

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. Daniel Edelhoff

***Befestigung von CAD/CAM-Kompositen:
Einfluss der Testmethoden***

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Nadine Dormayr, geb. Wanda
aus Steyr
2020

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
Der Universität München**

Berichterstatter: PD Dr. Dipl.-Ing. Bogna Stawarczyk

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Jürgen Manhart

Mitbetreuung durch die
promovierte Mitarbeiterin: apl. Prof. Dr. Dipl.-Ing. Nicoleta Ilie

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 20.08.2020

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit an Eides durch meine eigenhändige Unterschrift statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Befestigung von CAD/CAM-Kompositen:

Einfluss der Testmethoden

selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe. Alle Stellen, die wörtlich oder inhaltlich den angegebenen Quellen entnommen worden sind, sind als solche kenntlich gemacht.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht worden ist.

Steyr, 25.08.2020

Nadine Dormayr

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	7
2	Literaturübersicht	9
2.1	CAD/CAM-Komposite.....	9
2.2	Komposite und ihre zahnmedizinischen sowie -technischen Anwendungsgebiete.....	11
2.2.1	Komposite als Verblendmaterial.....	12
2.2.2	Komposite als Befestigungsmaterial	13
2.3	Einflüsse der Polymerisation.....	15
2.4	Vorbehandlung von CAD/CAM-Kompositen	17
2.5	Thermische Ermüdung	18
2.6	Prüfung des Haftverbundes	19
2.6.1	Anforderungen an Prüfmethoden	19
2.6.2	Testmethoden zur Bestimmung der Verbundfestigkeit.....	19
3	Ziel und Nullhypothese	23
4	Material und Methode	24
4.1	Studienaufbau	24
4.2	Verwendete Materialien.....	26
4.2.1	Substrat.....	26
4.2.2	Komposite	26
4.2.3	Polymerisationsgeräte	27
4.3	Prüfkörperherstellung	27
4.3.1	Zuschneiden der CAD/CAM-Blöcke	27
4.3.2	Einbetten und Polieren der Prüfkörper	28
4.3.3	Oberflächenvorbehandlung und Reinigung.....	29
4.3.4	Verbundherstellung.....	29
4.4	Künstliche Alterung.....	34
4.5	Testmethoden.....	35

4.5.1	Scherversuch	35
4.5.2	Zugversuch	36
4.6	Bruchbildanalyse	37
4.7	Analyse der Oberflächenfraktographie.....	38
4.8	Statistische Auswertung.....	39
5	Ergebnisse	40
5.1	Einfluss des Kompositmaterials auf die Verbundfestigkeit.....	41
5.2	Einfluss der verschiedenen Testmethoden auf die Verbundfestigkeit	42
5.3	Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit auf die Verbundfestigkeit	43
5.4	Einfluss der Polymerisationsgeräte auf die Verbundfestigkeit.....	43
5.5	Interaktion zwischen Polymerisationsgerät und Testmethode sowie zwischen Material, Testmethode und Vorschubgeschwindigkeit.....	44
5.6	Weibull-Analyse	44
5.7	Bruchbildanalyse	46
5.8	REM-Bilder	50
6	Diskussion	55
7	Schlussfolgerung.....	61
8	Zusammenfassung.....	62
9	Danksagung.....	64
10	Abkürzungsverzeichnis.....	65
11	Abbildungsverzeichnis.....	67
12	Tabellenverzeichnis	68
13	Literaturverzeichnis.....	69

1 EINLEITUNG

In der modernen Zahnmedizin nimmt die Nachfrage nach ästhetischen Restaurationen sowie einer minimalinvasiven Behandlung auf Patientenseite immer stärker zu, wodurch zahnfarbene Restaurationsmaterialien bevorzugt werden. Aus diesem Grund hat sich das Angebot an metallfreien Restaurationswerkstoffen sowohl für die konservierende als auch für die prothetische Behandlung deutlich ausgeweitet.

Eine Werkstoffklasse diesbezüglich stellen die neuen zahnfarbenen Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing (CAD/CAM)-Komposite dar, welche klinisch immer häufiger verwendet werden [1]. Vorteile durch die Verwendung der CAD/CAM-Technologie sind Zeitersparnis, Möglichkeit der Verwendung vieler unterschiedlicher Materialien, reduzierte zahntechnische Laborzeit (viele Arbeitsschritte werden durch computertechnische Korrelate ersetzt) sowie die sofortige Überprüfung des Abform- und Präparationsergebnisses [2]. Die modernen CAD/CAM-Komposite werden serienmäßig hergestellt, unter standardisierten Bedingungen polymerisiert und liegen am Ende ihres Fertigungsprozesses als Material- bzw. Fräsblock vor. Aufgrund der modernen Fertigungsprozesse, denen die CAD/CAM-Komposite unterliegen, weisen diese eine hohe Homogenität auf [2, 3]. Verglichen mit konventionell polymerisierten Kompositen weisen CAD/CAM-Komposite, welche einem industriellen standardisierten Polymerisationsverfahren mit hoher Temperatur und hohem Druck unterliegen, bessere Materialeigenschaften auf [4, 5]. Neben den sehr guten mechanischen Eigenschaften verfügen diese auch über verbesserte optische Eigenschaften, wie geringere Neigung zu Verfärbungen im Vergleich zu konventionell polymerisierten Kompositen [6]. Außerdem zeigt eine Gegenüberstellung der CAD/CAM-Komposite mit Restaurationen aus Glaskeramik einen geringeren Verschleiß am antagonistischen Schmelz [7, 8, 9]. Ein Nachteil dieser Werkstoffgruppe liegt in ihrer beschränkten Chromatik [10]. Im Hinblick auf die Ästhetik sind die aufwendig geschichteten Restaurationen aus Glaskeramik jenen Restaurationen aus CAD/CAM-Kompositen überlegen [11]. Dies bedeutet einen eingeschränkten Einsatzbereich der CAD/CAM-Komposite, der lediglich auf das Seitenzahngebiet limitiert ist. Eine Verwendung dieser in ästhetisch sensiblen Bereichen bedarf einer Individualisierung mittels Verblendkompositen [12, 13].

Die Herstellung eines dauerhaften Verbundes zu CAD/CAM-Kompositen stellt jedoch eine Herausforderung dar, da aufgrund des industriell standardisierten Polymerisationsverfahrens, denen CAD/CAM-Komposite unterliegen, diese eine hohe Konversionsrate besitzen [14]. Dies bedeutet zwar ein vermindertes Risiko einer Allergie aufgrund eines geringen

Restmonomergehalts [15], jedoch auch erschwerte Bedingungen für die Herstellung eines suffizienten adhäsiven Verbundes zwischen Restauration und Befestigungsmaterial bzw. Verblendkomposit [14].

Bereits bestehende Studien haben jedoch belegt, dass ein Verbund zwischen CAD/CAM-Kompositen und Verblendkompositen möglich ist [16]. Auch haben mehrere Versuchsreihen bereits die Verbundfestigkeit zwischen CAD/CAM-Kompositen und Befestigungskompositen untersucht [17, 18, 19]. Für eine optimale Verbundfestigkeit werden chemische und mechanische Haftmechanismen benötigt [20]. Eine Studie zeigte diesbezüglich auf, dass die Verbundfestigkeit zwischen einem CAD/CAM-Komposit und einem Befestigungskomposit mechanisch durch Korundstrahlen mit Aluminiumoxidpartikeln verbessert wird [14]. Von großer Bedeutung für die Langzeitstabilität einer Restauration ist eine optimale Verbundfestigkeit zwischen Restaurationswerkstoff und der Zahnhartsubstanz. Zur Ermittlung der Verbundfestigkeit sind verschiedene Testmethoden bekannt. Dazu zählen als Makroversuche der konventionelle Scher- und Zugversuch und die Mikroscher- sowie Mikrozugversuche. Es bestehen jedoch große Differenzen in den zu ermittelnden Verbundfestigkeiten, die von unterschiedlichsten Einflussfaktoren, wie beispielsweise von der Geometrie, der angewendeten Testapparatur sowie Testmethode, abhängig sind. Die mittels Makroversuche ermittelten Verbundfestigkeiten sind niedriger als jene der Mikroversuche, die auf eine kleinere Verbundfläche und somit reduzierter Wahrscheinlichkeit für auftretende Defekte zurückzuführen sind [21]. Im Allgemeinen werden die Makroversuche häufiger angewendet. Im Vergleich zu den Makroversuchen sind die Mikroversuche in Bezug auf die Prüfkörperherstellung sehr aufwändig und techniksensitiv, da ein frühzeitiger Verlust des Haftverbundes aufgrund von Mikrorissen und anderen Defekten eintreten kann [21]. In der vorliegenden Studie wurden zur Untersuchung der Verbundfestigkeit die Makroversuche angewendet.

Ziel dieser vorliegenden Studie war es, die Verbundfestigkeit zwischen einem CAD/CAM-Komposit und einem Befestigungs- sowie Verblendkomposit zu untersuchen. Dabei kamen zwei unterschiedliche Testmethoden, der Makroscher- und Zugversuch, verschiedene Vorschubgeschwindigkeiten sowie Polymerisationsgeräte zur Anwendung, deren Einfluss auf die Verbundfestigkeit getestet wurde.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 CAD/CAM-Komposite

Restaurationen aus CAD/CAM-Kompositen gewinnen immer mehr an Popularität [1]. Dies liegt zum einen an der Technologie, mit der diese Werkstoffklasse gefertigt wird, zum anderen an materialtechnischen Vorteilen gegenüber anderen Restaurationsmaterialien. Zu den Ansprüchen eines CAD/CAM-Material gehören neben einer schnellen Verarbeitung, das unbeschädigte Überstehen des Bearbeitungsprozesses und eine einfache Fertigstellung vor der Eingliederung (z. B. Politur) [10].

Die Fertigstellung von indirekten Restaurationen aus CAD/CAM-Kompositen kann entweder *labside* bei einem Zahntechniker oder *chairside* direkt in der zahnärztlichen Ordination durchgeführt werden. Bei der Chairside-Fertigung erfolgt die Abformung anhand einer Intraoralkamera. Dies spart Zeit und bietet dem Patienten die Möglichkeit einer indirekten Restauration innerhalb einer Behandlungssitzung [22]. Einige In-vitro-Studien haben belegt, dass CAD/CAM-Komposite eine Alternative zu anderen Restaurationsmaterialien sein können [23, 24, 25].

Eine Untersuchung zum Ermüdungswiderstand von CAD/CAM-Glaskeramik- und Kompositkronen durch zyklische Druckbelastung zeigte, dass die CAD/CAM-Kompositkronen ermüdungsresistenter sind als die CAD/CAM-Glaskeramikkronen [23]. *Magne et al.* [24] testeten die Frakturresistenz eines CAD/CAM-Komposits und einer Glaskeramik anhand okklusaler Veneers. Dabei konnte beobachtet werden, dass die CAD/CAM-Komposite frakturresistenter sind als die Glaskeramik [24]. Auch stellen CAD/CAM-Komposite eine Alternative zur keramischen Versorgung von endodontisch behandelten Zähnen dar [25].

Weitere Vorteile von CAD/CAM-Kompositen gegenüber Keramiken liegen in der höheren Belastbarkeit [26] sowie der Möglichkeit einer intraoralen Reparatur [12]. Die intraorale Reparatur von Glaskeramiken beinhaltet als Vorbehandlungsschritt die Säureätzung mit der stark ätzenden sowie giftigen Flußsäure [27] und die Verwendung von Silan [28], um einen Verbund zwischen Keramik und Komposit herstellen zu können. Abschließend erfolgt die Applikation des Komposits [27]. Im Vergleich dazu ist die intraorale Reparatur der CAD/CAM-Komposite einfacher und weniger gefährlich. Dazu wird die reparierende Oberfläche entweder korundgestrahlt oder mittels Bohrer angeraut und anschließend ein Komposit mit sehr ähnlichen mechanischen und optischen Eigenschaften appliziert [27]. Aufgrund der

eingeschränkten chromatischen Beschaffenheit der CAD/CAM-Komposite ist ihr Anwendungsgebiet limitiert. Eine Versorgung im posterioren Segment mittels CAD/CAM-Komposite stellt eine ästhetisch ansprechende Lösung dar. Im ästhetisch sensiblen Bereich weisen diese hingegen gewisse ästhetische Defizite auf und bedürfen einer Individualisierung anhand von Verblendkompositen [12, 13].

Besonders gerne werden CAD/CAM-Komposite auch für dünne Restaurationen, mit dem Vorteil einer substanzschonenden Präparation verwendet [29]. Studien zeigen, dass dünne okklusale Veneers für den Seitenzahnbereich, gefertigt aus CAD/CAM-Kompositen mit einer Dicke von 1,2 mm [24] als auch ultra-dünne okklusale Veneers mit einer Dicke von 0,6 mm [30], zur Behandlung von Patienten mit Erosionen verwendet werden können und gleichzeitig im Vergleich zur Glaskeramik eine höhere Frakturresistenz aufweisen [24, 30]. Ein anderer Fallbericht demonstriert, dass okklusale Veneers für den Seitenzahnbereich aus einem CAD/CAM-Komposit in einigen Bereichen mit einer Dicke von 0,4 mm zur Behandlung von Patienten mit starken Erosionen sowie Attritionen sehr gute Ergebnisse erzielen [31]. Von großer Bedeutung ist die Verwendung dieser Werkstoffgruppe ebenfalls bei der Behandlung komplexer Rehabilitationen wie beispielsweise in Fällen, in denen die Vertikaldimension der Okklusion (VDO) rekonstruiert oder neu definiert werden soll [32, 33]. In jenen Fällen kann durch die Anwendung der CAD/CAM-Komposite die Vorbehandlungsphase zur Erarbeitung funktioneller sowie ästhetischer Gesichtspunkte ausgedehnt werden [33]. Außerdem zeigte sich, dass die Versorgung von Zähnen mit einer großen Kavität-Klasse-II mittels CAD/CAM gefertigten Komposit-Inlays im Vergleich zu direkten Komposit-Restaurationen als ideal anzusehen ist [34].

Das Produkt Lava Ultimate kann zu den CAD/CAM-Kompositen gezählt werden. Es besteht aus zwei Typen von Nanofüllkörpern und Nanoclustern. Aus den Nanofüllkörpern (Siliziumoxid mit 20 nm Durchmesser und Zirkondioxid mit 4 bis 11 nm Durchmesser) werden durch einen firmenspezifischen Prozess Nanocluster mit einer durchschnittlichen Größe von 0,6–10 µm hergestellt. Der Gesamtfülleranteil beträgt ca. 80 Gewichtsprozent [35]. Gerne wird aus Gründen des Marketings das Produkt als Keramik positioniert. Diese Produktbezeichnung ist jedoch falsch und irreführend, da es sich keinesfalls um eine Keramik handelt. Keramiken sind definiert als kristalline, nicht metallische Materialien, die metallische und nichtmetallische Elemente enthalten, die durch ionische und/oder kovalente Bindungen gebunden sind [36]. CAD/CAM-Komposite hingegen bestehen aus einer Polymermatrix verstärkt durch silanisierte Füllstoffe [37]. Aus Sicht der Werkstoffkunde handelt es sich bei Lava Ultimate um ein Komposit.

CAD/CAM-Komposite verfügen gegenüber den auf konventionelle Art und Weise polymerisierten direkten und indirekten Komposite über bessere mechanische Eigenschaften. Die besseren mechanischen Eigenschaften können durch das industriell standardisierte Polymerisationsverfahren generiert werden [3]. Eine Studie untersuchte die Bruchlast von dreigliedrigen Brücken und verglich dabei industriell hergestellte und konventionell polymerisierte Komposite. Die industriell hergestellten CAD/CAM-Komposite wiesen dabei eine höhere Belastbarkeit auf [5]. Auch wird bei den CAD/CAM-Kompositen, verglichen mit konventionell polymerisierten Kompositen, eine geringere Tendenz zur Verfärbung nach Lagerung in verschiedenen Medien wie Kaffee, schwarzem Tee oder Rotwein beobachtet [38].

2.2 Komposite und ihre zahnmedizinischen sowie -technischen Anwendungsgebiete

Die Bezeichnung *Komposit* bedeutet wörtlich übersetzt „zusammengesetzte Werkstoffe“. Die drei Hauptbestandteile sind die organische Matrix, die disperse Phase und die Verbundphase [39]. Die organische Matrix enthält neben den Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren weitere Additive [40]. Die disperse Phase besteht aus anorganischen Füllstoffen [41]. Als anorganische Füllstoffe können z. B. Quarz, Keramik, diverse Gläser und Zirkondioxid verwendet werden. Die disperse Phase hat die Aufgabe, die physikalischen sowie mechanischen Eigenschaften der Kunststoffmatrix zu verbessern. Dadurch werden die Druck- und Zugfestigkeit sowie die Verschleißfestigkeit der Komposite gesteigert [42]. Als Haftvermittler dient eine Silanschicht, die eine chemische Bindung zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllstoffen herstellt [43].

Seit Einführung der Komposite wurden zu deren genauerer Beschreibung viele Klassifikationssysteme herangezogen. Heute basiert die Klassifikation der Kompositmaterialien auf der Größe der verwendeten Füllstoffe. Man unterscheidet Makrofüller-, Mikrofüller- und Hybridkomposite [44]. Da Komposite in unterschiedlichsten klinischen Situationen angewendet werden können, weisen diese ein großes Anwendungsgebiet auf. Komposite werden zur Fissurenversiegelung, als Füllungswerkstoff im Front- und Seitenzahnggebiet und zum Aufbau stark geschädigter Zähne verwendet. Auch werden Komposite zur Befestigung von indirekten Restaurationen und zur Reparatur von zahnfarbenen Verblendungen herangezogen.

2.2.1 Komposite als Verblendmaterial

Als Verblendmaterial können Komposite sowie Keramiken verwendet werden. Lange Zeit wurde die Keramik aufgrund besserer Materialeigenschaften den Kompositen vorgezogen [45]. Nachteile dieser Materialgruppe waren lange Zeit z. B. ein geringer Abrasionswiderstand, auftretende Randbrüche, reduzierte Langlebigkeit und die Neigung zu Verfärbungen [46]. Aktuelle Studien konnten belegen, dass die zurzeit auf dem Dentalmarkt zur Verfügung stehenden Verblendkomposite im Vergleich zu den ersten Generationen verbesserte mechanische Eigenschaften wie Biegefestigkeit [47, 48] und Härte [48, 49] aufweisen. Auch wurde aufgezeigt, dass die neuen Verblendkomposite eine sehr gute Farb- und Langzeitstabilität [49] sowie verbesserte Oberflächenqualität [48] besitzen. Resultierend aus diesen Ergebnissen kann behauptet werden, dass diese Materialgruppe eine echte Alternative als Verblendmaterial zur Keramik darstellt [45].

Moderne Verblendkomposite können meist zu den Hybridkompositen gezählt werden. Die heute verwendeten Verblendkomposite werden in der Regel mit Licht polymerisiert und bilden eine eigene Werkstoffgruppe, die sich von den Füllungskompositen oft durch eine geräteintensivere Polymerisation unterscheiden [50]. Die intensivere Polymerisation soll eine Nachvergütung der Komposite bewirken. Dabei werden die Verblendkomposite in einem Polymerisationsofen einer letzten Aushärtungsphase mit Licht und Wärme unterzogen [45]. Durch die extraorale Nachvergütung wird eine höhere Konversionsrate von Monomeren erreicht, wodurch es zur Abnahme freier Bindungsstellen kommt [51]. Diese Nachbehandlung soll verbesserte mechanische Materialeigenschaften bewirken [45, 48, 50]. In ihrer Materialzusammensetzung differieren die Verblend- und die Füllungskomposite kaum voneinander [48, 50]. Bevor zahnärztliche Materialien im klinischen Alltag eingesetzt werden können, müssen deren werkstoffkundliche Eigenschaften geprüft werden. Dies erfolgt anhand von In-vitro-Studien, die Rückschlüsse auf die Langzeitprognose der getesteten Materialien ermöglichen.

Anforderungen, die an Verblendkomposite gestellt werden, sind eine optimale Oberflächenqualität, um die Plaqueanlagerung gering zu halten, die Farbstabilität, ein gut funktionierendes Verbundsystem sowie eine auch im Mundmilieu mechanisch hohe Belastbarkeit [48, 50]. Die verbesserten Materialeigenschaften der Verblendkomposite führten zu einem größeren Indikationsbereich als bisher die Verblendung von herausnehmbarem Zahnersatz oder das Individualisieren von Prothesenzähnen. Demnach können Verblendkomposite auch für festsitzende Restaurationen, wie z. B. Inlays, Onlays und Veneers, verwendet werden [52].

2.2.2 Komposite als Befestigungsmaterial

Als *Befestigungsmaterial* wird ein Werkstoff bezeichnet, der zwei Flächen miteinander verbindet [53]. Zu den zahnärztlichen Befestigungsmaterialien können neben den Kompositen alle Zemente und Kompomere gezählt werden, die der Befestigung einer indirekten Restauration am Zahn dienen [54]. Die Befestigung von Restaurationen mit einer Biegefestigkeit von mehr als 350 MPa kann konventionell mit Zementen oder adhäsiv erfolgen [55].

Die Befestigung mittels konventioneller Zemente beruht auf eine Präparation, welche ausreichend große Haftflächen bietet [56]. Indirekte Restaurationen aus CAD/CAM-Kompositen werden mit Befestigungskompositen adhäsiv eingegliedert. Adhäsive Restaurationen werden an der Zahnhartsubstanz durch einen kraftschlüssigen, reproduzierbaren und dauerhaften Verbund verankert [57]. Dadurch können keine rissauslösenden Zugspannungen an der Restaurationsinnenseite entstehen [58, 59]. Dies führt zu einer erhöhten Belastbarkeit von Zahn und Restauration [59, 60] sowie zu einer verbesserten marginalen Adaption [60]. In ihrer Zusammensetzung gleichen Befestigungskomposite stark der Gruppe der Füllungskomposite. Im Vergleich zu den Füllungskompositen sollten die Befestigungskomposite eine gewisse Fließfähigkeit besitzen. Dadurch gelingt eine bessere Verteilung des Befestigungskomposits in der Klebefuge. Die Viskosität von Kompositen steigt mit zunehmendem Füllstoffgehalt, wodurch fließfähige Befestigungskomposite einen niedrigeren Füllstoffgehalt besitzen [61].

Befestigungskomposite können anhand ihrer Adhäsivsysteme in „Etch-and-rinse“-Komposite, „Self-etch“-Komposite und selbstadhäsive Befestigungskomposite eingeteilt werden. Bei den „Etch-and-rinse“-Systemen werden zunächst Schmelz und Dentin mit 37%-iger Phosphorsäure geätzt und danach das Adhäsiv appliziert [62]. Erst dann erfolgt die Applikation des Befestigungskomposits. Im Gegensatz zu den „Etch-and-rinse“-Systemen ist bei den „Self-etch“-Systemen keine gesonderte Ätzung notwendig [63]. Vor der Anwendung des Befestigungskomposits ist nur noch die Applikation eines selbstätzenden Adhäsivsystems notwendig. Bei den selbstadhäsiven Befestigungskompositen wird keine Vorbehandlung oder Konditionierung der Zahnhartsubstanz mehr benötigt [62]. Ihre einfache Handhabung [64], die daraus resultierende Zeitersparnis [65] sowie verminderte Fehleranfälligkeit [64] machen diese Materialgruppe sehr beliebt. Auch lassen sich Befestigungskomposite hinsichtlich des Polymerisationsmechanismus in lichthärtende, chemisch härtende und dualhärtende Materialien einteilen. Lichthärtende Systeme sind in der Regel Einkomponenten-Materialien [66]. Als Starter der Polymerisation dienen Initiatoren wie beispielsweise

Kampferchinon in Kombination mit Aminen. Durch die Lichtquelle wird der Initiator angeregt und reagiert mit einem Reduktionsagens (aliphatisches Amin). Es kommt zur Entstehung eines angeregten Komplexes, der in Radikale zerfällt und die Polymerisationsreaktion startet [67]. Durch die Öffnung der Doppelbindungen in den Monomermolekülen können sich diese zu Polymerketten zusammenlagern [68]. Lichthärtende Befestigungskomposite werden zur Eingliederung von kleinen, transluzenten Restaurationen empfohlen. Bei Schichtstärken von Keramikrestaurationen von mehr als 3 mm kann eine sichere Polymerisation nicht mehr gewährleistet werden [69]. Aus diesem Grund ist die adhäsive Befestigung mittels lichthärtender Befestigungskomposite von größer dimensionierten Restaurationen nicht zu empfehlen und die Verwendung von dualhärtenden Befestigungskompositen ist indiziert [70]. Für die rein lichthärtenden Materialien spricht, dass der Zeitpunkt der Polymerisation genau bestimmt werden kann und eine gute und gründliche Überschussentfernung möglich ist [69]. Chemisch härtende Befestigungskomposite sind als Pasten/Pasten-Systeme erhältlich und härten nach dem Anmischen von selbst. Chemisch härtende Befestigungskomposite können für die Eingliederung von metallischen, metallkeramischen Restaurationen sowie größer dimensionierten, opaquen Keramikrestaurationen verwendet werden [71, 72]. Nachteile dieser Gruppe an Befestigungskompositen sind die begrenzte Verarbeitungszeit, eine verlängerte Abbindezeit [71, 72] sowie die Gefahr des Einschlusses von Luftblasen während des Anmischens, die wiederum die mechanischen Eigenschaften verschlechtern [73]. Dualhärtende Befestigungskomposite weisen die positiven Eigenschaften der chemisch härtenden Komposite mit denen der lichthärtenden Komposite auf [74]. Dualhärtende Befestigungskomposite ermöglichen eine höhere Konversionsrate auch in tief liegenden Bereichen, sofern die chemische Härtung durch eine ausreichende Polymerisation unterstützt wird [69]. Bei dem Befestigungskomposit, der in dieser Dissertation verwendet wurde, handelt es sich um einen dualhärtenden.

2.3 Einflüsse der Polymerisation

Häufig wird der Einfluss der Polymerisation unterschätzt, obwohl der Erfolg einer Restauration (Langlebigkeit, Materialeigenschaften, Ästhetik) maßgeblich von dieser abhängig ist [75]. Eine adäquate Polymerisation wird entscheidend von der Art des verwendeten Komposits, der Effizienz der Polymerisationslampe sowie der Distanz des Polymerisationsaustrittsfensters zum Komposit und dem Winkel der austretenden Strahlung beeinflusst [76]. Die Polymerisation wird durch die Aktivierung des Initiators in Gang gesetzt [77]. Genauer gesagt wird der Initiator durch die Absorption von Lichtquanten (Photonen) angeregt und zerfällt dann in Radikale. Die gebildeten Radikale reagieren mit den ungesättigten Kohlenstoffdoppelbindungen der Kompositmonomere und es erfolgt ein Kettenwachstum [78]. Die Anzahl der Photone entspricht der Lichtdosis. Die Lichtdosis ist das Produkt aus Lichtintensität und Zeit [79]. Die Lichtintensität einer Polymerisationslampe, die auch als Irradianz bezeichnet wird, wird in der Einheit mW/cm^2 angegeben. Die Lichtintensität kann bis zu einem gewissen Punkt über die Polymerisationszeit kompensiert werden. Dies bedeutet, dass beim Abfall der Lichtintensität durch eine Verlängerung der Polymerisationszeit das gleiche Polymerisationsergebnis generiert werden kann. Diese Kompensation ist jedoch nur bis zu einem Wert von etwa $200 \text{ mW}/\text{cm}^2$ möglich [80].

Um eine optimale Polymerisation gewährleisten zu können, muss neben einer ausreichenden Lichtdosis die Wellenlänge der benötigten Aktivierungsenergie der Initiatoren entsprechen [77]. Der am häufigsten eingesetzte Initiator für Dentalmaterialien ist Kampferchinon mit einem Absorptionsspektrum zwischen 440 und 510 nm und einem Maximum an 468 nm [81]. Bei der Auswahl von Komposit und Polymerisationsgerät muss darauf geachtet werden, dass beide optimal zueinanderpassen [82]. Die Variabilität von verfügbaren Polymerisationsgeräten ist jedoch enorm. Zum einen gibt es unterschiedliche Polymerisationslampen, die in Zahnarztpraxen Anwendung finden, zum anderen verschiedene Lichthärtegeräte, die von Zahntechnikern verwendet werden. Unter den Polymerisationsgeräten werden heute meistens LED-Polymerisationslampen verwendet. Polymerisationslampen dienen der intraoralen Polymerisation verschiedener Dentalmaterialien. Dazu gehören neben Füllungs- und Versiegelungskompositen auch Kompomere, kunststoffmodifizierte Glasionomere, Befestigungskomposite sowie Adhäsive. Lichthärtegeräte werden im Gegensatz zu Polymerisationslampen z. B. für die Herstellung indirekter Restaurationen wie Kompositinlays [51], zur Polymerisation von Verblendkompositen, Basisplatten oder Funktionslöffel [83] verwendet, wobei die Polymerisation extraoral geschieht. Verglichen mit

den Polymerisationslampen sind Lichthärtegeräte je nach Gerätetyp auch in der Lage während der Polymerisation Hitze oder Druck aufzubauen. Zudem können diese während der Polymerisation Stickstoff abgeben [84]. In diesem Zusammenhang spricht man von Polymerisationsöfen. Die Applikation von Druck oder Hitze soll die mechanischen Eigenschaften der Verblendkomposite verbessern sowie die Konversionsrate erhöhen [50]. Die Distanz im Ofeninneren zwischen Lichtquelle und Werkstück ist vorgegeben. Verschiedene Funktionsprogramme stehen abhängig von Größe und Art des Werkstücks zur Verfügung. Die Polymerisationslampen sowie Lichthärtegeräte bzw. Polymerisationsöfen haben den Wellenlängenbereich des emittierenden Lichts gemein, um das Absorptionsspektrum des Initiators Kampferchinon zu erreichen [84]. Die in dieser Dissertation verwendeten Polymerisationsgeräte waren eine LED-Polymerisationslampe und Polymerisationsöfen.

Einen Einfluss auf das Ergebnis einer Polymerisation haben neben der richtigen Auswahl des Polymerisationsgerätes auch die Belichtungszeit sowie die Kompositfarbe [85, 86]. Weitere Voraussetzung für eine optimale Polymerisation ist ein intakter und sauberer Lichtleiter. Auch spielt der Winkel, indem der Lichtleiter aufgesetzt wird, eine entscheidende Rolle [82]. Optimal wäre das Ausrichten des Lichtleiters im 90-Grad-Winkel [87].

Tab. 1: Gegenüberstellung Polymerisationslampe und Lichthärtegerät/Polymerisationsofen

Polymerisationslampe	Lichthärtegerät/Polymerisationsofen
Verwendung in Zahnarztpraxen	Verwendung in zahntechnischen Labors
intraorale Polymerisation	extraorale Polymerisation
Wellenlängenbereich Kampferchinon abgestimmt	Wellenlängenbereich Kampferchinon abgestimmt
	zusätzliche Wärmeerzeugung, Druckaufbau und Stickstoffapplikation möglich
<u>Einsatzgebiete:</u> <ul style="list-style-type: none"> ○ Polymerisation von: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Füllungskompositen ▪ Adhäsiven ▪ Kompomeren ▪ kunststoffmodifizierten Glasionomern ▪ zementen ▪ Befestigungskompositen 	<u>Einsatzgebiete:</u> <ul style="list-style-type: none"> ○ Herstellung individueller Löffel- und Basisplatten [83] ○ Polymerisation indirekter Kompositrestaurationen wie Kompositinlays [51] ○ Individualisieren von Kronen – Polymerisation von Verblendkompositen [83]

2.4 Vorbehandlung von CAD/CAM-Kompositen

Von großer Bedeutung für die Langzeitstabilität von CAD/CAM-Komposit-Restaurationen ist ein optimaler Verbund zwischen dem CAD/CAM-Komposit und dem Befestigungskomposit. Bedingt durch das industriell standardisierte Polymerisationsverfahren der CAD/CAM-Komposite haben diese eine hohe Konversionsrate und somit eine reduzierte Anzahl an Kohlenstoffdoppelbindungen. Dies erschwert die Bildung eines suffizienten adhäsiven Verbundes [11]. Aus diesem Grund kann ohne eine Oberflächenvorbehandlung des CAD/CAM-Komposits kein Verbund zu weiteren Kompositen hergestellt werden [14, 17, 18].

Im Allgemeinen kann ein Verbund durch mechanische, chemische Vorbehandlung oder aber auch durch eine Kombination beider hergestellt werden. Studien zur Verbundfestigkeit von CAD/CAM-Kompositen und Befestigungskompositen haben gezeigt, dass eine Oberflächenvorbehandlung nötig ist, um eine optimale Verbundfestigkeit zu erzielen [14, 17, 18]. Zur mikromechanischen Oberflächenvorbehandlung können die Anwendung von Flusssäure sowie Sandstrahlgeräte gezählt werden [88, 89]. Eine frühere Studie belegte, dass die Verbundfestigkeit zwischen einem CAD/CAM-Komposit und Befestigungskomposit durch Korundstrahlen mit 50 µm Aluminiumoxidpartikel verbessert wird. Neben der Herstellung von Mikroretentionen durch Aufrauen ermöglicht dieses Verfahren eine Reinigung der Oberfläche sowie eine Oberflächenvergrößerung [14, 90]. Um die Gefahr von auftretenden Schäden an der Oberfläche aufgrund zu hohen Drucks und zu großer Teilchen so gering wie möglich zu halten, wird die Anwendung von geringem Druck (1–2 bar) [91, 92] sowie die Verwendung von kleinen Aluminiumoxidpartikel (50 µm) [92] empfohlen. Die Benetzbarkeit der Verbundfläche wird durch das Vorhandensein eines Wasserfilms, organischer Überreste und/oder eines Biofilms negativ beeinflusst [93]. Auch wird als Maßnahme zur Oberflächenvorbehandlung vor der adhäsiven Eingliederung von CAD/CAM-Kompositen ein vorsichtiges Strahlen mit Rocatec Soft empfohlen. Für die intraorale adhäsive Befestigung von CAD/CAM-Kompositen an bereits bestehenden Restaurationen empfiehlt sich die Verwendung von CoJet. Hierbei handelt es sich um ein Verfahren zur intraoralen Silikatisierung [94]. Untersuchungen haben belegt, dass durch eine zusätzliche chemische Vorbehandlung eine gesteigerte Verbundfestigkeit von CAD/CAM-Kompositen erzielt werden kann [17, 18, 19, 95]. Zudem kann eine Steigerung der Verbundfestigkeit durch die Anwendung niedrigviskoser Adhäsivsysteme generiert werden. Dies ist darauf zurückzuführen, da die niedrigviskosen Adhäsivsysteme tiefer in die korundgestrahlte CAD/CAM-Kompositoberfläche eindringen können [17, 18]. Es eignen sich dazu jedoch

nicht alle Adhäsivsysteme, da diese in ihrer Wirksamkeit unterschiedlich sind [96]. Eine Studie zeigte diesbezüglich auf, dass Universaladhäsive bessere Ergebnisse erzielten [97] als jene Adhäsive, die ausschließlich auf Basis von Methacrylatmonomeren beruhen [96]. Es wird vermutet, dass diese Abweichung auf die unterschiedlichen funktionellen Monomere in den Adhäsivsystemen zurückgeführt werden kann. Universaladhäsive enthalten zusätzlich zu den regulären Methacrylatmonomeren auch Silane oder Phosphorsäuremonomere. Diese sind in der Lage an die anorganische Komponente der CAD/CAM-Komposite zu binden und daraus resultierend eine höhere Verbundfestigkeit zu generieren [96].

2.5 Thermische Ermüdung

Zahnärztliche Materialien sind in der Mundhöhle verschiedenen Dauerbeanspruchungen ausgesetzt. Dazu gehören neben den mechanischen Belastungen durch Kaukräfte auch das ständig feuchte Milieu der Mundhöhle sowie häufige Temperaturwechsel [98], die während des Atmens [99], Trinkens [100, 101] und Essens [102] auftreten. Diese Temperaturschwankungen betreffen neben den anatomischen Strukturen der Mundhöhle auch die konservierenden sowie prothetischen Restaurationen. Durch eine künstliche Alterung, wie beispielsweise der thermischen Ermüdung, können In-vivo-Bedingungen partiell simuliert werden und dadurch wiederum können Rückschlüsse auf die Langzeitprognose der getesteten Materialien gezogen werden.

Die thermische Ermüdung ist ein Alterungsverfahren, das sehr häufig zur Überprüfung eines adhäsiven Haftverbundes in Anspruch genommen wird [103, 104]. Bei der thermischen Ermüdung als In-vitro-Alterungsverfahren werden Prüfkörper zwei extremen Temperaturen ausgesetzt. Eine angemessene Verweildauer in dem jeweiligen Wasserbad garantiert die thermische Anpassung des Werkstoffes [105]. Durch die thermische Ermüdung wird die Aufnahme extrem kalter sowie heißer Nahrung in der Mundhöhle simuliert. Die Studie rund um *Spierings et al.* [106] stellte fest, dass die Temperatur der Mundhöhle bei etwa 35,2°C mit Schwankungen von 2,1°C liegt. Eine Übersichtsarbeit zeigte diesbezüglich auf, dass jedoch auch Temperaturschwankungen von durchschnittlich 6,6°C bis zu 55,5°C intraoral möglich sind. Die Anzahl der Zyklen sowie die Eintauchzeit können je nach Studie variieren [98]. Bereits bestehende Untersuchungen haben den Einfluss der thermischen Ermüdung auf die Verbundfestigkeit von CAD/CAM-Kompositen und Befestigungskompositen untersucht [14, 17, 18, 19]. Ergebnis der Untersuchungen ist, dass die thermische Ermüdung die Verbundfestigkeit zwischen einem CAD/CAM-Komposit und einem Befestigungskomposit

auf verschiedene Arten beeinflussen kann. Die Nachpolymerisation wirkt sich positiv auf die Verbundfestigkeit zwischen dem CAD/CAM-Komposit, Adhäsiv und Befestigungskomposit aus [26, 107]. Des Weiteren führen wechselnden Temperaturen zu verschiedenen Volumsänderungen an der Verbundfläche. Dadurch können mechanische Spannungen an der Verbundfläche entstehen, die zu einer Rissbildung führen und letztlich die Verbundfestigkeit senken [108].

2.6 Prüfung des Haftverbundes

2.6.1 Anforderungen an Prüfmethode

Laboruntersuchungen sind notwendig, um neue Arbeitstechniken sowie Materialien vor ihrer klinischen Einführungen zu erproben.

Folgende Anforderungen sollten an Prüfmethode gestellt werden:

- Die Ergebnisse müssen reproduzierbar sein, d. h., wenn die gleiche Prüfmethode noch einmal unter denselben Bedingungen und unter Verwendung der gleichen Materialien wiederholt wird, sollten idente Ergebnisse erzielt werden [109].
- Die Parameter/Kenngrößen, die den Test beeinflussen (z. B. die Größe der Verbundfläche, die Vorschubgeschwindigkeit, etc.), müssen bekannt sein [109].
- Die Schwankung der ermittelten Werte sollte niedrig und innerhalb einer akzeptablen Spanne sein. Der Variationskoeffizient sollte unter 20% liegen [109].
- Die für das Testverfahren verwendeten Apparaturen müssen für den Zweck ihrer Anwendung geeignet, also qualifiziert, sein [109].

Werden all diese Bedingungen erfüllt, so ist die Prüfmethode intern valide. Da, wie bereits erwähnt, die Prüfmethode herangezogen wird, um Aussagen über das getestete Material bezüglich ihrer klinischen Eignung zu treffen, müssen die Resultate mit klinischen Befunden übereinstimmen. Ist dies der Fall, so ist die Prüfung auch extern valide [109].

2.6.2 Testmethoden zur Bestimmung der Verbundfestigkeit

Zur Bestimmung der Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Materialien können Makro- und Mikroversuche verwendet werden. Diese Testmethoden werden herangezogen, um die Qualität der Verbundfestigkeit zu bewerten [96]. Die Last, welche auf die Verbundfläche wirkt, wird so lange erhöht bis der Verlust des Klebeverbundes eintritt. Die Einteilung in Mikro- oder Makroversuche ist abhängig von der Größe der Verbundfläche des untersuchten

Materials [110]. Verbundflächen mit einer Größe von mehr als 3 mm² werden zu den Makroversuchen gezählt [111]. Die Messung der Verbundfestigkeit kann anhand unterschiedlicher Prüfanordnungen erfolgen. Zur Verfügung stehen dabei verschiedene Untersuchungstechniken wie die Scherkraftmessung, der Zugversuch sowie die Ausstoßprüfung [112]. Die am häufigsten eingesetzten Prüfmethode sind der Zug- und Scherversuch als Makroversuche [113].

2.6.2.1 Makroversuche

Der Scher- und Zugversuch als Makroversuche sind Testmethoden, die in der Zahnmedizin oft verwendet werden [113], um die Verbundfestigkeit zu messen, da diese einfach und schnell durchführbar sind [110, 112, 113]. Dazu werden z. B. Kompositzylinder, unter Zuhilfenahme einer Matrize, auf ein Restaurationsmaterial oder eine plan geschliffene Schmelz- oder Dentinoberfläche geschaffen und anschließend parallel zur Verbundfläche abgeschert (Abb. 1) [114, 115]. Eine andere Art des Scherversuchs ist z. B. die Befestigung eines planen Acrylzylinders auf ein Restaurationsmaterial oder eine plan geschliffene Zahnhartsubstanzoberfläche [17, 95] (Abb. 1). Im Vergleich zu dem Scherversuch erfolgt die Zugbelastung in axialer Richtung (Abb. 2).

Die Verbundfestigkeit ergibt sich aus der Kraft, die für den Bruch des Prüfkörpers nötig ist, bezogen auf die Verbundfläche [110, 116]. Dementsprechend wird die Zugspannung σ bzw. Abscherspannung τ aus der Kraft und dem bekannten Querschnitt des Prüfkörpers berechnet. Die zugrunde liegende Formel lautet:

$$\text{Zugfestigkeit } (\sigma) \text{ bzw. Abscherfestigkeit } (\tau) = \frac{\text{Scher- bzw. Zugkraft (F)}}{\text{Verbundfläche (A)}}$$

σ bzw. τ = Scherhaft- bzw. Zugfestigkeit in MPa, F = Scher- bzw. Zugkraft in N und A = Verbundfläche in mm²

Als nachteilig wird bei den Scherversuchen die Spannungsverteilung angesehen [112]. Bei den Zugversuchen kommt es zu einer homogenen Verteilung der Spannung über die Verbundfläche. Daher liegt der Maximalwert der Hauptspannung nahe der Nennfestigkeit. Im Vergleich dazu werden bei den Scherversuchen hohe Spannungen nahe der Verbundfläche beobachtet, welche außerdem eine inhomogen Verteilung aufweisen [110, 116].

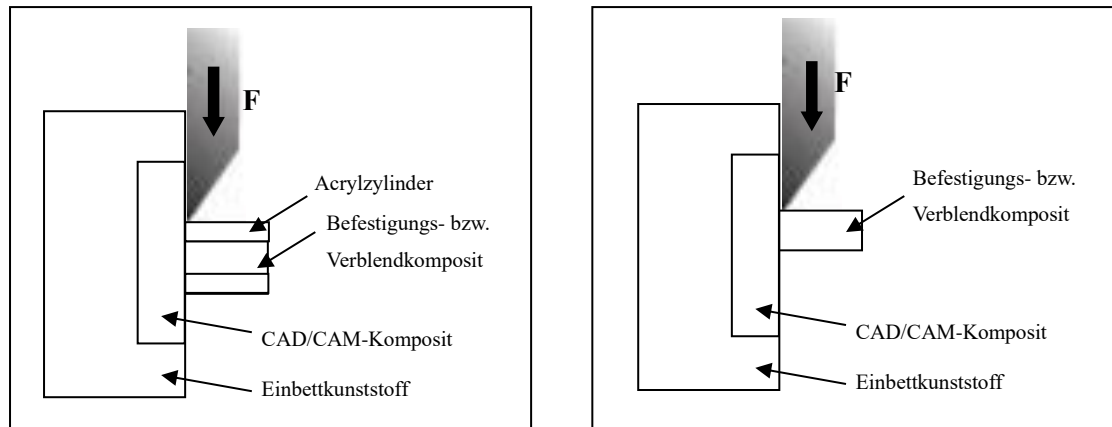


Abb. 1: Schematische Darstellung eines Makroscherversuchs mit Acrylzyylinder (li.); Makroscherversuch mit Kompositzyylinder (re.)

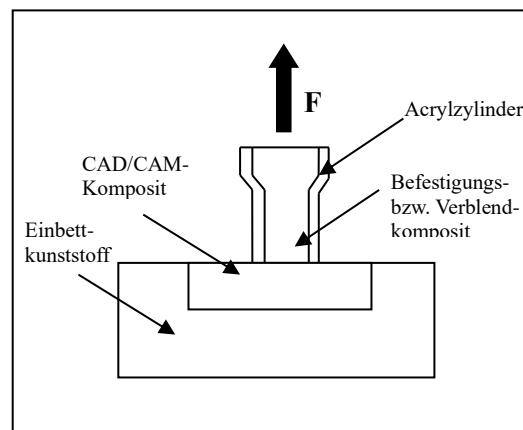


Abb. 2: Schematische Darstellung eines Makrozugversuchs

2.6.2.2 Mikroversuche

Nachdem die Verwendung von Prüfkörpern mit größeren Verbundflächen Probleme aufwarf (z. B. zunehmend auftretende kohäsive Frakturmuster im Dentin) und zu Überlegungen führte, wurden aus den konventionellen Makroversuchen die Mikroversuche entwickelt [21, 117]. Für die Herstellung der Prüfkörper sind extrahierte Zähne notwendig. Zunächst wird die Kaufläche eines extrahierten Zahnes plan geschliffen und anschließend ein Kompositzyylinder auf das Dentin geklebt [118]. Danach werden daraus eine Reihe von Stäbchen mit einer Dicke von 0,7 bis 1 mm geschnitten. Jedes fertige Stäbchen, bestehend aus zwei Substraten (z. B. Schmelz oder Dentin und Komposit), stellt den fertigen Prüfkörper dar [117], welcher abschließend in eine Universalprüfmaschine eingespannt und bis zu seinem Bruch geschert bzw. gereckt wird. Als Alternative zu den extrahierten Zähnen kann auch ein Verbund zu einem Restaurationsmaterial (z. B. Keramik und Komposit) hergestellt werden [119, 120]. Bei

Durchführung der Mikroversuche werden höhere Verbundfestigkeitswerte beobachtet, da aufgrund der kleineren Verbundfläche das Auftreten von Defekten mit einer geringeren Wahrscheinlichkeit verbunden ist [21, 110]. Aufgrund der homogenen Spannungsverteilung werden häufiger adhäsive Frakturmuster als kohäsive beobachtet [21, 117, 118]. Ein weiterer Vorteil ist, dass eine gesonderte Beurteilung der Verbundfestigkeit von z. B. Schmelz und Dentin möglich ist [112, 117]. Ein großer Nachteil ist der hohe technische Anspruch bei der Herstellung der Prüfkörper [112]. Hinzu kommt die Entstehung von Mikrorissen an den Prüfkörpern, welche auf die hohe Vorbelastung während des Schneideprozesses (z. B. auftretende Vibrationen) zurückgeführt werden können. Häufig kommt es außerdem zu einem vorzeitigen Ausfall der Prüfkörper während ihrer Herstellung, der die Prüfkörper unbrauchbar macht [117]. *Bouillaguet et al.* [121] gehen davon aus, dass der vorzeitige Ausfall der Prüfkörper anhand der geringen Verbundfestigkeiten, der kleinen Verbundfläche sowie der Zerbrechlichkeit der Prüfkörper erklärt werden kann. Auch besteht die Gefahr einer sehr schnellen Austrocknung der Prüfkörper aufgrund ihrer kleinen Größe [117].

3 ZIEL UND NULLHYPOTHESE

Ziel dieser Dissertation ist es, die Verbundfestigkeit eines CAD/CAM-Komposits mit einem Befestigungskomposit und einem Verblendkomposit zu untersuchen. Auch wird der Einfluss zweier Testmethoden und innerhalb der Testmethoden die unterschiedlichen Vorschubgeschwindigkeiten und zwei verschiedene Polymerisationsgeräte analysiert.

Folgende Nullhypothesen wurden aufgestellt:

- 1) Die Verwendung unterschiedlicher Komposite, ein Befestigungs- und ein Verblendkomposit, hat keinen Einfluss auf die Verbundfestigkeit zu einem CAD/CAM-Komposit.
- 2) Verschiedene Testmethoden beeinflussen nicht das Ergebnis der Verbundfestigkeit zwischen einem CAD/CAM-Komposit und einem Befestigungs- bzw. Verblendkomposit.
- 3) Die unterschiedlichen Vorschubgeschwindigkeiten innerhalb einer Testmethode haben keinen Einfluss auf die Verbundfestigkeit zwischen einem CAD/CAM-Komposit und einem Befestigungs- bzw. Verblendkomposit.
- 4) Die Anwendung verschiedener Polymerisationsgeräte für die Polymerisation des Befestigungs- bzw. Verblendkomposits hat keinen Einfluss auf das Ergebnis der Verbundfestigkeit zu einem CAD/CAM-Komposit.

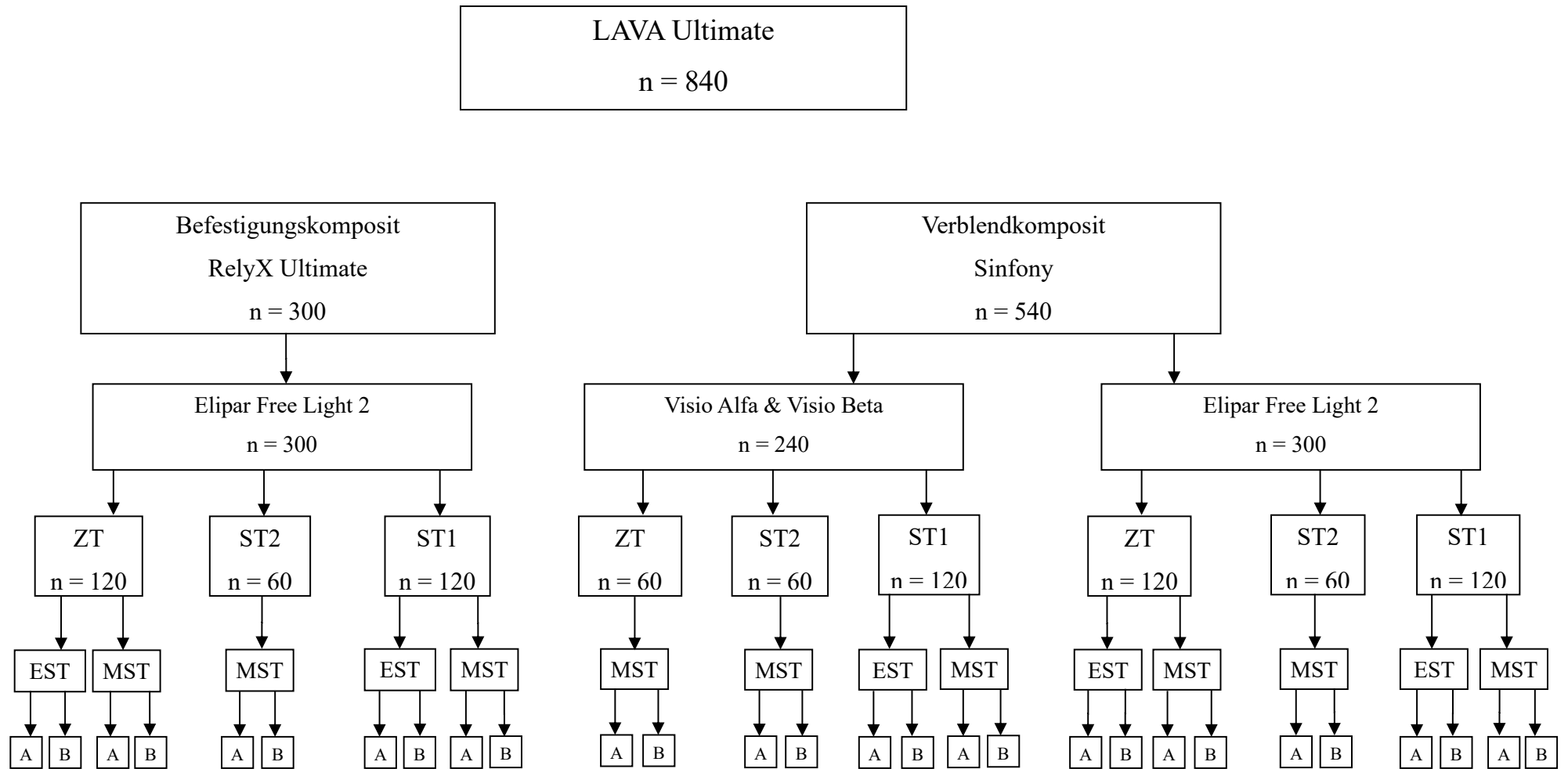
4 MATERIAL UND METHODE

4.1 Studienaufbau

In dieser Dissertation wurde als Substrat ein CAD/CAM-Komposit (Lava Ultimate, 3M, Seefeld, Deutschland) verwendet, an dem ein Verbund aus zwei Materialien hergestellt wurde. Dabei handelt es sich um einen dualhärtenden Befestigungskomposit (RelyX Ultimate, 3M) und einen lichthärtenden Verblendkomposit (Sinfony 3M).

840 Prüfkörper wurden aus dem Substrat Lava Ultimate hergestellt. Von diesen insgesamt 840 Prüfkörpern wurden jeweils 300 Stück mit RelyX Ultimate und 300 Stück mit Sinfony gefertigt, welche mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Free Light 2 (3M ESPE) gehärtet wurden. Die restlichen 240 Prüfkörper wurden mit Sinfony hergestellt, wobei hier zur Aushärtung Polymerisationsöfen (Visio Alfa und Visio Beta, 3M ESPE) verwendet wurden. Für die Überprüfung der Verbundfestigkeit wurden zwei Testmethoden eingesetzt. Dazu gehören der Zugversuch (ZT) und der Scherversuch, wobei innerhalb des Scherversuchs zwei unterschiedliche Arten (ST1 und ST2) angewendet wurden. Bei den Prüfkörpern von ST1 wurden plane Acrylzyylinder auf die Substratoberfläche mit dem entsprechenden Komposit befestigt. Hingegen wurde bei den Prüfkörpern von ST2 ein Kompositzylinder mittels Matrizen-technik geschaffen. Bei den Prüfkörpern von ZT wurde auch ein Acrylzyylinder, jedoch mit anderen Dimensionen, auf die Substratoberfläche mit dem jeweiligen Komposit befestigt. Von den jeweils 300 Prüfkörpern mit RelyX Ultimate und Sinfony wurden 120 Prüfkörper mittels ZT, 60 Stück mittels ST2 und 120 Stück mittels ST1 getestet. Der jeweilige Komposit der Prüfkörper ZT und ST1 wurde je zur Hälfte mit Mehrschicht- sowie Einschichttechnik eingebracht. Bei allen Prüfkörpern von ST2 wurde immer die Mehrschichttechnik unter Verwendung einer Matrize angewendet. Bei der Versuchsdurchführung wurden jeweils 30 Prüfkörper mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min und 30 Stück mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 5 mm/min getestet.

Auch bei den 240 Prüfkörpern, die mit den Polymerisationsöfen gehärtet wurden, fanden beide Testmethoden sowie innerhalb des Scherversuchs beide Arten Anwendung. Die Aufteilung der Prüfkörper auf die Testmethoden, die Schichttechniken und die Vorschubgeschwindigkeiten ist ident mit den Prüfkörpern unter Verwendung der LED-Polymerisationslampe. Der einzige Unterschied in dieser Gruppe ist, dass die Prüfkörper für den Zugversuch nur in Mehrschichttechnik hergestellt wurden und jene mit Einschichttechnik fehlen. In Abbildung 3 ist eine schematische Darstellung der Dissertation abgebildet.



Legende zur Abbildung

n: Anzahl der Prüfkörper

ZT: Zugversuch

ST2: Scherversuch mit Matrizentechnik

ST1: Scherversuch mit Acrylzylinder

EST: Einschichttechnik (n=60)

MST: Mehrschichttechnik (n=60)

A: v = 0,5 mm/min (n=30)

B: v = 5 mm/min (n=30)

Abb. 3: Studienaufbau

4.2 Verwendete Materialien

4.2.1 Substrat

Als Substrat für alle Versuchsreihen wurde der CAD/CAM-Komposit Lava Ultimate in der Farbe A2 (LOT 486370, N392136) verwendet. Es handelt sich dabei um ein CAD/CAM-Restaurationsmaterial, das zu ca. 80 Gewichtsprozent aus Nanokeramikpartikeln besteht, die in einer Kunststoffmatrix eingebettet sind. Laut Herstellerangaben sind die keramischen Partikel aus monodispersen, nicht aggregierten und nicht agglomerierten Nanomeren aus Siliziumoxid (20 nm) und Zirkoniumdioxid (4 bis 11 nm) sowie Nanocluster-Partikel aus Zirkoniumoxid-Siliziumoxid (0,6 bis 10 µm) zusammengesetzt.

4.2.2 Komposite

Tabelle 2 stellt die jeweilige Zusammensetzung der in dieser Untersuchung verwendeten Komposite dar.

Tab. 2: Übersicht über die verwendeten Komposite sowie deren Zusammensetzung

Material	Sinfony	RelyX Ultimate
Typ	Feinhybrid-Verblendkomposit	Befestigungskomposit
LOT	476735, 512190	512092
Farbe	A2	A2
Füllkörper	Pyrogene Kieselsäure Strontium-Aluminium-Borosilikatglas	<u>Basispaste:</u> Röntgenopake, silanisierte Füller <u>Katalysatorpaste:</u> Röntgenopake, alkalische Füller
Füllstoffgehalt (Gewicht-%)	49–50 Gew-%	43 Gew-%
Matrix	Aliphatische und cycloaliphatische Monomere Hydroxyethylmethacrylat, Octahydro-4, 7-methano-1H-indenediyl-bis(methylene-diacrylate)	<u>Basispaste:</u> Mono-,Di-und Tri-Glycerin-dimethacrylat-Estern der Phosphorsäure; 2,2'-Ethylendioxydiethyl-dimethacrylat <u>Katalysatorpaste:</u> 1,12-Dodecandioldimethacrylat
Polymerisation	lichthärtend	dualhärtend

4.2.3 Polymerisationsgeräte

Für die Polymerisation der Komposite wurden zwei verschiedene Polymerisationsgeräte (3M, Seefeld, Deutschland) verwendet. Tabelle 3 listet die wichtigsten Daten zu den Geräten auf. Die Polymerisationsöfen Visio Alfa und Visio Beta werden von Zahntechnikerlaboren verwendet und beinhalten eine Vor- und Endpolymerisation.

Tab. 3: Übersicht der verwendeten Polymerisationsgeräte und deren Anwendung

Polymerisationsgerät	Polymerisationszeit	Abstand zur Klebefläche
Elipar Free Light 2, LED-Polymerisationslampe, Wellenlängenbereich: 430 nm – 480 nm Irradianz: 1200 mW/cm ²	ST1: EST: 5 x 20 s MST: 5 x 20 s ST2: 2 x 20 s ZT: EST: 5 x 20 s MST: 5 x 20 s	16,1 mm
Visio Alfa, Halogenlampe: Wellenlängenbereich: 400 nm – 500 nm, Leistung: 100 W	Vorpolymerisation jede Schicht für 15 s	10 mm
Visio Beta, Fluoreszenz Rohr: Wellenlängenbereich: 400 nm – 500 nm, Leistung: 250 W (mit Vakuumpumpe), Umgebungstemperatur: 18°C – 40°C	Endpolymerisation 15 min	40 mm

ST1 = Scherversuch mit Acrylzylinder, ST2 = Scherversuch mit Matrizentechnik,
ZT = Zugversuch, EST = Einschichttechnik, MST = Mehrschichttechnik

4.3 Prüfkörperherstellung

4.3.1 Zuschneiden der CAD/CAM-Blöcke

Zur Prüfkörperherstellung wurden aus den serienmäßig und unter industriellen Bedingungen polymerisierten CAD/CAM-Kompositen 840 Plättchen mit Hilfe einer Präzisionstrennmaschine (Secotom-50, Struers, Ballerup, Dänemark) geschnitten. Um aus den Rohlingen Plättchen zu bekommen, mussten zunächst die Rohlinge in der Einspannvorrichtung der Präzisionstrennmaschine fixiert werden. Da die Rohlinge jedoch ohne zusätzliche Halterung nicht fixiert werden konnten, mussten diese auf einen zuvor

hergestellten Acrylatträger (Scandiquick Pulver & Flüssigkeit, SCAN-DIA, Hagen, Deutschland) mit Sekundenkleber geklebt werden. Nach Einspannung eines Rohlings konnten die Plättchen mit einer Rotationsgeschwindigkeit von 2200 U/min unter ständiger Wasserkühlung und bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,1 mm/s zugeschnitten werden. Die Dicke der einzelnen Scheiben betrug ca. 3 mm. Etwaige scharfe Kanten wurden anschließend mit einer Kunststofffräse entgratet.

4.3.2 Einbetten und Polieren der Prüfkörper

Um die Prüfkörper später in die Universalprüfmaschine (MCE 2000 ST, Quicktest, Langenfeld, Deutschland) einspannen zu können, mussten die Plättchen zuvor in Kunststoff eingebettet werden. Dafür wurden zwei unterschiedliche Einbettmaterialien verwendet. Die Prüfkörper für den Scherversuch mit Matrizentechnik (ST2) wurden mit Hilfe von Stahlzylindern aus weißlich opaken, kaltpolymerisierendem Kunststoff auf Acrylatbasis (Technovit 4004®, LOT Pulver 013270 und LOT Flüssigkeit 013150, HereausKulzer, Wehrheim, Deutschland) hergestellt. Für die Herstellung der Prüfkörper des Zugversuchs (ZT) und Scherversuchs mit Acrylzylinder (ST1) wurden die Plättchen in eine Silikon-Einbettform gelegt (Abb. 4a) und anschließend mit einem Einbettkunststoff (Scandiquick, LOT Pulver 542125, 542125, 212125 und LOT Flüssigkeit 142125, 512125, SCAN-DIA, Hagen, Deutschland) ausgegossen (Abb. 4b). Bei der Einbettmasse Scandiquick handelt es sich um ein kaltpolymerisierendes Schnelleinbettmittel in helloranger, schwach transparenter Farbe. Nach Aushärtung des Einbettmaterials wurden die Prüfkörper aus der Silikonform genommen (Abb. 4c).

Anschließend wurden die hergestellten Kunststoffkörper nach folgendem Protokoll mit Schleifpapier (SiC-Folie, Struers) unter laufendem Wasser beschliffen und poliert (Tegramin-20, #60110030 Struers).

Substratoberfläche:	SiC 500 für 10 s bei einem Anpressdruck von 40 N
	SiC 1200 für 20 s bei einem Anpressdruck von 40 N
	SiC 2400 für 30 s bei einem Anpressdruck von 40 N
Prüfkörperunterseite:	SiC 500 für 20 s bei einem Anpressdruck von 40 N

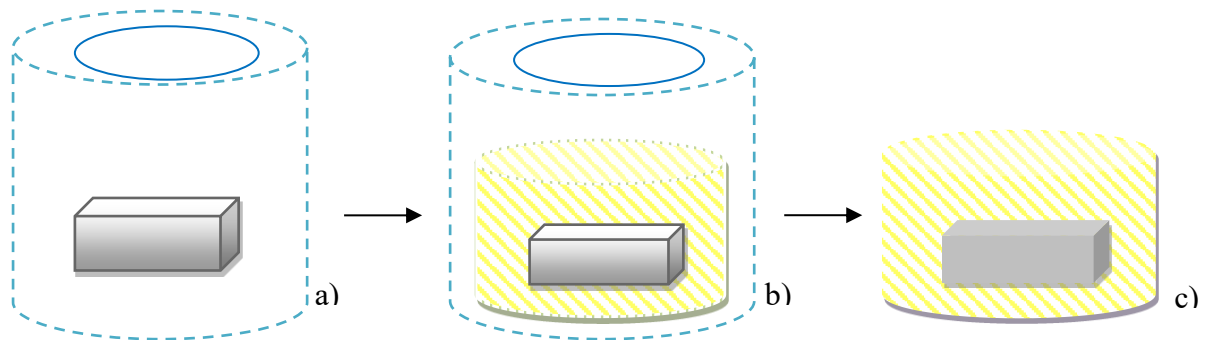


Abb. 4: Schematische Darstellung der Prüfkörperherstellung

4.3.3 Oberflächenvorbehandlung und Reinigung

Alle Prüfkörper wurden anschließend mit 50 μm Aluminiumoxid (LOT 20122617, Orbis dental Handels-GmbH, Münster, Deutschland) für 10 s mit 1 bar senkrecht zur Substratoberfläche aus einer Distanz von 10 mm korundgestrahlt (Renfertbasicquattro, #D01018, Hilzingen, Deutschland) und anschließend in einem Ultraschallbad (Transistor/Ultrasonic T-14, L&R Manufacturing Company, Kearny, New Jersey, USA) mit destilliertem Wasser für 5 min gereinigt.

4.3.4 Verbundherstellung

Anfangs werden nur die einzelnen Schichttechniken zur Verbundherstellung erläutert. Danach wird im Detail auf die Verbundherstellung eingegangen. Insgesamt wurde für zwei Testmethoden ein Verbund auf fünf verschiedene Arten hergestellt. Grafisch wird dies in Abb. 5 dargestellt.

Für alle Prüfkörper von ST1 wurde der gleiche Acrylzylinder aus PMMA (DS Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) mit einem Innendurchmesser von 4 mm und einer Höhe von 9 mm zur Verbundherstellung verwendet. In diesen Acrylzylinder wurde das jeweilige Komposit auf zwei Arten mit einem Füllungsinstrument aus Edelstahl eingebracht. Bei der Einschichttechnik (EST) wurde das Komposit auf einmal appliziert und anschließend polymerisiert (wie in Kapitel 4.3.4.1 beschrieben). Die Höhe des Inkrements betrug 4 mm. Hingegen bei der Mehrschichttechnik (MST) wurde der Acrylzylinder mit zwei Schichten in einer Höhe von jeweils 2 mm befüllt. Jedes Kompositinkrement wurde in Abhängigkeit des verwendeten Polymerisationsgerätes gehärtet (wie in Kapitel 4.3.4.1 beschrieben).

Der Verbund der Prüfkörper von ST2 wurde mittels Matrizentechnik hergestellt. Dabei wurde immer die MST verwendet. Bei diesen Prüfkörpern wurde der Verbund durch Einbringen von

zwei einzelnen Schichten in einer Höhe von 2 mm hergestellt. Jede Schicht wurde für 20 s mit der LED-Polymerisationslampe gehärtet (wie in Kapitel 4.3.4.2 beschrieben).

Bei den Prüfkörpern des ZT wurde der Verbund auch mit Hilfe eines Acrylzyinders aus PMMA (DS Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland), jedoch mit anderen Dimensionen, geschaffen. Diese Acrylzyinder haben einen Innendurchmesser von 2,9 mm und eine Höhe von 4,5 mm. Der jeweilige Komposit wurde, ident wie bei den Prüfkörpern von ST1, auf zwei Arten mit einem Füllungsinstrument eingebracht. Bei der EST wurde das Komposit auf einmal mit einer Höhe von 6 mm appliziert und abschließend polymerisiert (wie in Kapitel 4.3.4.3 beschrieben). Bei der MST wurden drei Schichten mit einer Höhe von jeweils 2 mm in die Hülse gefüllt und je nach verwendetem Polymerisationsgerät gehärtet (wie in Kapitel 4.3.4.3 beschrieben).

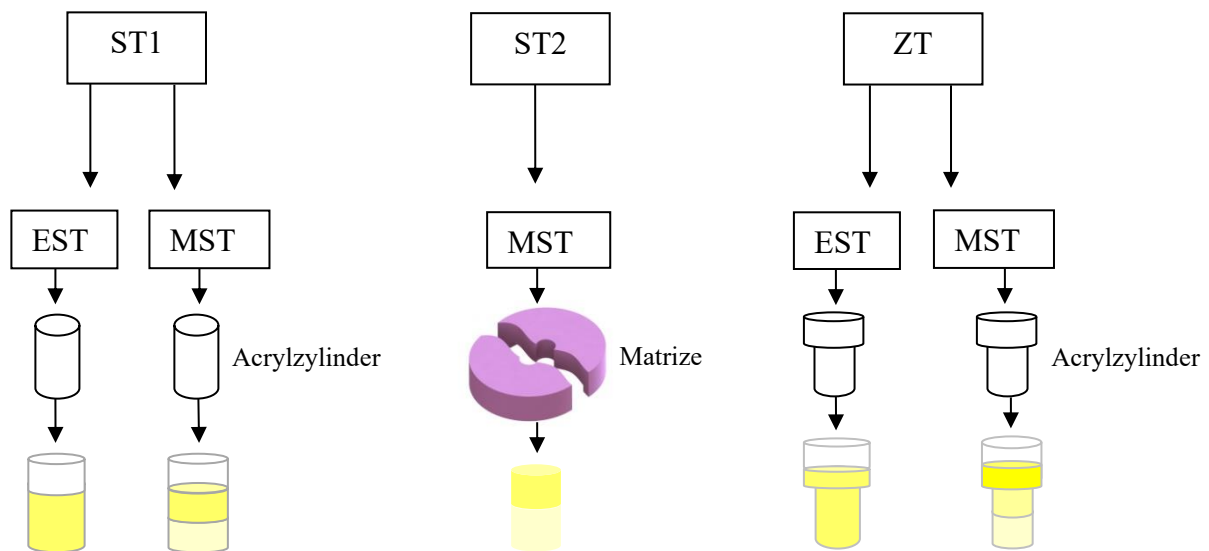


Abb. 5: Übersicht über die einzelnen Schichttechniken zur Verbundherstellung

4.3.4.1 Scherversuch mit Acrylzylinder (ST1)

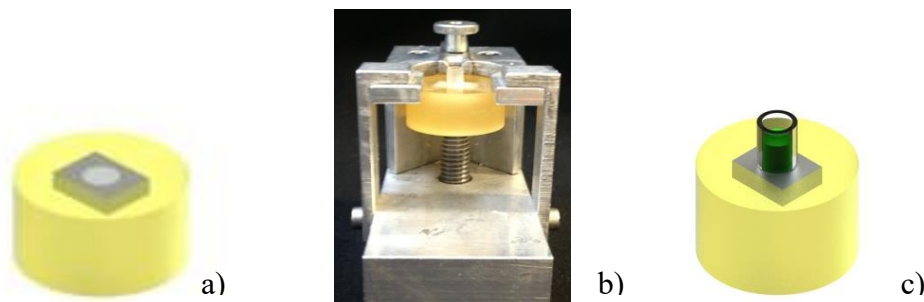


Abb. 6: Schematische Darstellung der Verbundherstellung – Prüfkörper ST1

Die mittels Stahlkorund oberflächenvorbehandelten Prüfkörper dieser Testmethode (Abb. 6a) wurden zunächst in einer Haltevorrichtung in Position gebracht und der Acrylzylinder wurde auf der vorbehandelten Oberfläche des CAD/CAM-Komposits befestigt (Abb. 6b). Entsprechend der Prüfkörperverteilung wurden die Acrylzylinder mit dem jeweiligen Komposit und der jeweiligen Schichttechnik befüllt.

Die Polymerisation erfolgte in Abhängigkeit des verwendeten Kompositmaterials durch den Einsatz zweier unterschiedlicher Polymerisationsgeräte. Unter Verwendung der LED-Polymerisationslampe wurde wie folgt polymerisiert:

Bei den Prüfkörpern der MST wurde jede Schicht von oben für 20 s lichtpolymerisiert. Nach der Polymerisation des zweiten Inkrements wurden drei zusätzliche Polymerisationen aus drei verschiedenen Richtungen für je 20 s durchgeführt. Für die Polymerisation der ersten beiden Schichten wurde ein Abstandshalter gefertigt. Dieser garantierte den immer gleichen Abstand der Polymerisationslampe zur Klebefläche von 16,1 mm sowie die exakt mittige Positionierung der Lampe. Die Distanz des Abstandhalters wurde von der Haltevorrichtung, welche zur Verbundherstellung der Prüfkörper für ZT nötig war, determiniert (Abb. 8b). Die Distanz von 16,1 mm ergibt sich aus dem Austrittsfenster der Polymerisationslampe bis zur Verbundfläche. Dieser Abstandshalter wurde aus lichthärtenden, rosa-transparenten Platten gemacht. Für die abschließende Polymerisation aus den drei unterschiedlichen Richtungen erfolgte die Ausrichtung der Lichtquelle ohne Abstand direkt auf die Hülse.

Um bei den Prüfkörpern der EST eine homogene Adhäsivschicht sowie eine standardisierte Belastung von 100 g zu erzielen, wurde vor der abschließenden Polymerisation eine hexagonale Stahlschraube mit einem Durchmesser von 2,8 mm entlang der Längsachse des Acrylzylinders eingebracht. Danach erfolgte die Polymerisation zwei Mal von oben auf den

Acrylzyylinder (2 x 20 s), dann aus drei unterschiedlichen Richtungen für jeweils 20 s. Die Ausrichtung der Lichtquelle erfolgte auch hier ohne einen Abstand direkt auf die Hülse. Nach jedem Polymerisationsvorgang erfolgte eine visuelle Kontrolle der Lampe auf mögliche Verunreinigungen.

Neben der LED-Polymerisationslampe kamen noch Polymerisationsöfen zum Einsatz. Diese Polymerisationsöfen werden von Zahntechnikerlaboren verwendet und beinhalten eine Vor- und Endpolymerisation. Für die Prüfkörper der MST wurde die erste Schicht mit der Lampe Visio Alfa für 15 s vorpolymerisiert. Die zweite Schicht wurde nochmals für 15 s mit der gleichen Lampe polymerisiert. Alle Prüfkörper wurden anschließend einer Endpolymerisation unterzogen. Diese Endpolymerisation unter Vakuum erfolgte mit Visio Beta für insgesamt 15 min. Die gleichen Schritte wie bei den Prüfkörpern mit MST erfolgten auch bei den Prüfkörpern mit EST. Die einzige Schicht bei den Prüfkörpern mit EST wurde somit für insgesamt 30 s polymerisiert und einer Endpolymerisation für 15 min unterzogen. Abbildung 6c zeigt den fertigen Prüfkörper nach Ausgliederung aus der Haltevorrichtung.

Adhäsivüberschüsse wurden bei beiden Schichttechniken noch vor der Polymerisation mit einem Microbrush unter größter Sorgfalt entfernt.

4.3.4.2 Scherversuch mit Matrizentechnik (ST2)

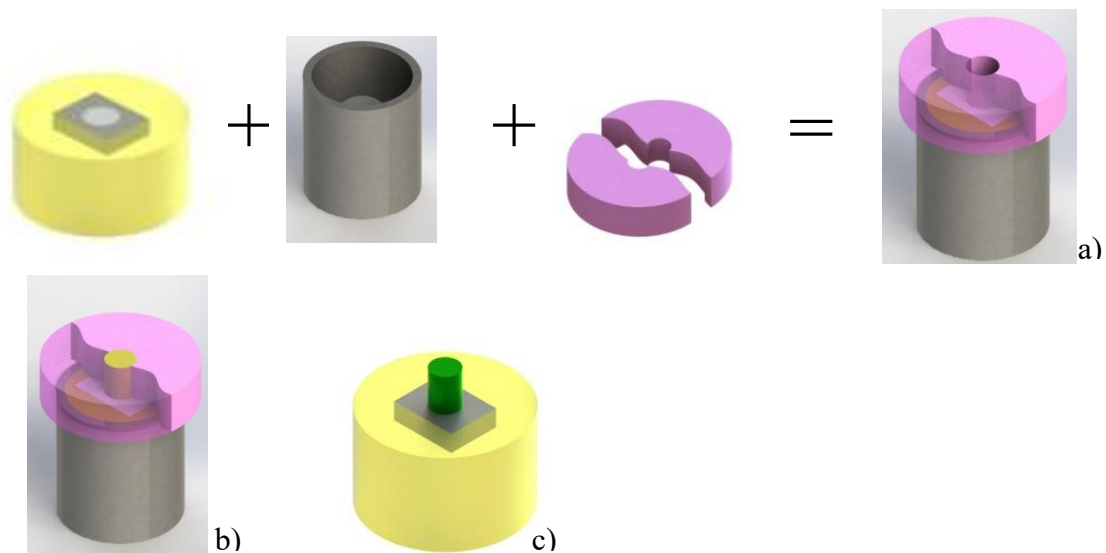


Abb. 7: Schematische Darstellung der Verbundherstellung – Prüfkörper ST2

Für die Verbundherstellung der Prüfkörper des ST2 wurde die Matrizentechnik verwendet. Dafür musste zuerst die dafür benötigte Matrize angefertigt werden. Dazu wurde ein

Abformmaterial aus Vinylpolysiloxan (Regisil® PB™, LOT 121008, Dentsply International, York, PA, USA) verwendet. Die Matrize besitzt im fertig hergestellten Zustand einen mittigen Platzhalter mit einem Durchmesser von 3 mm, weist eine Dicke von 4 mm auf und ist in zwei Teile getrennt. Um keine Überschüsse auf der Klebefläche und somit eine Vergrößerung der Verbundfläche zu bekommen, wurde vor dem Einbringen der einzelnen Schichten eine dünne Klebefolie mit einem Durchmesser von 3 mm zwischen Substrat und Matrize positioniert. Wie bereits erwähnt, wurde hier nur die MST angewendet. Um mit der Verbundherstellung beginnen zu können, muss zuvor der oberflächenvorbehandelte Prüfkörper in den Stahlzylinder eingegliedert und anschließend die Matrize positioniert werden (Abb. 7a).

Die Polymerisation der einzelnen Inkremente erfolgte mit der LED-Polymerisationslampe für jeweils 20 s. Um denselben Abstand der Polymerisationslampe zur Klebefläche von 16,1 mm zu gewährleisten, musste auch hier ein Platzhalter angefertigt werden. Dafür wurde, wie für die Matrize, das Material Vinylpolysiloxan verwendet. Der Platzhalter wurde auf eine Höhe von 12,1 mm getrimmt und hatte eine mittige Aussparung, die dem Platzbedarf der LED-Polymerisationslampe gerecht wurde. Durch die Polymerisation der einzelnen Inkremente konnte unter Zuhilfenahme der Matrizentechnik ein Kompositzylinder geschaffen werden (Abb. 7b). Die geteilte Matrize konnte drucklos entfernt und der fertige Prüfkörper aus dem Stahlzylinder entnommen werden (Abb. 7c).

4.3.4.3 Zugversuch (ZT)

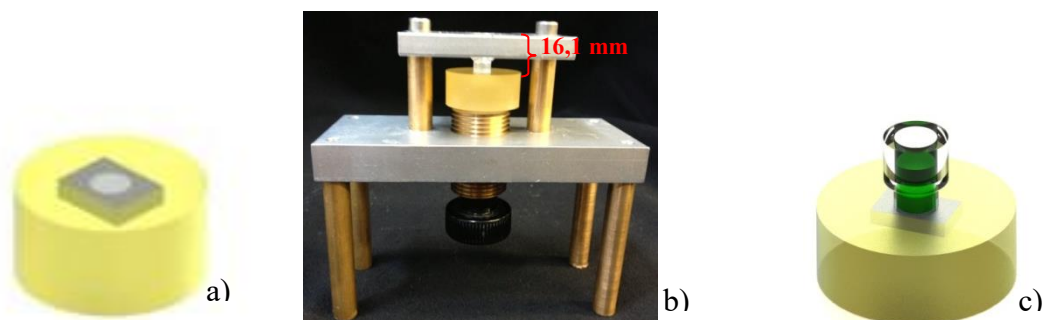


Abb. 8: Schematische Darstellung der Verbundherstellung – Prüfkörper ZT

Die mittels Stahlkorund oberflächenvorbehandelten Prüfkörper des ZT (Abb. 8a) mussten zunächst in einer Haltevorrichtung eingespannt werden. Die Acrylzylinder wurden auf der zuvor vorbehandelten Oberfläche des CAD/CAM-Komposits positioniert (Abb. 8b) und mit dem jeweiligen Komposit in der jeweiligen Schichttechnik befüllt.

Auch bei den Prüfkörpern des ZT wurden zwei verschiedene Polymerisationsgeräte verwendet. Unter Verwendung der LED-Polymerisationslampe wurde jedes einzelne Inkrement der Prüfkörper mit MST für 20 s polymerisiert. Die Ausrichtung der Lichtquelle erfolgte ohne Abstand direkt auf die Hülse. Nach dem letzten Inkrement erfolgten noch zwei weitere Polymerisationen aus zwei verschiedenen Richtungen, auch für je 20 s. Die Prüfkörper mit EST wurden nach dem Einbringen des jeweiligen Komposits axial mit 100 g belastet. Anschließend erfolgte die Polymerisation. Zuerst von oben auf die Hülse für 40 s (2 x 20 s), danach aus drei unterschiedlichen Richtungen für jeweils 20 s. Abbildung 8c zeigt den fertigen Prüfkörper nach Ausgliederung aus der Haltevorrichtung.

Unter Verwendung der Polymerisationsöfen wurden die einzelnen Schichten der Prüfkörper mit MST zuvor mit Visio Alfa für 15 s vorpolymerisiert und abschließend für 15 min mit Visio Beta polymerisiert. Es konnten keine Prüfkörper mit EST mit den Polymerisationsöfen hergestellt werden. Aufgrund der standardisierten Zeit der Vorpolymerisation konnte kein ausreichender Verbund zwischen dem vorbehandelten Substrat und dem Komposit geschaffen werden, in Folge dessen kam es noch vor der Endpolymerisation zum Bruch. Für die Prüfkörperherstellung des ZT war die Fertigung eines Abstandshalters nicht nötig, da durch die Konstruktion der Apparatur der Abstand zur Verbundfläche vorgegeben war und somit der Abstand von 16,1 mm determiniert wurde (Abb. 8b).

4.4 Künstliche Alterung

Nach Herstellung des Verbundes wurden alle Prüfkörper zur Nachpolymerisation in schwarzen lichtundurchlässigen Boxen für 24 h bei 37°C in destilliertem Wasser in einem Wärmeschrank (Hera cell150, Hereaus Kulzer, Wehrheim, Deutschland) gelagert und dann einem künstlichen Alterungsprozess mittels thermischer Ermüdung (SDMechatronicThermocycler, SD Mechatronic GmbH) für insgesamt 5000 Zyklen unterzogen. Dabei wurden die Prüfkörper abwechselnd in Becken mit Warmwasser (55°C) und Kaltwasser (5°C) eingetaucht. Die beiden Wasserbecken waren mit destilliertem Wasser gefüllt. Je Zyklus betrug die Eintauchzeit in jedem Becken 20 s und die Abtropfzeit 5 s. Vor Durchführung der Testmethoden wurden die Prüfkörper für eine Stunde in destilliertem Wasser gelagert und auf Raumtemperatur gebracht.

4.5 Testmethoden

Zur Durchführung der Testmethoden wurde für alle Prüfkörper, unabhängig von dem angewendeten Testverfahren, die gleiche Universalprüfmaschine (MCE 2000ST, Quicktest Prüfpartner GmbH, Langenfeld, Deutschland) verwendet und bei allen Versuchsdurchführungen dieselben folgenden Parameter eingestellt:

Vorlast: 1 N
Vorschubgeschwindigkeit: 0,5 mm/min oder
5 mm/min

4.5.1 Scherversuch

Alle Prüfkörper von ST1 wurden in die Universalprüfmaschine eingespannt und anschließend bis zum Bruch belastet. Um eine weitgehend reproduzierbare und gleichmäßige Kraftentwicklung des Abscherstempels auf das Zentrum des Acrylzyinders gewährleisten zu können, wurde mit einer Einspannvorrichtung gearbeitet. Mit Hilfe einer Feststellschraube konnten die Prüfkörper in exakt gleicher Lage zum Abscherstempel fixiert werden. Von großer Bedeutung war, dass der Abscherstempel flächig auf dem Acrylzyinder auflag, damit eine gleichmäßige Belastung garantiert werden konnte. Dazu wurde der Abscherstempel an die Verbundfläche langsam und unter Beachtung keinerlei Belastung des Acrylzyinders herangefahren. Bei dieser Art der Prüfmethode setzt die Kraft vertikal an den Aufbau an. Anschließend wurde der Acrylzyinder mit Vorschubgeschwindigkeiten von 0,5 mm/min oder 5 mm/min bis zum Abscheren belastet. Der gleiche Ablauf wurde auch bei den Prüfkörpern von ST2 durchgeführt, mit dem Unterschied, dass die Prüfkörper aufgrund unterschiedlicher Dimensionen zuvor in einen Stahlzyinder eingegliedert werden mussten, um in die Prüfmaschine eingespannt werden zu können. Die Kräfte, die zum Bruch des Verbunds führten, wurden in Newton (N) gemessen und gleichzeitig im Messprotokoll festgehalten.

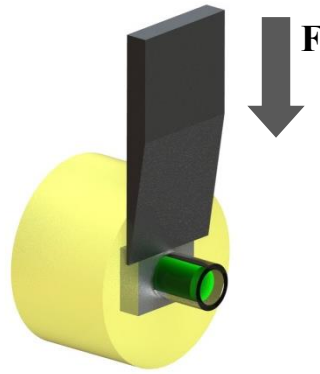


Abb. 9: Messung der Verbundfestigkeit mittels Scherversuch an Prüfkörper ST1

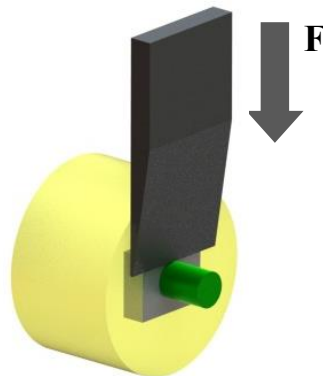


Abb. 10: Messung der Verbundfestigkeit mittels Scherversuch an Prüfkörper ST2

4.5.2 Zugversuch

Für den Zugversuch musste zuerst eine spezielle Halterung an die Prüfmaschine angebracht werden. In diese Halterung konnte der standardisierte Prüfkörper mit definierter Querschnittsfläche eingesetzt werden. Hierbei musste darauf geachtet werden, dass der Acrylzylinder meist gerade und ohne Kraftaufwendung eingehängt wurde, da es dadurch zu einer veränderten Belastung der Verbundfläche und somit zu falschen Messwerten kommen kann. Nach Einsetzen des Prüfkörpers wurde die Klebefläche mit einer Kraft in horizontaler Richtung (Zugkraft) belastet. Auch dieser Versuch wurde mit Vorschubgeschwindigkeiten von 0,5 mm/min oder 5 mm/min durchgeführt.

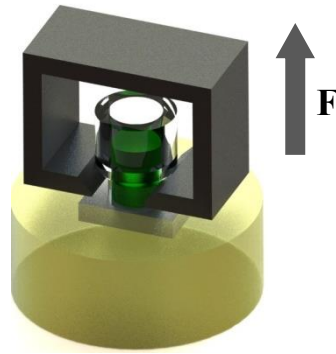


Abb. 11: Messung der Verbundfestigkeit mittels Zugversuch

4.6 Bruchbildanalyse

Abschließend erfolgte eine genaue Analyse der Art des jeweiligen Bruches.

Bei Betrachtung der Bruchflächen erfolgte eine Differenzierung in drei Bruchtypen:

- Adhäsive Fraktur: Bruch in Adhäsivschicht
- Kohäsive Fraktur: Bruch im Substrat oder Aufbau
- Gemischte Fraktur: adhäsiver und kohäsiver Bruch bzw. kohäsiver Bruch im Aufbau und im Substrat

Abbildung 12 (a–e) auf der Folgeseite zeigt die Einteilung der Brüche, wie sie in der vorliegenden Studie vorgenommen wurde.

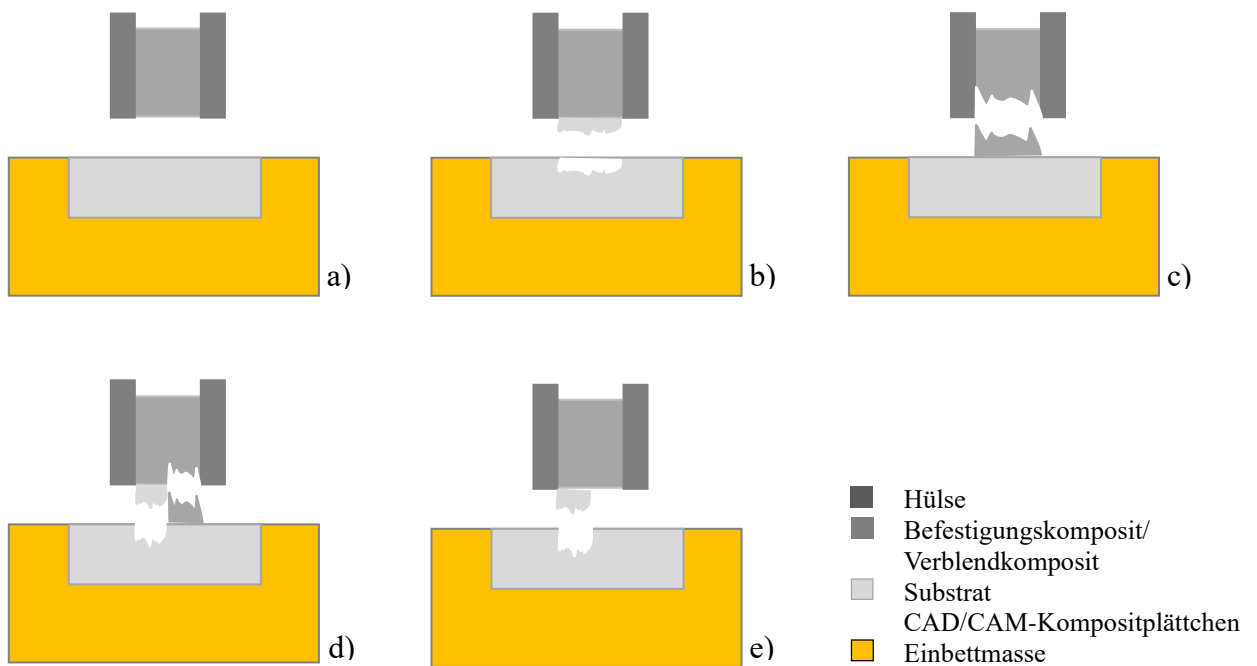


Abb. 12: Übersicht über die Bruchbilder

- a) adhäsiver Bruch
- b) kohäsiver Bruch im Substrat
- c) kohäsiver Bruch im Aufbau
- d) Mischform: kohäsiver Bruch im Aufbau und im Substrat
- e) Mischform: adhäsiver Bruch und kohäsiver Bruch

4.7 Analyse der Oberflächenfraktographie

Die Oberflächenfraktographie wurde von unterschiedlichen Prüfkörpern bei unterschiedlichen Vergrößerungen in einem Rasterelektronenmikroskop (Supra 55 VP, Zeiss, Oberkochen, Deutschland) aufgenommen. Zur Vorbereitung für die mikroskopische Untersuchung wurden die Prüfkörper 2 bis 3 min in einem Ultraschallbad gereinigt und dann für 24 h getrocknet. Die Lagerung der Prüfkörper erfolgte trocken und staubfrei in einem Behälter. Für die Erstellung der Bilder wurden die Prüfkörper mit 25 nm Gold-Palladium beschichtet (SC7640 Sputter Coater, Quorum Technologies, East Sussex, United Kingdom), auch sputtern genannt. Dieser Schritt diente dazu, die Prüfkörper leitfähig zu machen. Wurde das Arbeitsvakuum erreicht, konnten die Prüfkörper im Hochvakuum angeschaut werden.

4.8 Statistische Auswertung

Die erzielten Ergebnisse wurden mittels eines Statistik-Programms (Statistical Package for the Social Science Version 20, SPSS Inc. Chicago, US) ausgewertet. P-Werte kleiner als 0,05 wurden immer als statistisch signifikant betrachtet. Die Mittelwerte und Standardabweichungen wurden in der deskriptiven Statistik berechnet. Zur Erfassung der Normalverteilung wurden der Kolmogorov-Smirnov-Test und der Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Eine dreifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit anschließendem Post-hoc-Test nach Scheffe wurden verwendet, um Unterschiede zwischen den Testmethoden, Kompositmaterialien, Polymerisationsgeräten und Vorschubgeschwindigkeiten zu eruieren.

Ciba Geigy Tabellen wurden verwendet, um die relative Häufigkeit der Bruchbilder sowie das Konfidenzintervall von 95% CI zu liefern. Unterschiede zwischen den Gruppen in Bezug auf die Häufigkeiten der Bruchbilder wurden im χ^2 -Test ausgewertet. Die Effektstärke wird durch das partielle Eta-Quadrat η^2 angegeben.

Die Verbundfestigkeit wurde außerdem mit Hilfe der Weibull-Analyse untersucht. Anhand des parametrischen Schätzverfahrens der Maximum-Likelihood-Methode wurden die Weibull-Parameter geschätzt und das Konfidenzintervall von 95% CI bestimmt. Die Durchführung der Weibull-Analyse erfolgte in Minitab (Version 14, MINITAB, State College, PA, US).

5 ERGEBNISSE

Die Ergebnisse der deskriptiven Statistik, wie die Verbundfestigkeitsmittelwerte in Megapascal (MPa) und die Standardabweichungen (in Klammern), bezogen auf die verwendeten Komposite und Polymerisationsgeräte (in Spalten) sowie auf die verwendeten Testmethoden, Vorschubgeschwindigkeiten und Schichttechniken (in Zeilen) werden in folgender Tabelle dargestellt:

Tab. 4: Verbundfestigkeitsmittelwerte und Standardabweichungen in MPa

				EFL 2	VA & VB
Sinfony	ST1	MST	5 mm/min	6,9 (2,1)	9,7 (4,1)
		EST		6,0 (2,8)	12,0 (5,6)
	ST1	MST	0,5 mm/min	8,2 (2,5)	7,0 (4,9)*
		EST		6,3 (2,3)	11,5 (5,4)
	ST2	MST	5 mm/min	3,1 (2,5)	13,5 (5,9)
		MST	0,5 mm/min	3,3 (1,9)	13,8 (7,5)
	ZT	MST	5 mm/min	11,6 (7,8)*	3,6 (4,0)*
		EST		12,8 (10,0)*	
	ZT	MST	0,5 mm/min	12,2 (7,3)*	5,0 (4,2)
		EST		11,8 (9,1)	
RelyX Ultimate	ST1	MST	5 mm/min	12,3 (4,7)	
		EST		13,1 (5,5)	
	ST1	MST	0,5 mm/min	11,6 (4,5)	
		EST		11,2 (5,0)	
	ST2	MST	5 mm/min	11,0 (9,3)*	
		MST	0,5 mm/min	10,4 (8,0)	
	ZT	MST	5 mm/min	18,3 (10,5)	
		EST		14,2 (7,9)	
	ZT	MST	0,5 mm/min	13,6 (8,6)	
		EST		19,1 (9,1)	

EFL 2 = Elipar Free Light 2, VA & VB = Visio Alfa & Visio Beta, Sinfony = Verwendung von Sinfony als Verblendkomposit, ST1 = Scherversuch mit Acrylzylinder, MST = Mehrschichttechnik, EST = Einschichttechnik, ST2 = Scherversuch mittels Matrizentechnik, ZT = Zugversuch, RelyX Ultimate = Verwendung von RelyX Ultimate als Befestigungskomposit

* keine Normalverteilung (nach Kolmogorov-Smirnov-Test, Shapiro-Wilk-Test)

In folgender Tabelle sind die unterschiedlichen Einflussfaktoren und ihre Signifikanz angegeben. Je größer der partielle Eta-Quadrat-Wert, desto größer ist der Einfluss des getesteten Parameters auf die Verbundfestigkeit.

Tab. 5: Übersicht der Einflussfaktoren auf die Verbundfestigkeit

Quelle	partielles Eta-Quadrat	Signifikanz
Testmethode	0,16	+
Kompositmaterial	0,14	+
Polymerisationsgerät	0,06	+
Vorschubgeschwindigkeit	0,00	n.s

Signifikanzniveau = 0,05, + = signifikant, n.s = nicht signifikant

Es ist ersichtlich, dass die Testmethode, die Wahl des Kompositmaterials sowie des Polymerisationsgeräts einen Einfluss auf die Verbundfestigkeit ausübte, die Vorschubgeschwindigkeit allerdings nicht. Den größten Einfluss auf die Verbundfestigkeit hatte die Wahl der Testmethode ($\eta_p^2 = 0,16$, $p < 0,05$) gefolgt von der Wahl des Kompositmaterials ($\eta_p^2 = 0,14$, $p < 0,001$) und des Polymerisationsgeräts ($\eta_p^2 = 0,06$, $p < 0,05$). Die Vorschubgeschwindigkeit hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Verbundfestigkeit ($p = 0,828$).

5.1 Einfluss des Kompositmaterials auf die Verbundfestigkeit

Um den Einfluss des Kompositmaterials überprüfen und im Anschluss einen direkten Vergleich zu RelyX Ultimate erheben zu können, wurden nur die Daten für das Verblendkomposit Sinfony unter Verwendung der Polymerisationslampe EFL 2 verwendet. Ein Vergleich der gemessenen Werte beider Kompositmaterialien zeigt bei RelyX Ultimate signifikant höhere Verbundfestigkeiten (10,4–19,1 MPa) als bei Sinfony (3,1–12,8 MPa) (Tab. 4, Abb. 13) ($p < 0,001$).

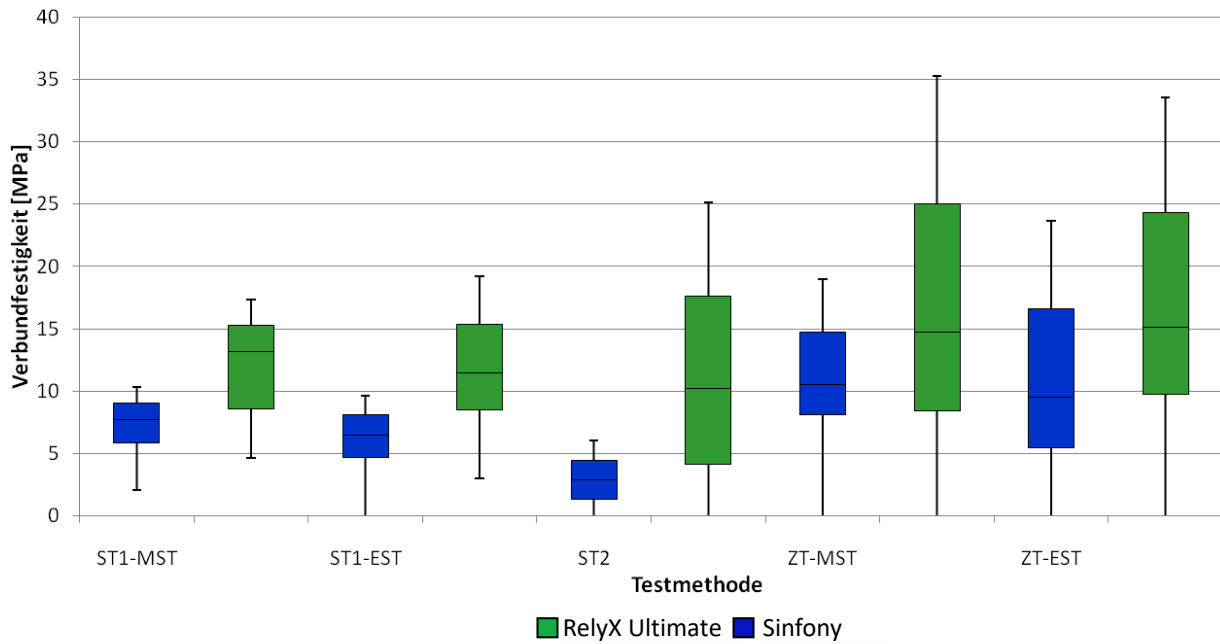


Abb. 13: Verteilung der gemessenen Verbundfestigkeitswerte bei verschiedenen Kompositmaterialien

5.2 Einfluss der verschiedenen Testmethoden auf die Verbundfestigkeit

Um einen direkten Vergleich der Testmethoden durchführen zu können, mussten, wie in Punkt 5.1, nur die Daten von Sinfony unter Verwendung der Polymerisationslampe EFL 2 verwendet werden. Beim Vergleich innerhalb der Testmethoden erreichte ZT signifikant höhere Verbundfestigkeiten (11,6–12,8 MPa) als ST1 (6,0–8,2 MPa) und ST2 (3,1–3,3 MPa) ($p < 0,05$). Die Scherversuche ST1 und ST2 unterscheiden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) (Tab. 4, Abb. 14).

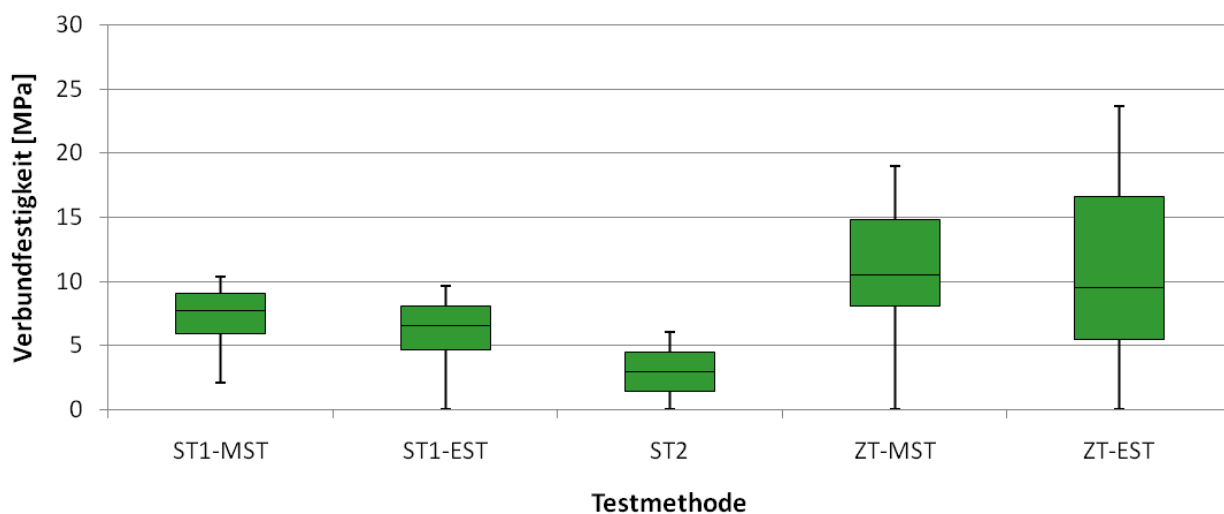


Abb. 14: Verteilung der gemessenen Verbundfestigkeitswerte bei verschiedenen Testmethoden

5.3 Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit auf die Verbundfestigkeit

Ein Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit auf die gemessenen Verbundfestigkeiten konnte nicht beobachtet werden ($p = 0,232$). Alle Gruppen bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 5 mm/min ST1 (6,0–6,9 MPa), ST2 (3,1 MPa) und ZT (11,6–12,8 MPa) lagen im gleichen Wertebereich wie jene mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min ST1 (6,3–8,2 MPa), ST2 (3,3 MPa) und ZT (11,8–12,2 MPa) (Tab.4, Abb. 15).

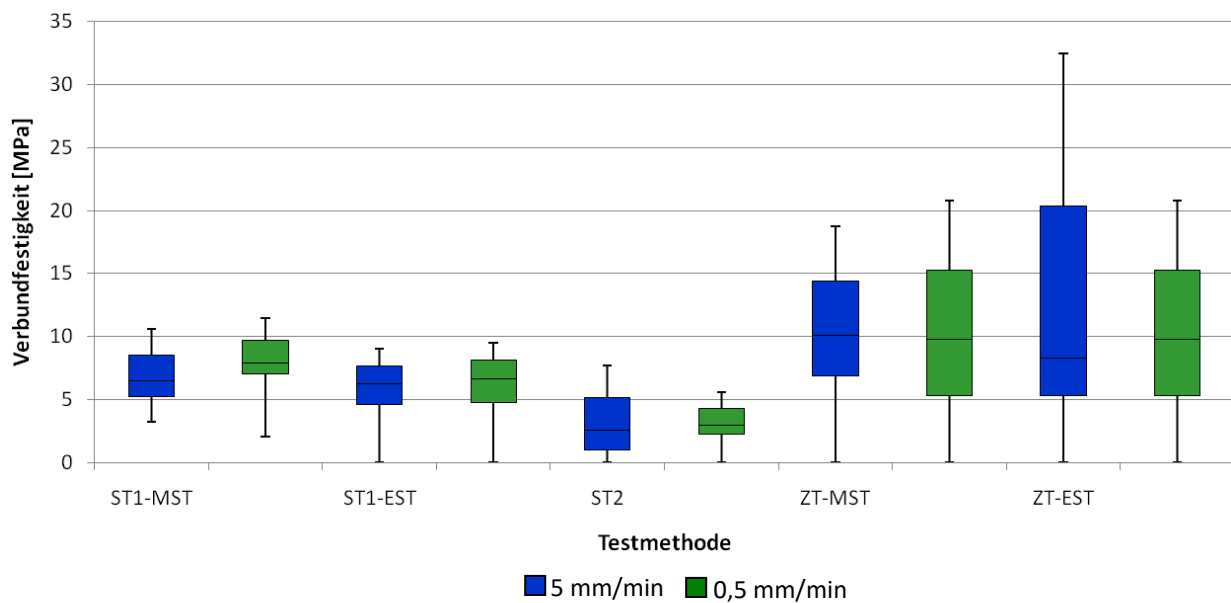


Abb. 15: Verteilung der gemessenen Verbundfestigkeitswerte bei verschiedenen Vorschubgeschwindigkeiten

5.4 Einfluss der Polymerisationsgeräte auf die Verbundfestigkeit

Da für das Befestigungskomposit RelyX Ultimate nur die Polymerisationslampe EFL 2 verwendet wurde, werden zur Untersuchung der Frage nach dem Einfluss des Polymerisationsgeräts nur für das Verblendkomposit Sinfony erhobene Daten verwendet. Im Vergleich erzielten VA & VB (3,6–13,8 MPa) signifikant höhere Verbundfestigkeitswerte als EFL 2 (3,1–12,8 MPa) (Tab. 4, Abb. 16) ($p < 0,05$).

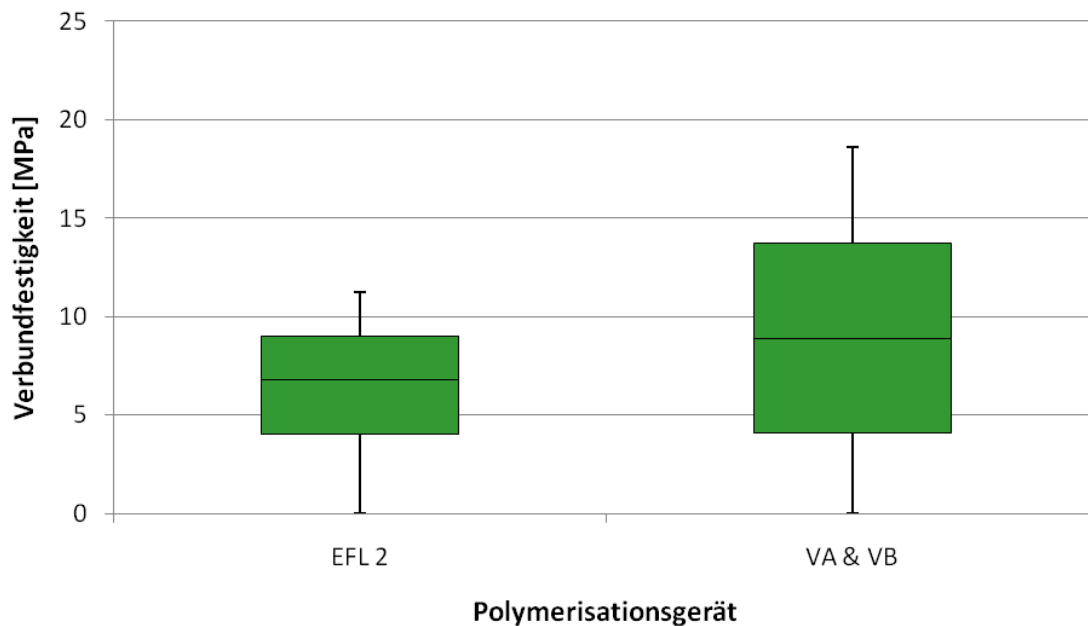


Abb. 16: Verteilung der gemessenen Verbundfestigkeitswerte bei verschiedenen Polymerisationsgeräten

5.5 Interaktion zwischen Polymerisationsgerät und Testmethode sowie zwischen Material, Testmethode und Vorschubgeschwindigkeit

Zusätzlich konnte ein Interaktionseffekt zwischen dem Polymerisationsgerät und der Testmethode sowie zwischen dem Kompositmaterial, der Testmethode und der Vorschubgeschwindigkeit ($p < 0,001$) beobachtet werden.

5.6 Weibull-Analyse

Tabelle 6 zeigt die Zuverlässigkeit der Verbundfestigkeit. Je größer der Weibull-Parameter m , desto zuverlässiger die Kombination aus Kompositmaterial, Testmethode, Vorschubgeschwindigkeit und Polymerisationsgerät. Die zuverlässigsten Verbundfestigkeitswerte konnten mit der Kombination aus ST1-MST als Testmethode, bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 5 mm/min mit dem Verblendkomposit Sinfony, unter Anwendung der Polymerisationslampe EFL 2, erreicht werden. Es folgte dieselbe Kombination aus Testmethode, Kompositmaterial und Polymerisationsgerät, jedoch bei Anwendung einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min. Der niedrigste Weibull-Parameter wurde mit der Kombination aus ZT-MST unter Verwendung des Verblendkomposits Sinfony und der Polymerisationslampe VA & VB bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 5 mm/min erzielt. Das Auftreten von Fehlversuchen wurde mit einer Verbundfestigkeit von 0 bewertet und führte in den betroffenen Gruppen zu einem

reduzierten Weibull Modulus. Die charakteristische Festigkeit σ_0 beschreibt die Verbundfestigkeit, bei der 63,2% der Prüfkörper gebrochen sind.

Tab. 6: Überblick der durch Weibull-Statistik ermittelten m-Werte und σ_0 -Werte

				EFL 2		VA & VB	
				m	σ_0	m	σ_0
Sinfony	ST1	MST	5 mm/min	3,65	7,64	2,63	10,90
		EST		0,84	5,88	1,55	12,67
	ST1	MST	0,5 mm/min	3,59	9,03	1,37	7,59
		EST		1,87	6,66	2,30	12,99
	ST2	MST	5 mm/min	0,58	2,58	2,52	15,25
		MST	0,5 mm/min	1,04	3,28	1,99	15,59
	ZT	MST	5 mm/min	0,96	11,47	0,44	2,40
		EST		1,05	12,94		
	ZT	MST	0,5 mm/min	1,01	12,21	0,59	4,17
		EST		0,57	9,79		
RelyX Ultimate	ST1	MST	5 mm/min	2,94	13,84		
		EST		2,56	14,82		
	ST1	MST	0,5 mm/min	2,89	13,06		
		EST		2,48	12,70		
	ST2	MST	5 mm/min	1,06	11,20		
		MST	0,5 mm/min	0,99	10,37		
	ZT	MST	5 mm/min	0,93	18,06		
		EST		1,00	14,18		
	ZT	MST	0,5 mm/min	0,74	12,74		
		EST		2,31	21,62		

EFL 2 = Elipar Free Light 2, VA & VB = Visio Alfa & Visio Beta, m = Weibull-Parameter, σ_0 = charakteristische Festigkeit (63,2%), Sinfony = Verwendung von Sinfony als Verblendkomposit, ST1 = Scherversuch mit Acrylzylinder, MST = Mehrschichttechnik, EST = Einschichttechnik, ST2 = Scherversuch mittels Matrizentechnik, ZT = Zugversuch, RelyX Ultimate = Verwendung von RelyX Ultimate als Befestigungskomposit

S-ST2-5-VA & VB = Kombination von Sinfony, ST2, 5 mm/min und Visio Alfa & Visio Beta

S-ST1-MST-5-EFL 2 = Kombination aus Sinfony, ST1-MST, 5 mm/min und Elipar Free Light 2

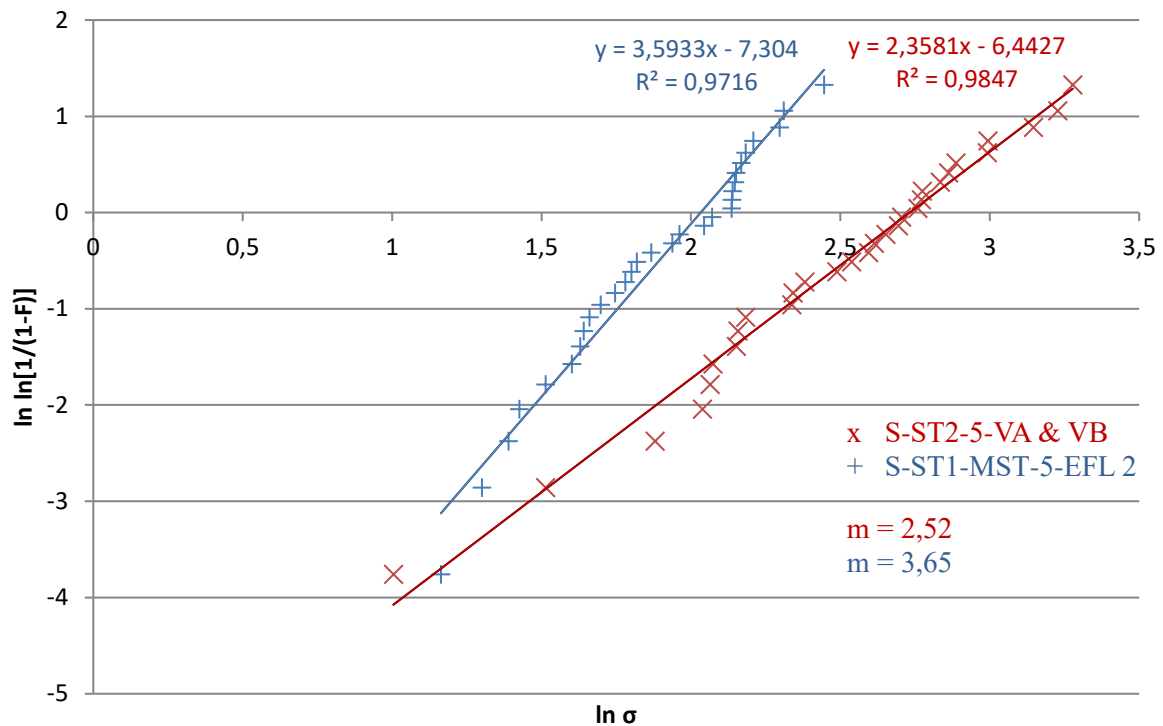


Abb. 17: Weibullverteilung

5.7 Bruchbildanalyse

Abbildung 18 zeigt die prozentuale Verteilung der Bruchbilder innerhalb der Gruppen. Acht Gruppen weisen rein adhäsive Frakturen (100%) auf. Werden die restlichen Gruppen betrachtet, ist zu erkennen, dass es sich bei dem Großteil um adhäsive Frakturen handelt, gefolgt von kohäsiven Frakturen im Substrat (0–47%) und im Aufbau (0–43%). Die Mischform, entweder in Form von kohäsiven Frakturen im Aufbau und im Substrat oder eine Kombination aus kohäsiver und adhäsiver Fraktur, kamen mit einer Häufigkeit von bis zu 23% vor.

ERGEBNISSE

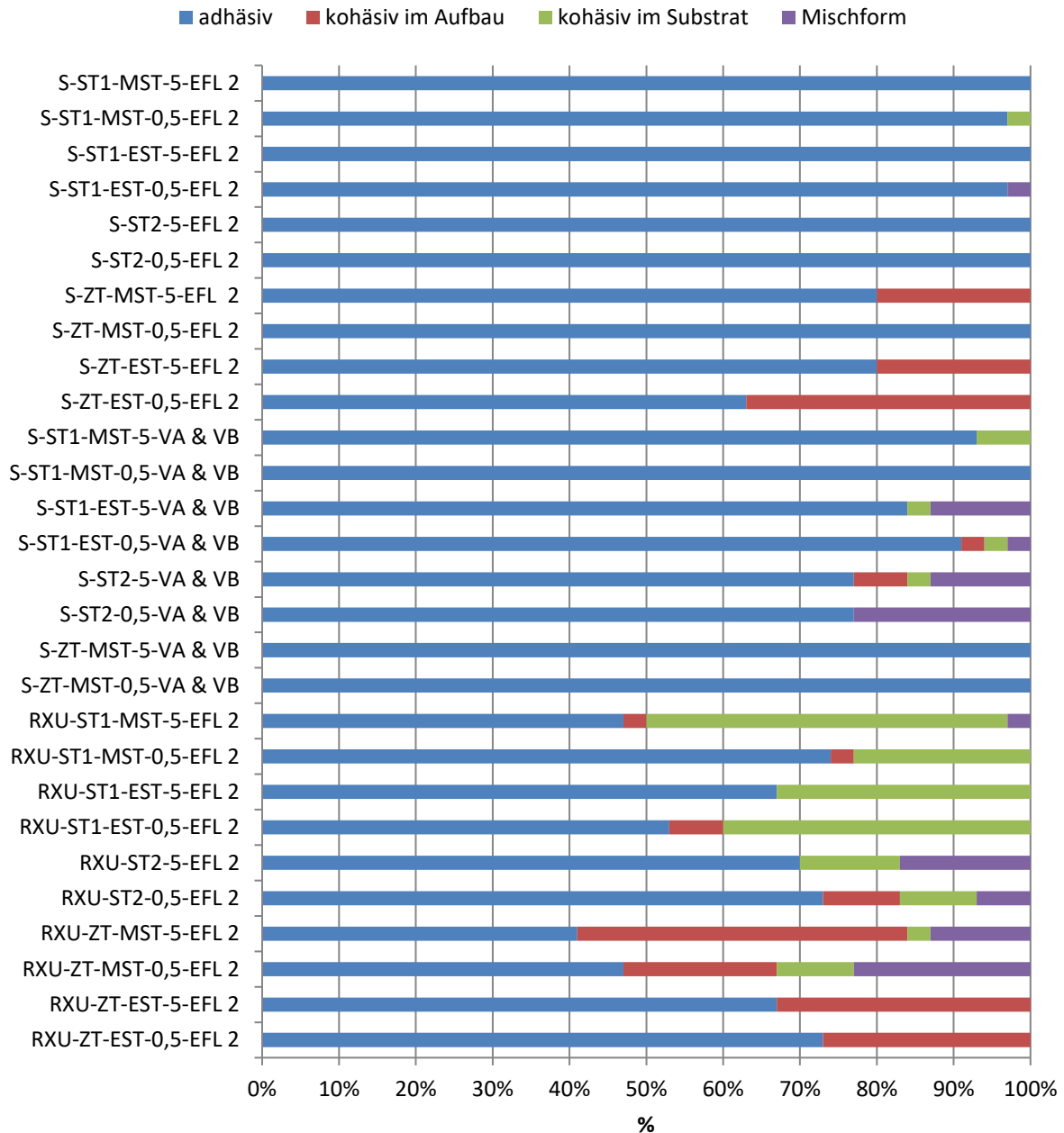


Abb. 18: Übersicht über die Häufigkeit der Bruchbilder innerhalb der Gruppen

Einen Überblick über die Verteilung der Bruchbilder, jedoch bezogen auf die verschiedenen Testmethoden, gibt Abbildung 19. Testmethode ZT-MST weist mit 78% vorwiegend adhäsive Frakturen auf. 14% sind kohäsive Frakturen im Aufbau, kohäsive Frakturen im Substrat kommen in nur 2% der Fälle vor. Die restlichen 6% treten als gemischte Frakturen auf. ZT-EST zeigt eine prozentuale Verteilung an adhäsiven Frakturen von 71% und 29% an kohäsiven Frakturen im Aufbau. Testmethode ST2 weist auch überwiegend adhäsive Frakturen (83%) auf, gefolgt von gemischten Frakturen (10%) und kohäsiven Frakturen im Substrat (5%). Kohäsive Frakturen im Aufbau kamen in 2% der Fälle vor. ST1-MST weist

ERGEBNISSE

einen Anteil adhäsiver Frakturen von 85% auf. Kohäsive Frakturen im Substrat traten mit einer Häufigkeit von 13,3% und kohäsive Frakturen im Aufbau mit einer Häufigkeit von 1,1% auf. Die restlichen 0,6% sind auf gemischte Frakturen zurückzuführen. Testmethode ST1-EST weist, wie alle anderen Testmethoden, am häufigsten adhäsive Frakturen (82%) auf. Kohäsive Frakturen im Substrat traten in 13% und kohäsive Frakturen im Aufbau in 2% der Fälle auf. Gemischte Frakturen traten mit einer Häufigkeit von 3% auf.

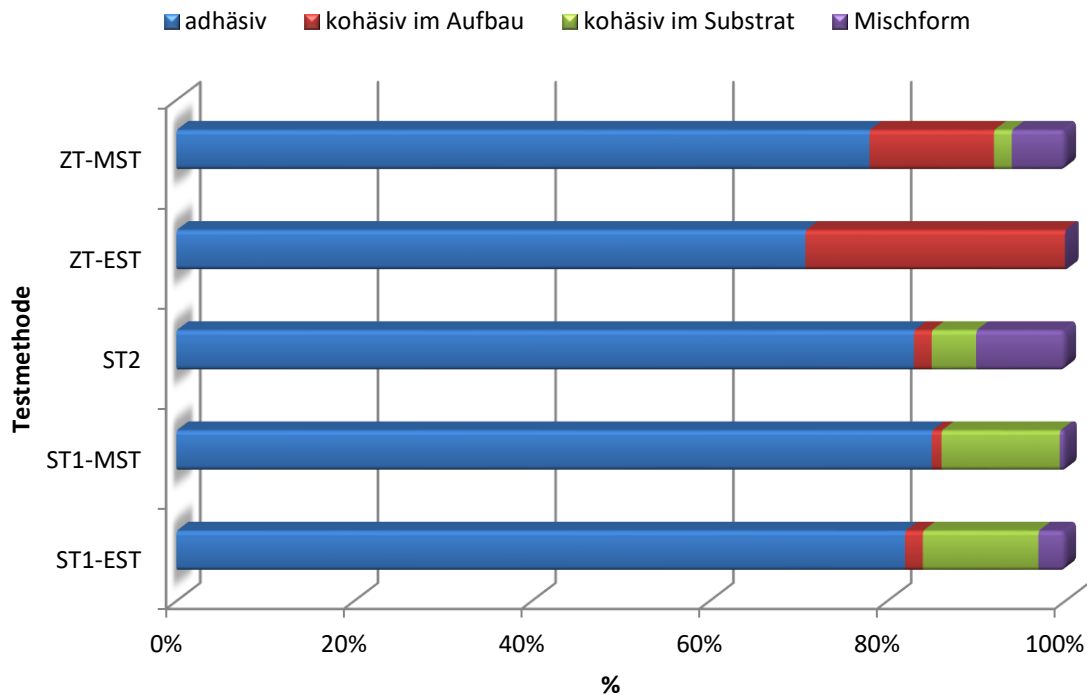


Abb. 19: Verteilung der Bruchbilder innerhalb der angewendeten Testmethoden

Eine genaue Verteilung der Bruchbilder innerhalb der beiden Kompositmaterialien zeigt Abbildung 20. Sinfony weist einen Anteil von 91% an adhäsiven Frakturen auf, im Vergleich dazu hat RelyX Ultimate einen deutlich geringeren Anteil mit 61%. Kohäsive Frakturen im Aufbau traten bei Sinfony mit einer Häufigkeit von 5% auf.

Im Vergleich dazu kommt es bei RelyX Ultimate zu dreimal mehr kohäsiven Frakturen im Aufbau (15%). Kohäsive Frakturen im Substrat traten bei Sinfony in 1% der Fälle, bei RelyX Ultimate mit 18% sehr viel häufiger auf. Die Mischform trat bei RelyX Ultimate doppelt so oft auf (6%) wie bei Sinfony (3%).

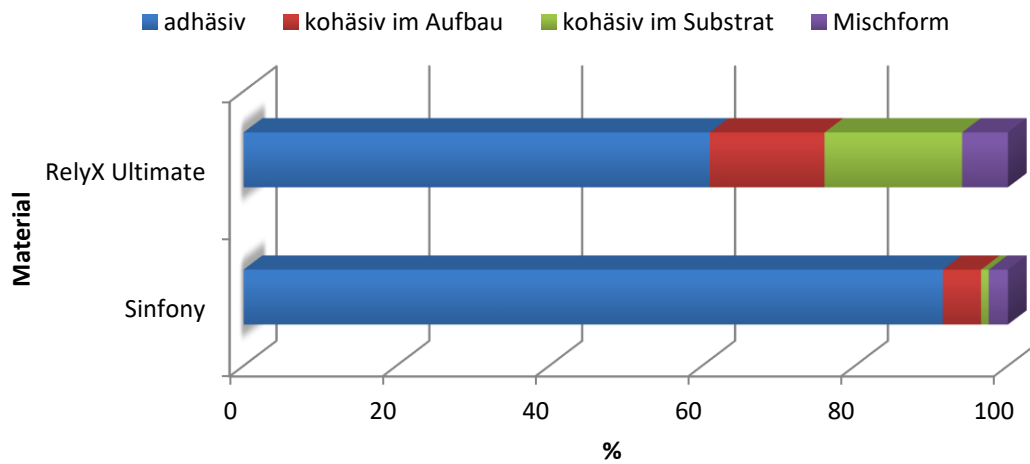


Abb. 20: Verteilung der Bruchbilder auf die zwei verwendeten Komposite

Die Verteilung der Bruchbilder gemessen an den beiden Vorschubgeschwindigkeiten ist sehr ähnlich (Abb. 21). Am häufigsten traten adhäsive Frakturen auf (~81%), gefolgt von kohäsiven Frakturen im Aufbau (~8%). Kohäsive Frakturen im Substrat traten mit einer Häufigkeit von etwa 6%, gemischte Frakturen mit einer Häufigkeit von etwa 4% auf.

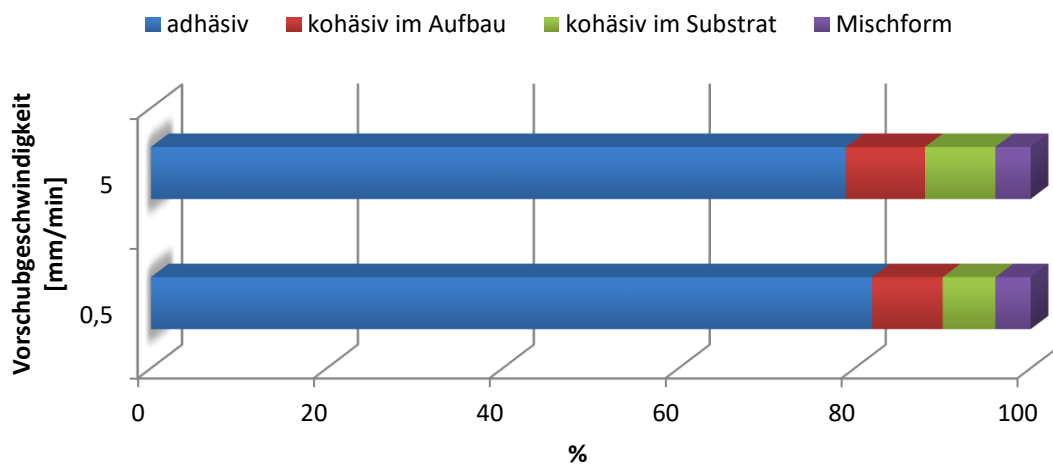


Abb. 21: Verteilung der Bruchbilder auf die zwei angewendeten Vorschubgeschwindigkeiten

Abbildung 22 zeigt die Verteilung der Bruchbilder bezogen auf die Polymerisationsgeräte. Unter Verwendung der Polymerisationslampe EFL 2 kam es in 91,7% der Fälle zu adhäsiven Frakturen, in 7,7% zu kohäsiven Frakturen im Aufbau. Kohäsive Frakturen im Substrat traten mit 0,3% und gemischte Frakturen ebenfalls mit 0,3% sehr selten auf. Im Vergleich dazu weisen die Polymerisationsöfen Visio Alfa und Visio Beta auch vermehrt adhäsive Frakturen

auf (90%), jedoch mit 0,8% weniger kohäsive Frakturen im Aufbau. Zu kohäsiven Frakturen im Substrat kam es in 2,5% der Fälle. Die Mischform trat mit 6,7% sehr viel häufiger auf als bei der Polymerisationslampe.

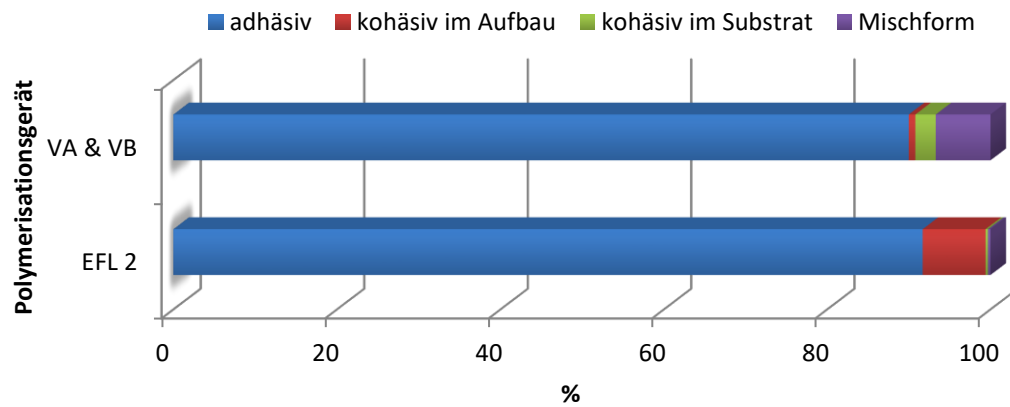


Abb. 22: Verteilung der Bruchbilder auf die zwei verwendeten Polymerisationsgeräte

5.8 REM-Bilder

Zur Veranschaulichung der möglichen Bruchbilder unter Verwendung der verschiedenen Testmethoden wurden REM-Bilder ausgewählt, welche unter dem Rasterelektronenmikroskop aufgenommen wurden. Die REM-Bilder präsentieren verschiedene Bruchbilder – dazu gehören Mischformen aus kohäsiven und adhäsiven Brüchen, rein adhäsive Brüche sowie ein kohäsiver Bruch im Aufbau. Die Zugzone befindet sich jeweils oben, die Druckzone unten.

Eine Mischform aus kohäsivem Bruch im Substrat (S*) sowie adhäsivem Bruch (S) ist auf Abbildung 23 zu erkennen.

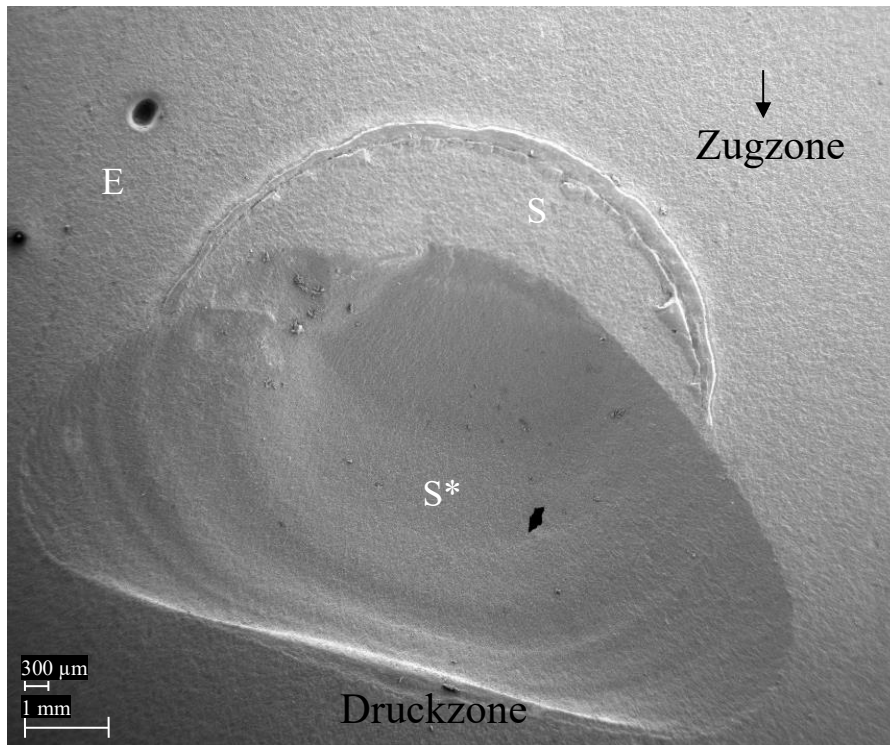


Abb. 23: REM-Bild – Mischform aus kohäsivem und adhäsivem Bruch bei ST2

S = Substrat; E = Einbettmasse

Kompositmaterial = RelyX Ultimate

Scherhaftfestigkeit dieses Prüfkörpers = 12,53 MPa

Dargestellt ist die Seite der Substratfläche.

Abbildung 24 zeigt als Mischform einen kohäsiven Bruch im Aufbau (K) sowie einen adhäsiven Bruch (S).

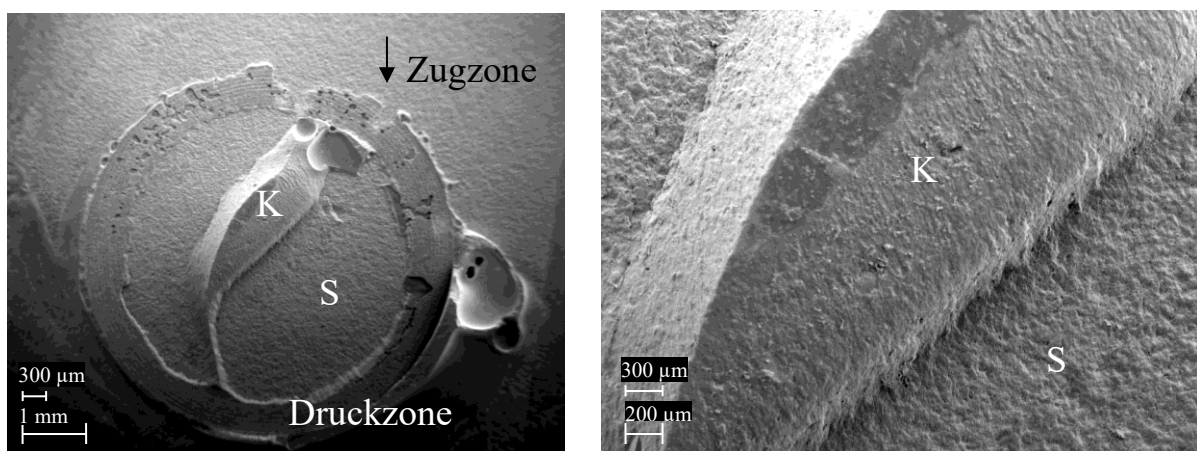


Abb. 24: REM-Bild – Mischform aus kohäsivem und adhäsivem Bruch bei ST1

ERGEBNISSE

S = Substrat; K = Komposit

Kompositmaterial = Sinfony

Scherhaftfestigkeit dieses Prüfkörpers = 12,21 MPa

Dargestellt ist hier die Seite der Substratfläche.

Ein rein adhäsiver Bruch (S) wird auf Abbildung 25 dargestellt.

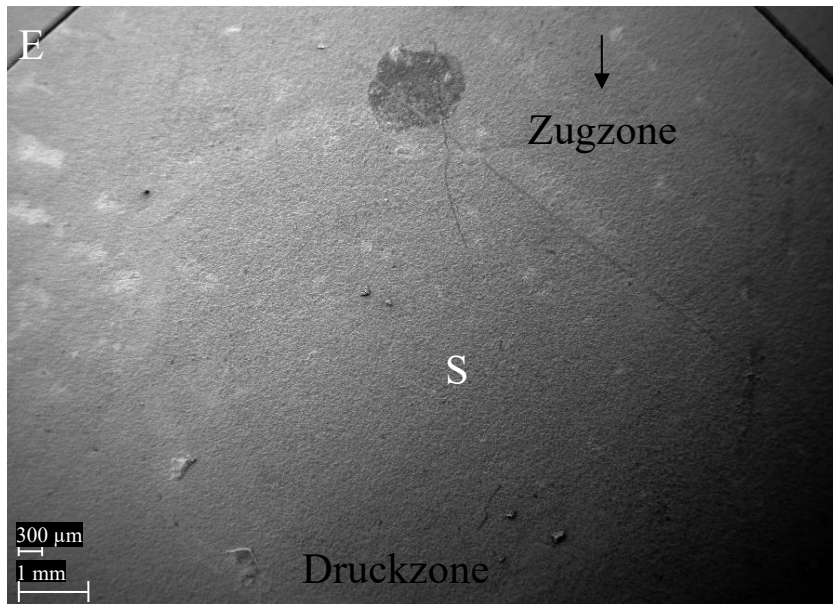


Abb. 25: REM-Bild – adhäsiver Bruch bei ST2

S=Substrat, E= Einbettmasse

Kompositmaterial = RelyX Ultimate

Scherhaftfestigkeit dieses Prüfkörpers = 5,43 MPa

Dargestellt ist hier die Seite der Substratfläche.

Abbildung 26 repräsentiert einen adhäsiven Bruch. Es ist die unbeschädigte Oberfläche des Substrats (S) zu erkennen.

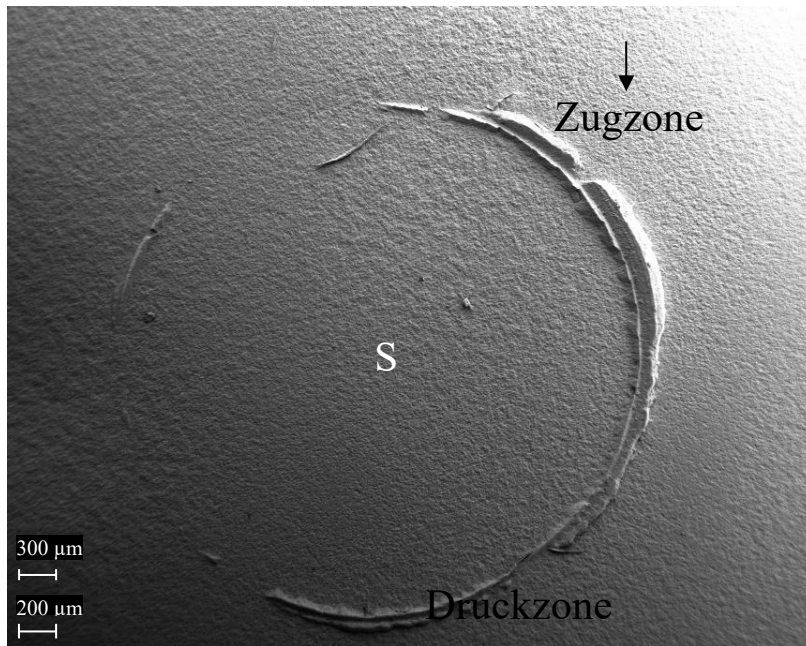


Abb. 26: REM-Bild –adhäsiver Bruch bei ZT

S = Substrat

Kompositmaterial = RelyX Ultimate

Zughaftfestigkeit dieses Prüfkörpers = 3,69 MPa

Dargestellt ist hier die Seite der Substratfläche.

Auf Abbildung 27 kann ein kohäsiver Bruch beobachtet werden. Der kohäsive Bruch fand im Aufbau (K) statt.

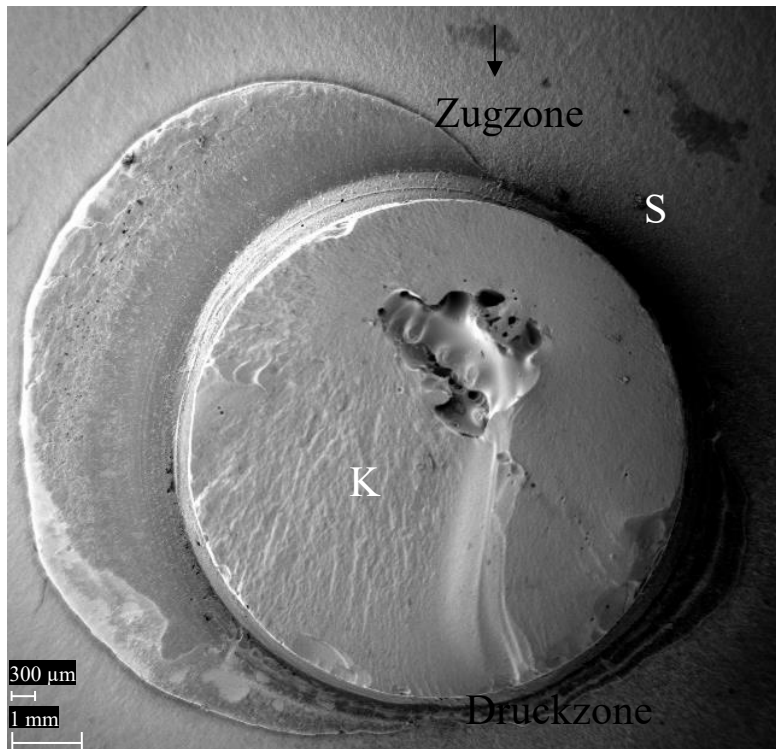


Abb. 27: REM-Bild – kohäsiver Bruch bei ZT

S = Substrat; K = Komposit

Kompositmaterial = Sinfony

Zughaftfestigkeit = 18,75 MPa

Dargestellt ist hier die Seite der Substratfläche.

6 DISKUSSION

Die Ergebnisse dieser Dissertation zeigen, dass Parameter wie das Kompositmaterial, die Testmethode sowie das Polymerisationsgerät die Verbundfestigkeit zwischen einem CAD/CAM-Komposit und einem Verblendkomposit oder Befestigungskomposit beeinflussen.

Ein effektiver und dauerhafter Verbund zwischen einem CAD/CAM-Komposit und weiteren Kompositen ist die Voraussetzung für den Einsatz dieses Werkstoffes als Zahnersatzmaterial. Die Ergebnisse dieser Dissertation zeigen, dass mit Verblend- und Befestigungskompositen ein Verbund zu einem CAD/CAM-Komposit erreicht werden kann. Dafür ist allerdings eine Oberflächenvorbehandlung notwendig. Ein genauer Vergleich der beiden Kompositmaterialien zeigt, dass mit RelyX Ultimate als Befestigungskomposit signifikant höhere Verbundfestigkeitswerte erreicht werden können als mit dem Verblendkomposit Sinfony. Aus diesem Grund wird die erste Nullhypothese, die besagt, dass die Verwendung eines Befestigungs- oder Verblendkomposits die Verbundfestigkeit zu einem CAD/CAM-Komposit nicht beeinflusst, abgelehnt.

In bereits bestehenden Untersuchungen wurden in Tests die Scherfestigkeit [122] und Zugfestigkeit [18] zwischen einem CAD/CAM-Komposit und einem Befestigungskomposit überprüft. In der Untersuchung der Scherfestigkeit wurde der gleiche CAD/CAM-Komposit sowie Befestigungskomposit verwendet wie in der vorliegenden Studie. Dieser Test wendete jedoch zur Oberflächenvorbehandlung zusätzlich ein Universaladhäsiv und einen höheren Druck (2,8 bar) beim Korundstrahlen mit 50 µm Aluminiumoxidpartikel an. Dies sind mögliche Gründe, welche die höheren Verbundfestigkeitswerte ($15,77 \pm 4,12$ MPa) im Vergleich zu der vorliegenden Dissertation erklären. Studien haben bereits belegt, dass durch die zusätzliche Anwendung von Adhäsiven, im besonderen Universaladhäsive, eine erhöhte Verbundfestigkeit erzielt werden kann [96, 97], denn Adhäsive niedriger Viskosität können tiefer in die korundgestrahlte CAD/CAM-Oberfläche penetrieren und somit die Verbundfestigkeit erhöhen [18]. Zudem sind Universaladhäsive in der Lage an die anorganische Komponente der CAD/CAM-Komposite zu binden [96]. Im Allgemeinen wird für das Korundstrahlen von CAD/CAM-Kompositen ein Druck zwischen 1–2 bar empfohlen [91, 92]. Eine Studie, welche den Einfluss des Korundstrahlens auf die Steigerung der Verbundfestigkeit sowie Oberflächentopographie von CAD/CAM-Kompositen untersuchte, wendete mit 2 bar ebenfalls einen höheren Druck an. Die Autoren dieser Studie experimentierten zuvor mit einem Druck von 1 bar. Dies erschien ihnen jedoch nicht

ausreichend, um eine gleichmäßig korundgestrahlte Oberfläche zur anschließenden Verbundherstellung zu bekommen [91]. In der Untersuchung der Zugfestigkeit wurde der Einfluss unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlungen überprüft, wobei ein PMMA-basierter CAD/CAM-Kunststoff, verschiedene Befestigungskomposite und ein erhöhter Druck beim Korundstrahlen verwendet wurden [18]. In dieser Untersuchung erreichte der PMMA-basierte CAD/CAM-Kunststoff, welcher ebenfalls mit 50 µm Aluminiumoxidpartikel korundgestrahlt wurde, in Abhängigkeit des verwendeten Befestigungskomposits nach 24 h Wasserlagerung sowie 5000 Thermozyklen kleinere Werte der Zugfestigkeit [18]. Auch wurden bereits Studien durchgeführt, die die Verbundfestigkeit zwischen einem CAD/CAM-Komposit und einem Verblendkomposit untersuchten [123, 124]. *Güngör et al.* [123] verwendeten auch Lava Ultimate als CAD/CAM-Komposit, jedoch einen anderen Verblendkomposit sowie einen höheren Druck beim Korundstrahlen. Außerdem wurde als künstliche Alterung lediglich eine 24 h Wasserlagerung durchgeführt. Dies macht eine Gegenüberstellung der Verbundfestigkeitswerte sehr schwierig.

Zur Lagerung und Alterung von Prüfkörpern existieren zahlreiche Methoden. Um Rückschlüsse auf die Langzeitprognose ziehen zu können, wurden alle Prüfkörper der thermischen Ermüdung unterzogen, nachdem diese für 24 h in destilliertem Wasser bei 37°C gelagert worden waren. Dafür vollzogen die Prüfkörper 5000 Zyklen in Wasserbädern zwischen 5°C und 55°C mit einer Verweildauer von je 20 s. Im Allgemeinen beeinflussen sowohl das Lagerungsmedium als auch die Dauer der Lagerung verschiedene Materialien unterschiedlich [125]. Wie bereits in Kapitel 2.5 erwähnt, kann die thermische Ermüdung die Verbundfestigkeit zwischen einem CAD/CAM-Komposit und Befestigungskomposit auf unterschiedliche Arten beeinflussen. Obwohl es derzeit kein standardisiertes Vorgehen bei der Anwendung von In-vitro-Testverfahren gibt, kann im Allgemeinen gesagt werden, dass mittels der thermischen Ermüdung alle Prüfkörper einer gewissen standardisierten sowie reproduzierbaren Stressbelastung unterzogen werden und dadurch Aussagen über die Langlebigkeit der untersuchten Materialien getroffen werden können [96].

Die Messung der Verbundfestigkeit zwischen dem CAD/CAM-Komposit und dem Befestigungs- oder Verblendkomposit wurde in dieser Studie anhand von Scher- und Zugversuchen als Makroversuche durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Dissertation zeigen, dass die ermittelten Verbundfestigkeitswerte unter den Testmethoden stark variieren und die Zugversuche signifikant höhere Verbundfestigkeiten erzielten als die Scherversuche. Daraus

kann zusammengefasst werden, dass die zweite Nullhypothese, die beinhaltet, dass die verschiedenen Testmethoden keinen Einfluss auf die Testergebnisse haben, abgelehnt wird.

Zwei frühere Studien haben zur Untersuchung der Verbundfestigkeit (ein Scher- und Zugversuch) eines CAD/CAM-Komposits und eines Befestigungskomposits das gleiche Labor mit denselben Laborgeräten, Arbeitsabläufen (Oberflächenvorbehandlungen, Polymerisationsbedingungen, etc.) und LOT-Nummern der getesteten Komposite verwendet [17, 18]. Nur der Anwender selbst unterschied sich. Die Ergebnisse dieser Studien bestätigen, dass der Zugversuch höhere Verbundfestigkeitswerte liefert als der Scherversuch [17, 18]. In der vorliegenden Dissertation wurden auch höhere Werte der Zugfestigkeit (11,6–12,8 MPa) als Scherfestigkeit (3,1–8,2 MPa) beobachtet. Dem gegenüber stehen allerdings zahlreiche andere Studien, in denen durchschnittlich höhere Verbundfestigkeitswerte mittels Scherversuch als mittels Zugversuch erreicht wurden [21, 126, 127]. Auch wurden innerhalb dieser Studie zwei Arten des Scherversuchs angewendet. Diese unterschieden sich in den ermittelten Verbundfestigkeiten nicht signifikant. Eine bereits bestehende Studie hat den Einfluss zweier unterschiedlicher Scherversuchsarten auf die Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Glaskeramiken und Befestigungskompositen untersucht. Ergebnis dieser Studie ist, dass die Art des Scherversuchs die Verbundfestigkeit signifikant beeinflusst [128]. Ein Vergleich der Testmethoden ist jedoch sehr schwierig und sollte mit Vorsicht behandelt werden [21]. *Scherrer et al.* [21] publizierten eine Übersichtsarbeit, in der Makroscher-, Makrozug-, Mikroscher- sowie Mikrozugversuche miteinander verglichen wurden. Ein Vergleich der beiden Makroversuche zeigte, dass die Makroscherversuche im Durchschnitt höhere Verbundfestigkeitswerte erreichten als die Makrozugversuche. Außerdem zeigte ein Vergleich der Makro- und Mikroversuche, dass die Mikroversuche deutlich höhere Verbundfestigkeitswerte erzielten [21]. Auch konnte eine große Streuung innerhalb einer Testmethode festgestellt werden [21]. Gründe dafür sind z. B. unterschiedliche Geometrien der Prüfkörper, Belastungsart und die Elastizitätsmodule der Werkstoffe [21, 110, 117].

Den Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit haben einige In-vitro-Studien untersucht. Es ist bekannt, dass die angewendeten Vorschubgeschwindigkeiten innerhalb der Studien zwischen 0,1 bis 10 mm/min variieren, wobei die am häufigsten verwendeten Vorschubgeschwindigkeiten 0,5, 1, 2 und 5 mm/min sind [129]. Für diese Studie wurden als Vorschubgeschwindigkeiten 0,5 und 5 mm/min gewählt. Die Resultate dieser Dissertation zeigen, dass die Vorschubgeschwindigkeit keinen signifikanten Einfluss auf die ermittelten Verbundfestigkeitswerte hat. Daher wird die dritte Nullhypothese, die besagt, dass unterschiedliche Vorschubgeschwindig-

keiten innerhalb einer Testmethode keinen Einfluss haben, bestätigt. Dieses Ergebnis wird von *Yamaguchi et al.* [130] bestätigt. Innerhalb dieser Studie wurde die Verbundfestigkeit von unterschiedlichen Adhäsivsystemen anhand eines Mikroschertests überprüft und kein Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit beobachtet. Getestet wurden die Vorschubgeschwindigkeiten 0,5, 1, 5 und 10 mm/min [130]. Dem gegenüber steht eine Studie, die den Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit mittels konventionellem Scherversuch untersuchte. Innerhalb dieser Studie wurde eine signifikant höhere Verbundfestigkeit bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5, 1 und 5 mm/min erreicht als bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,1 und 10 mm/min [131]. Laut der Übersichtsarbeit von *Braga et al.* [113] gibt es nur sehr wenige Studien, die sich mit dem Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit auf die Verbundfestigkeit von Makroscher- und Zugversuchen beschäftigen. Außerdem zeigen diese sehr widersprüchliche Ergebnisse [113]. *Eliades et al.* [132] fanden heraus, dass eine zunehmende Belastung durch eine höhere Vorschubgeschwindigkeit (200 mm/min im Vergleich zu 1 mm/min) zu einer Abnahme der Verbundfestigkeit führte. Die Autoren vermuten, dass dies eventuell an der Entstehung einer Festkörperreaktion und der Elimination der viskoelastischen Eigenschaften des Komposits liegt [132].

Für den Erfolg einer Restauration ist eine suffiziente Polymerisation von enormer Bedeutung [75]. Im Rahmen dieser Dissertation wurde der Einfluss unterschiedlicher Polymerisationsgeräte auf die Verbundfestigkeit untersucht. Da lediglich unter den Sinfony-Prüfkörpern zwei Polymerisationsgeräte zum Einsatz kamen, wurde nur der Einfluss innerhalb dieser Gruppen evaluiert. Ein Vergleich der Polymerisationsgeräte zeigt, dass die Polymerisationsöfen höhere Verbundfestigkeitswerte als die Polymerisationslampe erreichten. Somit wird die vierte Nullhypothese, die besagt, dass die Polymerisation eines Komposits anhand unterschiedlicher Polymerisationsgeräte keinen Einfluss hat, abgelehnt. Kritisch muss innerhalb dieser Studie die Distanz zwischen Polymerisationslampe und Verbundfläche gesehen werden. Laut *Price et al.* [133] kann im klinischen Alltag bei einer typischen Klasse-II-Präparation von einer Distanz zwischen Lichtaustrittsfenster und Kavitätenboden von $6,3 \pm 0,7$ mm ausgegangen werden. Innerhalb dieser Studie kann eine Distanz von 16,1 mm zwischen Polymerisationslampe und Verbundfläche gemessen werden. Die Distanz wird durch die Haltevorrichtung für die Prüfkörper des ZT vorgegeben und ergibt sich aus dem Austrittsfenster der Polymerisationslampe bis zur Verbundfläche. Die Intensität der einfallenden Strahlung in einem bestimmten Wellenlängenbereich sowie die Dauer der Belichtung sind entscheidende Faktoren für eine vollständige Polymerisation [77, 85].

Wie bereits in Kapitel 2.3 erwähnt, ergibt das Produkt aus Lichtintensität und Belichtungszeit die Lichtdosis [79]. Die Lichtdosis sowie die Lichtintensität werden maßgeblich von der Distanz der Belichtungsquelle zu dem Komposit beeinflusst, denn mit zunehmender Distanz kommt es zu einem Verlust der Lichtintensität [134]. Eine Studie untersuchte, welche Lichtdosis bei der Polymerisation tatsächlich zu einer Kompositrestauration im Mund gelangt. Polymerisiert wurde ein 2 mm Kompositinkrement aus einer Distanz von 4 mm. Ergebnis der Studie ist, dass die verabreichte Lichtdosis von $2,0 \text{ J/cm}^2$ bis $12,0 \text{ J/cm}^2$ variierte, wobei in 75% der Fälle die erforderliche Lichtdosis von 10 J/cm^2 nicht erreicht wurde [135]. *Pires et al.* [136] ermittelten einen Abfall der Lichtintensität von 22% bei einer Distanz der Lichtquelle zu dem Komposit von 2 mm und 53% bei 6 mm. Diese Ergebnisse werden auch von einer anderen Untersuchung bestätigt [137]. Eine unzureichende Polymerisation infolge von reduzierter Lichtintensität bzw. Lichtdosis aufgrund von zu großer Distanz zwischen Polymerisationslampe und Verbundfläche kann zu Nebeneffekten wie erhöhte Zytotoxizität [138] und reduzierten Verbundfestigkeitswerten führen [138, 139]. Die große Distanz der Polymerisationslampe zur Verbundfläche könnte demnach eine mögliche Ursache für die im Allgemeinen sehr niedrig ermittelten Verbundfestigkeitswerte in dieser Dissertation sein. Die im Vergleich zu Sinfony signifikant höher ermittelten Verbundfestigkeitswerte bei RelyX Ultimate als Befestigungskomposit könnten auf die Tatsache zurückzuführen sein, dass dieser dualhärtend ist. Infolgedessen kann davon ausgegangen werden, dass trotz nicht optimaler Lichtintensität die Verbundfläche genügend polymerisiert wurde. Eine Möglichkeit, die verminderte Lichtintensität bzw. Lichtdosis aufgrund der großen Distanz der Polymerisationslampe zu kompensieren, ist die Verlängerung der Polymerisationszeit. Eine Verlängerung der Polymerisationszeit bedeutet eine Erhöhung der gesamten Lichtenergie, die dem Komposit zugeführt wird [140]. Auch *Prati et al.* [141] empfehlen eine Verlängerung der Polymerisationszeit bei tiefen Kavitäten.

Um die Verbundfestigkeit zwischen dem CAD/CAM-Komposit und dem Befestigungs- bzw. Verblendkomposit zu überprüfen, ist die Bestimmung der Kraft, die benötigt wird, bis der Verlust des Verbundes eintritt, nicht ausreichend. Auch ist es sinnvoll, zusätzlich eine Bruchbildanalyse durchzuführen. Unabhängig von der angewendeten Testmethode zeigt die Auswertung der Bruchbildanalyse das vermehrte adhäsive Versagen zwischen dem CAD/CAM-Komposit und dem Verblend- bzw. Befestigungskomposit. Bei adhäsiven Frakturen stellt die Verbundzone zwischen Substrat und Kompositmaterial (Aufbau) die Schwachstelle im Verbund dar. Das vermehrte Auftreten adhäsiver Frakturen bestätigt auch eine andere Untersuchung [122]. Typischerweise treten adhäsive Frakturen in Verbindung mit kleinen Verbundfes-

tigkeitswerten auf. Das gehäufte Auftreten adhäsiver Frakturen kann aufgrund von schlechter Benetzung der Prüfkörperoberfläche, nicht passende chemische Zusammensetzung des Haftvermittlers sowie technische Fehler wie Poren beobachtet werden [142]. Auch wurden in dieser Studie kohäsive Brüche sowie Mischbrüche beobachtet. Bei einer kohäsiven Fraktur repräsentiert entweder das Substratmaterial (CAD/CAM-Komposit) oder das Kompositmaterial den schwachen Punkt. Im Allgemeinen konnte in der vorliegenden Dissertation beobachtet werden, dass kohäsive Frakturen dann vermehrt auftreten, wenn hohe Verbundfestigkeitswerte erreicht werden, während adhäsive Frakturen eher bei niedrigen Verbundfestigkeitswerten zu sehen sind.

7 SCHLUSSFOLGERUNG

Anhand der in dieser Dissertation ermittelten Ergebnisse kann behauptet werden, dass verschiedene Parameter die Verbundfestigkeit zwischen einem CAD/CAM-Komposit und einem Verblendkomposit sowie Befestigungskomposit beeinflussen. Drei von den vier aufgestellten Nullhypothesen konnten mit den vorliegenden Resultaten widerlegt werden.

- Es stellte sich heraus, dass die Anwendung verschiedener Komposite, RelyX Ultimate als Befestigungskomposit und Sinfony als Verblendkomposit, zu unterschiedlichen Verbundfestigkeiten führt. Unter den hier geprüften Kompositmaterialien zeigte RelyX Ultimate signifikant höhere Verbundfestigkeitswerte als Sinfony.
- Die Testmethode hatte einen signifikanten Einfluss auf die ermittelten Verbundfestigkeitswerte. Unter den zwei gewählten Testmethoden, der Scher- und der Zugversuch als Makroversuche, erzielte der Zugversuch signifikant höhere Verbundfestigkeitswerte als der Scherversuch. Die zwei verschiedenen Scherversuchsarten unterschieden sich nicht signifikant.
- Ein Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit auf die Verbundfestigkeitswerte konnte nicht beobachtet werden.
- Auch die unterschiedlichen Polymerisationsgeräte beeinflussten die Ergebnisse der Verbundfestigkeit. Die höchsten Verbundfestigkeitswerte konnten unter Verwendung der Polymerisationsöfen festgestellt werden.

8 ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser hier vorliegenden Dissertation war es, die Verbundfestigkeit zwischen einem CAD/CAM-Komposit mit einem Befestigungskomposit und einem Verblendkomposit anhand eines Scher- und eines Zugversuchs zu überprüfen. Gleichzeitig wurde der Einfluss der Testmethoden selbst, der Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit sowie der Einfluss der Polymerisationsgeräte analysiert.

Insgesamt wurden 840 CAD/CAM-Kompositplättchen mit einer Dicke von 3 mm standardisiert hergestellt. Vor der Verbundherstellung wurden alle Prüfkörper dem Korundstrahlen mit 50 µm Aluminiumoxidpartikel als Oberflächenvorbehandlung unterzogen. Von diesen insgesamt 840 Prüfkörpern wurden jeweils 300 Stück mit RelyX Ultimate und Sinfony hergestellt, welche mit der LED-Polymerisationslampe Elipar Free Light 2 gehärtet wurden. Die restlichen 240 Prüfkörper wurden mit Sinfony hergestellt. In dieser Gruppe wurden zur Aushärtung Polymerisationsöfen verwendet. Für die Überprüfung der Verbundfestigkeit wurden der Zugversuch (ZT) und der Scherversuch eingesetzt, wobei innerhalb des Scherversuchs zwei verschiedene Arten angewendet wurden. Dazu gehören der Scherversuch mit Acrylzylinder (ST1) und der Scherversuch mit Matrizenstechnik (ST2). Die Einteilung nach den Testmethoden erfolgte randomisiert: $n = 120$ für den Zugversuch (ZT), $n = 120$ für den Scherversuch mit Acrylzylinder (ST1) und $n = 60$ für Scherversuch mit Matrizenstechnik (ST2). Der Komposit aller Prüfkörper des ZT und ST1 wurde je zur Hälfte mit Mehrschicht- und Einschichttechnik eingebracht. Bei allen Prüfkörpern des ST2 wurde die Mehrschichttechnik angewendet. Die einzige Ausnahme betrifft die Prüfkörper des Zugversuchs der 240 Prüfkörper. Innerhalb dieser wurde bei dem Zugversuch nur die Mehrschichttechnik angewendet. Nach Verbundherstellung wurden alle Prüfkörper für 24 h bei 37°C in destilliertem Wasser gelagert und anschließend anhand von 5000 Zyklen mittels thermischer Ermüdung (5°C/55°C) künstlich gealtert. Die Verbundfestigkeit wurde abschließend überprüft, wobei als Vorschubgeschwindigkeiten 0,5 und 5 mm/min gewählt wurden. Nach Bestimmung der Verbundfestigkeit wurde eine Analyse der Bruchflächen durchgeführt. Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte mittels dreifaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) sowie Post-hoc-Test nach Scheffe und Chi²-Test. Auch wurde das partielle Eta-Quadrat η_p^2 ermittelt und eine Weibull-Analyse durchgeführt.

Ergebnis der vorliegenden Dissertation ist, dass das verwendete Kompositmaterial ($p < 0,001$), die Testmethode ($p < 0,05$) sowie das Polymerisationsgerät ($p < 0,05$) einen

ZUSAMMENFASSUNG

signifikanten Einfluss auf die Verbundfestigkeit haben. Ein Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit konnte nicht beobachtet werden ($p = 0,232$). Ein Vergleich der beiden Kompositmaterialien zeigte, dass deutlich höhere Verbundfestigkeitswerte mit dem Befestigungskomposit RelyX Ultimate erreicht werden konnten als mit dem Verblendkomposit Sinfony. Insgesamt waren die gemessenen Zugfestigkeitswerte signifikant höher als die Scherfestigkeitswerte. Die zwei Scherversuche unterschieden sich nicht signifikant. Unter den Polymerisationsgeräten erzielten die Polymerisationsöfen deutlich höhere Verbundfestigkeitswerte als die LED-Polymerisationslampe. Insgesamt konnten vorwiegend adhäsive Brüche, gefolgt von kohäsiven Brüchen und Mischbrüchen beobachtet werden.

9 DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank richtet sich an all jene Personen, die mich während dieser Forschungs- und Dissertationsarbeit begleitet und unterstützt haben.

Mein größter Dank gilt zunächst meinen beiden Betreuerinnen Frau Prof. Dr. Ilie und Frau Dr. Stawarczyk, die mir nicht nur dieses Thema zur Bearbeitung angeboten haben, sondern mir bei Fragen sowie Problemen auch immer hilfreich zur Seite gestanden sind. Ohne Sie beide wäre diese Arbeit nicht zustande gekommen.

Auch möchte ich mich bei der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik sowie Zahnerhaltung und Parodontologie München für die Bereitstellung der benötigten Materialien und Geräte bedanken.

Frau Eichberger bin ich dankbar für die Einweisung in das Forschungslabor, die fachliche Unterstützung im Umgang mit den Geräten sowie die ständige Bereitschaft zur Hilfestellung bei Problemen in den Arbeitsabläufen. Auch gilt dem gesamten Zahntechniker-Team der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, unter der Leitung von Herrn J. Schweiger, mein besonderer Dank für die Hilfsbereitschaft und den unbeschränkten Zugang zu den Geräten.

Bei der Herstellung der REM-Bilder hat Frau Dachs eine große Rolle gespielt, dafür ein großes Dankeschön.

Herzlichen Dank auch an den technischen Zeichner Herrn Gstöttenmayer für die Erstellung der grafischen Bilder zur schematischen Darstellung des Versuchsablaufs.

Vielen lieben Dank auch an meinen Kollegen Leopold, mit dem ich den praktischen Teil dieser Arbeit realisiert habe. Allein wäre es bestimmt nicht so lustig und spannend gewesen.

Meine größte Dankbarkeit möchte ich jedoch, hiermit meiner Familie aussprechen. Besonders hervorheben möchte ich meine Mutter und meine beiden Schwestern, Nathalie und Annalena, die mich während der Anfertigung dieser Arbeit immer wieder motiviert und vorangetrieben haben. Ohne eure Hilfsbereitschaft, eure unermüdliche Geduld und Liebe wäre ich nie dorthin gekommen, wo ich jetzt bin.

Zuletzt danke ich meinem Mann Lukas, der in dieser schwierigen Zeit nie den Glauben an mich verloren hat, für sein Verständnis und für seine aufmunternden Worte. Danke auch, dass du mir während der ganzen Zeit mit viel Liebe und Hingabe beigestanden hast.

10 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Bis-GMA	Bisphenol-A-Diglycidyl-Dimethacrylat
CAD/CAM	Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing
ca.	circa
DIN	Deutsche Industrie-Norm
d. h.	das heißt
EFL 2	Elipar Free Light 2
EN	Europäische Norm
EST	Einschichttechnik
g	Gramm
[Gew.%]	Gewichtsprozent
[GPa]	Gigapascal
h	Stunde
ISO	Internationale Organisation für Normung (International Organization for Standardization)
[K]	Kelvin
LED	Lichtemittierende Diode (Light-emitting diode)
LOT	Abkürzung für Chargennummer
M	Weibull-Parameter
[min]	Minute
[mm]	Millimeter
[mm ²]	Quadratmillimeter
[mm/s]	Millimeter pro Sekunde
[mW/cm ²]	Milliwatt pro Quadratzentimeter
MOD	Mesial-Okklusal-Distal
[MPa]	Megapascal
MST	Mehrschichttechnik
[N]	Newton
n	Anzahl
[nm]	Nanometer
[ηp^2]	partielles Eta-Quadrat
PMMA	Polymethylmetacrylat
REM	Rasterelektronenmikroskop

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

s	Sekunden
[σ]	Sigma
[σ_0]	charakteristische Festigkeit
ST1	Scherversuch mit Acrylzylinder
ST2	Scherversuch mit Matrizentechnik
[τ]	Tau
[U/min]	Umdrehung in der Minute
[V]	Geschwindigkeit
VA	Visio Alfa
VB	Visio Beta
z. B.	zum Beispiel
ZT	Zugversuch
[μm]	Mikrometer
[°C]	Grad Celsius
[%]	Prozent

11 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 1: Schematische Darstellung eines Makroscherversuchs mit Acrylzylinder (li.); Makroscherversuch mit Kompositzylinder (re.)	21
Abb. 2: Schematische Darstellung eines Makrozugversuchs.....	21
Abb. 3: Studienaufbau.....	25
Abb. 4: Schematische Darstellung der Prüfkörperherstellung.....	29
Abb. 5: Übersicht über die einzelnen Schichttechniken zur Verbundherstellung	30
Abb. 6: Schematische Darstellung der Verbundherstellung – Prüfkörper ST1	31
Abb. 7: Schematische Darstellung der Verbundherstellung – Prüfkörper ST2.....	32
Abb. 8: Schematische Darstellung der Verbundherstellung – Prüfkörper ZT.....	33
Abb. 9: Messung der Verbundfestigkeit mittels Scherversuch an Prüfkörper ST1	36
Abb. 10: Messung der Verbundfestigkeit mittels Scherversuch an Prüfkörper ST2.....	36
Abb. 11: Messung der Verbundfestigkeit mittels Zugversuch	37
Abb. 12: Übersicht über die Bruchbilder	38
Abb. 13: Verteilung der gemessenen Verbundfestigkeitswerte bei verschiedenen Kompositmaterialien	42
Abb. 14: Verteilung der gemessenen Verbundfestigkeitswerte bei verschiedenen Testmethoden	42
Abb. 15: Verteilung der gemessenen Verbundfestigkeitswerte bei verschiedenen Vorschubgeschwindigkeiten.....	43
Abb. 16: Verteilung der gemessenen Verbundfestigkeitswerte bei verschiedenen Polymerisationsgeräten	44
Abb. 17: Weibullverteilung	46
Abb. 18: Übersicht über die Häufigkeit der Bruchbilder innerhalb der Gruppen.....	47
Abb. 19: Verteilung der Bruchbilder innerhalb der angewendeten Testmethoden.....	48
Abb. 20: Verteilung der Bruchbilder auf die zwei verwendeten Komposite.....	49
Abb. 21: Verteilung der Bruchbilder auf die zwei angewendeten Vorschubgeschwindigkeiten	49
Abb. 22: Verteilung der Bruchbilder auf die zwei verwendeten Polymerisationsgeräte.....	50
Abb. 23: REM-Bild – Mischform aus kohäsivem und adhäsivem Bruch bei ST2	51
Abb. 24: REM-Bild – Mischform aus kohäsivem und adhäsivem Bruch bei ST1	51
Abb. 25: REM-Bild – adhäsiver Bruch bei ST2	52
Abb. 26: REM-Bild – adhäsiver Bruch bei ZT	53
Abb. 27: REM-Bild – kohäsiver Bruch bei ZT	54

12 TABELLENVERZEICHNIS

Tab. 1: Gegenüberstellung Polymerisationslampe und Lichthärtegerät/Polymerisationsofen.	16
Tab. 2: Übersicht über die verwendeten Komposite sowie deren Zusammensetzung	26
Tab. 3: Übersicht der verwendeten Polymerisationsgeräte und deren Anwendung	27
Tab. 4: Verbundfestigkeitsmittelwerte und Standardabweichungen in MPa.....	40
Tab. 5: Übersicht der Einflussfaktoren auf die Verbundfestigkeit	41
Tab. 6: Überblick der durch Weibull-Statistik ermittelten m-Werte und σ_0 -Werte	45

13 LITERATURVERZEICHNIS

1. Peumans, M., Valjakova, E.B., De Munck, J., Mishevskaja, C.B., Van Meerbeek, B. (2016). Bonding effectiveness of luting composite to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent* 18, 289–302.
2. Reich, S. (2013). CAD/CAM und adhäsive Zahnheilkunde. In R. Frankenberger (Hrsg.), *Adhäsive Zahnheilkunde. Wissenschaft und Praxis*. (S. 222). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
3. Nguyen, J.F., Migonney, V., Ruse, N.D., Sadoun, M. (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater* 28, 529–534.
4. Alt, V., Hannig, M., Wostmann, B., Balkenhol, M. (2011). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater* 27, 339–347.
5. Göncü Başaran, E., Ayna, E., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. (2011). Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design-computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontol Scand* 69, 144–150.
6. Stawarczyk, B., Sener, B., Trottmann, A., Roos, M., Özcan, M., Hammerle, C.H. (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J* 31, 377–383.
7. Ghazal, M., Kern, M. (2010). Wear of denture teeth and their human enamel antagonists. *Quintessence Int.* 41, 157–163.
8. Attia, A., Abdelaziz, K.M., Freitag, S., Kern, M. (2006). Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 95, 117–123.
9. Stawarczyk, B., Özcan, M., Trottmann, A., Schmutz, F., Roos, M., Hämmerle, C.H. (2013). Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent* 109, 325–332.
10. Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 137, 14S–21S
11. Stawarczyk, B., Ilie, N. (2015). CAD/CAM-Komposite im Patientenmund. *Zahntechnik Magazin*. Verfügbar unter https://www.ztm-aktuell.de/technik/kronenbruecken/story/cadcam-komposite-im-patientenmund__2540.html [30.04.2019].
12. Rocca, G.T., Bonnafous, F., Rizcalla, N., Krejci, I. (2010). A technique to improve the esthetic aspect of CAD/CAM composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 104, 273–275.

13. Fehmer, V., Sailer, I. (2014). Geschichtete versus monolithische Restaurationen. *Quintessenz Zahntech* 40, 1102–1112.
14. Stawarczyk, B., Basler, T., Ender, A., Roos, M., Ozcan, M., Hammerle, C.H., (2012). Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *J Prosthet Dent* 107, 94–101.
15. Stawarczyk, B., Sailer, I., Sapina, B., Ender, A., Trottmann, A., Hämmerle, C. (2009). Quo vadis Provi? Provisorien: CAD/CAM- oder konventionell gefertigt – eine Standortbestimmung. *Dental Dialogue* 10, 30–48.
16. Wiegand, A., Stucki, L., Hoffmann, R., Attin, T., Stawarczyk, B. (2015). Repairability of CAD/CAM high-density PMMA-and composite-based polymers. *Clin Oral Investig* 19, 2007–2013.
17. Bähr, N., Keul, C., Edelhoff, D., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., Stawarczyk, B. (2013). Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent Mater J* 32, 492–501.
18. Keul, C., Martin, A., Wimmer, T., Roos, M., Gernet, W., Stawarczyk, B. (2013). Tensile bond strength of PMMA- and composite based CAD/CAM-materials to luting cements after different conditioning methods. *Int J Adhes Adhesiv* 46, 122–127.
19. Yoshida, K., Kamada, K., Atsuta, M. (2001). Effect of two silane coupling agents, a bonding agent, and thermal cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. *J Prosthet Dent* 85, 184–189.
20. Böhner, R. (2017). Haftverbund zu Kompositen. *Quintessenz Zahntech* 43, 1436–1448.
21. Scherrer, S.S., Cesar, P F., Swain, M.V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 26, e78–e93.
22. Beuer, F., Schweiger, J., Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 204, 505–511.
23. Kassem, A.S., Atta, O., El-Mowafy, O. (2012). Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont* 21, 28–32.
24. Magne, P., Schlichting, L.H., Maia, H.P., Baratieri, L.N. (2010). In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 104, 149–157.
25. Magne, P., Knezevic, A. (2009). Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int* 40, 125–133.
26. Stawarczyk, B., Ender, A., Trottmann, A., Ozcan, M., Fischer, J., Hammerle, C.H.F. (2012). Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clin Oral Investig* 16, 1669–1677.

27. Ruse, N.D., Sadoun, M.J. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 93, 1232–1234.
28. Manhart, J, Frasheri, I. (2017). Intraorale Reparatur von Glaskeramikrestorationen. Bewertung und klinische Vorgehensweise. *Bayerisches Zahnärzteblatt* 5, 50–59.
29. Arnetzt, G. (2016). CAD/CAM-Verbundwerkstoffe für den Langzeiterfolg bei erhöhter klinischer Belastung. *Quintessenz Zahntech* 42, 2–10.
30. Schlichting, L.H., Maia, H.P., Baratieri, L.N., Magne, P. (2011). Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 105, 217–226.
31. Bahilo, J., Jané, L., Bortolotto, T., Krejci, I., Roig, M. (2014). Full-mouth composite rehabilitation of mixed erosion and attrition patient: a case report with v-shaped veneers and ultra-thin CAD/CAM composite overlays. *Quintessence Int* 45, 749–756.
32. Edelhoff, D., Beuer, F., Schweiger, J., Brix, O., Stimmelmayer, M., Güth, J.F. (2012). CAD/CAM generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int* 43, 457–467.
33. Edelhoff, D., Liebermann, A., Beuer, F., Stimmelmayer, M., Güth, J.F. (2016). Minimally invasive treatment options in fixed prosthodontics. *Quintessence Int.* 47, 207–216.
34. Batalha-Silva, S., de Andrada, M.A., Maia, H.P., Magne, P. (2013). Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater* 29, 324–331.
35. Lava Ultimate Technisches Produktprofil (2016). Verfügbar unter http://www.caddent.de/fileadmin/pdf/s/Deutsch/Dokumente_3M-Espe/5-Lava_Ultimate_TPP_Folder.pdf [30.04.2019].
36. McLaren, E.A. (2009). Ceramics in dentistry – Part I: Classes of materials. Verfügbar unter <https://www.aegisdentalnetwork.com/id/2009/10/many-different-types-of-ceramic-systems-have-been-introduced-in-recent-years-for-all-types-of-indirect-restorations> [30.04.2019].
37. Ferracane, J.L. (2011). Review: Resin composite – state of the art. *Dent Mater* 27, 29–38.
38. Stawarczyk, B., Sener, B., Trottmann, A., Roos, M., Özcan, M., Hammerle, C.H. (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J* 31, 377–383.
39. Hellwig, E., Klimek, J, Attin, T. (2009). Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In E. Hellwig, J, Klimek, T. Attin. (Hrsg.), Einführung in die Zahnerhaltung. (5. überarbeitete und erweiterte Auflage). (S. 183). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.

40. Hellwig, E., Klimek, J, Attin, T. (2009). Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In E. Hellwig, J, Klimek, T. Attin. (Hrsg.), Einführung in die Zahnerhaltung. (5. überarbeitete und erweiterte Auflage). (S. 185). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
41. Faltermeier, A. (2008). Werkstoffe in der Zahnmedizin. In E. Wintermantel & Suk-Woo Ha (Hrsg.), Medizintechnik – Life Science Engineering (S. 1478). Berlin Heidelberg: Springer Verlag.
42. Hellwig, E., Klimek, J, Attin, T. (2009). Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In E. Hellwig, J, Klimek, T. Attin. (Hrsg.), Einführung in die Zahnerhaltung. (5. überarbeitete und erweiterte Auflage). (S. 186). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
43. Deutsches Institut für medizinische Dokumentation und Information (2008). Zahnamalgam im Vergleich zu Kompositkunststoffen. Verfügbar unter https://portal.dimdi.de/de/hta/hta_berichte/hta224_bericht_de.pdf [30.04.2019].
44. Lenhard, M. (2013). Komposit-Restaurationen. In R. Frankenberger (Hrsg.). Adhäsive Zahnheilkunde (S. 86). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
45. Mangani, F., Cerrutti, A., Putignano, A., Bollero, R., Madini, L. (2007). Clinical approach to anterior adhesive restorations using resin composite veneers. *Eur J Esthet Dent* 2, 188–209.
46. Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent* 3, 163–177.
47. Stawarczyk, B., Gnägi, D., Tesic-Divac, M., Schramm, A., Hämmerle, C.H.F. (2010). Die Biegefestigkeit von Verblendkompositen. *Quintessenz Zahntech* 36, 830–838.
48. Rzanny, A., Göbel, R., Küpper, H. (2009). Verblendkunststoffe – ästhetische und zahntechnische Herausforderung. *Quintessenz Zahntech* 35, 1598–1615.
49. Stawarczyk, B., Egli, R., Roos, M., Özcan, M., Hämmerle C.H.F. (2011). The impact of in vitro aging on the mechanical and optical properties of indirect veneering composite resins. *J Prosthet Dent* 106, 386–398.
50. Rzanny, A., Göbel, R., Küpper, H. (2007). Moderne Verblendkomposite – ein werkstoffkundlicher Vergleich. *Dtsch Zahnärztl Z* 62, 733–746.
51. Hellwig, E., Klimek, J, Attin, T. (2009). Restaurationen mit Einlagefüllungen. In E. Hellwig, J, Klimek, T. Attin. (Hrsg.), Einführung in die Zahnerhaltung. (5. überarbeitete und erweiterte Auflage). (S. 294). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
52. Scholten, I. (2013). Erweiterte Anwendungsmöglichkeiten eines Verblendkomposit-Systems durch Mikro-Hybrid-Technologie. *Quintessenz Zahntech* 39, 1414–1423.
53. Dörfer, C., Seidel, J., Staehle, H.J. (1998). Befestigungskunststoffe. In H. Meiners & K.M. Lehmann (Hrsg.), *Klinische Materialkunde für Zahnärzte* (S. 51). München Wien: Carl Hanser Verlag

54. Ladha, K., Verma, M. (2010). Conventional and contemporary luting cements: an overview. *J Indian Prosthodont Soc.* 10, 79–88.
55. Kunzelmann, K.H. (2014). Entscheidungsweg: Befestigungstechniken für vollkeramische Systeme. *ZWR* 123, 220–223.
56. Kern, M. (2008). Kleben oder Zementieren. *ZWP Extra* 2, 10–13.
57. Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (2003). Sind vollkeramische Kronen- und Brücken wissenschaftlich anerkannt?. Verfügbar unter http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgmkddocuments/Sind_Vollkeramische_Kronen-_und_Bruecken_wissenschaftlich_anerkannt.pdf [30.04.2019].
58. Frankenberger, R. (2006). Battle of Bottles? *Dental Magazin* 2, 42–49.
59. Kunzelmann, K.H., Kern, M. (2005). Kleben bringt Veneers Stabilität. *Dental Magazin* 5, 52–59.
60. Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 89, 268–274.
61. Lenhard, M. (2013). Komposit-Restaurationen. In R. Frankenberger (Hrsg.). *Adhäsive Zahnheilkunde* (S. 88). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
62. Stamatacos, C., Simon, J.F. (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Conti Educ Dent* 34, 42–44, 46.
63. Van Meerbeek, B., Yoshida, Y. (2012). Grundlagen der Adhäsivtechnik. In H. Meyer-Lückel, S. Paris, K.R. Ekstrand (Hrsg.), *Karies. Wissenschaft und klinische Praxis*. (S. 242). Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
64. Vargas, M.A., Bergeron, C., Diaz-Arnold, A. (2011). Cementing all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 142, 20S–24S.
65. Oßwald-Dame, U. (2015). Haftung selbst- und dualhärtender Zemente unter Thermowechselbelastung. *Dental Zeitung* 4, 70–71.
66. Janda, R. (2005). Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In K. Eichner & H.F. Kappert (Hrsg.), *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Band 1 Grundlagen und Verarbeitung (8. unveränderte Auflage) (S. 208). Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG
67. Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T. (2009). Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In E. Hellwig, J. Klimek, T. Attin. (Hrsg.), *Einführung in die Zahnerhaltung*. (5. überarbeitete und erweiterte Auflage). (S. 192). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
68. Bargel, H.J., Schulze, G. (2008). *Werkstoffkunde* (10. bearbeitete Auflage) (S. 365). Berlin Heidelberg: Springer Verlag.

69. Jacobi, A. (2013). Keramik-Inlays. In R. Frankenberger (Hrsg.). Adhäsive Zahnheilkunde (S. 207). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
70. Kilinc, E., Antonson, S.A., Hardigan, P.C., Kesercioglu, A. (2011). The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent* 36, 661–669.
71. Braga, R.R., Cesar, P.F., Gonzaga, C.C. (2002). Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 29, 257–262.
72. El-Badrawy, W., El-Mowafy, O.M. (1995). Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent* 73, 515–524.
73. Sanares, A.M., Itthagarun, A., King, N.M., Tay, F.R., Pashley, D.H. (2001). Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 17, 532–556.
74. Komori, P.C., de Paula, A.B., Martin, A.A., Tangano, R.N., Sinhoreti, M.A., Corrêa-Sobrinho, L. (2010). Effect of light energy density on conversion degree and hardness of dual-cured resin cement. *Oper Dent* 35, 120–124.
75. Ernst, C.P. (2013). Lichtpolymerisation. In R. Frankenberger (Hrsg.). Adhäsive Zahnheilkunde (S. 37). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
76. Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (2016). Leitlinie: Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich. Verfügbar unter: https://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/kompositzblang.pdf [30.04.2019].
77. Ilie, N., Lohbauer, U., Rosentritt, M. (2016). Lichtpolymerisation. *ZWR* 125, 284–289.
78. Manhart, J. (2003). Lichtpolymerisation: Gerätetypen und deren Wirkungsweise. Vergleich über Einsatzbereiche, Vor- und Nachteile. *Bayerisches Zahnärzteblatt*, April, 41–43.
79. Burghard, I. (2011). Lichthärtung in der Kunststoff-Verblendtechnik. *ZWP-Online*. Verfügbar unter: <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/zahntechnik/werkstoffe/lichthaertung-der-kunststoff-verblendtechnik> [30.04.2019].
80. Ernst, C.P. (2013). Lichtpolymerisation. In R. Frankenberger (Hrsg.). Adhäsive Zahnheilkunde (S. 55). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
81. Ernst, C.P. (2013). Lichtpolymerisation. In R. Frankenberger (Hrsg.). Adhäsive Zahnheilkunde (S. 38). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
82. Ferracane, J., Watts, D.C., Barghi, N., Ernst, C.P., Rueggeberg, F.A., Shortall, A., Price, R., Strassler, H. (2014). Der effiziente Einsatz von Lichtpolymerisationsgeräten—ein Leitfaden für Zahnärzte. *ZMK*. 30, 166–180.
83. Schotten, I. (2010). Wo viel Licht ist, ist wenig Schatten. *Dentalzeitung* 11, 42–44.

84. Angeli, C. (2011). Werkstoffkundlicher Vergleich neu entwickelter Verblemdkomposite. Unveröffentlichte Dissertation., Friedrich-Schiller-Universität Jena.
85. Aguir, F.H., Lazzari, C.R., Lima, D.A., Ambrosano, G.M., Lovadino, J.R. (2005). Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardnes of a hybrid resin composite. *Braz Oral Res* 19, 302–306.
86. Lussi, A., Zimmerli, B., Aregger, T., Portmann, P. (2005). Kompositaushärtung mit neuen LED-Geräten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 115, 1182–1187.
87. Ernst, C.P. (2013). Lichtpolymerisation. In R. Frankenberger (Hrsg.). *Adhäsive Zahnheilkunde* (S. 71). Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
88. Monticelli, F., Osorio, R., Sadek, F.T., Radovic, I., Toledano, M., Ferrari, M. (2008). Surface treatments for improving bond strength to prefabricated fiber posts: a literature review. *Oper Dent* 33, 346–355.
89. Sahafi, A., Peutzfeldt, A., Asmussen, E., Gotfredsen, K. (2004). Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent* 29, 60–68.
90. Higashi, M., Matsumoto, M., Kawaguchi, A., Miura, J., Minamino, T., Kabetani, T., Takeshige, F., Mine, A., Yatani, H. (2016). Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 1: Effect of sandblasting and silanization. *Dent Mater J* 35, 21–28.
91. Yoshihara, K., Nagaoka, N., Maruo, Y., Nishigawa, G., Irie, M., Yoshida, Y., Van Meerbeek, B. (2017). Sandblasting may damage the surface of composite CAD-CAM blocks. *Dent Mater* 33, e124–e135.
92. Inokoshi, M., Poitevin, A., De Munck, J., Minakuchi, S., Van Meerbeek, B. (2014). Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia. *Clin Oral Investig* 18, 1803–1812.
93. Marshall, S.J., Bayne, S.C., Baier, R., Tomsia, A.P., Marshall, G.W. (2010). A review of adhesion science. *Dent Mater* 26, e11–e16.
94. Edelhoff, D., Beuer, F., Stimmelmayer, M., Güth, J.F. (2014). Minimalinvasive Behandlungskonzepte in der festsitzenden Prothetik. *Quintessenz* 65, 589–600.
95. Liebermann, A., Keul, C., Bähr, N., Edelhoff, D., Eichberger, M., Roos, N., Stawarczyk, B. (2013). Impact of plasma treatment of PMMA-based CAD/CAM blanks on surface properties as well as on adhesion to self-adhesive resin composite cements. *Dent Mater* 29, 935–944.
96. Stawarczyk, B., Krawczuk, A., Ilie, N. (2015). Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clin Oral Investig* 19, 299–308.

97. Tinastepe, N., Turkes, E., Kazazoglu, E. (2017). Comparative approach to analyse the effects of different surface treatments on CAD/CAM resin nanoceramics–resin composite repair bond strength. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, *32*, 142–149.
98. Gale, M.S., Darvell, B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* *27*, 89–99.
99. Boehm, R.F. (1972). Thermal environment of teeth during open mouth respiration. *J Dent Res* *51*, 75–78.
100. Palmer, D.S., Barco, M.T., Billy, E.J. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* *67*, 325–327.
101. Spierings, T.A., Peters, M.C., Bosman, F., Plasschaert, A.J. (1987). Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res* *66*, 1335–1339.
102. Crabtree, M.G., Atkinson, H.F. (1955). A preliminary report on the solubility of decalcified dentin in water. *Austral J Denistry* *55*, 340–342.
103. Cekic-Nagas, I., Ergun, G., Egilmez, F., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. (2016). Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD/CAM block materials. *J Prosthodont Res* *60*, 265–273.
104. Tsujimoto, A., Barkmeier, W.W., Takamizawa, T., Wilwerding, T.M., Latta, M.A., Miyazaki, M. (2017). Interfacial characteristics and bond durability of universal adhesive to various substrates. *Oper Dent* *42*, E59–E70.
105. Hancox, N.L. (1998). Thermal effects on polymer matrix composites: Part 1. Thermal cycling. *Materials & Design*, *19*, 85–91.
106. Spierings, T.A., Peters, M.C., Bosman, F., Plasschaert, A.J. (1987). Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res* *66*, 1336–1339.
107. Stawarczyk, B., Keul, C., Beuer, F., Roos, M., Schmidlin, P.R. (2013). Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J* *32*, 441–448.
108. Torstenson, B., Brannstrom, M. (1988). Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent* *13*, 24–31.
109. Heintze, S.D., Zimmerli, B. (2011). Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials. A review in 3 parts. Part 1: Approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specification. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* *121*, 810–816.
110. Sirisha, K., Rambabu, T., Ravi Shankan, Y., Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *Journal of Conservative Dentistry* *17*, 305–311.

111. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., De Munch, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 26, e100–e121.
112. Heintze, S.D., Zimmerli, B. (2011). Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials. A review in 3 parts. Part 3: In vitro tests of adhesive systems. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 121, 1024–1032.
113. Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C., Xavier, T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater* 26, e38–49.
114. Canappele, T.M., Calamari, R.C., Batista, G.R., Gutierrez, N.C., Torres, C.R. (2012). Bond strength of composite repairs using flowable, conventional resins or the association of both. *Braz Dent Sci* 15, 49–54.
115. Dunn, W.J., Davis, J.T., Bush, A.C. (2005). Shera bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater* 21, 616–624.
116. Placido, E., Meira, J.B., Lima, R.G., Muench, A. de Souza, R.M., Ballester, R.Y. (2007). Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater* 23, 1086–1092.
117. Ferrari, M., Goracci, C., Sadek, F., Eduardo, P., Cardoso, C. (2002). Microtensile bond strength tests: scanning electron microscopy evaluation of sample integrity before testing. *Eur J Oral Sci* 110, 385–391.
118. Pashley, D.H., Carvalho, R.M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y., Fernandes, C.A., Tay, F. (1999). The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 4, 299–308.
119. Panah, F.G., Rezai, S.M., Ahmandian, L. (2008). The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. *J Prosthodont* 17, 409–414.
120. Amaral, R., Özcan, M., Bottino, M.A., Valandro, L.F. (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dent Mater* 22, 283–290.
121. Bouillaguet, S., Ciucchi, B., Jacoby, T., Wataha, J.C., Pashley, D. (2001). Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro. *Dent Mater* 17, 316–321.
122. Augusti, D., Augusti, G., Cerutti, F., Re, D. (2015). Does sandblasting improve bond strength between nano-ceramic resin and two different luting composites? *Bioceram Dev Appl* 5, 2–6.
123. Güngör, M.B., Nemli, S.K., Bal, B.T., Ünver, S., Doğan, A. (2016). Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont* 8, 259–266.

124. Potter, S. (2015). Microtensile bond strength of new ceramic/polymer materials repaired with composite resin. Not published dissertation, Uniformed Services University of the Health Science Air Force Postgraduate Dental School.
125. Hahnel, S., Henrich, A., Rosentritt, M., Handel, G., Bürgers, R. (2010). Influence of artificial ageing on surface properties and Streptococcus mutans adhesion to dental composite materials. *J Mater Sci Mater Med* 21, 823–833.
126. Kitayama, Y., Komori, A., Nakahara, R. (2003). Tensile and shear bond strength of resin-reinforced glass ionomer cement to glazed porcelain. *Angle Orthod* 73, 451–456.
127. Sunilkumar, P., Chandrashekhara, P., Baswaraj, H., Putturaj, K.T., Sangolgi V.C., Jayasudha, K. (2013). A comparative study of the shear and tensile bond strength using three types of direct bonding adhesives on stainless steel brackets – an in-vitro study. *J Int Oral Health* 5, 26–29.
128. Hu, M., Weiger, R., Fischer, J. (2016). Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater* 32, 223–232.
129. Oshida, Y., Miyazaki, M. (1996). Dentin bonding systems. Part II: effect of crosshead speed. *Biomed Mater Eng* 6, 87–100.
130. Yamaguchi, K., Miyazaki, M., Takamizawa, T., Tsubota, K., Rikuta, A. (2006). Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of two-step adhesive systems. *Dent Mater* 22, 420–425.
131. Lindemuth, J.S., Hagge, M.S. (2000). Effect of universal testing machine crosshead speed on the shear bond strength and bonding failure mode of composite resin to enamel and dentin. *Mil Med* 165, 742–746.
132. Eliades, T., Katsavrias, E., Zinelis, S., Eliades, G. (2004) Effect of Loading Rate on Bond Strength. *J Orofac Orthop* 65, 336–342.
133. Price, R.B., Derand, T., Sedarous, M., Andreou, P., Loney, R.W. (2000). Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent* 12, 320–327.
134. Mahn, E. (2011). Klinische Kriterien für die erfolgreiche Komposit-Aushärtung. ZM Online. Verfügbar unter <https://www.zm-online.de/archiv/2011/04/zahnmedizin/klinische-kriterien-fuer-die-erfolgreiche-komposite-aushaertung/> [30.04.2019]
135. Price, R., McLeod, M.E., Felix, C.M. (2013). Bestimmung der tatsächlichen Lichtdosis bei der Polymerisation einer Klasse-I-Restauration. ZMK. Verfügbar unter https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/bestimmung-der-tatsaechlichen-lichtdosis-bei-der-polymerisation-einer-klasse-i-restauration__917.html [30.04.2019]
136. Pires, J.A., Cvitko, E., Denehy, G.E., Swift, E.J. (1993). Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int* 24, 517–521.
137. Prati, C., Chersoni, S., Montebugnoli, L., Montanari, G. (1999). Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent* 12, 231–234.

LITERATURVERZEICHNIS

138. Franz, A., König, F., Anglmayer, M., Rausch-Fan, X., Gille, G., Rausch, W.D., Lucas, T., Sperr, W., Schedle, A. (2003). Cytotoxic effects of packable and nonpackable dental composites. *Dent Mater*, *19*, 382–392.
139. Xu, X., Sandras, D.A., Burgess, J.O. (2006). Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. *J Esthet Restor Dent*, *18*, 19–28.
140. Aguiar, F.H., Braceiro, A., Lima, D.A., Ambrosano, G.M., Lovadino, J.R. (2007). Effect of light curing modes and light curing time on the microhardness of a hybrid composite resin. *J Contemp Dent Pract* *8*, 1–8.
141. Prati, C., Chersoni, S., Montebugnoli, L., Montanari, G. (1999). Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent* *12*, 231–234.
142. Baur, V., Ilie, N. (2013). Repair of dental resin-based composites. *Clin Oral Investig* *17*, 601–608.