconcellos, J.R.C. Saad und O.B.d. Oliveira Junior: *Tensile bond strength of self-etching versus total-etching adhesive systems under different dentinal substrate conditions*; Brazilian Oral Research, 21 (1), S. 81-86, 2007
 67. Lehmann K.M., E. Hellwig und H.J. Wenz: *Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde*, Dt. Zahnärzte-Verlag, 2019
 68. Pashley D.H. und R.M. Carvalho: *Dentine permeability and dentine adhesion*; Journal of Dentistry, 25 (5), S. 355-372, 1997
 69. Prati C., G. Biagini, C. Rizzoli, C. Nucci, C. Zucchini und G. Montanari: *Shear bond strength and SEM evaluation of dentinal bonding systems*; American Journal of Dentistry, 3 (6), S. 283-288, 1990
 70. Yu X., E. Davis, R. Joynt und G. Wieczkowski: *Bond strength evaluation of a Class V composite resin restoration*; Quintessence International, 22 (5), 1991
 71. Perinka L., H. Sano und H. Hosoda: *Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives*; Dental Materials, 8 (4), S. 229-233, 1992
 72. Gwinnett A.J.: *Chemically conditioned dentin: a comparison of conventional and environmental scanning electron microscopy findings*; Dental Materials, 10 (3), S. 149-155, 1994
 73. Inokoshi S., H. Hosoda, C. Harnirattisai und Y. Shimada: *Interfacial structure between dentin and seven dentin bonding systems revealed using argon ion beam etching*; Operative Dentistry, 18 (1), S. 8-16, 1993
 74. Nakabayashi N., A. Watanabe und N. Gendusa: *Dentin adhesion of "modified" 4-META/MMA-TBB resin: Function of HEMA*; Dental Materials, 8 (4), S. 259-264, 1992
 75. Morra M.: *Acid-base properties of adhesive dental polymers*; Dental Materials, 9 (6), S. 375-378, 1993
 76. Eick J., S. Robinson, T. Byerley, R. Chappell, P. Spencer und C. Chappelow: *Scanning transmission electron microscopy/energy-dispersive spectroscopy analysis of the dentin adhesive interface using a labeled 2-hydroxyethylmethacrylate analogue*; Journal of Dental Research, 74 (6), S. 1246-1252, 1995
 77. Titley K., R. Chernecky, B. Maric, N. Valiquette und D. Smith: *The morphology of the demineralized layer in primed dentin*; American Journal of Dentistry, 7 (1), S. 22-26, 1994
 78. Weerakoon A.T., C. Cooper, K.A. Sokolowski, I.A. Meyers, D. Thomson, P.J. Ford, C. Sexton und A.L. Symons: *Effect of dentine site on resin and cement adaptation tested using X-ray and electron microscopy to evaluate bond durability and adhesive interfaces*; European Journal of Oral Sciences, 130 (5), S. e12890, 2022
 79. Watanabe I.: *Photocure bonding agents to ground dentin*; The Japanese Society for Dental Materials and Devices, 11 S. 955-973, 1992

80. Nakabayashi N. und Y. Saimi: *Bonding to intact dentin*; Journal of Dental Research, 75 (9), S. 1706-1715, 1996
81. Pashley D.H., E.L. Pashley, R.M. Carvalho und F.R. Tay: *The effects of dentin permeability on restorative dentistry*; Dental Clinics, 46 (2), S. 211-245, 2002
82. Brannstrom M.: *The presence of bacteria in cavities filled with silicate cement and composite resin materials*; Swedish Dental Journal, 64 S. 149-155, 1971
83. Bra M. und H. Nyborg: *Cavity treatment with a microbicidal fluoride solution: growth of bacteria and effect on the pulp*; The Journal of Prosthetic Dentistry, 30 (3), S. 303-310, 1973
84. Frankenberger R., M. Krech, A. Braun und M.J. Roggendorf: *Moderne Adhäsiensysteme*; Der Freie Zahnarzt, 59 (12), S. 53-57, 2015
85. Perdigão J. und E.J. Swift Jr: *Universal adhesives*; Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 27 (6), S. 331-334, 2015
86. Yoshida Y., B. Van Meerbeek, Y. Nakayama, M. Yoshioka, J. Snauwaert, Y. Abe, P. Lambrechts, G. Vanherle und M. Okazaki: *Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids*; Journal of Dental Research, 80 (6), S. 1565-1569, 2001
87. Yoshihara K., Y. Yoshida, N. Nagaoka, S. Hayakawa, T. Okihara, J. De Munck, Y. Maruo, G. Nishigawa, S. Minagi und A. Osaka: *Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers*; Dental Materials, 29 (8), S. 888-897, 2013
88. Perdigão J., E. Araujo, R.Q. Ramos, G. Gomes und L. Pizzolotto: *Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations*; Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 33 (1), S. 51-68, 2021
89. 3M Deutschland GmbH: *3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv - Technisches Produktprofil*. 2021; Internetadresse: <https://multimedia.3m.com/mws/media/20910970/technisches-produktprofil-3m-scotchbond-universal-plus-adhasiv-de.pdf>. [zitiert 2023]
90. 3M Deutschland GmbH: *Sicherheitsinformationsblatt für Medizinprodukte - 3M™ Scotchbond Universal Plus*. 2020; Internetadresse: <https://altmann dental.de/pdf/Scotchbond Universal Plus 100 200 400 L POP 20200820 DE.pdf>. [zitiert 2023]
91. Yoshihara K., S. Hayakawa, N. Nagaoka, T. Okihara, Y. Yoshida und B. Van Meerbeek: *Etching efficacy of self-etching functional monomers*; Journal of Dental Research, 97 (9), S. 1010-1016, 2018
92. Fukegawa D., S. Hayakawa, Y. Yoshida, K. Suzuki, A. Osaka und B. Van Meerbeek: *Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite*; Journal of Dental Research, 85 (10), S. 941-944, 2006
93. Yoshihara K., Y. Yoshida, N. Nagaoka, D. Fukegawa, S. Hayakawa, A. Mine, M. Nakamura, S. Minagi, A. Osaka und K. Suzuki: *Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction*; Acta Biomaterialia, 6 (9), S. 3573-3582, 2010
94. Feitosa V.P., S. Sauro, F.A. Ogliari, A.O. Ogliari, K. Yoshihara, C.H. Zanchi, L. Correr-Sobrinho, M.A. Sinhoreti, A.B. Correr und T.F. Watson: *Impact of hydrophilicity and length of spacer chains on the bonding of functional monomers*; Dental Materials, 30 (12), S. e317-e323, 2014
95. Valente L.L., R. Sarkis-Onofre, A.P. Gonçalves, E. Fernández, B. Loomans und R.R. Moraes: *Repair bond strength of dental composites: Systematic review and*

- meta-analysis*; International Journal of Adhesion and Adhesives, 69 S. 15-26, 2016
96. Kawaguchi A., M. Matsumoto, M. Higashi, J. Miura, T. Minamino, T. Kabetani, F. Takeshige, A. Mine und H. Yatani: *Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 2: Effect of ultrasonic and acid cleaning*; Dental Materials Journal, 35 (1), S. 29-36, 2016
 97. Kawaguchi-Uemura A., A. Mine, M. Matsumoto, Y. Tajiri, M. Higashi, T. Kabetani, R. Hagino, D. Imai, T. Minamino, J. Miura und H. Yatani: *Adhesion procedure for CAD/CAM resin crown bonding: Reduction of bond strengths due to artificial saliva contamination*; Journal of Prosthodontic Research, 62 (2), S. 177-183, 2018
 98. Rathke A., Y. Tymina und B. Haller: *Effect of different surface treatments on the composite-composite repair bond strength*; Clinical Oral Investigations, 13 (3), S. 317-323, 2009
 99. Iversen R., W. Geurtsen und A. Lührs: *Kompositreparatur-Einfluss unterschiedlicher Vorbehandlungsmethoden auf die Verbundkraft*; Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 66 (9), S. 639-646, 2011
 100. Loomans B., M. Mesko, R. Moraes, J. Ruben, E. Bronkhorst, T. Pereira-Cenci und M. Huysmans: *Effect of different surface treatment techniques on the repair strength of indirect composites*; Journal of Dentistry, 59 S. 18-25, 2017
 101. Michelotti G., M. Niedzwiecki, D. Bidjan, P. Dieckmann, S. Deari, T. Attin und T.T. Tauböck: *Silane effect of universal adhesive on the composite-composite repair bond strength after different surface pretreatments*; Polymers, 12 (4), S. 950, 2020
 102. Ugurlu M. und F. Sari: *The clinical success of repaired posterior composite restorations with and without silane application*; Clinical Oral Investigations, 26 (9), S. 5785-5793, 2022
 103. Burrer P., A. Costermani, M. Par, T. Attin und T.T. Tauböck: *Effect of varying working distances between sandblasting device and composite substrate surface on the repair bond strength*; Materials, 14 (7), S. 1621, 2021
 104. Zhang X., W. Liang, F. Jiang, Z. Wang, J. Zhao, C. Zhou und J. Wu: *Effects of air-abrasion pressure on mechanical and bonding properties of translucent zirconia*; Clinical Oral Investigations, 25 (4), S. 1979-1988, 2021
 105. Della Bona A., M. Borba, P. Benetti, O.E. Pecho, R. Alessandretti, J.C. Mosele und R.T. Mores: *Adhesion to dental ceramics*; Current Oral Health Reports, 1 S. 232-238, 2014
 106. Hooshmand T., R. van Noort und A. Keshvad: *Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface*; Dental Materials, 18 (2), S. 179-188, 2002
 107. Colares R.C.R., J.R. Neri, A.M.B.d. Souza, K.M.d.F. Pontes, J.S. Mendonca und S.L. Santiago: *Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin*; Brazilian Dental Journal, 24 S. 349-352, 2013
 108. Han I.-H., D.-W. Kang, C.-H. Chung, H.-C. Choe und M.-K. Son: *Effect of various intraoral repair systems on the shear bond strength of composite resin to zirconia*; The Journal of Advanced Prosthodontics, 5 (3), S. 248-255, 2013

109. Seabra B., S. Arantes-Oliveira und J. Portugal: *Influence of multimode universal adhesives and zirconia primer application techniques on zirconia repair*; The Journal of prosthetic dentistry, 112 (2), S. 182-187, 2014
110. De Souza G., D. Hennig, A. Aggarwal und L.E. Tam: *The use of MDP-based materials for bonding to zirconia*; The Journal of Prosthetic Dentistry, 112 (4), S. 895-902, 2014
111. Lee H.-Y., G.-J. Han, J. Chang und H.-H. Son: *Bonding of the silane containing multi-mode universal adhesive for lithium disilicate ceramics*; Restorative Dentistry & Endodontics, 42 (2), S. 95-104, 2017
112. Kalavacharla V.K., N. Lawson, L. Ramp und J. Burgess: *Influence of etching protocol and silane treatment with a universal adhesive on lithium disilicate bond strength*; Operative Dentistry, 40 (4), S. 372-378, 2015
113. Kim R.J.-Y., J.-S. Woo, I.-B. Lee, Y.-A. Yi, J.-Y. Hwang und D.-G. Seo: *Performance of universal adhesives on bonding to leucite-reinforced ceramic*; Biomaterials research, 19 (1), S. 1-6, 2015
114. Yoshihara K., N. Nagaoka, A. Sonoda, Y. Maruo, Y. Makita, T. Okihara, M. Irie, Y. Yoshida und B. Van Meerbeek: *Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives*; Dental Materials, 32 (10), S. 1218-1225, 2016
115. Elsayed A., F. Younes, F. Lehmann und M. Kern: *Tensile bond strength of so-called universal primers and universal multimode adhesives to zirconia and lithium disilicate ceramics*; Journal of Adhesive Dentistry, 19 (3), S. 221-228, 2017
116. Flury S., F.A. Dulla und A. Peutzfeldt: *Repair bond strength of resin composite to restorative materials after short-and long-term storage*; Dental Materials, 35 (9), S. 1205-1213, 2019
117. Lung C.Y.K. und J.P. Matinlinna: *Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview*; Dental Materials, 28 (5), S. 467-477, 2012
118. Matinlinna J. und P. Vallittu: *Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces – An insight review of the chemical aspects on surface conditioning*; Journal of Oral Rehabilitation, 34 (8), S. 622-630, 2007
119. Campos F., C. Almeida, M. Rippe, R. De Melo, L. Valandro und M. Bottino: *Resin bonding to a hybrid ceramic: Effects of surface treatments and aging*; Operative Dentistry, 41 (2), S. 171-178, 2016
120. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG: *VITABLOCS® - Gebrauchsanweisung*. 2022; Internetadresse: <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITABLOCS-Mark-II-25029.html>. [zitiert 2023]
121. Ishii T., H. Koizumi, N. Tanoue, K. Naito, M. Yamashita und H. Matsumura: *Effect of alumina air-abrasion on mechanical bonding between an acrylic resin and casting alloys*; Journal of Oral Science, 51 (2), S. 161-166, 2009
122. Hiraba H., H. Nogawa, H. Koizumi, A. Kodaira und S. Akahane: *Effect of multi-purpose primers on the bond durability between tri-n-butylborane initiated resin and gold alloy*; Journal of Prosthodontic Research, 63 (1), S. 95-99, 2019
123. Cobb D., M. Vargas, T. Fridrich und M. Bouschlicher: *Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength*; Operative Dentistry, 25 (5), S. 427-433, 2000

124. Dos Santos J.G., R.G. Fonseca, G.L. Adabo und C.A. dos Santos Cruz: *Shear bond strength of metal-ceramic repair systems*; The Journal of Prosthetic Dentistry, 96 (3), S. 165-173, 2006
125. Fonseca R.G., S.B. Martins, F. de Oliveira Abi-Rached und C.A. dos Santos Cruz: *Effect of different airborne-particle abrasion/bonding agent combinations on the bond strength of a resin cement to a base metal alloy*; The Journal of Prosthetic Dentistry, 108 (5), S. 316-323, 2012
126. Zheng W., C. Tang, J. Xie und Y. Gui: *Micro-scale effects of nano-SiO₂ modification with silane coupling agents on the cellulose/nano-SiO₂ interface*; Nanotechnology, 30 (44), S. 445701, 2019
127. Jamil M.I., A. Ali, F. Haq, Q. Zhang, X. Zhan und F. Chen: *Icepophobic strategies and materials with superwettability: Design principles and mechanism*; Langmuir, 34 (50), S. 15425-15444, 2018
128. Aziz T., H. Fan, R. Ullah, F. Haq, F.U. Khan, W. Jiao, M. Iqbal, M. Raheel, M. Kiran und A. Ullah: *Facile synthesis and synergistic effect of calcium sulfate fillers on the adhesive properties of bisphenol A (DGEBA) epoxy resin*; Materials International, 2 (3), S. 0342-0350, 2020
129. Aziz T., A. Ullah, H. Fan, M.I. Jamil, F.U. Khan, R. Ullah, M. Iqbal, A. Ali und B. Ullah: *Recent progress in silane coupling agent with its emerging applications*; Journal of Polymers and the Environment, 29 (11), S. 3427-3443, 2021
130. Rashid M. und Y.-x. Yuan: *Convergence properties of a restricted Newton-type method for generalized equations with metrically regular mappings*; Applicable Analysis, 101 (1), S. 14-34, 2022
131. Ahmed N., H. Fan, P. Dubois, X. Zhang, S. Fahad, T. Aziz und J. Wan: *Nano-engineering and micromolecular science of polysilsesquioxane materials and their emerging applications*; Journal of Materials Chemistry A, 7 (38), S. 21577-21604, 2019
132. Matinlinna J.P., C.Y.K. Lung und J.K.H. Tsoi: *Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review*; Dental Materials, 34 (1), S. 13-28, 2018
133. Zakir M., U. Ashraf, T. Tian, A. Han, W. Qiao, X. Jin, M. Zhang, J.K.-H. Tsoi und J.P. Matinlinna: *The role of silane coupling agents and universal primers in durable adhesion to dental restorative materials - A review*; Current Oral Health Reports, 3 (3), S. 244-253, 2016
134. Matinlinna J.P., L.V. Lassila, M. Özcan, A. Yli-Urpo und P.K. Vallittu: *An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry*; International Journal of Prosthodontics, 17 (2), 2004
135. Tarateeraseth T., N. Thamrongananskul, P. Kraisintu, S. Somyhokwilas und A. Klaisiri: *Effect of different types of silane coupling agents on the shear bond strength between lithium disilicate glass ceramic and resin cement*; Journal of International Dental and Medical Research, 13 (3), S. 836-842, 2020
136. Yao C., L. Zhou, H. Yang, Y. Wang, H. Sun, J. Guo und C. Huang: *Effect of silane pretreatment on the immediate bonding of universal adhesives to computer-aided design/computer-aided manufacturing lithium disilicate glass ceramics*; European Journal of Oral Sciences, 125 (2), S. 173-180, 2017

137. Zaghoul H., D.W. Elkassas und M.F. Haridy: *Effect of incorporation of silane in the bonding agent on the repair potential of machinable esthetic blocks*; European Journal of Dentistry, 8 (01), S. 044-052, 2014
138. Lima A.F., S.F.A. Ferreira, A. Catelan, A.R.M. Palialol, L.S. Gonçalves, F.H.B. Aguiar und G.M. Marchi: *The effect of surface treatment and bonding procedures on the bond strength of silorane composite repairs*; Acta Odontologica Scandinavica, 72 (1), S. 71-75, 2014
139. Fuchigami K., H. Fujimura, M. Teramae und T. Nakatsuka: *Precision synthesis of a long-chain silane coupling agent using micro flow reactors and its application in dentistry*; Journal of Encapsulation and Adsorption Sciences, 6 (1), S. 35-46, 2016
140. Zakir M., K. Tsoi, C.H. Chu und J. Matinlinna: *Bonding dissimilar materials in dentistry: A critical review*; Reviews of Adhesion and Adhesives, 2014
141. Matinlinna J.P. und L.V. Lassila: *Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers*; Dental Materials, 27 (3), S. 273-280, 2011
142. Mattiello R.D.L., T.M.K. Coelho, E. Insaurralde, A.A.K. Coelho, G.P. Terra, A.V.B. Kasuya, I.N. Favarão, L.d.S. Gonçalves und R.B. Fonseca: *A review of surface treatment methods to improve the adhesive cementation of zirconia-based ceramics*; ISRN Biomaterials, 2013 S. 1-10, 2013
143. Aboushelib M.N., H. Mirmohamadi, J.P. Matinlinna, E. Kukk, H.F. Ounsi und Z. Salameh: *Innovations in bonding to zirconia-based materials. Part II: Focusing on chemical interactions*; Dental Materials, 25 (8), S. 989-993, 2009
144. Cardoso G.C.d., L. Nakanishi, C.P. Isolan, P.d.S. Jardim und R.R.d. Moraes: *Bond stability of universal adhesives applied to dentin using etch-and-rinse or self-etch strategies*; Brazilian Dental Journal, 30 S. 467-475, 2019
145. Carvalho R.M., S. Chersoni, R. Frankenberger, D.H. Pashley, C. Prati und F.R. Tay: *A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives*; Biomaterials, 26 (9), S. 1035-1042, 2005
146. Koibuchi H., N. Yasuda und N. Nakabayashi: *Bonding to dentin with a self-etching primer: The effect of smear layers*; Dental Materials, 17 (2), S. 122-126, 2001
147. Oliveira S.S., M.K. Pugach, J.F. Hilton, L.G. Watanabe, S.J. Marshall und G.W. Marshall Jr: *The influence of the dentin smear layer on adhesion: A self-etching primer vs. a total-etch system*; Dental Materials, 19 (8), S. 758-767, 2003
148. Schilke R., J.A. Lisson, O. Bauß und W. Geurtsen: *Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation*; Archives of Oral Biology, 45 (5), S. 355-361, 2000
149. Tay F.R. und D.H. Pashley: *Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers*; Dental Materials, 17 (4), S. 296-308, 2001
150. Buonocore M.G.: *A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces*; Journal of Dental Research, 34 (6), S. 849-853, 1955
151. Retief D.: *Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid*; Journal of Dental Research, 52 (2), S. 333-341, 1973

152. Lee jr H.L., J.A. Orłowski, G.C. Scheidt und J.R. Lee: *Effects of acid etchants on dentin*; Journal of Dental Research, 52 (6), S. 1228-1233, 1973
153. Van Landuyt K.L., P. Kanumilli, J. De Munck, M. Peumans, P. Lambrechts und B. Van Meerbeek: *Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching*; Journal of Dentistry, 34 (1), S. 77-85, 2006
154. Kharouf N., T. Ashi, A. Eid, L. Maguina, J. Zghal, N. Sekayan, R. Bourgi, L. Hardan, S. Sauro und Y. Haikel: *Does adhesive layer thickness and tag length influence short/long-term bond strength of universal adhesive systems? An in-vitro study*; Applied Sciences, 11 (6), S. 2635, 2021
155. Sugimura R., A. Tsujimoto, Y. Hosoya, N.G. Fischer, W.W. Barkmeier, T. Takamizawa, M.A. Latta und M. Miyazaki: *Surface moisture influence on etch-and-rinse universal adhesive bonding*; American Journal of Dentistry, 32 (1), S. 33-38, 2019
156. Susin A.H., L.S. Alves, G.P.d. Melo und T.L. Lenzi: *Comparative scanning electron microscopic study of the effect of different dental conditioners on dentin micromorphology*; Journal of Applied Oral Science, 16 S. 100-105, 2008
157. Van Meerbeek B., J. De Munck, Y. Yoshida, S. Inoue, M. Vargas, P. Vijay, K. Van Landuyt, P. Lambrechts und G. Vanherle: *Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges*; Operative Dentistry-University of Washington, 28 (3), S. 215-235, 2003
158. Lung C.Y.K. und J.P. Matinlinna: *Surface pretreatment methods and silanization*, Pan Standard Publishing Pte Ltd Singapore, 2014
159. He M., Z. Zhang, D. Zheng, N. Ding und Y. Liu: *Effect of sandblasting on surface roughness of zirconia-based ceramics and shear bond strength of veneering porcelain*; Dental Materials Journal, 33 (6), S. 778-785, 2014
160. Underhill P. und D. Duquesnay, *Corrosion resistance imparted to aluminum by silane coupling agents*, In *Silanes and other coupling agents*. 2020, CRC Press. S. 149-158.
161. Chintapalli R.K., F.G. Marro, E. Jimenez-Pique und M. Anglada: *Phase transformation and subsurface damage in 3Y-TZP after sandblasting*; Dental Materials, 29 (5), S. 566-572, 2013
162. Mansueto M.A., R.G. Verrett und R.D. Phoenix: *Microabrasion of cast metal margins—A warning*; Journal of Prosthodontics, 16 (2), S. 136-140, 2007
163. Gbureck U., A. Masten, J. Probst und R. Thull: *Tribochemical structuring and coating of implant metal surfaces with titanium oxide and hydroxyapatite layers*; Materials Science and Engineering: C, 23 (3), S. 461-465, 2003
164. Khan A.A., A.A. Al Kheraif, S.M. Alhijji und J.P. Matinlinna: *Effect of grit-blasting air pressure on adhesion strength of resin to titanium*; International Journal of Adhesion and Adhesives, 65 S. 41-46, 2016
165. Ho B.J., J.K.-H. Tsoi, D. Liu, C.Y.-K. Lung, H.-M. Wong und J.P. Matinlinna: *Effects of sandblasting distance and angles on resin cement bonding to zirconia and titanium*; International Journal of Adhesion and Adhesives, 62 S. 25-31, 2015
166. Cristoforides P., R. Amaral, L.G. May, M.A. Bottino und L.F. Valandro: *Composite resin to yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystal bonding: Comparison of repair methods*; Operative Dentistry, 37 (3), S. 263-271, 2012
167. Komagata Y., H. Ikeda, H.T. Yano, Y. Nagamatsu, C. Masaki, R. Hosokawa und H. Shimizu: *Influence of the thickening agent contained in a phosphoric*

- acid etchant on bonding between feldspar porcelain and resin cement with a silane coupling agent*; Dental Materials Journal, S. 2022-2176, 2023
168. Straface A., L. Rupp, A. Gintaute, J. Fischer, N.U. Zitzmann und N. Rohr: *HF etching of CAD/CAM materials: Influence of HF concentration and etching time on shear bond strength*; Head & Face Medicine, 15 S. 1-10, 2019
169. Alavi S., S. Samie und S.A.H. Raji: *Comparison of lithium disilicate–reinforced glass ceramic surface treatment with hydrofluoric acid, Nd: YAG, and CO2 lasers on shear bond strength of metal brackets*; Clinical Oral Investigations, 25 S. 2659-2666, 2021
170. Moura D.M.D., A.M.M.d. Araújo, K.B.d. Souza, A.H. Veríssimo, J.P.M. Tribst und R.O.d.A. Souza: *Hydrofluoric acid concentration, time and use of phosphoric acid on the bond strength of feldspathic ceramics*; Brazilian Oral Research, 34 (18), 2020
171. Tian T., J.K.-H. Tsoi, J.P. Matinlinna und M.F. Burrow: *Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials*; Dental Materials, 30 (7), S. e147-e162, 2014
172. Ho G.W. und J.P. Matinlinna: *Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry*; Silicon, 3 (3), S. 109-115, 2011
173. Ho G.W. und J.P. Matinlinna: *Insights on Ceramics as Dental Materials. Part II: Chemical Surface Treatments*; Silicon, 3 (3), S. 117-123, 2011
174. Lung C.Y.K., E. Kukk, T. Hägerth und J.P. Matinlinna: *Surface modification of silica-coated zirconia by chemical treatments*; Applied Surface Science, 257 (4), S. 1228-1235, 2010
175. Sadid-Zadeh R., A. Strazzella, R. Li und S. Makwoka: *Effect of zirconia etching solution on the shear bond strength between zirconia and resin cement*; The Journal of Prosthetic Dentistry, 126 (5), S. 693-697, 2021
176. Quaas A., B. Yang und M. Kern: *Panavia F 2.0 bonding to contaminated zirconia ceramic after different cleaning procedures*; Dental Materials, 23 (4), S. 506-512, 2007
177. Yang B., S. Wolfart, M. Scharnberg, K. Ludwig, R. Adlung und M. Kern: *Influence of contamination on zirconia ceramic bonding*; Journal of Dental Research, 86 (8), S. 749-753, 2007
178. Scaminaci Russo D., F. Cinelli, C. Sarti und L. Giachetti: *Adhesion to zirconia: A systematic review of current conditioning methods and bonding materials*; Dentistry Journal, 7 (3), S. 74, 2019
179. Kern M., A. Barloi und B. Yang: *Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding*; Journal of Dental Research, 88 (9), S. 817-822, 2009
180. El-Damanhoury H.M. und M.D. Gaintantzopoulou: *Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance*; Journal of Prosthodontic Research, 62 (1), S. 75-83, 2018
181. Veríssimo A.H., D.M.D. Moura, J.P.M. Tribst, A.M.M.d. Araújo und F.P.P. Leite: *Effect of hydrofluoric acid concentration and etching time on resin-bond strength to different glass ceramics*; Brazilian Oral Research, 33 2019
182. Ivoclar Vivadent GmbH: *Ivoclar Vivadent - SR Nexco® Paste*. Internetadresse: https://www.ivoclar.com/de_de/products/removable-prosthetics/sr-nexco-paste. [zitiert 2023]
183. Ivoclar Vivadent GmbH: *SR Nexco® Paste - Scientific Documentation*. 2012; Internetadresse:

- https://ivodent.hu/docs/793_44eff2d967cd8aa0167b3a56b1ae1f6c.pdf. [zitiert 2023]
184. GC GERMANY GmbH: *GRADIA™ PLUS von GC - Modulares Composite-Verblendsystem für indirekte Restaurationen - Technisches Handbuch*. 2019; Internetadresse: https://cdn.gceurope.com/v1/PID/gradiaplus/manual/MAN_Technical_Manual_de.pdf. [zitiert 2023]
185. GC Deutschland GmbH: *Sicherheitsdatenblatt gemäß 1907/2006/EG, Artikel 31 - GRADIA PLUS PASTE HB & GRADIA PLUS GUM HB*. 2016; Internetadresse: https://www.dentalbauer.at/shop/media/pdf/35/e2/15/gc_gradia_plus_paste_hb_gradia_plus_gum_hb_20160602_de.pdf. [zitiert 2023]
186. K. K. Kuraray: *Sicherheitsdatenblatt gemäß 1907/2006/EG, Artikel 31 - ESTENIA C&B ; BODY (Dentin, Cervical, Opacious Dentin, Cervical Dentin Effect, Gingival)*. 2012; Internetadresse: <https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/estenia-c&b-body-dentin-etc-safety-data-sheet-de-at.pdf>. [zitiert 2023]
187. Hori S., H. Minami, Y. Minesaki, H. Matsumura und T. Tanaka: *Effect of hydrofluoric acid etching on shear bond strength of an indirect resin composite to an adhesive cement*; Dental Materials Journal, 27 (4), S. 515-522, 2008
188. VOCO GmbH: *Grandio Blocs® Verarbeitungsanleitung*. 2017; Internetadresse: https://www.voco.dental/de/portaldata/1/resources/products/folders/de/grandio-blocs-verarbeitungsanleitung_fol_de.pdf. [zitiert 2023]
189. Ivoclar Vivadent GmbH: *Tetric® CAD - Scientific Documentation*. 2018; Internetadresse: <https://www.ivoclar.com/medias/tetric-cad-scidocs-us-en.pdf?context=bWFzdGVyfGNlbHVtLWNvbW5lY3QyLWFzc2V0c3wyMDM0NTUwfGFweGxpY2F0aW9uL3BkZnxjZWx1bS1jb25uZWN0Mi1hc3NldHMvaGUxL2gyNS8xMDM3MTQ5NDM0Njc4Mi5wZGZ8MmFiYzAwNzdmNGY3Zjk2Y2ZjY2QyYjExZTk4MGI0YzU2Yjc0ODUxOTdmNjlmMmI0Mjk3YzdjMmY5NDQ0NTE5MQ>. [zitiert 2023]
190. COLTENE Holding AG: *BRILLIANT Crios® - Product Guideline*. 2021; Internetadresse: <https://global.coltene.com/pim/DOC/BRO/docbro60021815-07-21-brilliant-crios-product-guideline-a4senaindv1.pdf>. [zitiert 2023]
191. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG: *VITA ENAMIC® - Technisch-Wissenschaftliche Dokumentation*. 2018; Internetadresse: https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=82333&sprache=de&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1. [zitiert 2023]
192. Arpa C., L. Ceballos, M.V. Fuentes und J. Perdigão: *Repair bond strength and nanoleakage of artificially aged CAD-CAM composite resin*; The Journal of Prosthetic Dentistry, 121 (3), S. 523-530, 2019
193. Van Landuyt K., J. De Munck, J. Snauwaert, E. Coutinho, A. Poitevin, Y. Yoshida, S. Inoue, M. Peumans, K. Suzuki und P. Lambrechts: *Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives*; Journal of Dental Research, 84 (2), S. 183-188, 2005
194. Ishida H., S. Naviroj, S.K. Tripathy, J.J. Fitzgerald und J.L. Koenig: *The structure of an aminosilane coupling agent in aqueous solutions and partially cured solids*; Journal of Polymer Science: Polymer Physics Edition, 20 (4), S. 701-718, 1982

195. Ivoclar Vivadent AG: *Monobond® Plus - Wissenschaftliche Dokumentation*. 2011; Internetadresse: https://www.ivoclar.com/de_DE/downloadcenter/?dc=de&lang=de#search-info-212=106113%2C1&details=11755. [zitiert 2023]
196. 3M Deutschland GmbH: *Filtek™ Supreme XTE Universal Composite - Technisches Produktprofil*. 2011; Internetadresse: https://multimedia.3m.com/mws/media/781001O/filtek-supreme-xte-technisches-produktprofil.pdf?fn=FS_XTE_TPP_D.pdf. [zitiert 2023]
197. Standardization I.O.f.: *Dentistry-Polymer-based Restorative Materials*, ISO, 2019
198. K. K. Kuraray: *Estenia™ C&B - Instructions for use*. 2002; Internetadresse: <https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/estenia-c&b-instructions-for-use-en-fr-es.pdf>. [zitiert 2023]
199. Bortz J. und C. Schuster: *Statistik für Human-und Sozialwissenschaftler: Limitierte Sonderausgabe*, Springer-Verlag, 2011
200. Hollander M., D.A. Wolfe und E. Chicken: *Nonparametric statistical methods*, John Wiley & Sons, 2013
201. Kleinbaum D.G. und M. Klein: *Survival analysis a self-learning text*, Springer, 1996
202. Montgomery D.C.: *Design and analysis of experiments*, John wiley & sons, 2017
203. Cohen J.: *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, Academic press, 2013
204. Tezvergil A., L. Lassila und P. Vallittu: *Composite–composite repair bond strength: Effect of different adhesion primers*; *Journal of Dentistry*, 31 (8), S. 521-525, 2003
205. Padipatvuthikul P. und L.H. Mair: *Bonding of composite to water aged composite with surface treatments*; *Dental Materials*, 23 (4), S. 519-525, 2007
206. Vankerckhoven H., P. Lambrechts, M. Van Beylen, C. Davidson und G. Vanherle: *Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins*; *Journal of Dental Research*, 61 (6), S. 791-796, 1982
207. Pioch T., H. Jakob, F. García-Godoy, H. Götz, C.E. Dörfer und H.J. Staehle: *Surface characteristics of dentin experimentally exposed to hydrofluoric acid*; *European Journal of Oral Sciences*, 111 (4), S. 359-364, 2003
208. Loomans B., A. Mine, F. Roeters, N. Opdam, J. De Munck, M. Huysmans und B. Van Meerbeek: *Hydrofluoric acid on dentin should be avoided*; *Dental Materials*, 26 (7), S. 643-649, 2010
209. Malkoc M.A., S.T. Taşdemir, A.N. Ozturk, B. Ozturk und G. Berk: *Effects of laser and acid etching and air abrasion on mineral content of dentin*; *Lasers in Medical Science*, 26 S. 21-27, 2011
210. Sazak H., C. Turkmen und M. Gunday: *Effects of Nd: YAG laser, air-abrasion and acid-etching on human enamel and dentin*; *Operative Dentistry*, 26 (5), S. 476-481, 2001
211. Ueda N., T. Takagaki, T. Nikaido, R. Takahashi, M. Ikeda und J. Tagami: *The effect of different ceramic surface treatments on the repair bond strength of resin composite to lithium disilicate ceramic*; *Dental Materials Journal*, 40 (5), S. 1073-1079, 2021

212. Cengiz-Yanardag E., S. Kurtulmus Yilmaz, I. Karakaya und S. Ongun: *Effect of Different Surface Treatment Methods on Micro-Shear Bond Strength of CAD-CAM Restorative Materials to Resin Cement*; Journal of Adhesion Science and Technology, 33 (2), S. 110-123, 2019
213. Di Franciscantonio M., T.R. Aguiar, C.A.G. Arrais, A.N. Cavalcanti, C.U. Davanzo und M. Giannini: *Influence of viscosity and curing mode on degree of conversion of dual-cured resin cements*; European Journal of Dentistry, 7 (1), S. 81, 2013
214. Arrais C.A., M. Giannini und F.A. Rueggeberg: *Kinetic analysis of monomer conversion in auto-and dual-polymerizing modes of commercial resin luting cements*; The Journal of Prosthetic Dentistry, 101 (2), S. 128-136, 2009
215. Sigemori R.M., A.F. Reis, M. Giannini und L. Paulillo: *Curing depth of a resin-modified glass ionomer and two resin-based luting agents*; Operative Dentistry, 30 (2), S. 185-189, 2005
216. Zogheib L.V., A.D. Bona, E.T. Kimpara und J.F. McCabe: *Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic*; Brazilian Dental Journal, 22 S. 45-50, 2011
217. Kanzow P., R. Hoffmann, C. Tschammler, J. Kruppa, T. Rödiger und A. Wiegand: *Attitudes, practice, and experience of German dentists regarding repair restorations*; Clinical Oral Investigations, 21 S. 1087-1093, 2017
218. Celik C., B.S. Cehreli, B. Bagis und N. Arhun: *Microtensile bond strength of composite-to-composite repair with different surface treatments and adhesive systems*; Journal of Adhesion Science and Technology, 28 (13), S. 1264-1276, 2014
219. Da Costa T.R.F., A.M. Serrano, A.P.F. Atman, A.D. Loguercio und A. Reis: *Durability of composite repair using different surface treatments*; Journal of Dentistry, 40 (6), S. 513-521, 2012
220. Sattabanasuk V., V. Vachiramon, F. Qian und S.R. Armstrong: *Resin-dentin bond strength as related to different surface preparation methods*; Journal of Dentistry, 35 (6), S. 467-475, 2007
221. Saikaew P., V. Sattabanasuk, C. Harnirattisai, A.F.M.A. Chowdhury, R. Carvalho und H. Sano: *Role of the smear layer in adhesive dentistry and the clinical applications to improve bonding performance*; Japanese Dental Science Review, 58 S. 59-66, 2022
222. Blatz M.B., A. Sadan und M. Kern: *Resin-ceramic bonding: A review of the literature*; The Journal of Prosthetic Dentistry, 89 (3), S. 268-274, 2003
223. Altinci P., M. Mutluay und A. Tezvergil-Mutluay: *Repair bond strength of nanohybrid composite resins with a universal adhesive*; Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica, 4 (1), S. 10-19, 2018
224. Alqarni D., M. Nakajima, K. Hosaka, K. Ide, D. Nagano, T. Wada, M. Ikeda, T. Mamane, O. Thanatvarakorn, T. Prasansuttiorn, R. Foxton und J. Tagami: *The repair bond strength to resin matrix in cured resin composites after water aging*; Dental Materials Journal, 38 (2), S. 233-240, 2019
225. Altan B., S. Cinar und B. Tuncelli: *Evaluation of shear bond strength of zirconia-based monolithic CAD-CAM materials to resin cement after different surface treatments*; Nigerian Journal of Clinical Practice, 22 (11), S. 1475-1482, 2019

226. Blum I.R., C.D. Lynch und N.H. Wilson: *Factors influencing repair of dental restorations with resin composite*; Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry, 6 S. 81-87, 2014
227. Moncada G., J. Martin, E. Fernández, M.C. Hempel, I.A. Mjör und V.V. Gordan: *Sealing, refurbishment and repair of Class I and Class II defective restorations*; The Journal of the American Dental Association, 140 (4), S. 425-432, 2009
228. Gordan V.V., C.W. Garvan, P.K. Blaser, E. Mondragon und I.A. Mjör: *A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations: Results of a seven-year study*; The Journal of the American Dental Association, 140 (12), S. 1476-1484, 2009
229. Kanzow P.C.: *Habilitationschrift: Reparatur partiell insuffizienter Restaurationen–Kompromiss oder vollwertige Therapie?*, 2020
230. Cho S., P. Rajitrangson, B. Matis und J. Platt: *Effect of Er, Cr: YSGG laser, air abrasion, and silane application on repaired shear bond strength of composites*; Operative Dentistry, 38 (3), S. E58-E66, 2013
231. Stawarczyk B., A. Krawczuk und N. Ilie: *Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic*; Clinical Oral Investigations, 19 (2), S. 299-308, 2015
232. Wiegand A., L. Stucki, R. Hoffmann, T. Attin und B. Stawarczyk: *Repairability of CAD/CAM high-density PMMA-and composite-based polymers*; Clinical Oral Investigations, 19 (8), S. 2007-2013, 2015
233. Yoshihara K., N. Nagaoka, Y. Maruo, G. Nishigawa, M. Irie, Y. Yoshida und B. Van Meerbeek: *Sandblasting may damage the surface of composite CAD–CAM blocks*; Dental Materials, 33 (3), S. e124-e135, 2017
234. Peumans M., E.B. Valjakova, J. De Munck, C.B. Mishevska und B. Van Meerbeek: *Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials*; Journal of Adhesive Dentistry, 18 (4), S. 289-302, 2016
235. Zhang Y., B.R. Lawn, E.D. Rekow und V.P. Thompson: *Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics*; Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 71 (2), S. 381-386, 2004
236. Higashi M., M. Matsumoto, A. Kawaguchi, J. Miura, T. Minamino, T. Kabetani, F. Takeshige, A. Mine und H. Yatani: *Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part I: Effects of sandblasting and silanization*; Dental Materials Journal, 35 (1), S. 21-28, 2016
237. Park J.-H. und Y.-S. Choi: *Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics*; The Journal of Advanced Prosthodontics, 8 (4), S. 275-284, 2016
238. Elsaka S.E.: *Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: The effect of surface treatments*; Journal of Adhesive Dentistry, 16 (6), S. 531-540, 2014
239. Klaisiri A., N. Krajangta, P. Phumpatrakom und N. Thamrongananskul: *The use of silane coupling agents on lithium disilicate glass ceramic repaired with resin composite*; Journal of International Dental and Medical Research, 14 (1), S. 169-172, 2021

240. Hagino R., A. Mine, M. Matsumoto, M. Yumitate, S. Ban, A. Yamanaka, M. Ishida, J. Miura, B. Van Meerbeek und H. Yatani: *Combination of a silane coupling agent and resin primer reinforces bonding effectiveness to a CAD/CAM indirect resin composite block*; Dental Materials Journal, 40 (6), S. 1445-1452, 2021
241. Stape T.H.S., O. Tulkki, I.A. Salim, K.N. Jamal, M.M. Mutluay und A. Tezvergil-Mutluay: *Composite repair: On the fatigue strength of universal adhesives*; Dental Materials, 38 (2), S. 231-241, 2022
242. Kern M.: *Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations*; Journal of Adhesion Science and Technology, 23 (7-8), S. 1097-1111, 2009
243. Crins L., N. Opdam, C. Kreulen, E. Bronkhorst, B. Sterenborg, M. Huysmans und B. Loomans: *Randomized controlled trial on the performance of direct and indirect composite restorations in patients with severe tooth wear*; Dental Materials, 37 (11), S. 1645-1654, 2021
244. Hofmann N., G. Papsthart, B. Hugo und B. Klaiber: *Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness*; Journal of Oral Rehabilitation, 28 (11), S. 1022-1028, 2001
245. Haller B.: *Direkte Seitenzahnrestauration mit Komposit*; Zahnmedizin up2date, 3 (06), S. 579-602, 2009
246. Gresnigt M., M. Özcan, M. Muis und W. Kalk: *Bonding of glass ceramic and indirect composite to non-aged and aged resin composite*; Journal of Adhesive Dentistry, 14 (1), S. 59, 2012
247. Özel Bektas Ö., D. Eren, S. Herguner Siso und G.E. Akin: *Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin*; Lasers in Medical Science, 27 S. 723-728, 2012
248. Kiomarsi N., P. Saburian, N. Chiniforush, M.-J. Karazifard und S.-S. Hashemikamangar: *Effect of thermocycling and surface treatment on repair bond strength of composite*; Journal of Clinical and Experimental Dentistry, 9 (8), S. e945, 2017
249. Szczesio-Wlodarczyk A., J. Sokolowski, J. Kleczewska und K. Bociong: *Ageing of dental composites based on methacrylate resins—A critical review of the causes and method of assessment*; Polymers, 12 (4), S. 882, 2020
250. Heintze S., M. Faouzi, V. Rousson und M. Özcan: *Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods*; Dental Materials, 28 (9), S. 961-973, 2012
251. Rosentritt M., G. Siavikis, M. Behr, C. Kolbeck und G. Handel: *Approach for valuating the significance of laboratory simulation*; Journal of Dentistry, 36 (12), S. 1048-1053, 2008
252. Szczesio-Wlodarczyk A., M. Fronczek, K. Ranoszek-Soliwoda, J. Grobelny, J. Sokolowski und K. Bociong: *The first step in standardizing an artificial aging protocol for dental composites—Evaluation of basic protocols*; Molecules, 27 (11), S. 3511, 2022
253. Özcan M., S.H. Barbosa, R.M. Melo, G.Á.P. Galhano und M.A. Bottino: *Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions*; Dental Materials, 23 (10), S. 1276-1282, 2007
254. Van Eijden T.M.G.J.: *Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment*; Archives of Oral Biology, 36 (7), S. 535-539, 1991

255. Bakke M., L. Michler, K. Han und E. Möller: *Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles*; European Journal of Oral Sciences, 97 (6), S. 539-551, 1989
256. Hidaka O., M. Iwasaki, M. Saito und T. Morimoto: *Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure*; Journal of Dental Research, 78 (7), S. 1336-1344, 1999
257. Kouros P., E. Koliniotou-Koumpia, M. Spyrou und E. Koulaouzidou: *Influence of material and surface treatment on composite repair shear bond strength*; Journal of Conservative Dentistry, 21 (3), S. 251, 2018
258. Souza M.O.d., V.C.B. Leitune, S.B. Rodrigues, S.M.W. Samuel und F.M. Collares: *One-year aging effects on microtensile bond strengths of composite and repairs with different surface treatments*; Brazilian Oral Research, 31 2017
259. Söderholm K.J.: *Flexure strength of repaired dental composites*; European Journal of Oral Sciences, 94 (4), S. 364-369, 1986
260. Söderholm K.-J., M. Zigan, M. Ragan, W. Fischlschweiger und M. Bergman: *Hydrolytic degradation of dental composites*; Journal of Dental Research, 63 (10), S. 1248-1254, 1984
261. Soles C.L. und A.F. Yee: *A discussion of the molecular mechanisms of moisture transport in epoxy resins*; Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics, 38 (5), S. 792-802, 2000
262. Rosentritt M., S. Krifka, T. Strasser und V. Preis: *Fracture force of CAD/CAM resin composite crowns after in vitro aging*; Clinical Oral Investigations, 24 S. 2395-2401, 2020
263. Yang Z. und J. Yang: *Investigation of long-term thermal aging-induced damage in oxide/oxide ceramic matrix composites*; Journal of the European Ceramic Society, 40 (4), S. 1549-1556, 2020
264. Dartora G., G.K. Rocha Pereira, R. Varella de Carvalho, C.P. Zucuni, L.F. Valandro, P.F. Cesar, R.A. Caldas und A. Bacchi: *Comparison of endocrowns made of lithium disilicate glass-ceramic or polymer-infiltrated ceramic networks and direct composite resin restorations: Fatigue performance and stress distribution*; Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 100 S. 103401, 2019
265. Leung B.T.W., J.K.H. Tsoi, J.P. Matinlinna und E.H.N. Pow: *Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic*; The Journal of Prosthetic Dentistry, 114 (3), S. 440-446, 2015
266. Franz A., S. Lettner, D. Watts und A. Schedle: *Should statistical analysis of bond-strength data include or exclude cohesive failures?*; Dental Materials, 38 (12), S. 1942-1946, 2022
267. Drummond J.L., L. Lin, L.A. Al-Turki und R.K. Hurley: *Fatigue behaviour of dental composite materials*; Journal of Dentistry, 37 (5), S. 321-330, 2009
268. Hampe R., B. Theelke, N. Lümekemann, M. Eichberger und B. Stawarczyk: *Fracture toughness analysis of ceramic and resin composite CAD/CAM material*; Operative Dentistry, 44 (4), S. E190-E201, 2019
269. Eiriksson S.O., P.N. Pereira, E.J. Swift Jr, H.O. Heymann und A. Sigurdsson: *Effects of saliva contamination on resin-resin bond strength*; Dental Materials, 20 (1), S. 37-44, 2004

Abkürzungsverzeichnis

I. Abkürzungsverzeichnis

Bis-EMA	2,2-bis[4-(2-Methacryl-oxyethoxy)Phenyl]Propan
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
BPA	Bisphenol A
CI	Konfidenzintervall
dL	Zurückgelegter Weg
d ₀	Durchmesser
eff	Effektstärke
F _{max}	Maximale Scherkraft
HAp	Hydroxylapatit
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
HF	Flusssäure
LED	Leuchtdiode
MPS	3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan
MW	Mittelwert
n	Anzahl
p	Signifikanz
p _A	p aus dem ANOVA-Test
p _C	p aus dem Chi-Quadrat-Test
PEGDMA	Polyethylenglycoldimethacrylat
p _F	p aus dem F-Test
p _{FY}	p aus dem exakten Test nach Fisher und Yates
Phenyl-P	2-(Methacryloxy)ethyl-phenyl-Hydrogenphosphat
P _{KW}	p aus der Rangvarianzanalyse nach Kruskal und Wallis
p _M	p aus dem Mood-Test
PMMA	Polymethylmethacrylat
P _{MP}	p aus dem exakten Test nach Mehta und Patel
p _t	p aus dem t-Test
p _U	p aus dem U-Test nach Mann und Whitney
ST	Standardabweichung
S ₀	Klebefläche
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
10-MDP	10-Methacryloyloxydecylidihydrogenphosphat

Abbildungsverzeichnis

II. Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Strukturformel von 10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat (10-MDP).</i>	12
<i>Abbildung 2: SR Nexco® Flask Press mit: A) gefertigten Edelstahlplatten B) Form aus Transil® F mit eingebrachtem modellierbarem Verblendkomposit C) eingelegter Platzhalterplatte D) geschlossener Küvette</i>	26
<i>Abbildung 3: Thermocycler des Universitätsklinikums Würzburg für die Temperaturwechselbehandlung.</i>	29
<i>Abbildung 4: Montiertes Sandstrahlgerät.</i>	30
<i>Abbildung 5: A) Applikation der Flusssäure, B) Applikation des Universalprimers Monobond Plus</i>	30
<i>Abbildung 6: Keramische Werkstoffe: vor Säureätzung (C) und nach Säureätzung (D)</i>	31
<i>Abbildung 7: Applikation des Nanohybridkomposits (3M™ Filtek™ Supreme XTE Universal Komposit) mit Hilfe des Silikonförmchens.</i>	32
<i>Abbildung 8: Überprüfung des Zylinderdurchmessers unter dem Lichtmikroskop bei A) IPS e.max® CAD und B) Tetric® CAD</i>	32
<i>Abbildung 9: A) - D): Positionierung der Prüfkörper in der Prüfmaschine.</i>	33
<i>Abbildung 10: Makroskopische Aufnahme der vorkommenden Versagensmuster.</i>	34
<i>Abbildung 11: Mikroskopische Aufnahme des kohäsiven Versagensmusters im Block.</i>	35
<i>Abbildung 12: Mikroskopische Aufnahme des adhäsiven Versagensmusters.</i>	35
<i>Abbildung 13: Mikroskopische Aufnahme des kohäsiven Versagensmusters im Reparaturkomposit.</i>	35
<i>Abbildung 14: Scherkraft innerhalb der Materialklassen unter Berücksichtigung der Alterung.</i>	43
<i>Abbildung 15: Einfluss der Alterung auf die Scherkraft der untersuchten Materialien.</i>	44
<i>Abbildung 16: Versagensmuster in Abhängigkeit der Alterung der Proben.</i>	50
<i>Abbildung 17: Versagensmuster der einzelnen Materialien unter Berücksichtigung der Alterungsstufen</i>	53
<i>Abbildung 18: Versagensmuster unter Berücksichtigung der Scherkraft.</i>	55
<i>Abbildung 19: Bestand der Kohäsion im Block nach Scherkraft.</i>	58
<i>Abbildung 20: Bestand der Kohäsion im Reparaturkomposit nach Scherkraft.</i>	59
<i>Abbildung 21: Bestand der Adhäsion nach Scherkraft.</i>	60
<i>Abbildung 22: Bestand der Kohäsion im Block nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen.</i>	61

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 23: Bestand der Kohäsion im Reparaturkomposit nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen.</i>	63
<i>Abbildung 24: Bestand der Adhäsion nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen.</i>	65
<i>Abbildung 25: Bestand der Kohäsion im Block nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Materialgruppe.</i>	66
<i>Abbildung 26: Bestand der Kohäsion im Block nach Scherkraft unter Berücksichtigung der einzelnen Materialien.</i>	68

Tabellenverzeichnis

III. Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Scherkraft der untersuchten Materialklassen im Vergleich.</i>	39
<i>Tabelle 2: Scherkraft aller untersuchten Materialien im Vergleich.</i>	40
<i>Tabelle 3: Vergleich der Scherkraft der untersuchten Materialien innerhalb der Materialgruppen.</i>	40
<i>Tabelle 4: Vergleich der Streuung der Scherkraft innerhalb der Materialklassen.</i>	41
<i>Tabelle 5: Vergleich der Streuung der Scherkraft zwischen den Materialklassen.</i>	42
<i>Tabelle 6: Vergleich der Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen.</i>	46
<i>Tabelle 7: Vorkommende Versagensmuster.</i>	47
<i>Tabelle 8: Vorkommen mehrerer Versagensmuster gleichzeitig.</i>	47
<i>Tabelle 9: Versagensmuster unter Einbeziehen der Materialgruppe.</i>	48
<i>Tabelle 10: Versagensmuster der einzelnen Materialien.</i>	49
<i>Tabelle 11: Versagensmuster der Materialgruppen unter Berücksichtigung der Alterung.</i>	50
<i>Tabelle 12: Versagensmuster der einzelnen Materialien unter Berücksichtigung der Alterung.</i>	52
<i>Tabelle 13: Zusammenhang von Scherkraft und Versagensmuster.</i>	54
<i>Tabelle 14: Scherkraft und Versagensmuster nach Materialgruppe und künstlicher Probenalterung.</i>	56
<i>Tabelle 15: Scherkraft und Versagensmuster nach Material und künstlicher Probenalterung.</i>	57
<i>Tabelle 16: Kohäsionsrate im Block nach Scherkraft.</i>	59
<i>Tabelle 17: Kohäsionsrate im Reparaturkomposit nach Scherkraft.</i>	60
<i>Tabelle 18: Adhäsionsrate nach Scherkraft.</i>	61
<i>Tabelle 19: Kohäsionsrate im Block nach Scherkraft verglichen nach Alterungsstufen.</i>	62
<i>Tabelle 20: Kohäsionsrate im Reparaturkomposit nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen.</i>	64
<i>Tabelle 21: Adhäsionsrate im Reparaturkomposit nach Scherkraft unter Berücksichtigung der Alterungsstufen.</i>	65
<i>Tabelle 22: Kohäsionsrate im Block nach Scherkraft unter Berücksichtigung Materialgruppe.</i>	67
<i>Tabelle 23: Flowchart zum Ablauf der Reparaturen.</i>	VIII
<i>Tabelle 24: Einteilung der verwendeten Materialien in die Materialgruppen.</i>	IX

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 25: Verwendete Materialien und ihre Zusammensetzung.</i>	<i>IX</i>
<i>Tabelle 26: Verwendete Lichtpolymerisationsgeräte und Sinteröfen.</i>	<i>XI</i>

Danksagung

IV. Danksagung

Zu Beginn möchte ich mich insbesondere bei meinem Chef, Herrn Prof. Dr. Krastl für die Überlassung des interessanten Promotionsthemas bedanken. Vielen Dank für Ihre enorme Unterstützung bei der Umsetzung der gesamten Arbeit und dass Sie sich als Referent zur Verfügung gestellt haben.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dr. Hahn und Herrn Dr. Soliman, die mir das interessante Promotionsthema anvertrauten und mich dabei ausgezeichnet und mit herzlicher Art betreuten.

Ferner möchte ich mich bei Frau Dr. Haubitz für ihre Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse bedanken.

Weiterhin möchte ich Herrn Schurig danken, der mich nicht nur sorgfältig in die Laborgeräte einwies, sondern dessen Unterstützung bei der Vorversuchsreihe zudem fantastisch war. Bei Nachfragen hatte er immer ein offenes Ohr und stand mit Rat und Tat zur Seite.

Ein weiterer Dank geht an meinen Partner Tobias, der mit großer Geduld den ein oder anderen Anflug von Unmut über sich ergehen ließ und mir während meiner Arbeit eine große Stütze war.

Abschließend möchte ich meinen Eltern danken, die mich immer aus vollen Kräften unterstützen und mir in jeder Lebenslage zur Seite stehen. Ich danke Euch für eure Zuwendung, euren immer anhaltenden Zuspruch und eure Begeisterung. Ich weiß, dass ich immer auf euch zählen kann und ihr in jeder Lebenslage zu mir haltet. Dafür werde ich euch immer dankbar sein.

V. Eigene Veröffentlichungen und Kongressteilnahmen

- Stauf, A. (2023): *Reparaturfähigkeit indirekter plastischer Komposite und CAD/CAM Materialien - Scherfestigkeit*, Vortrag, 5. Gemeinschaftstagung Zahnerhaltung im Verbund der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung, 24.11.2023, München
(Inhaltlich gemäß der vorliegenden Dissertationsarbeit)
- Geplante Veröffentlichung der vorliegenden Dissertationinhalte in einem wissenschaftlichen Journal in zumindest Co-Autorenschaft, 2024

Anhang

VI. Anhang

Tabelle 23: Flowchart zum Ablauf der Reparaturen.

Modellierbare Verblendkomposite			CAD/CAM Komposite			CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken		
Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 5	Gruppe 6	Gruppe 7	Gruppe 8	Gruppe 9
SR Nexco®	Gradia Plus®	Estenia C&B®	Grandio Blocs®	Tetric CAD®	Brilliant Crios®	VITA Enamic®	VITA Blocs Mark II®	IPS e.max CAD®
Fa. GC Germany GmbH	Fa. GC Germany GmbH	Fa. K. K. Kuraray	Fa. VOCO GmbH	Fa. Ivolclar Vivadent GmbH	Fa. COLTENE Holding AG	Fa. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG	Fa. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG	Fa. Ivolclar Vivadent GmbH
n=24	n=24	n=24	n=24	n=24	n=24	n=24	n=24	n=24
n _{gesamt} =216								
Bearbeitung der Proben mit Sandpapier der Körnungen 500 µ, 800 µ und 1200 µ								
Jeweils Thermocycling von n=16 Proben je Gruppe (10.000 Zyklen, 5-55 C)								
Sandstrahlen mittels Aluminiumoxidpulver (Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) (50µm bei 1,5bar)						Ätzung mit Ultradent™ Porcelain Etch (Fa. Ultradent Products GmbH)		
						Ätzung für 60 s		Ätzung für 20 s
						Applikation von Monobond® Plus (Fa. Ivolclar Vivadent GmbH) für 60 s		
Applikation von 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv (Fa. 3M Deutschland GmbH) für 20 s, Lichtpolymerisation für 20 s								
Aufpolymerisieren von Kompositzylindern aus 3M™ Filtek™ Supreme XTE Universal Komposit (Fa. 3M Deutschland GmbH); Lichtpolymerisation für 20 s mit Förmchen und 20 s ohne Förmchen								
Thermocycling von n=8 Proben je Gruppe (10.000 Zyklen, 5-55 C) aus den bereits vor Verklebung gecycelten Proben								
Wasserlagerung für 24h bei 37 C								
Prüfen aller 216 Proben auf ihre Scherfestigkeit								
Analyse des Versagensmusters unter dem Lichtmikroskop								

Anhang

Tabelle 24: Einteilung der verwendeten Materialien in die Materialgruppen.

Modellierbare Verblendkomposite			CAD/CAM Komposite			CAD/CAM (Hybrid-) Keramiken		
Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 5	Gruppe 6	Gruppe 7	Gruppe 8	Gruppe 9
<i>SR</i> <i>Nexco®</i>	<i>Gradia</i> <i>Plus®</i>	<i>Estenia</i> <i>C&B®</i>	<i>Grandio</i> <i>Blocs®</i>	<i>Tetric</i> <i>CAD®</i>	<i>Brilliant</i> <i>Crios®</i>	<i>VITA</i> <i>Enamic®</i>	<i>VITA</i> <i>Blocs</i> <i>Mark II®</i>	<i>IPS e.max</i> <i>CAD®</i>
Fa. GC Germany GmbH	Fa. GC Germany GmbH	Fa. K. K. Kuraray	Fa. VOCO GmbH	Fa. Ivoclar Vivadent GmbH	Fa. COLTENE Holding AG	Fa. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG	Fa. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG	Fa. Ivoclar Vivadent GmbH

Tabelle 25: Verwendete Materialien und ihre Zusammensetzung.

Material	Hersteller	Zusammensetzung	LOT
Aluminiumoxid-Pulver	Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland	Aluminiumoxidpartikel, Körnung 50µm	2020010902
Brilliant Crios®	Fa. COLTENE Holding AG, Altstätten, Schweiz, Farbe LT A3	Nano-Hybrid-Komposit, Bariumglaspartikel (<1µm), amorphes Siliziumdioxid (<20nm), kreuzvernetzte Methacrylate, anorganische Pigmente (Eisenoxid, Titandioxid), amorphe Kieselsäure, Fülleranteil 71 Gew-%	J86264, J82419
Estenia™ C&B®	Fa. K. K. Kuraray, Chiyode, Japan, Farbe ODA3	Urethandimethacrylate, Hydrophobes aromatisches und aliphatisches Dimethylacrylat, Oberflächenbehandelter Aluminiumoxid-Mikrofüllstoff, Silanisierter Glasfaser, dl-Kampferchinon, Initiatoren, Beschleuniger, Pigmente, Bis-GMA, Fülleranteil 92 Gew-%, Füllergröße (2µm & 0,02µm)	5B0038
Gradia Plus®	Fa. GC Germany GmbH, Bad Homburg, Deutschland, Farbe HBDA3	2,2'-Ethylendioxydiethylidimethacrylat, 7,7,9(oder 7,9,9)-Trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diazahexadekan-1,16-Diylbismethacrylat, (1-Methylethyliden)bis[4,1-phenyleneoxy(2-hydroxy-3,1-propenediyl)]bismethacrylat, 2,6-Di-tert-butyl-p-Cresol und Erzeugnisse der Esterifizierung von 4,4'-Isopropylidenediphenol, ethoxylierte und 2-Methylprop-2-Enolsäure	1911181, 2004241, 2010121
Grandio Blocs®	Fa. VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland, Farbe A3LT	Nanokeramischer Hybridwerkstoff, Nano-hybridfüller (86 Gew-%), UDMA, DMA (14 Gew-%) <i>Genaue Zusammensetzung unbekannt.</i>	2026044, 2028054
IPS e.max CAD®	Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein, Farbe LT A3	Lithiumdisilikatkeramik, Lithiumtasilikatkristalle (teilkristallisiert) in Glasmatrix; bzw. Lithiumdisilikatkristalle (endkristallisiert) in Glasmatrix <i>Genaue Zusammensetzung unbekannt.</i>	Z00H61, Z0091X

Anhang

Monobond® Plus	Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein	Methacrylatmonomere mit unterschiedlichen funktionellen Gruppen, angehängte Trialkoxysilan-Gruppen, funktionelle Phosphorsäure-Gruppen, cyclische Disulfidgruppen, Ethanol (96%)	Z00WDT
3M™ Filtek™ Supreme XTE Universal Komposit	Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA-Kunstharz, anorganische Fülleranteil (55,6 -63,3 Volumen%), nicht aggregierte 20 nm großen Silizium-Füller, nicht agglomerierte 4-11 nm großen Zirkonoxid-Füller, aggregierte Zirkonoxid-/Siliziumcluster-Füller (bestehend aus 20 nm großen Silizium- und 4-11 nm großen Zirkonoxid-Partikeln)	NC67876, NF15475
3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhäsiv	Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland	HEMA, 3M™ Vitrebond™ Copolymer, Ethanol/ Wasser, Siliziumoxid-Füllkörpern, Photoinitiatoren auf Basis von Campherchinon, vernetzenden, röntgenopaken Monomere enthaltenden Dimethacrylaten, Dunkelhärtungs-Beschleuniger (Übergangsmetallsalze), optimiertes Silan, MDP-Phosphat-Monomer <i>Sicherheitsdatenblatt:</i> Bromiertes Dimethacrylat, Methacrylat (HEMA), phosphorylierte Methacrylate, Wasser, Ethylalkohol, silanisierte Kieselsäure, Campherchinon, Aromatisches Amin, Polymere Säure	7366675
SR Nexco®	Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein, Farbe A3B	Aromatisch-aliphatisches UDMA, aliphatische Dimethacrylate, SiO ₂ , Coploymer (UDMA-Matrix), Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente	Z00HK7, Z00MC1
Tetric CAD®	Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein, Farbe MT A3	Kreuzvernetzte Dimethacrylate (28 Gew-%, Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA), anorganische Füller (71 Gew-%, Barium-Aluminium-Silikatglas, SiO ₂)	Z00G6R
Ultra-dent™ Porcelain Etch	Fa. Ultradent Products GmbH, Brunnthal, Deutschland	Abgepufferte 9-prozentige Flusssäure	BGK1B
VITA Blocs Mark II®	Fa. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland, Farbe 2M3C	Feinstruktur Feldspatkeramik, Kombination von Feldspatmaterialien mit Feinpartikel-Mikrostruktur (SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, CaO, TiO ₂), Pigmente	82940, 75110
VITA Enamic®	Fa. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland, Farbe 2M3 Translucent	Feinstruktur Feldspatkeramik (86 Gew.-%) darunter SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, B ₂ O ₃ , CaO, TiO ₂ , Infiltration mit Polymermatrix (14 Gew-%) darunter UDMA & TEGDMA	76820

Anhang

Tabelle 26: Verwendete Lichtpolymerisationsgeräte und Sinteröfen.

Material	Photopolymerisationsgerät/Sinterofen
<i>Estenia™ C&B®</i>	<i>Ivoclar Targis Power Upgrade</i> (Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein)
<i>Gradia Plus®</i>	<i>Labolight Duo</i> (Fa. GC Germany GmbH, Bad Homburg, Deutschland)
<i>IPS e.max CAD®</i>	<i>Ivoclar Vivadent Programat® EP 5000 G2</i> (Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein)
<i>SR Nexco®</i>	<i>Ivoclar Targis Power Upgrade</i> (Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein)