

In-vitro-Scherkraftuntersuchung zum Verbund von festsitzenden Provisorien zu Reparaturkunststoffen unter Anwendung unterschiedlicher Adhäsivsysteme

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)
der Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Rebecca Maria Krüger

aus Augsburg
2025

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark
2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. Christian Kirschneck, MHBA

Tag der Mündlichen Prüfung: 24.09.2025

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	8
1. Einleitung	9
1.1 Allgemeine Einführung	9
1.2 Provisorische Kronen- und Brückenversorgung	9
1.3 Aufgaben provisorischer Kronen- und Brückenversorgung	10
1.4 Anforderungen an provisorische Kronen- und Brückenversorgung	12
1.5 Anforderungen an das Material	12
1.5.1 Patientenbezogene Anforderungen	12
1.5.2 Behandlerbezogene Anforderungen	13
1.6 Provisorische Kronen- und Brückenkunststoffe	13
1.6.1 Einteilung provisorischer Kronen- und Brückenkunststoffen	15
1.6.2 Vergleich mechanischer Eigenschaften provisorischer Kunststoffe	18
1.6.3 Einfluss der Wasseraufnahme auf die mechanischen Eigenschaften provisorischer Kunststoffe	19
1.7 Adhäsive	20
1.8 Zielsetzung der Arbeit	22
2. Material und Methoden	23
2.1 Verwendete Materialien	23
2.1.1 Provisorische Kunststoffe	23
2.1.2 Bonding-Materialien	25
2.1.3 Reparaturkunststoffe	27
2.2 Probenherstellung	29
2.3 Thermische Alterung	35
2.4 Definition der Probengruppen	35
2.5 Scherversuche	36
2.6 Lichtmikroskopische Betrachtung	37
2.7 Statistische Auswertung	42

3. Ergebnisse	43
3.1 Scherkraftuntersuchung	44
3.1.1 Scherkraftuntersuchung der Probengruppen des Provisorienmaterials Dentalon® Plus	45
3.1.2 Scherkraftuntersuchung der Probengruppen des Luxatemp Automix Plus	46
3.1.3 Scherkraftuntersuchung der Probengruppen des Trim® Plus	48
3.2 Einfluss der Adhäsive auf die Scherfestigkeit	49
3.3 Einfluss des provisorischen Kunststoffes auf die Scherfestigkeit	49
3.4 Einfluss der Alterung auf die Scherfestigkeit	50
3.5 Bruchbildanalyse	51
3.5.1 Bruchbildanalyse der Probengruppen des Dentalon Plus	53
3.5.2 Bruchbildanalyse der Probengruppen des Luxatemp Automix Plus	54
3.5.3 Bruchbildanalyse der Probengruppen des Trim Plus	56
4. Diskussion	58
4.1 Diskussion der Methode	58
4.1.1 In-vitro-Untersuchung	58
4.1.2 Versuchsaufbau	58
4.1.3 Prüfkörperherstellung	59
4.1.4 Scherkraftversuche	65
4.1.5 Analyse der Bruchbilder	67
4.2 Diskussion der Untersuchungsergebnisse	68
4.2.1 Einfluss des Provisorienkunststoffes und dessen Vorbehandlung	68
4.2.2 Künstliche Alterung	74
4.3 Schlussfolgerung	75
5. Zusammenfassung	77
6. Abbildungsverzeichnis	79
7. Tabellenverzeichnis	81
8. Literaturverzeichnis	82

9. Erklärung zum Eigenanteil	97
10. Danksagung	98

Abkürzungsverzeichnis

Bis-GMA.	Bisphenol A GlycidylMethAcrylate
CAD-CAM	Computer-Aided Design – Computer-Aided Manufacturing
DPA/ DBP	Di-butyl-pthalate
EGDMA	Ethylenglycoldimethacrylat
Gew.-%	Gewichtsprozent
IBMA	Monomer Isobutylmethacrylat
LED	Light Emitting Diode
MMA	Methylmethacrylate
PEGDMA	Polyethylene-glycol-dimethacrylate
PEEK.	Polyetheretherketone
PEMA	Polyethylmetharylat
PMMA	Polymethylmethacrylat
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
Vol. %	Volumenprozent
UDMA	Urethandimethacrylat

1. Einleitung

1.1 Allgemeine Einführung

Als Provisorium bezeichnet man in der Zahnheilkunde eine für den vorübergehenden Zweck eingegliederte prothetische Restauration. Das Provisorium wird nach der Präparation eines Zahnes eingesetzt und soll einen begrenzten Zeitraum bis zum Einsetzen der definitiven Versorgung in situ bleiben (Burke et al., 2005).

Das Provisorium stellt einen wichtigen Bestandteil im Fertigungsprozess von festsitzendem Zahnersatz dar. Es schützt nicht nur den präparierten Zahn vor externen Noxen, sondern verhindert auch Zahnwanderung, Kippung und Elongation der Dentition. Dabei ist die Eingliederung der temporären Versorgung in optimaler statischer und dynamischer Okklusion von wichtiger Bedeutung.

Während der Herstellung der Provisorien kommt es oft zu Fehlstellen im Kunststoff, aber auch während der Tragedauer des Provisoriums kann es zu Frakturen oder Rissbildungen, vor allem bei dünnen Gerüststrukturen, kommen. Da eine komplette Neuanfertigung zeitintensiv ist, werden Korrekturen an Provisorien in der Praxis häufig mit dünnfließendem Komposit vorgenommen. Oft ist der Verbund unzureichend und der Patient wird immer wieder in der Praxis vorstellig.

Um dies zu vermeiden, wurden spezielle Reparatursysteme entwickelt, die meist aus einem Bondingsystem und zusätzlichem dünnfließenden Komposit bestehen. Da unterschiedliche Provisorienmaterialien auf dem Markt erhältlich sind (z.B. auf PMMA-Basis oder Bis-GMA-Basis) stellt sich die Frage, wie stabil der adhäsive Verbund zwischen gängigen provisorischen Kunststoffen und den Reparatursystemen ist und in wie weit sich dieser durch unterschiedliche Vorbehandlung verbessern lässt.

1.2 Provisorische Kronen- und Brückenversorgung

Da der temporär eingegliederte provisorische Zahnersatz einen wesentlichen Bestandteil im Fertigungsprozess von definitiven festsitzenden Restaurationen darstellt, soll jene Versorgung ähnlichen Anforderungen entsprechen wie die definitive Arbeit.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten der Herstellung von temporären Kronen und Brücken. Diese können nach der Präparation, wie definitiver Zahnersatz, im Labor

hergestellt werden. Häufiger ist jedoch die Herstellung direkt am Patienten mit Hilfe einer Tiefziehschiene, einer Abformung oder eines Silikonschlüssels. Auch vorgefertigte oder alte Kronen können nach Unterfütterung oder Umarbeitung mit provisorischen Kunststoffen als temporärer Zahnersatz genutzt werden. Des Weiteren gibt es die Möglichkeit der Herstellung eines Schalenprovisoriums im Labor, welches später am Patienten mit Kunststoff aufgefüllt wird (Strub et al., 2005).

Seit einigen Jahren können Provisorien auch mittels CAD-CAM Technologie gefertigt werden.

Für die chairside Herstellung von provisorischen Kronen und Brücken werden Materialien auf Basis von Bis-Acryl oder MMA verwendet. Im Folgenden werden die Anforderungen und Aufgaben temporären Zahnersatzes näher erläutert und auf die hierfür verwendeten Materialien eingegangen.

1.3 Aufgaben provisorischer Kronen- und Brückenversorgung

Die temporäre festsitzende Versorgung soll eine Vielzahl funktioneller, biologischer und ästhetischer Aufgaben erfüllen.

Biologische Aufgaben

Die Dentinwunde, die durch das Beschleifen eines Zahnes entsteht, muss vor chemischen, thermischen, und bakteriellen Reizen durch eine provisorische festsitzende Versorgung geschützt werden (Thuma, 2011). Das Dentin mit seinen vielen Dentinkanälchen ist bei einem gesunden Zahn vollständig von Zahnschmelz oder Wurzelzement bedeckt (Jacobsen et al., 2001). Die Dentinkanälchen sind mit Flüssigkeit gefüllt. Unter einer Dentinwunde versteht man freiliegendes Dentin. Physischer oder chemischer Reiz kann eine Bewegung der Flüssigkeit hervorrufen, die von den Barorezeptoren in der Pulpa und im Dentin wahrgenommen werden und zu einer Schmerzsensation führen können (Brännström et al., 1972). Der Schmerz, der durch freiliegendes Dentin ausgelöst wird und nicht mit Karies assoziiert werden kann, wird als Dentinhypersensitivität bezeichnet (Addy et al., 1985).

Eine Infektion des Zahnes und die Entstehung von Karies ist durch die vollständige Abdeckung der beschliffenen Zahnhartsubstanz zu verhindern (Burke et al., 2005). Der Kunststoff sollte bündig mit der Präparationsgrenze abschließen.

Funktionelle Aufgaben

Die Position des Zahnes soll im stomatognathen System bewahrt und die Kieferrelation gesichert werden (Dieterich, 2011). Durch das Auflösen der Kontakte zur Nachbarbezahnung und zu den Antagonisten käme es ohne eine provisorische Versorgung zu Kippung und Zahnwanderung.

Eine fehlende okklusale Abstützung kann zu Erkrankungen des Kiefergelenkes führen (Hagag et al., 2000). Außerdem muss die Kau- und Sprachfunktion bis zur Eingliederung der definitiven Versorgung gewährleistet sein. Das Provisorium kann darüber hinaus die Gefahr der Fraktur präparierter Zahnstümpfe mindern (Burke et al., 2005).

Provisorien können auch zur prospektiven Diagnostik verwendet werden (Gernet et al., 2011). Mit Hilfe von Langzeitprovisorien können neue Bisslagen ausgetestet oder therapeutische Bisshebungen/-senkungen durchgeführt werden. Des Weiteren kann die Prognose parodontal geschädigter oder endodontologisch behandelter Zähne geprüft werden. Nach einem parodontalchirurgischen Eingriff kann das Provisorium genutzt werden, um eine optimale Ausheilung des Gewebes zu bewirken und die biologische Breite bis zur Eingliederung des definitiven Zahnersatzes wiederherzustellen (Strub et al., 2005).

Ästhetische Aufgaben

Vor allem im Frontzahnbereich hat der provisorische Zahnersatz die Aufgabe den Patienten vor Verlassen der Zahnarztpraxis ästhetisch wiederherzustellen (Sergl et al., 2001). Eine ästhetische Abweichung von der Norm im Frontzahnbereich wird mit mangelnder Körperhygiene und einem geringen sozioökonomischen Status assoziiert (Sergl et al., 2001).

Neben der bereits erwähnten Bisslagenänderung können auch Form und Farbe der prothetischen Versorgung ausgetestet werden. Das Provisorium ermöglicht eine erste Visualisierung der definitiven Arbeit. Dies erlaubt dem Behandler unerwünschte ästhetische Aspekte in der definitiven Versorgung zu korrigieren (Mizrahi et al., 2019). Provisorien können zudem bei der Weichteilausformung Verwendung finden (Gernet, Wolfgang et al., 2011). Hierbei sollen die Zahnproportionen zum Gingivaverlauf,

insbesondere im Falle einer vorangegangenen Zahnentfernung, beibehalten werden (Dieterich, 2011).

1.4 Anforderungen an provisorische Kronen- und Brückenversorgung

Die Anforderungen an die provisorische Versorgung entsprechen im Wesentlichen denen der festsitzenden, ausgenommen der Langlebigkeit (Burke et al., 2005).

Die provisorische Krone soll nach der Anatomie des natürlichen Zahnes gestaltet werden.

Kontaktpunkte, Form und Position des Provisoriums muss der späteren definitiven Versorgung entsprechen. Entspricht das Provisorium den genannten Anforderungen nicht, so kann es zu einer Wanderung der Zähne kommen. Bei der Einprobe der definitiven Versorgung würde diese nun nicht mehr passen.

Bei der Herstellung des Provisoriums ist zudem auf eine parodontalhygienische Gestaltung zu achten. Die Ränder müssen adaptiert und poliert werden. (Gernet et al., 2011). Zu lange oder unzureichend polierte Kronenränder führen zu einer Entzündung der Gingiva und gegebenenfalls einer Rezession dieser (Prestipino, 1989; Burke et al., 2005).

Nicht außer Acht zu lassen ist der ästhetische Aspekt des Provisoriums vor allem bei der Herstellung von Zahnersatz im Frontzahnbereich. Form und Farbe sollen der natürlichen Bezahnung möglichst ähnlich sein. Die psychosoziale Integrität des Patienten muss nach der Präparation von Zähnen mit dem Provisorium wiederhergestellt sein (Sergl et al., 2001).

1.5 Anforderungen an das Material

Materialien, die zur Anfertigung von provisorischen Kronen und Brücken genutzt werden, sollen eine Vielzahl von Anforderungen erfüllen. Im Folgenden wird zwischen patientenbezogenen und behandlerbezogenen Anforderungen unterschieden.

1.5.1 Patientenbezogene Anforderungen

Materialien die zur Anfertigung von provisorischem Zahnersatz genutzt werden, dürfen keine Bestandteile enthalten, die auf das umliegende Gewebe oder den Organismus toxisch, kanzerogen oder mutagen wirken können. Das Material muss in der Mundhöhle chemisch stabil sein (Gernet et al., 2011). Während der direkten Provisorienherstellung, kommen die miteinander reagierenden Kunststoffbestandteile

in Kontakt mit dem umliegenden Gewebe (Welker, 1998). Um die Pulpa vor Reizung zu schützen, sollte die Wärmeentwicklung während der Polymerisation des Provisoriums gering sein (Gernet et al. 2011). Bei einer Temperatur über 42°C ist mit einer irreversiblen Schädigung der Pulpa zu rechnen (Zach et al., 1965). Darüber hinaus sollte das Material geschmack- und geruchlos sein und unempfindlich gegenüber Zahnpflegeprodukten und Nahrungsmitteln. Um angrenzendes Gewebe nicht zu Reizen und die Ablagerung von Plaque zu verhindern, muss das Material polierbar sein (Gernet et al., 2011). Eine raue Oberfläche fördert die Akkumulation von Plaque (Tanner et al., 2005). Des Weiteren sollte der Kunststoff eine ausreichende mechanische Stabilität aufweisen, um den Kaukräften standzuhalten (Gernet et al., 2011). Der provisorische Kunststoff sollte in seiner Farbe über die Tragedauer beständig und der natürlichen Zahnhartsubstanz ähnlich sein.

1.5.2 Behandlerbezogene Anforderungen

Provisorische Kronen- und Brückenkunststoffe sollen nicht nur Anforderungen erfüllen, die die Gesundheit des Patienten betreffen, sondern auch für den Zahnarzt einfach zu verarbeiten und gesundheitlich unbedenklich sein.

Die einzelnen Komponenten sollten leicht zu dosieren und die Abbindezeit des Materials eine ausreichende Verarbeitungszeit ermöglichen (Gernet et al., 2011).

Eine Unterfütterung und die Korrektur von Fehlstellen sollte durch Anpolymerisieren möglich sein (Gernet et al., 2011). Darüber hinaus sollte der provisorische Kunststoff unempfindlich gegenüber gängigen temporären Zementen sein.

1.6 Provisorische Kronen- und Brückenkunststoffe

Kunststoffe sind synthetische, organische, makromolekuläre Materialien, die durch Polymerisation aus Monomeren entstehen (Fischer, Stawarczyk, 2009). Die Polymerisationsreaktion verläuft exotherm (Fischer, Stawarczyk, 2009). Bei der Polymerisation werden die in der organischen Matrix enthaltenen Monomere zu einem Polymer. Durch Zufuhr von chemischer Energie werden Initiatoren gespalten. Die Initiatoren starten gemeinsam mit den Radikalen die Polymerisationsreaktion. Dabei werden die Doppelbindungen der Monomere geöffnet, dadurch können die Moleküle untereinander Ketten ausbilden. Sind alle Monomere aufgebraucht oder reagieren zwei Radikale miteinander, so wird die Reaktion gestoppt. Ist nicht genügend Energie vorhanden, um alle Monomermoleküle umzusetzen, so bleiben diese als

Restmonomere im Kunststoff zurück. Ein hoher Restmonomergehalt hat schlechtere mechanische Eigenschaften wie erhöhte Quellbarkeit und Porösität zur Folge (Fischer, Stawarczyk, 2009).

Die funktionelle Gruppe der Monomere stellt die Methacrylat-Gruppe dar. Anhand der Anzahl der funktionellen Gruppen können Monomere in mono-, bi-, tri- und höherfunktionelle Methacrylate eingeteilt werden. Die Zahl der funktionellen Gruppen bestimmt das Kettenwachstum eines Monomers. Monofunktionelle Methacrylate, die nur eine Methacrylatgruppe besitzen, bilden eine lineare Molekülkette aus. Höherfunktionelle Methacrylate besitzen mehrere Bindungsstellen und bilden ein dreidimensionales Netz (Fischer, Stawarczyk, 2009).

Nicht nur das Kettenwachstum nimmt Einfluss auf die Eigenschaften eines Kunststoffes, auch die Molmasse spielt eine Rolle. Moleküle, die eine geringe Molmasse aufweisen, haben einen niedrigeren Siedepunkt und sind deshalb geruchsintensiver. Sie verdunsten schneller als Moleküle mit einer höheren Molmasse wie z.B. Bis-GMA. Eine höhere Molmasse der Moleküle hat eine geringere Polymerisationsschrumpfung und bessere Lagerstabilität zur Folge (Fischer, Stawarczyk, 2009).

Als Werkstoff für provisorische Kronen- und Brücken werden Verbundkunststoffe verwendet. Verbundwerkstoffe sind komplex. Es handelt sich um Kunststoffe, denen eine Vielzahl unterschiedlicher Materialien beigefügt werden, die in einer Wechselwirkung zu einander stehen (Janda, 2000).

Die Eigenschaften eines Kunststoffes wie Härte, Elastizität, Bruchfestigkeit, Farbe und Temperaturbeständigkeit können durch Beimischung von Füllstoffen, Pigmenten, weiteren Monomeren und Additiven beeinflusst und individualisiert werden (Fischer, Stawarczyk, 2009; Hohmann, Hieschler, 2005).

Provisorische Kunststoffe sind in der Regel Kaltpolymerisate. Das bedeutet, dass zum Start der Polymerisationsreaktion weder Wärme noch Licht nötig sind. Es wird ein Initiatorsystem mit tertiären Aminen eingesetzt, das aus zwei Substanzen besteht. Durch Anmischen kommen die beiden Substanzen in Kontakt, wobei Radikale entstehen und die Polymerisationsreaktion ausgelöst wird. Kaltpolymerisate haben den Vorteil, dass sie zeitsparend am Behandlungstisch verarbeitet werden können. Nachteilig ist der erhöhte Restmonomergehalt, aufgrund der zu schnellen Polymerisation bei Raumtemperatur (Fischer, Stawarczyk, 2009).

1.6.1 Einteilung provisorischer Kronen- und Brückenkunststoffen

Kunststoffe die bei der Herstellung von provisorischen Kronen und Brücken Verwendung finden, lassen sich grundsätzlich in zwei Gruppen einteilen: Zum einen Pulver-Flüssigkeitssysteme auf Basis von Methacrylaten, zum anderen die auf bi-Methacrylaten basierenden Komposit-Werkstoffe.

1.6.1.1 Pulver-Flüssigkeitssysteme

Polymethylmethacrylat (PMMA)

Bei provisorischen Kunststoffen auf PMMA Basis handelt es sich um Pulver-Flüssigkeit-Systeme. Sie bestehen aus einer Kombination aus MMA und PMMA. Das Pulver besteht aus kleinen auspolymerisierten PMMA-Kügelchen mit einem Durchmesser von ca. 20 Mikrometern, die Flüssigkeit aus Monomer (Fischer, Stawarczyk, 2009). Beide Komponenten müssen von Hand angemischt werden. Man unterscheidet Heißpolymerisate und Autopolymerisate (Kaltpolymerisate). Heißpolymerisate müssen in einem mit Wasser gefüllten Drucktopf bei 95° polymerisiert werden, weshalb sie nur zur indirekten Herstellung von Provisorien im Labor geeignet sind.

Auch bei der Polymerisation von „Kaltpolymerisaten“ auf reiner PMMA-Basis handelt es sich um eine exotherme Reaktion bei der die Temperatur auf bis zu 80°C steigen kann. Der Faktor Zeit spielt bei der Herstellung von Provisorien eine wichtige Rolle, weshalb eine schnelle Polymerisation stattfinden muss. Dies wird durch einen hohen Monomeranteil erreicht. Eine schnelle Polymerisation geht einher mit einem hohen Temperaturanstieg. Dabei kann es bei Temperaturen über 42°C bereits zu irreparablen Schädigungen der Zahnpulpa kommen (Lang et al., 2002).

Um die Reaktionswärme herabzusetzen können Autopolymerisate mit höhermolekularen Mono-Methacrylaten wie Polyethylmethacrylat (PEMA) verwendet werden (Lang et al., 2002). Die Polymerisationsreaktion der PMMA-Kunststoffe ist eine Redoxreaktion. Durch den Zerfall des Initiators Benzylperoxid werden Radikale gebildet. Diese Radikale greifen die Doppelbindungen des Methacrylat-Monomers an, indem sie sich an eines der beiden Elektronen der Doppelbindung binden. Es kommt zur Ausbildung einer neuen Einfachbindung. Das übrigbleibende Elektron kann weitere Methacrylat-Moleküle binden. Folglich entsteht eine Kettenstruktur (Rawls et al., 2003; Clarke et al., 1997). Treffen zwei Radikale aufeinander oder kommen sie in Kontakt

mit einem Inhibitor, so kommt es zum Abbruch der Kettenreaktion (Rawls et al., 2003; Janda, 2000).

Bei der Polymerisationsreaktion werden nicht alle Monomermoleküle verbraucht, sodass Restmonomere in der Kunststoffmatrix verbleiben (Clarke et al., 1997; Franz et al., 1982). Zudem tritt eine Polymerisationskontraktion auf. Die Monomere bewegen sich von der Van-der-Waals-Distanz zum kovalenten Abstand, was zu einer Volumenschrumpfung führt. Durch das Ausbilden von Einfachbindungen kommt es zu einer leichten Ausdehnung, die jedoch keinen Ausgleich der Schrumpfung herbeiführt (Sadhir et al., 1992). Durch die Zugabe von auspolymerisiertem PMMA Pulver kann die Polymerisationsschrumpfung auf ca. 7 Vol.% reduziert werden (Clarke et al., 1997; Rawls et al., 2003). PMMA weist eine höhere Polymerisationsschrumpfung und Reaktionstemperatur auf, als andere provisorische Kunststoffe (Burns et al., 2003; Janda, 2000; Rzanny et al. 1996; Welker et al., 1998; Wirz et al., 1992). Die hohe Reaktionstemperatur kann die Irritation der Pulpa zur Folge haben. Zudem ist das Material spröde und besitzt eine geringere Festigkeit. Dies liegt in den linearen Polymerketten ohne Quervernetzung und den voluminösen, dichten Seitenketten begründet, die die konformationelle Entspannung der PMMA-Moleküle erschweren. Darüber hinaus gehen bei PMMA die abstoßenden van-der-Waals-Wechselwirkungen bei kürzeren Abständen zwischen benachbarten Seitenketten verloren. Dies führt zu einer verminderten Fähigkeit des Materials, Spannungen durch intermolekulare Wechselwirkungen abzuleiten, wodurch es eher zu einem spröden Bruch kommt (Thang et al. 2021). Außerdem ist durch das Anmischen von Hand der Einschluss kleiner Luftblasen wahrscheinlich, die sich später nicht nur an der Oberfläche der provisorischen Versorgung zeigen können, sondern auch schlechtere mechanische Werte zur Folge haben. Eine exakte Dosierung des zwei-Komponenten-Materials ist zudem wichtig, in der Praxis jedoch schwer umzusetzen (Rzanny et al., 1996). Trotz seiner Nachteile gegenüber anderen dentalen Werkstoffen finden PMMA basierte Pulver-Flüssigkeitssysteme häufig Anwendung. Womöglich ist dies begründet in dem günstigen Preis und der einfachen Reparaturmöglichkeit. An PMMA basierte Provisorien kann, durch das vorherige Benetzen mit Monomer, wieder Material angetragen werden. (Balkenhol, Hanning, Rupf, 2011). Darüber hinaus könnte die lineare Polymerkettenstruktur, die sich nachteilig auf die mechanischen Eigenschaften des Materials auswirkt, für die gute Polierbarkeit des PMMA verantwortlich sein.

Polyethylmethacrylat (PEMA)

Aufgrund besserer Materialeigenschaften finden auch Pulver-Flüssigkeitssysteme auf Basis von höhermolekulären Mono-Methacrylaten Polyethylmethacrylat (PEMA), angemischt mit i-Butylmethacrylat Flüssigkeit, Verwendung (Clarke et al., 1997; Janda, 2005). Das höhermolekulare i-Butylmethacrylat (IBMA) bietet den Vorteil, dass es die Reaktionswärme während der Polymerisation reduziert (Kappert, Eichner, 2000). Höhermolekuläre Methacrylate können an mehreren Stellen wachsen und so dreidimensionale Moleküle ausbilden (Janda, 2000). PEMA gemischt mit IBMA Monomer, enthält den Weichmacher Di-butyl-phthalate (DBP). DBP ist ein endokriner Disruptor, der sich östrogen-ähnlich verhält und möglicherweise kanzerogen wirkt (Abdulmohsen et al., 2016).

1.6.1.2 Kompositbasierte Werkstoffe

Kompositbasierte Werkstoffe sind Präparate auf Diacryl-Basis, welche sich aus mindestens zwei Bestandteilen zusammensetzt, die nicht ineinander löslich sind (Nejatidanesh et al., 2009; Janda, 2005). In Automischkartuschen zählen sie heute als Standardmaterialien für die chairside Herstellung von provisorischem, festsitzendem Zahnersatz (Dieterich, 2011). Ähnlich wie Komposite, die als Füllungsmaterialien dienen, setzen sich kompositbasierte Materialien zur Herstellung von provisorischem Zahnersatz aus einer organischen Matrix und anorganischen Füllkörpern zusammen (Balkenhol et al., 2011). Als organische Matrix werden Monomere wie Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA), Urathandimethacrylat (UDMA) oder Triethylenglycoldimethacrylat verwendet (Janda, 2005). Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat zeigt eine hohe strukturelle Heterogenität, bildet jedoch starke Wasserstoffbrückenbindungen zwischen seinen OH-Gruppen aus, was zu einer hohen Schlagfestigkeit führt (Baraszczywska-Ryberek, Jurczyk, 2015). Da Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA) hochviskös ist, wird das kurzkettige Monomer Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) beigefügt. Ein prozentual höherer TEGDMA-Anteil führt zu einer höheren Polymerisationsschrumpfung (Gonçalves et al., 2011). In die Matrix der Monomersysteme sind Füllstoffe, bestehend aus Quarz, Glas und Keramik, mittels Silane eingebaut. Die Herstellung dieses Verbundes wird als Silanisierung bezeichnet. Silane sind bifunktionelle Moleküle, welche anorganische Bestandteile an die organischen Polymere binden (Zimmerli et al., 2010). Durch die Silanisierung kann ein höherer Füllstoffgehalt innerhalb der Matrix erzielt werden,

welcher bessere mechanische Eigenschaften des temporären Werkstoffes bewirkt. Die Polymerisationsschrumpfung wird reduziert und die mechanische Festigkeit erhöht (Rawls, 1996). Nicht nur die Zugabe von Füllstoffen resultiert in einer geringen Polymerisationsschrumpfung, sondern auch die hohe Molmasse der Diacrylate (Burns et al. 2003; Janda, 2005; Ryzanny et al., 1996; Welker et al., 1999; Wirz et al. 1992). Durch die Zugabe von Comonomeren, Copolymeren, Katalysatoren, Inhibitoren, Weichmachern, UV-Absorber und Acceleratoren können die Eigenschaften des Kunststoffes weiter individualisiert werden. Kompositbasierte Werkstoffe, die zur Herstellung von provisorischem Zahnersatz genutzt werden, sind fast immer selbsthärtend und in Automischkatuschen auf dem Markt erhältlich. Dies hat den Vorteil, dass Fehler in der Dosierung entfallen. Außerdem wird der Einschluss von Luftblasen beim Anmischen vermieden, dies hat weniger Fehlstellen im Provisorium und bessere mechanische Werte zu Folge (Welker, 1998).

Allerdings zeigen kompositbasierte Materialien eine sprödere Oberfläche mit einer schlechten Polierbarkeit, die die Auflagerung von Plaque begünstigt. Die Kosten sind zudem höher als bei Materialien auf PMMA/MMA Basis (Freesmeyer, 1995; Karaokutan, 2015; Koeck, 1999; Strub et al., 2005; Windmüller 1999).

1.6.2 Vergleich mechanischer Eigenschaften provisorischer Kunststoffe

Eine Vielzahl In-vitro-Studien wurden durchgeführt, um die mechanischen Eigenschaften von Materialien zu untersuchen, die in der Herstellung direkter Provisorien Verwendung finden. Zusammenfassend wiesen Diacrylate bessere mechanische Werte, in Bezug auf Härte und Biegefestigkeit auf, als methylacrylatbasierte Materialien, auf (Thompson, Luo, 2014; Lang et al., 2003; Balkenhol et al., 2009; Kim, Watts, 2007; Gegauß, Wilkerson, 1995). Die besseren mechanischen Eigenschaften der Komposite sind in deren vernetzter Struktur begründet. Bis-GMA oder TEGDMA sind hoch visköse, multifunktionelle Monomere, die sich mit anderen Polymerketten verbinden können. MMA hingegen haben eine lineare Struktur und ein niedrigeres molekulares Gewicht. Die fehlende Netzstruktur führt zu einer geringeren Festigkeit (Nejatidanesh et al., 2009).

Nicht nur der Vernetzungstyp des Kunststoffes, sondern auch der Grad der Konversion trägt maßgeblich zur Härte und Biegefestigkeit des Materials bei (Atsuta, Turner, 1982). Dualhärtende Komposite wiesen in Studien von Nejatidanesh et al. (2009) eine größere Biegefestigkeit auf als autopolymerisierende Komposite. Dieser

Effekt hält jedoch nur ca. 72h an, aufgrund der größeren initialen Polymerisation (Balkenhol et al., 2008). Eine Studie von Balkenhol et al. empfahl die Verwendung von dualhärtenden Kompositen, wenn die provisorische Versorgung direkt nach der Herstellung in der Mundhöhle Belastungen ausgesetzt ist.

Autopolymerisierende Diacrylate waren biegeester und härter als ausschließlich lichthärtende. Dies liegt in der höheren Anzahl an Füllpartikeln begründet. Diacrylate können größeren Kräften standhalten. Wenn die Kraft zu groß ist frakturieren sie plötzlich, ohne zuvor einer Deformation zu unterlaufen (Jo et al., 2011; Abdulmohsen et al., 2016). PEMA (Polyethylmethacrylat) umfasst Monomere wie Isobutylmethacrylate (IBMA) oder n-Butylmethacrylat und weist mechanische Eigenschaften auf, die denjenigen von PMMA ähnlich sind. Im Vergleich zu PMMA zeigt PEMA jedoch eine geringere Polymerisationsschrumpfung sowie eine weniger exotherme Polymerisationsreaktion. In einer 2008 von Nejatidanesh durchgeführten Studie wurde festgestellt, dass das PEMA-basierte Material Trim® Plus die geringste Biegefestigkeit unter den untersuchten provisorischen Kunststoffen aufwies. PEMA wurde entwickelt, um das Risiko der Gewebereizungen zu verringern, das durch eine niedrigere Polymerisationstemperatur erreicht wird. Der Weichmacher Dibutylphthalat (DBP), der als endokriner Disruptor bekannt ist, schwächt die Bindung der Polymerketten und beeinträchtigt dadurch die mechanischen Eigenschaften. Im Vergleich zu PMMA weist PEMA insgesamt schlechtere mechanische Werte auf (Abdulmohsen et al., 2016).

Ein Unterschied bezüglich der Bruchzähigkeit verschiedener provisorischer Kunststoffe konnte in Studien bis jetzt nicht nachgewiesen werden. Die Bruchzähigkeit meint den Widerstand eines Materials gegen eine Rissausbreitung (Thompson, Luo, 2014; Lang et al., 2009; Kim, Watts 2007; Gegauß, Wilkerson, 1995).

1.6.3 Einfluss der Wasseraufnahme auf die mechanischen Eigenschaften provisorischer Kunststoffe

Methacrylate weisen bei Lagerung mit der Zeit sinkende mechanische Werte auf. Aufgrund der hohen Polarität seiner Moleküle und kleiner Luftblasen, die beim Anmischen entstehen, nimmt das Material Wasser auf. Die Wasserabsorption führt zu einer Hydrolyse der Monomere und subsequent einer geringeren Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit (Jo et al., 2011; Abdulmohsen et al., 2016; Balkenhol et al., 2008; Balkenhol et al., 2021).

Der im PEMA enthaltene Weichmacher schwächt den Verbund der Polymere. DBP ist nicht chemisch an das Polymere gebunden und diffundiert mit der Zeit aus dem Material. Der so freigewordene Raum wird durch Wasseraufnahme gefüllt. Aus der erhöhten Wasseraufnahme resultiert eine geringere Biegefestigkeit des Materials (Abdulmohsen et al., 2016).

Diacrylate hingegen haben eine starre zentrale Struktur, die nur eine geringere Wasseraufnahme zulässt. Außerdem kommt es zu weniger Lufteinschlüssen im Material durch die Anwendung von Automischkatuschen (Haselton et al., 2002), die zudem dafür sorgen, dass das Material exakt dosiert werden kann. Nichtsdestotrotz schwächt die wechselnde thermische Belastung im Munde des Patienten die mechanischen Eigenschaften des Materials. Auch Diacrylate nehmen Wasser auf, wenn auch weniger als PMMA-basierte Werkstoffe. Das aufgenommene Wasser schwächt den Verbund der Polymere.

Studien, die die Bruchfestigkeit provisorischer Kunststoffe in Zusammenhang mit der Aufbewahrung in unterschiedlichen Nahrungsmitteln untersuchten, zeigten, dass Alkohol die Bruchfestigkeit von sowohl PMMA als auch Diacrylaten schwächt. Diacrylate konnten durch ihre netzartige Polymerstruktur jedoch dem Effekt von Alkohol besser standhalten als MMA (Yap et al., 2004; Akova et al., 2006, Yanikoglu, Bayindir, Kürklü, Besir, 2014).

1.7 Adhäsive

Der Begriff „Adhäsiv“ stammt aus dem lateinisch „adhere“, was zu deutsch „anhaften“ bedeutet. Bei einem Adhäsiv handelt es sich um ein Material, dass den Verbund zweier Werkstoffe herstellt. In der Zahnheilkunde stellt die Adhäsivtechnik heute einen wesentlichen Bestandteil dar. Denn Adhäsivsysteme sorgen für eine Haftung des Restaurationsmaterials an die Zahnhartsubstanz ohne Makroretention. Vor der Entwicklung von Adhäsiven war meist eine Entfernung gesunder Zahnhartsubstanz nötig um Restaurationsmaterial verankern zu können. Durch die Adhäsivtechnik kann heute minimalinvasiver, substanzschonender behandelt werden (Degrange et al., 1997; Cardoso et al., 2011). Bei der Adhäsion unterscheidet man zwischen einer chemischen und einer mechanischen Haftung. Unter chemischer Adhäsion versteht man den Verbund an der Oberfläche durch molekulare Kräfte (Schack, 2014). Dabei nutzen Atome des Substrates und Atome des Adhäsivs gemeinsame Elektronen (Van Meerbeek et al., 1992). Es entstehen chemische Verbindungen in Form von

Ionenbindungen, kovalenten Bindungen, Wasserstoffbrückenbindungen und Van-der-Waals-Kräften (Poitevin et al. 2013; Van Landuyt et al. 2007). Ein mechanischer Verbund kommt durch Anhaftung der Materialien durch das Ausfüllen von kleinen Spalträumen und Unebenheiten in der Oberfläche zustande (Haller, Blunck, 2008). Die mechanische Adhäsion kann durch das Anrauen der anzuhaftenden Oberflächen positiv beeinflusst werden. Die Unebenheiten sorgen für eine Mikroretention für das Adhäsiv. Adhäsivsysteme, die den Verbund zwischen Dentalkunststoffen herstellen, enthalten zumeist Methacrylate, multifunktionelle Methacrylate, Lösungsmittel, Vernetzungsmittel, Stabilisatoren, Photoinitiatoren und Additiva. Dabei ist eine geringe Viskosität des Adhäsivstoffes von Bedeutung, um die Werkstoffoberflächen gut benetzen zu können. Die Oberflächenspannung des Adhäsivs soll möglichst geringer sein, als die des Substrates (Mine et al., 2010; Van Meerbeek, 2010; Van Meerbeek et al., 2003b). Lösungsmittel wie Acetone, Di- oder Tetrachlorethan, aber auch MMA sorgen für ein Aufquillen und Anlösen des Kunststoffes. Dadurch wird die Oberfläche des Kunststoffes durchlässig für Polymere (Barbosa et al., 1995, Vallittu, 1995; Takahashi et al. 2000; Crumpler et al., 1998). Studien haben gezeigt, dass dies der wichtigste Effekt des Adhäsivs im Herstellungsprozess eines Verbundes an Prothesenkunststoffe ist (Barbosa et al., 2008; Chung et al., 1995; Cunningham et al., 1999; Cunningham, 2000; Teixeira et al., 2009; Loyaga-Rendon et al., 2007; Barbosa et al., 2009). MMA löst PMMA teilweise auf, so entstehen freie Doppelbindungen, die mit dem MMA des Reparaturmaterials polymerisieren können (Vallittu et al., 1994). Eine Studie von Palitsch et al. aus dem Jahr 2011 zeigte jedoch, dass lichthärtende Prothesenkunststoffe, die mit MMA vorbehandelt wurden, keinen Verbund zu Prothesenzähnen herstellen konnten. Ein möglicher Grund dafür könnte sein, dass MMA nur unzureichend mit Bis-GMA polymerisiert (Palitsch et al., 2012). Neben den in Adhäsiven enthaltenen Lösungsmitteln, werden Vernetzungsmittel wie TEGDMA, EGDMA, TEGDA und PEGDMA als wichtiger Bestandteil dem Bondingmaterial beigefügt. Vernetzungsmittel sind Monomere mit zwei oder mehreren aktiven Gruppen, die sich in ein wachsendes Polymer integrieren und so Polymerketten miteinander verknüpfen können (Caycik et al., 1992). Durch die Zugabe von Vernetzungsmitteln wird die Oberfläche des Materials härter, die Biege- und Schlagfestigkeit erhöht sowie die Löslichkeit des Materials reduziert (Ranganathan et al., 2021; Caycik et al., 1992).

1.8 Zielsetzung der Arbeit

Das Ziel der Untersuchung ist die Analyse der adhäsiven Haftwerte bei Verklebungen zwischen provisorischem Kunststoff und Reparaturmaterial bei unterschiedlicher Vorbehandlung mittels Scherkraftuntersuchungen. Eine effektive und dauerhafte Reparatur von Provisorien ist in der zahnärztlichen Praxis von Relevanz, da sie dem Behandler Zeit, Aufwand und Materialkosten ersparen kann. In der Praxis wird häufig auf dünnfließende Komposite zur Reparatur von Provisorien zurückgegriffen, deren Haftung an Provisorienmaterialien in früheren Untersuchungen jedoch als unzureichend beschrieben wurden (Chen et al., 2008). Es wird angenommen, dass durch die Anwendung geeigneter Reparaturmaterialien eine ausreichende Haftfestigkeit zwischen Reparatur- und Provisorienmaterial erzielt werden kann.

In der vorliegenden Arbeit wird untersucht, ob die Anwendung eines Haftvermittler speziell zur Reparatur von Kunststoffprovisorien zu einem besseren Verbund führt, als das bloße Auftragen eines fließfähigen Komposits. Die vorliegende Arbeit soll einen Vergleich zwischen drei Haftvermittlern, angewendete an drei handelsüblichen Provisorienmaterialien, ermöglichen. Um den Einfluss der Mundhöhle auf den Haftverbund aufzuzeigen, wird die Hälfte der verklebten Proben vor der Untersuchung im Thermocycling-Verfahren künstlich gealtert.

Als Vergleichsgruppen dienen jene Proben, welche mit dünnflüssigem Komposit (Tetric EvoFlow®, Firma Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) ohne Vorbehandlung verklebt wurden.

2. Material und Methoden

Die vorgelegte Arbeit bedient sich in Durchführung und Datenerfassung der im folgenden Kapitel beschriebenen Vorgehensweisen.

Zunächst wird auf die verwendeten Materialien eingegangen, anschließend werden die durchgeführten Versuche näher erläutert.

2.1 Verwendete Materialien

Bei der Auswahl der Materialien wurde darauf geachtet, Produkte zu wählen, welche in der Praxis häufig Verwendung finden. Es wurden die Bonding Systeme smartbond® (DETAX GmbH, Ettlingen, Deutschland), visio.link (Brendent GmbH, Senden, Deutschland) und Luxatemp Glaze and Bond (DMG Dental-Material GmbH, Hamburg, Deutschland) auf ihre Fähigkeit hin untersucht provisorischen, festsitzenden Zahnersatz aus Kunststoff zu reparieren. Als Provisorienmaterialien wurde sich für jeweils ein Produkt der drei gängigsten Materialgruppen entschieden (Strassler, 2009): Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland), Trim® Plus (Haary J. Bosworth Company, Skokie, USA) und Luxatemp Automix Plus (DMG Dental-Material GmbH, Hamburg, Deutschland).

Verglichen wurde, ob die Reparatur mit einem Bondingsystem zu einem besseren Verbund führt, als das bloße Auftragen eines fließfähigen Komposits. Als fließfähiges Komposit wurde, das am häufigsten in Deutschland verkaufte, Tetric EvoFlow® verwendet (Tetric EvoFlow®, Firma Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein).

Das Bonding Material smartbond® wurde darüber hinaus mit dem dazu erhältlichen fließfähigen Reparaturkunststoff smartrepair® (DETAX GmbH, Ettlingen, Deutschland), getestet.

2.1.1 Provisorische Kunststoffe

Bei den verwendeten Werkstoffen handelt es sich um autopolymerisierende Kunststoffe basierend auf PMMA, PEMA und Diacrylat. Tabelle 1 zeigt eine Übersicht der verwendeten provisorischen Kunststoffe.

Tab. 1: Übersicht über die verwendeten Provisorien-Kunststoffe

Werkstoff	Hersteller	Chemische Basis
Dentalon® Plus	Heraeus Kulzer	PEMA
Trim® Plus	Harry J. Bosworth Company	PMMA
Luxatemp Automix Plus	DMG	Bis-Acrylat

Dentalon® Plus

Dentalon® Plus von der Firma Kulzer ist ein selbsthärtender Kunststoff für die Herstellung von provisorischen Kronen und Brücken. Pulver und Flüssigkeit werden vom Zahnarzt von Hand angemischt. Das Pulver besteht aus PMMA und anorganischen Füllstoffen, die Flüssigkeit aus n-Butylmethacrylat, Urethanacrylat und Ethylmethacrylat (Heraeus Kulzer GmbH (2017), Sicherheitsdatenblatt für Dentalon® Plus). Pulver und Flüssigkeit werden im Verhältnis 2 g Pulver zu 1,2 – 1,5 ml Flüssigkeit angemischt (Heraeus Kulzer GmbH (2013), Gebrauchsanweisung für Dentalon® Plus). PEMA ist ein höhermolekulares Methacrylat, welches die Fähigkeit besitzt ein dreidimensionales Molekül auszubilden. Das in der Flüssigkeit enthaltene i-Butylmethacrylat bietet den Vorteil, die während der Polymerisation entstehende Reaktionswärme zu reduzieren (Kappert, Eichner 2000). Es ist jedoch wichtig zu berücksichtigen, dass IBMA den Weichmacher DPA (Di-butyl-pthalate DBP) enthält, einen bekannten endokrinen Disruptor, der potenziell krebserregende Eigenschaften aufweist. Darüberhinaus beeinträchtigt DBP die Kohäsion der Polymerstrukturen und trägt dazu bei, dass PEMA im Vergleich zu anderen provisorischen Kunststoffen geringere Werte aufweist (Abdulmohsen et al., 2016).

Trim® Plus

Bei Trim® Plus handelt es sich um einen auf PEMA basierenden Provisorienkunststoff. Trim Plus® besteht aus einer Kombination aus Pulver und Flüssigkeit und wird manuell angemischt. Das Pulver besteht aus auspolymerisiertem PEMA, die Flüssigkeit aus MMA. Ein weiterer Bestandteil der Flüssigkeit ist N,N-Dimethyl-p-toluidine, welches als

Polymerisationskatalysator eingesetzt wird (Keystone Industries (2015), Sicherheitsdatenblatt für Trim® Plus Liquid; Alfa Aesar GmbH & Co KG (2024), Datenblatt für N,N-Dimethyl-p-toluidine).

Für die nachfolgende Versuchsreihe wurde Trim® Plus in einem Verhältnis von 1,5 g Pulver zu 0,9 ml Flüssigkeit angemischt. Bei der Anwendung des Materials wird die hohe Polymerisationstemperatur des PMMAs für den Anwender spürbar.

Luxatemp Automix Plus

Luxatemp Automix Plus (DMG Dental-Material GmbH, Hamburg, Deutschland) ist ein selbsthärtendes Komposit zur Herstellung von provisorischem Zahnersatz. Es besteht laut Hersteller aus Glasfüllstoffen, welche in einer Matrix aus multifunktionellen Methacrylaten, Katalysatoren, Stabilisatoren und Additiva eingebettet sind. Der Füllstoffanteil beträgt 44 Gew.-% (24 Vol.%), die Füllkörper weisen eine Größe von 0,002-2,5 µm auf. Das Material ist frei von MMA. Luxatemp Automix Plus besteht aus zwei Komponenten, welche in einer 10:1 Automix Kartusche mit einem Automix Dispenser angemischt werden. Bei der erstmaligen Benutzung einer Automix Cartridge ist eine erbsengroße Menge auszubringen und zu verwerfen (DMG GmbH, Gebrauchsinformation für Luxatemp Automix Plus, 2022). Laut Hersteller wurde bei der Entwicklung des Materials der Schwerpunkt auf den Aspekt der mechanischen Stabilität gelegt. Luxatemp Automix Plus soll sich laut der Firma DMG besonders durch seine größere Stabilität und Langlebigkeit im Vergleich zu anderen Materialien auszeichnen. Die Reparatur des Provisoriums soll, laut Herstellerangaben, durch das erneute Auftragen des Materials nach Anrauen der Oberfläche und Applikation eines Haftvermittlers möglich sein (DMG GmbH, Produktbroschüre für Luxatemp, 2023).

2.1.2 Bonding-Materialien

Die verwendeten Bonding-Materialien sind Ein-Komponenten-Systeme, welche auf den provisorischen Kunststoff aufgetragen werden, um eine sichere Haftung des Reparaturwerkstoffes zu gewährleisten. Die für diese Arbeit verwendeten Bonding-Materialien sind in Tabelle 2 dargestellt.

Tab. 2: Übersicht über die verwendete Bonding-Materialien

Bondingmaterial	Hersteller	Chemische Basis
Luxatemp Glaze and Bond	DMG	MMA
visio.link	Bredent	MMA, Bis-GMA
smartbond®	DETAX	MMA

Luxatemp Glaze and Bond

Luxatemp Glaze and Bond ist ein lichthärtender Ein-Komponenten-Lack der Firma DMG (DMG GmbH, Hamburg, Deutschland), basierend auf multifunktionellen Methylmethacrylaten. Luxatemp Glaze and Bond wurde zur Oberflächenversiegelung von Restaurationen und als Haftvermittler für Reparaturzwecke entwickelt.

Das Ein-Komponenten-Material kann als Lack auf das Provisorium aufgetragen werden, um einen Hochglanz ohne Politur zu erzeugen. Der Lack soll dem Provisorium ein glattes, glänzendes Aussehen verleihen und Plaqueretention verhindern. Für die Reparatur von provisorischen Kronen und Brücken kann das Material Luxatemp Glaze and Bond von der Firma DMG, um einen zuverlässigen Verbund zu gewährleisten, als Adhäsiv verwendet werden. Hierfür soll laut Herstellerangaben die zu reparierende Oberfläche mit einer Fräse angeraut werden. Anschließend wird das Material luftblasenfrei aufgetragen und 20 Sekunden mit einer Halogenlampe oder zehn Sekunden mit einer LED-Lampe belichtet. Laut Hersteller bestehen die Vorteile des Produktes in einer hohen Abrasionsfestigkeit, einer geringen Oberflächenrauigkeit und einer erschwerten Plaquebesiedelung (DMG GmbH, Produktbroschüre für Luxatemp Glaze and Bond, 2023; DMG GmbH, Sicherheitsdatenblatt für Luxatemp Glaze and Bond, 2006).

visio.link

visio.link (Bredent GmbH, Senden, Deutschland) ist ein Kompositprimer der zur Herstellung des Haftverbundes mit PMMA-Prothesenkunststoffen, Komposit, Hochleistungspolymer BioHPP® und PEEK entwickelt wurde. Hauptinhaltsstoff des Bondingmaterials ist MMA, des Weiteren sind 2-Propensäure und Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylate enthalten. Als Photoinitiator wurde Diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphinoxid beigefügt (Bredent GmbH, Sicherheitsdatenblatt für

visio.link, 2022). Diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphinoxid ist ein monoacylphosphine Oxide. Es ist in die Polymermatrix eingebettet und führt als Photoinitiator die Kettenbildung der PMMA Moleküle herbei. (ChemicalBook Inc, 2024).

Laut Herstellerangaben soll das Kunststoffgerüst zunächst mit einem Sandstrahler vorbehandelt werden (110um Körnung, 2-3bar). Der Primer kann anschließend auf den Kunststoff aufgetragen und 90 Sekunden lichtpolymerisiert werden (Bredent GmbH, Gebrauchsanweisung für crea.ling Verblendkomposit, 2021).

smartbond®

smartbond® (DETAX GmbH, Ettlingen, Deutschland) ist ein MMA-basiertes „one step“-Bonding. Dem Produkt sind Propensäurederivate, aliphatisches Polyestertriurethantracrylat, Vinylester-Harz und Diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphinoxid zugesetzt. smartbond® wird mit einer, der Produktpackung beigelegten, „smartbrush“ appliziert und anschließend 60 Sekunden verblasen. Das Produkt wird vom Hersteller Detax gemeinsam mit dem, zur Reparatur zu verwendenden, dünnflüssigen Kunststoff smartrepair® verkauft. smartbond® kann zeitgleich mit dem aufgetragenen smartrepair® gelichthärtet werden (DETAX GmbH, Produktbroschüre für smartrepair®, smartrepair® rosa, smartbond® und tempofit® finish, 2024).

2.1.3 Reparaturkunststoffe

Tetric EvoFlow®

Bei Tetric EvoFlow® handelt es sich um ein lichthärtendes, fließfähiges Nanohybrid-Komposit, welches eigentlich zur Füllungstherapie bei kleinen Defekten und Klasse II Kavitäten verwendet wird. Aufgrund seiner ubiquitären Verfügbarkeit und häufigen Verwendung in der Zahnarztpraxis, wurde es in der vorliegenden Arbeit als Reparaturmaterial für temporären, festsitzenden Zahnersatz verwendet. Fließfähiges Komposit eignet sich besser als höher visköse Kompositmaterialien zum Auffüllen kleiner Luftblasen und Defekte.

Komposite sind Verbundwerkstoffe, welche aus einer organischen Matrix bestehen in welche mit Hilfe einer Verbundphase anorganische Füllstoffe eingebettet sind (Geis-Gerstorfer, Marxkors, 2008). Die organische Matrix des Materials Tetric EvoFlow®

setzt sich aus Dimethylacrylaten zusammen, darunter Bis-GMA, Urethandimethacrylat, Decandioldimethacrylat. Als anorganische Füllstoffe sind Bariumsalze und Yttriumtrifluorid enthalten. Außerdem enthält das Material Silane, Präpolymere, Additiva, Katalysatoren, Stabilisatoren und Farbpigmente (Lendenmann, Wanner, 2006). Fließfähige Komposite wurden 1995 erstmals auf dem Markt eingeführt. Heute ist Tetric EvoFlow® von der Firma Ivoclar europaweit das meistverkaufte fließfähige Komposit (Ivoclar Vivadent AG, Anzeige zu Tetric EvoFlow®). Aufgrund des geringeren Füllkörpergehalts fließfähiger Komposite weisen diese eine höhere Polymerisationsschrumpfung auf als höhervisköse Materialien. Bei der Verwendung von Tetric EvoFlow® als Füllungs- oder Reparaturmaterial ist eine freie Schrumpfung hin zum Masseschwerpunkt nicht möglich, da das Material mit einem Adhäsivsystem bzw. der Zahnhartsubstanz verbunden ist. Dies führt zur Ansammlung von Spannungen im Werkstoff, was Frakturen verursachen kann (Suliman et al., 1993; Lendenmann, Wanner, 2011).

smartrepair®

smartrepair® von der Firma DETAX (DETAX GmbH, Ettlingen, Deutschland) ist ein dünnfließender Kunststoff auf Diacrylat-Basis, der als Reparaturwerkstoff entwickelt wurde. smartrepair® setzt sich aus Methacrylatharzen und Hilfsstoffen zusammen. Es wird mit dem dazugehörigen Adhäsiv smartbond® verwendet. Bei der Anwendung zeigt smartrepair® eine geringere Viskosität als Tetric EvoFlow®. Der Reparaturwerkstoff wird in einer Applikationsspritze mit passenden Applikationsnadeln verkauft und direkt appliziert. Anschließend soll smartrepair® laut Herstellerangaben 20 Sekunden lichtpolymerisiert werden (DETAX GmbH, Produktbroschüre für smartrepair®, smartrepair® rosa, smartbond® und tempofit®, 2024).

2.2 Probenherstellung

Herstellung der Probenkörper

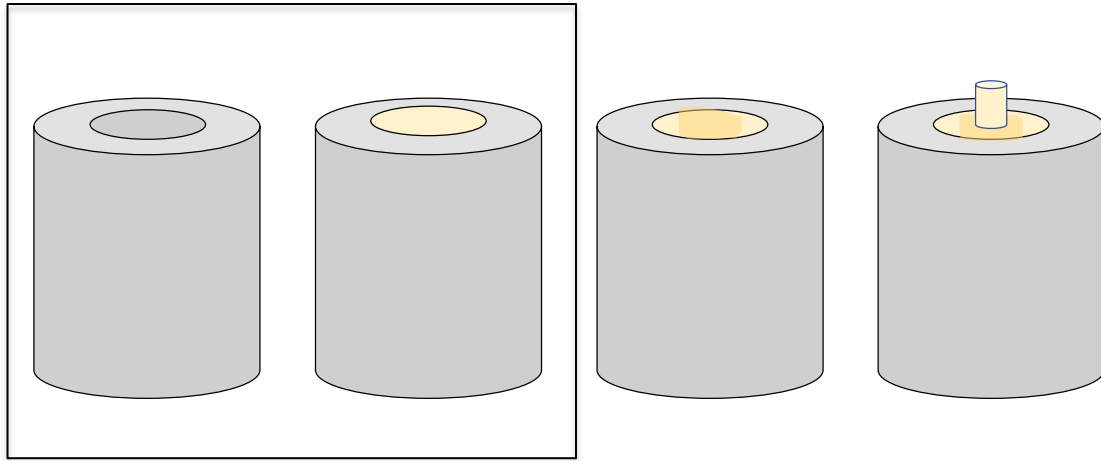


Abb. 1: Schematische Darstellung der Probenherstellung

Es wurden 380 zylinderförmige Probenhalter mit einem Durchmesser von 1,2 cm und einer Höhe von ca. 2,5 cm hergestellt. Die Kunststoffzylinder, wie in Abbildung 1 schematisch dargestellt, besaßen in der Mitte der Oberfläche eine zylinderförmige Aussparung mit einem Durchmesser von 0,75 cm.

Zunächst wurden Probekörper aus Gips angefertigt um Duplierformen herzustellen. Mit einer Duplierform aus Silikon konnten zwölf Probenkörper zeitgleich produziert werden. Die Duplierformen wurden mit einem kaltpolymerisierenden Kunststoff auf PMMA-Basis (PalaXpress®, Firma Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) ausgegossen, welcher in einem Drucktopf bei 55°C 20 Minuten polymerisiert wurde. Anschließend wurden die Probenhalter aus der Duplierform entnommen und an der Basis plan getrimmt. Vor dem Trimmen wurde Kunststoffüberreste mit einem LeCron Modelierinstrument oder einem Gipsmesser entfernt. Die Probekörper wurden gesäubert und mit Druckluft getrocknet. Darauffolgend konnten die Aussparungen an den Oberflächen der zylinderförmigen Probekörper mit den provisorischen Kunststoffen ausgegossen werden. In 120 der Probenkörper wurde das auf PEMA basierende Material Dentalon® Plus eingefüllt. Hierfür wurde zunächst Pulver und Flüssigkeit des Materials laut Herstellerangaben in einem Verhältnis von 2 g Pulver zu 1,2-1,5 ml Flüssigkeit angerührt. Ebenfalls 120 Proben wurden mit dem auf PMMA basierenden Material Trim® Plus befüllt. Trim® Plus wurde in einem Pulver-Flüssigkeits-Verhältnis von 1,5 g Pulver zu 0,9 ml Flüssigkeit verarbeitet. Beide Materialien wurden in einem

Silikon Anrührbecher mit einem Spatel von Hand angerührt. 140 Probenhalter wurden mit dem auf Bis-GMA basierenden Kunststoff Luxatemp Automix Plus befüllt. Luxatemp Automix Plus wurde mit einer Automixkartusche mit einem Automix Dispenser angemischt. Die Materialien wurden anschließend möglichst blasenfrei in die Aussparungen der Probenhalter eingebracht. Während des Aushärtvorgangs des provisorischen Kunststoffes wurde eine dünne Plastikfolie auf die mit Kunststoff befüllten Aussparungen gelegt und mit einer Glasplatte angedrückt. Nach wenigen Minuten konnte die Plastikfolie abgezogen werden. Es entstand eine plane, glatte Oberfläche im provisorischen Kunststoff, die mit den Probenhalter bündig abschloss.

Vorbehandlung der Proben

Beschleifen

Nach vollständiger Aushärtung des Materials wurde die Oberfläche der, mit provisorischen Kunststoffen gefüllten, Proben maschinell bei 2 bar Anpressdruck 30 Sekunden mit Silikonkarbidpapier der Körnung P 120 (300u/min) in der Schleifmaschine Phoenix 4000 (Firma Wirtz-Buehler GmbH, Düsseldorf, Deutschland) unter Wasserkühlung beschliffen. Dies soll das Anrauen des Provisoriums am Behandlungsstuhl mit einem Rotringdiamanten simulieren. Um die Oberfläche der Proben vor Schleifpartikeln zu reinigen, wurden diese für 10 Minuten in ein Ultraschallbad mit deionisiertem Wasser (Ampuwa®, Fresenius Kabi, Bad Homburg, Deutschland) gelegt und anschließend mit Druckluft getrocknet.

Applikation der Bondingsysteme

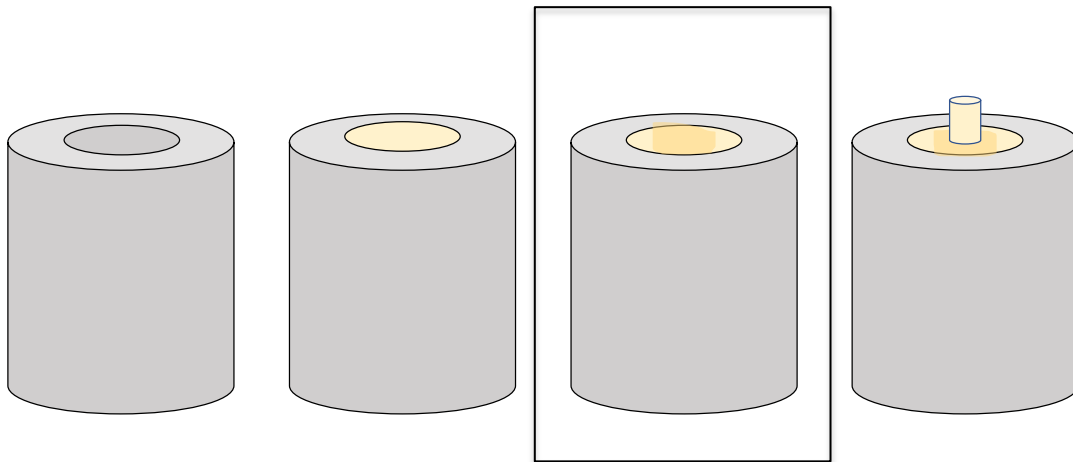


Abb. 2: Schematische Darstellung der Probenherstellung: Applikation des Bondingsystems

Bevor die Proben mit den Reparaturmaterialien verklebt werden konnten, wurden einige Probengruppen zunächst mit einem Adhäsiv vorbehandelt. Die Applikation des Adhäsivs auf den provisorischen Kunststoff ist in Abbildung 2 schematisch dargestellt. Auf jeweils 20 Proben aus jeder der oben erwähnten Kunststoffgruppen (DP, LP, TP) wurde das Adhäsiv visio.link dünn mit einem Applikationspinsel aufgetragen und anschließend 90 Sekunden mit einer Lichthärtelampe nach Herstellerangaben ausgehärtet.

20 Proben aus jeder Kunststoffgruppe wurden mit Luxatemp Glaze and Bond vorbehandelt. Hierzu wurde das Adhäsiv mit einem der Packung beigelegten Applikationsinstrument auf die Proben aufgetragen und 20 Sekunden nach Herstellerangaben lichtpolymerisiert.

Weitere 40 Proben einer jeden Kunststoffgruppe sollten mit Hilfe von smartbond® verklebt werden. smartbond® wurde wie vom Hersteller angegeben dünn aufgetragen und 60 Sekunden verblasen.

Befestigung der Reparaturkunststoffknöpfe

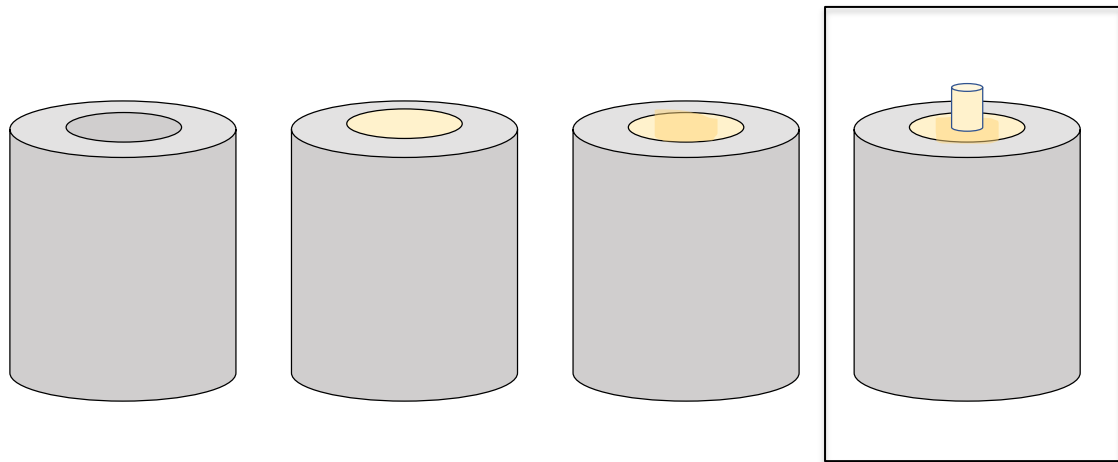


Abb. 3: Schematische Darstellung der Probenherstellung: Befestigung der Reparaturkunststoffknöpfe

Zum Anbringen der Reparaturkunststoffe wurde eine spezielle Halterung nach ISO Norm 29022:2013 verwendet. In dieser internationalen Norm wird eine Prüfung festgelegt mit der die Scherverbundfestigkeit von zahnmedizinischen Materialien bestimmt werden kann. Mit Hilfe der Halterung wird sichergestellt, dass die Reparaturkunststoffknöpfe eine homogene Größe aufweisen. Auf die mit visio.link und Luxatemp Glaze and Bond, sowie die Hälfte der mit smartbond® vorbehandelten Proben wurde mit der erwähnten Vorrichtung das dünnfließende Komposit Tetric EvoFlow® aufgetragen und anschließend 20 Sekunden lichtpolymerisiert. Die übrigen mit Smartbond® vorbehandelten Proben wurden analog mit dem Reparaturkunststoff smartrepair® verklebt. Jeweils 20 Proben aus jeder provisorischen Kunststoffgruppe wurden, ohne das vorherige Auftragen eines Bondings, mit Tetric EvoFlow® verklebt. Darüber hinaus wurden weitere 20 Proben aus jeder Materialgruppe ohne Vorbehandlung mit dem jeweils eigenen provisorischen Kunststoff repariert. 20 Proben des Materials Luxatemp Automix Plus wurden mit dem Adhäsiv Luxatemp Glaze and Bond dünn bestrichen, lichtpolymerisiert und nachfolgend mit Luxatemp Automix Plus verklebt. Abbildung 3 zeigt schematisch eine mit Adhäsiv behandelte Probe mit aufgebrachtem Reparaturkunststoffknopf.

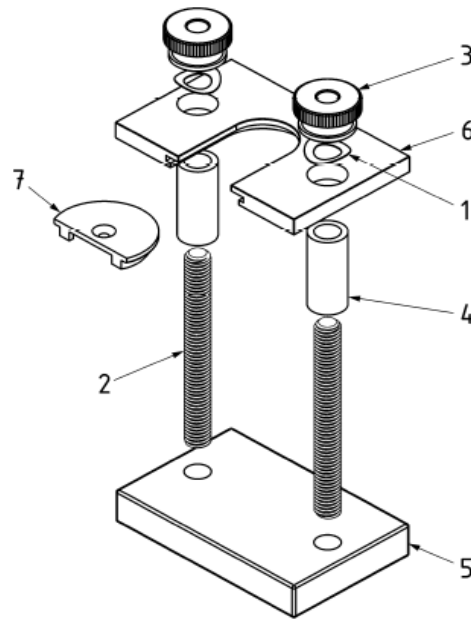


Abb. 4: Vorrichtung zum Einfüllen des Reparaturmaterials nach ISO-Norm 29022:2013-09
 Legende: 1 Wellenfeder, 2 Gewindestab, 3 Rändelmutter, 4 Buchse, 5 Unterteil der Spannvorrichtung, 6 Oberteil der Spannvorrichtung, 7 Zylinderformeinsatz

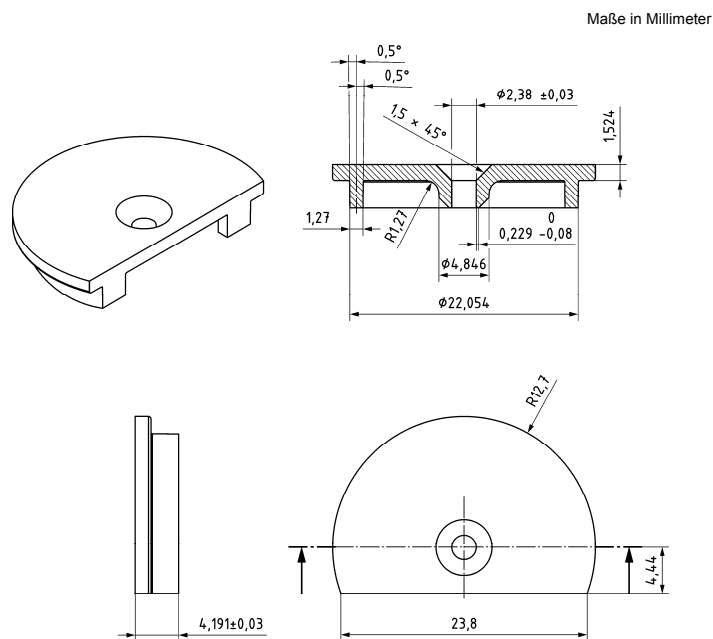


Abb. 5: Zylinderformeinsatz zum Einfüllen des Reparaturmaterials nach DIN EN ISO29022: 2013-09, 2013

Die nach dem Verkleben entstandenen 19 Probengruppen sind in der nachfolgenden Tabelle dargestellt.

Tab. 3: Übersicht über die Probengruppen

	Dentalon Plus	Trim Plus	Luxatemp Automix Plus
1	DP+DP (Dentalon® Plus repariert mit Dentalon® Plus)	TP+TP (Trim® Plus repariert mit Trim® Plus)	LP+LP (Luxatemp Automix Plus repariert mit Luxatemp Automix Plus)
2	DP+S (Dentalon® Plus repariert mit smartrepair® System)	TP+S (Trim® Plus repariert mit smartrepair® System)	LP+S (Luxatemp Automix Plus repariert mit smartrepair® System)
3	DP+T (Dentalon® Plus repariert mit Tetric EvoFlow®)	TP+T (Trim® Plus repariert mit Tetric EvoFlow®)	LP+T (Luxatemp Automix Plus repariert mit Tetric EvoFlow®)
4	DP+TS (Dentalon® Plus repariert mit Tetric EvoFlow® + smartbond®)	TP+TS (Trim® Plus repariert mit Tetric EvoFlow® + smartbond®)	LP+TS (Luxatemp Automix Plus repariert mit Tetric EvoFlow® + smartbond®)
5	DP+TV (Dentalon® Plus repariert mit Tetric EvoFlow® + visio.link)	TP+TV (Trim® Plus repariert mit mit Tetric EvoFlow® + visio.link)	LP+TV (Luxatemp Automix Plus repariert mit Tetric EvoFlow® + visio.link)
6	DP+TL (Dentalon® Plus repariert mit Tetric EvoFlow® + Luxatemp Glaze and Bond)	TP+TL (Trim® Plus repariert mit Tetric EvoFlow® + Luxatemp Glaze and Bond)	LP+TL (Luxatemp Automix Plus repariert mit Tetric EvoFlow® + Luxatemp Glaze and Bond)
7			LP+LPL (Luxatemp Automix Plus repariert mit Luxatemp Automix Plus + Luxatemp Glaze and Bond)

2.3 Thermische Alterung

Um das mehrtägige Verweilen des temporären Zahnersatzes in der Mundhöhle zu simulieren, wurden die Hälfte der Proben aus den oben aufgelisteten Probengruppen in einem mit Wasser befüllten Thermozyklriergerät (Thermocycler THE-1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) künstlich gealtert. Das Thermozyklriergerät besteht aus zwei Wasserbecken und einem Probenkorb, der zwischen den Becken wechselt. Für die vorliegende Arbeit wurden die Tauchbecken auf 55°C und auf 5°C temperiert. Ein Zyklus bestand aus 30 Sekunden Lagerung in dem 55°C warmen Tauchbecken, fünf Sekunden Abtropfzeit und anschließender 30-sekündiger Lagerdauer im 5°C kalten Tauchbecken. Zur Simulation der Verweildauer in der Mundhöhle wurden die Proben insgesamt 5000 Zyklen unterzogen. Um die einzelnen Proben auch bei Verlust der Markierung ihren Probengruppen zuordnen zu können, wurden die Probengruppen jeweils in einem Nylonsäckchen verpackt. Es ergaben sich nun insgesamt 38 Probengruppen.

2.4 Definition der Probengruppen

Die Proben wurden entsprechend ihres Reparaturmaterials und ihres provisorischen Kunststoffes in 19 Gruppen a 20 Proben unterteilt. Die Probengruppen sind in der oben stehenden Tabelle 3 dargestellt. Jeweils zehn Proben aus jeder Gruppe wurden direkt im Anschluss an das Verkleben mit dem Reparaturmaterial in der Universalprüfmaschine getestet. Weitere zehn Proben wurden zunächst thermisch gealtert. Daraus ergaben sich insgesamt 38 Probengruppen a 10 Proben.

2.5 Scherversuche

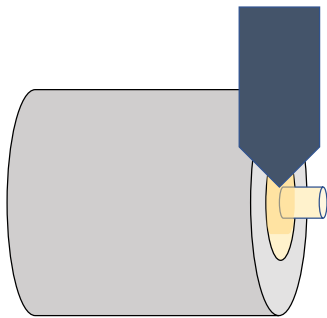


Abb. 6: Schematische Darstellung des Scherversuchsaufbaus

Um die Festigkeit des Verbunds zwischen Provisorium und Reparaturmaterial zu untersuchen wurden Scherkraftversuche nach ISO Norm 29022:2013 durchgeführt. Die Scherkraftversuche wurden innerhalb von zwölf Stunden nach dem Verkleben bzw. nach dem Thermozyklieren durchgeführt. Die durchgeführten Scherversuche unter Laborbedingungen spiegeln nicht die intraorale Situation wider, dienen jedoch als nützlicher Indikator zur Vorhersage klinischer Erfolge. Zur Durchführung der Scherversuche wurde die Universalprüfmaschine *ZMART.PRO* (Firma ZwickRoell GmbH und Co. KG, Ulm, Deutschland) verwendet. Diese besteht aus einem Kraftaufnehmer, einer Transverse, einem Extensometer, einem Probenhalter und Elektronik. Zunächst wurden die Proben in eine Testvorrichtung eingespannt, die zur Stabilisierung der Proben unter der Last dienen soll. Die Testvorrichtung war frei verschiebbar um die Positionierung zu erleichtern. Die Vorrichtung wurde so positioniert, dass die Fläche mit dem aufgeklebten Kunststoffknöpfchen senkrecht zum Scherarm steht. Dies ist in Abbildung 6 schematisch dargestellt. Die Scherkraft wurde mit einer ausgesparten Klinge appliziert. Der ausgeschnittene Bereich der Klinge entspricht dem Durchmesser der Kunststoffknöpfe. Die Universalprüfmaschine erhöhte die Vorschubgeschwindigkeit der Transverse von $1,0 \pm 0,1$ mm/min bis das Kunststoffknöpfchen abfiel. Dabei wurde durch die Prüfsoftware testXpert® II (Firma Zwick GmbH & Co.KG, Ulm, Deutschland) eine Kraft in Newton pro Fläche aufgezeichnet. Die Fläche A wurde als Verbundfläche des Reparaturmaterials zum Substrat definiert. Der Durchmesser des Zylinderformeinsatzes nach ISO Norm 29022:2013 beträgt 2,38 mm, daraus ergab sich eine Fläche von $4,45 \text{ mm}^2$. Die Werte wurden anschließend in Scherspannung (MPa) mit folgender Formel umgerechnet:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

mit

σ : Scherspannung in MPa

F : Scherkraft in N

A : Verbundfläche in mm²

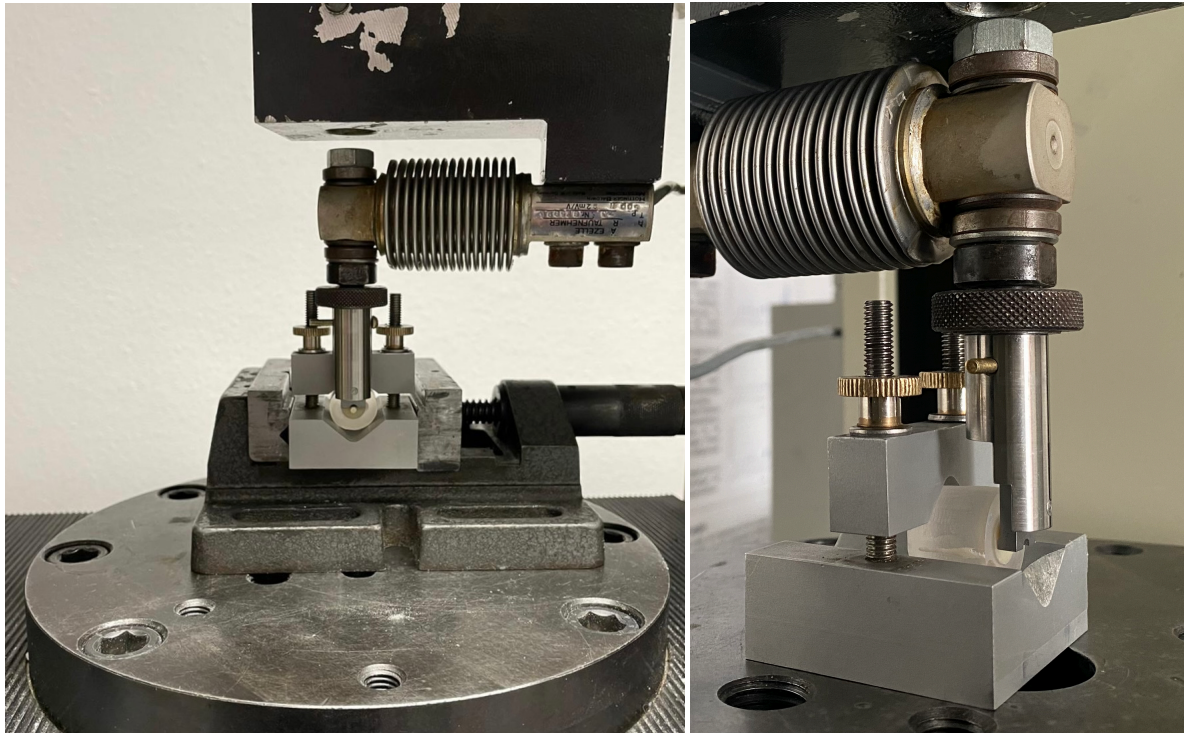


Abb. 7: Darstellung einer in die Testvorrichtung eingespannten Probe

2.6 Lichtmikroskopische Betrachtung

Nach den Scherkraftversuchen, wurden die Oberflächen der provisorischen Kunststoffe unter dem Lichtmikroskop analysiert. Hierbei wurden die Proben auf Rückstände der Reparaturmaterialien und Einkerbungen untersucht, die auf das Bruchverhalten schließen lassen. Ein adhäsiver Bruch beschreibt das Versagen einer Klebeverbindung an der Grenzfläche zwischen Füge teil und Substrat. Bei der Verwendung eines Klebemittels bleibt dieses am Substrat haften. In der vorliegenden Arbeit stellt der Reparaturkunststoff das Füge teil und der provisorische Kunststoff das Substrat dar. Als Klebstoff wirken die verwendeten Bondingmaterialien.

Bei einem kohäsiven Bruch verläuft die Bruchlinie im Kunststoff. Man unterscheidet zwischen einem Kohäsivbruch gänzlich im Fügeteil oder im Substrat. Ein Mischbruch stellt einen Bruch mit sowohl adhäsiven als auch kohäsiven Bruchanteilen dar.

Die Bruchbilder konnten in sechs verschiedene Gruppen, die in der nachfolgenden Tabelle 4 dargestellt sind, unterteilt werden.

Tab. 4: Übersicht über die aufgetretenen Bruchbilder

Gruppe	Beschreibung
Adhäsionsbruch	Adhäsiver Bruch
Kohäsionsbruch	Kohäsiver Bruch im Substrat
Mischbruch Typ 1	Mischform (teilweise adhäsiver Bruch, teilweise kohäsiver Bruch im Reparaturmaterial)
Mischbruch Typ 2	Mischform (teilweise adhäsiver Bruch, teilweise kohäsiver Bruch im Substrat)
Mischbruch Typ 3	Mischform (teilweise adhäsiver Bruch, teilweise kohäsiver Bruch im Reparaturmaterial, teilweise kohäsiver Bruch im Substrat)

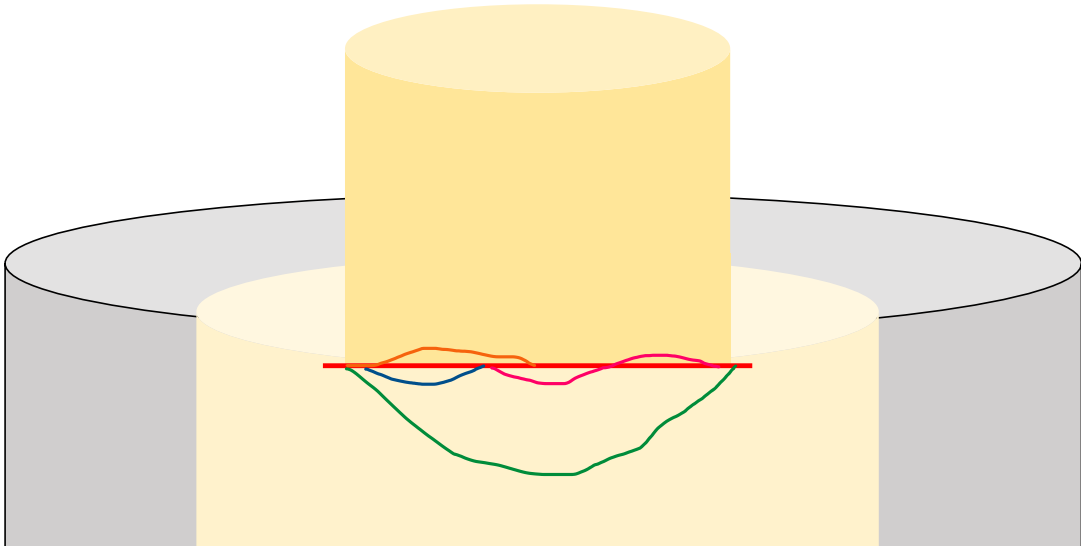


Abb. 8: Schematische Darstellung der entstandenen Bruchbilder. Legende: rot: Adhäsionsbruch (Bruchlinie entlang der Klebestelle), grün: Kohäsionsbruch (Bruch im Substrat), orange: Mischbruch Typ 1 (Bruch entlang der Klebestelle und im Reparaturmaterial), blau: Mischbruch Typ 2 (Bruch entlang der Klebestelle und im Substrat), rosa: Mischbruch Typ 3 (Bruch entlang der Klebestelle, im Substrat und im Reparaturmaterial)

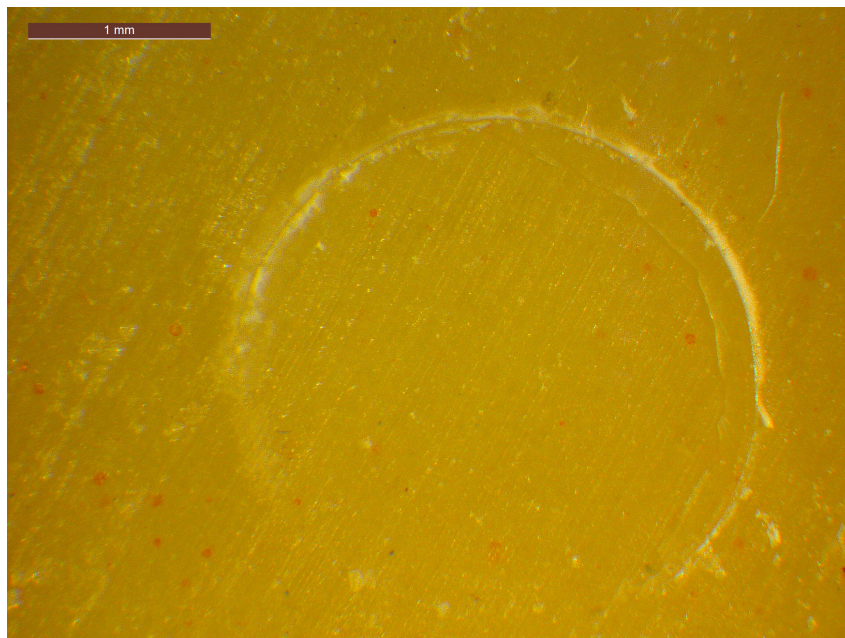


Abb. 9: Beispiel für einen Adhäsionsbruch (Probe: Prüfgruppe DP_S_Thermo, Probe Nr. 4), Bruchverlauf an der Klebestelle

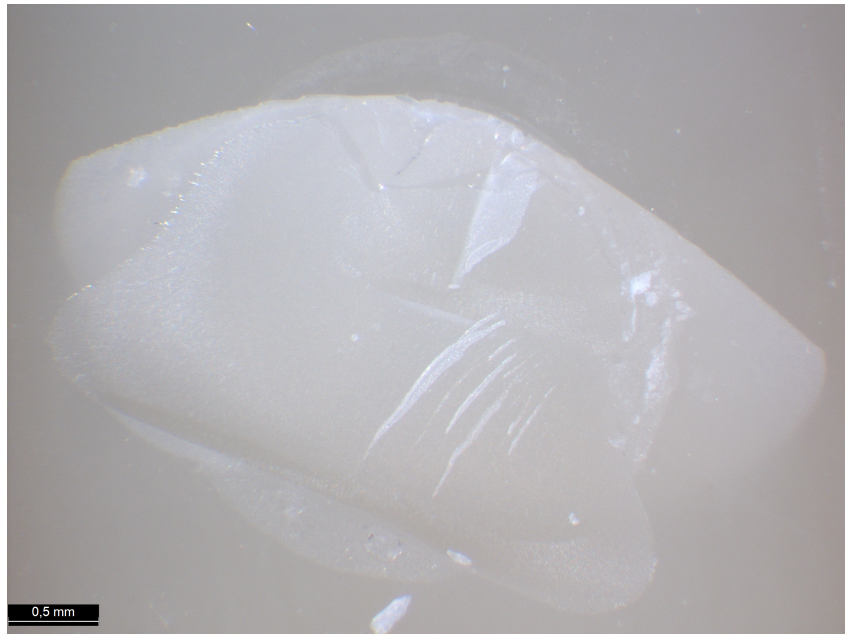


Abb. 10: Beispiel für einen Kohäsionsbruch (Probe: Prüfgruppe L_TV, Probe Nr. 1), Bruchverlauf im Substrat

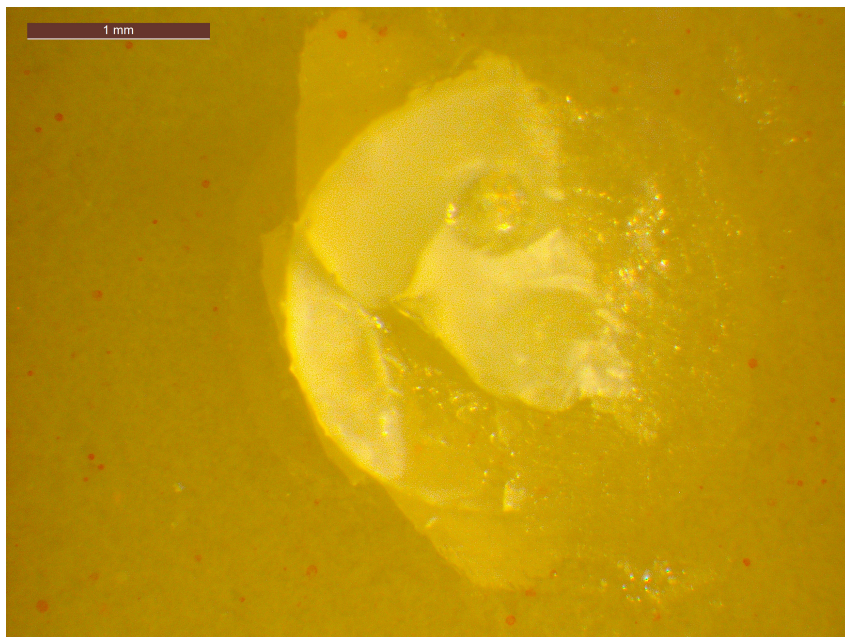


Abb. 11: Beispiel für einen Mischbruch Typ 1, (Probe: Prüfgruppe DP_TV, Probe Nr. 3), Bruchverlauf teilweise adhäsiv, teilweise kohäsiv im Reparaturmaterial



Abb. 12: Beispiel für eine Mischbruch Typ 2, Bruchverlauf teilweise adhäsiv, teilweise kohäsiv im Substrat



Abb. 13: Beispiel für einen Mischbruch Typ 3: Bruchverlauf teilweise adhäsiv, teilweise kohäsiv im Substrat, teilweise kohäsiv im Reparaturmaterial

2.7 Statistische Auswertung

Mit dem Programm Microsoft® Excel 2010 (Microsoft® Corporation, Redmond, USA) wurden die gemessenen Daten gesammelt und Mittelwerte und Standardabweichungen der Probengruppen errechnet.

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit der Software Prism 10 (Firma GraphPad Software, San Diego, USA). Um die Ergebnisse beurteilen zu können, wurden die deskriptiv-statistischen Parameter, Mittelwert und Standardabweichung tabellarisch für alle Probengruppen dargestellt.

Es wurden die einzelnen Versuchsgruppen untereinander mit einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) verglichen, bei dem Vergleich zweier Versuchsgruppen wurde der t-Test angewandt. Die Ergebnisse wurden in Säulendiagrammen zusammengefasst, welche Mittelwerte und Standardabweichung graphisch darstellen. Anschließend folgte der Vergleich der Gruppen mit dem Turkey Test als Post-Hoc-Test. Das Signifikanzniveau wurde auf $p=0,05$ festgelegt. Um die Bruchbilder zu analysieren wurde anschließend eine deskriptive Evaluation durchgeführt. Die Bruchbilder wurden im Verhältnis zu den Mittelwerten der Prüfgruppen dargestellt.

3. Ergebnisse

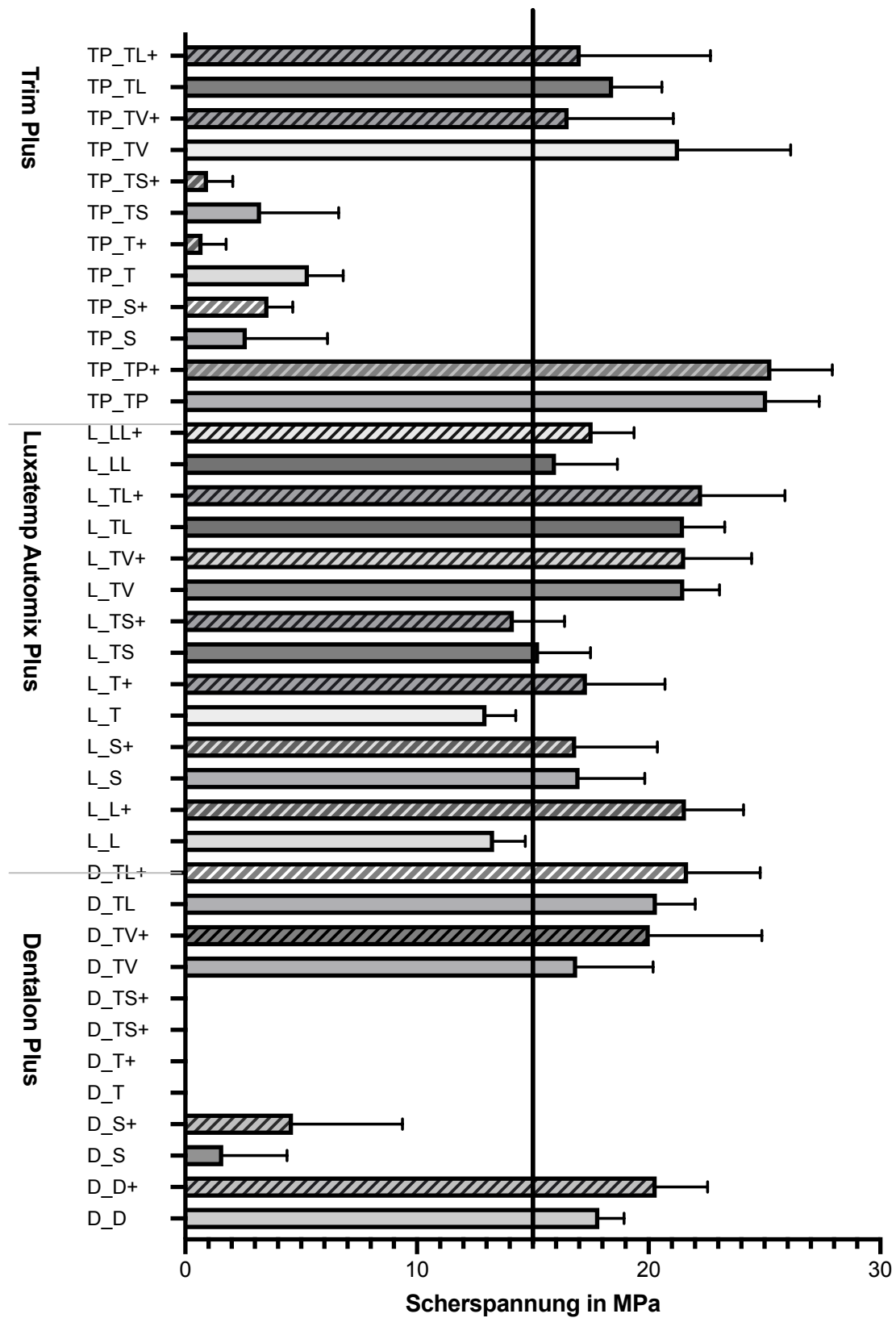


Abb. 14: Darstellung der Scherhaftfestigkeit aller Probengruppen

3.1 Scherkraftuntersuchung

Das Säulendiagramm in Abb. 14 zeigt eine Zusammenfassung der ermittelten Scherhaftfestigkeit (in MPa) aller Prüfgruppen. Die Säulen stellen den jeweiligen Mittelwert der Gruppen dar. Fehlerbalken erstrecken sich von den Mittelwert-Säulen nach oben und stehen für die Standardabweichung. Die Standardabweichung zeigt die Variabilität der Daten an. Je länger der Fehlerbalken, desto größer ist die Varianz der Daten. Die Werte der Standardabweichung werden im Folgenden in Klammern dargestellt.

Aus dem Diagramm aller Probengruppen wird ersichtlich, dass jene Proben, welche ohne Vorbehandlung mit Tetric EvoFlow® verklebt oder mit Tetric EvoFlow® verklebt und mit smartbond® vorbehandelt wurden in allen Kunststoffgruppen den schlechtesten Verbund zeigten.

Der provisorische Kunststoff Luxatemp Automix Plus, basierend auf Bis-GMA, ließ sich mit fast allen Materialien suffizient reparieren, wohingegen die Gruppen des provisorischen Kunststoffes Dentalon® Plus und Trim® Plus einen ausreichenden Verbund mit Tetric EvoFlow® nur dann herstellen konnten, wenn diese zuvor mit den Adhäsiven Luxatemp Glaze and Bond oder visio.link vorbehandelt wurden.

Homolog, mit dem Substratmaterial, konnten alle drei Provisorienkunststoffe ausreichend repariert werden. Als Richtwert für einen suffizienten Verbund zwischen Provisorienmaterial und Reparaturkunststoff wurde 15 MPa gewählt. Dabei wurde sich an Untersuchungen zum Verbund zwischen Komposit und Schmelz orientiert. Jafarzadeh Kashi et al. (2011) ermittelten 15 MPa als Mindestwert um einen ausreichenden Verbund zwischen Schmelz und Komposit herzustellen. Verbundfestigkeiten unterhalb dieses Wertes führen klinisch häufig zu Misserfolgen, während Werte oberhalb dieser Schwelle zu einer ausreichenden Langlebigkeit und Zuverlässigkeit von Restaurationen unter normalen Bedingungen in der Mundhöhle führen (Jafarzadeh Kashi et al., 2011). Bei der vorliegenden Versuchsreihe erreichten 23 der 38 Versuchsgruppen einen suffizienten Verbund zwischen Provisorium und Reparaturmaterial von mindestens 15 MPa. Bei der Reparatur eines Provisorienmaterials mit dem dünnfließenden Komposit Tetric EvoFlow® konnte mit dem Material Luxatemp Automix Plus unter Vorbehandlung mit Luxatemp Glaze and Bond die höchste Scherhaftfestigkeit gemessen werden (nicht gealtert 21,53 MPa ($\pm 1,75$ MPa); gealtert 22,31 MPa ($\pm 3,58$ MPa)). Der beste Haftverbund aller

untersuchter Probengruppen wurde bei der homologen Reparatur des Materials Trim® Plus erzielt (nicht gealtert: 25,1 MPa ($\pm 2,25$ MPa), gealtert: 25,3 MPa ($\pm 2,63$ MPa)).

3.1.1 Scherkraftuntersuchung der Probengruppen des Provisorienmaterials Dentalon® Plus

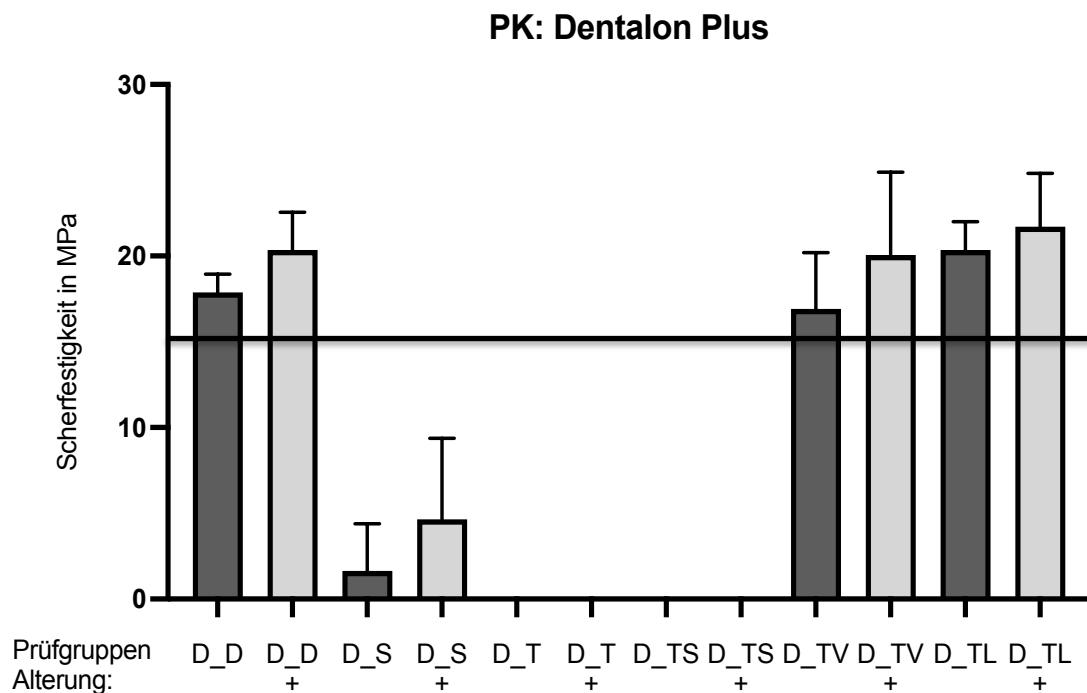


Abb. 15: Untersuchung der Scherfestigkeit der Prüfgruppen des Provisorienmaterials Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)

Die Reparatur des Provisorienkunststoffes Dentalon® Plus wurde mit sechs verschiedenen Materialien geprüft. Die Hälfte der Proben wurden einem Alterungsprozess unterzogen. Insgesamt wurden zwölf Gruppen auf ihre Scherhaftfestigkeit untersucht. Die Ergebnisse dieser Untersuchung, einschließlich der Mittelwerte und Standardabweichungen, sind in Abbildung 15 dargestellt. Die höchste Scherfestigkeit wurde bei der Reparatur mit Tetric EvoFlow® mit der Vorbehandlung mit Luxatemp Glaze and Bond erzielt. Sowohl in der gealterten Gruppe mit 21,70 MPa ($\pm 3,11$ MPa) als auch in der nicht gealterten Gruppe mit 20,36 MPa ($\pm 1,65$ MPa) konnte ein ausgezeichneter Verbund erzielt werden. Eine ähnlich hohe Scherfestigkeit wurde bei der Reparatur mit Tetric EvoFlow® in Kombination mit dem Adhäsiv visio.link beobachtet, mit Werten von 20,5 MPa ($\pm 4,83$ MPa) in der gealterten und 16,92 MPa ($\pm 3,27$ MPa) in der nicht gealterten Gruppe.

Die Kontrollgruppe, in welcher Dentalon® Plus homolog repariert wurde, zeigte ausreichende Scherhaftwerte von 17,88 MPa ($\pm 1,06$ MPa) in der nicht gealterten bzw. 20,35 MPa ($\pm 2,19$ MPa) in der gealterten Gruppe.

Insgesamt ist zu beobachten, dass alle Probengruppen, welche im Thermocycler gealtert wurden, geringfügig bessere Haftwerte aufwiesen, als die nicht gealterten Vergleichsgruppen.

Bei den Probengruppen, die mit Tetric EvoFlow® ohne Vorbehandlung und mit Vorbehandlung mit dem Adhäsiv Smartbond verklebt wurden, konnte kein Verbund in der Universalprüfmaschine gemessen werden.

Die Prüfgruppen in welchen Dentalon® Plus mit dem dünnfließenden Reparaturkunststoff smartrepair® unter Vorbehandlung mit smartbond® verklebt wurde, erzielten keinen ausreichenden Haftverbund (1,64 MPa ($\pm 2,76$ MPa); 4,65 MPa ($\pm 4,73$)).

3.1.2 Scherkraftuntersuchung der Probengruppen des Luxatemp Automix Plus

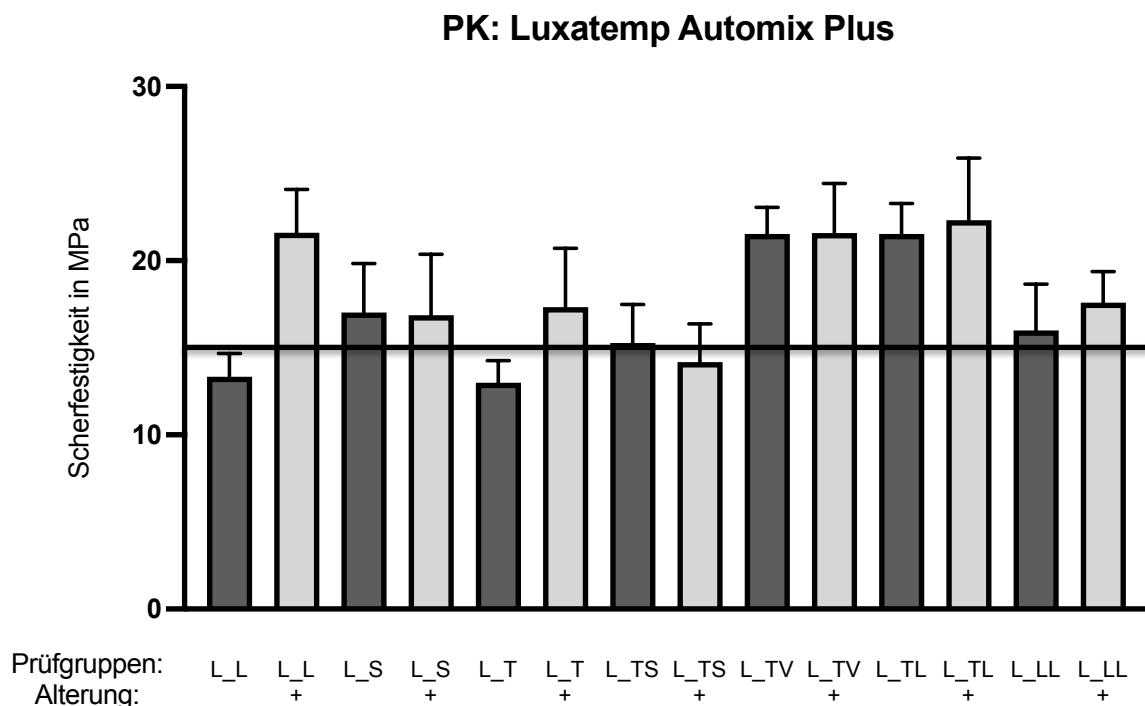


Abb. 16: Untersuchung der Scherfestigkeit der Prüfgruppen des Provisorienmaterials Luxatemp Automix Plus (DMG Dental-Material GmbH, Hamburg, Deutschland)

Die Scherfestigkeit von sieben verschiedenen Reparaturmaterialien in Verbindung mit Luxatemp Automix Plus wurde getestet, wobei die Hälfte der Proben künstlich gealtert wurde. Es wurden vierzehn Gruppen analysiert. Die Mittelwerte sowie

Standardabweichungen dieser Untersuchung sind in der obenstehenden Grafik (Abb. 16) veranschaulicht.

Der höchste Scherfestigkeitswert von 22,30 MPa ($\pm 3,58$ MPa) konnte bei der Reparatur mit Tetric EvoFlow® unter Vorbehandlung mit Luxatemp Glaze and Bond in der thermozyklierten Gruppe erzielt werden, der Mittelwert der Scherfestigkeit in der nicht gealterten Gruppe unterscheidet sich mit 21,53 MPa ($\pm 1,76$ MPa) nur geringfügig. In der nicht gealterten Gruppe war zudem eine geringere Variabilität der Messwerte zu beobachten. Ähnlich hohe Haftwerte mit 21,57 MPa ($\pm 1,52$ MPa) in der nicht gealterten und 21,58 MPa ($\pm 2,86$ MPa) in der gealterten Probengruppe konnten bei der Vorbehandlung mit visio.link erreicht werden.

Ein suffizienter Verbund zwischen Reparaturmaterial und dem provisorischen Kunststoff Luxatemp Automix Plus konnte auch in den Gruppen erzielt werden, welche mit dem smartrepair®-System repariert wurden. Die Scherhaftkraft der Reparatur des Provisorienmaterial Luxatemp Automix Plus wurde darüber hinaus mit dem Substratmaterial und dem Adhäsiv Luxatemp Galze and Bond geprüft. Dabei konnten suffiziente Haftwerte von 16,0 MPa ($\pm 2,66$ MPa) in der nicht gealterten und 17,58 MPa ($\pm 1,79$ MPa) in der gealterten Gruppe gemessen werden.

Die Reparatur mit Tetric EvoFlow® ohne das Applizieren eines Bonding-Materials erreichte in der thermozyklierten Gruppe einen ausreichenden Haftverbund von 17,34 MPa ($\pm 3,37$). In der nicht gealterten Gruppe konnte mit 13,00 MPa ($\pm 2,02$ MPa) kein suffizienter Verbund gemessen werden zwischen den Materialien Luxatemp Automix Plus und Tetric EvoFlow®. Bei Vorbehandlung mit smartbond® konnte nur die nicht gealterte Gruppe gerade ausreichend mit dem provisorischen Werkstoff repariert werden. Dabei wurde ein mittlerer Scherhaftfestigkeitswert von 15,27 MPa ($\pm 2,22$ MPa) ermittelt.

Bei der Untersuchung der homolog verklebten Proben, stellte sich nach Durchführen des Scherkraftversuches ein Unterschied zwischen der gealterten und der nicht gealterten Proben im Mittelwert von 8,28 MPa dar. Die gealterten Proben erzielten einen deutlich besseren Haftverbund, und erreichten im Gegensatz zu den nicht gealterten Proben im Mittelwert einen Haftverbund von 21,61 MPa ($\pm 2,49$ MPa).

3.1.3 Scherkraftuntersuchung der Probengruppen des Trim® Plus

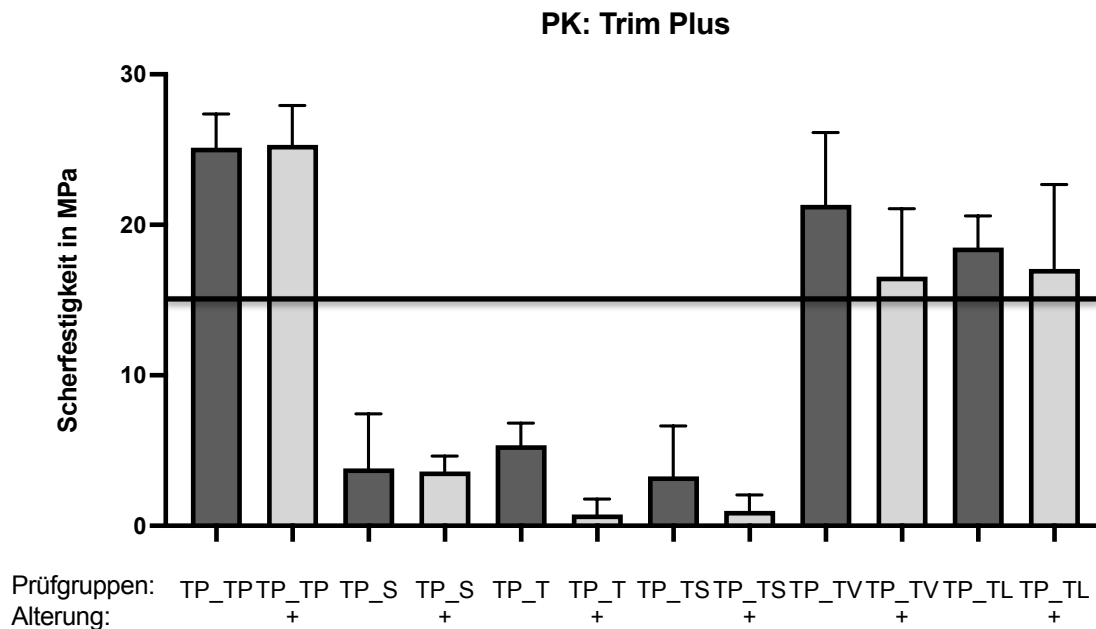


Abb. 17: Untersuchung der Scherfestigkeit der Prüfgruppen des Provisorienmaterials Trim® Plus (Haary J. Bosworth Company, Skokie, USA)

Die Untersuchung der Reparatur des Provisorienmaterials Trim® Plus wurde mit sechs verschiedenen Materialien durchgeführt, die Hälfte der Proben auch dieses Materials wurden künstlich gealtert. Der beste Verbund konnte dabei in den Gruppen erzielt werden, welche homolog mit dem Substratmaterial Trim® Plus repariert wurden. Hier konnte ein Mittelwert von 25,11 MPa ($\pm 2,25$ MPa) in der nicht gealterten und 25,30 MPa ($\pm 2,63$ MPa) in der gealterten Gruppe erreicht werden. Die Gruppen in denen Trim® Plus mit visio.link und Luxatemp Glaze and Bond vorbehandelt und mit Tetric EvoFlow® repariert wurden erzielten eine mittlere Scherhaftfestigkeit, die über dem definierten Zielwert von 15 MPa lag.

Die Reparatur mit Tetric EvoFlow® ohne Vorbehandlung konnte keinen ausreichenden Verbund herbeiführen. Es wurde ein mittleren Scherhaftfestigkeitswert von 5,34 MPa ($\pm 1,48$ MPa) in der nicht gealterten und 1,68 MPa ($\pm 1,02$ MPa) in der thermozyklierten Gruppe erzielt. Die Vorbehandlung mit dem Adhäsiv smartbond® konnte die Reparatur des Materials Trim® Plus mit dem dünnfließenden Komposit Tetric EvoFlow® nicht verbessern. Das smartrepair®-System, bei welchem das Adhäsiv smartbond® zusammen mit dem Reparaturkunststoff smartrepair® verwendet wurde, konnte nicht die Mindestscherhaftkraft erreichen, die bei 15 MPa festgelegt wurde.

3.2 Einfluss der Adhäsive auf die Scherfestigkeit

Die Vorbehandlung mit den Adhäsiven Luxatemp Glaze and Bond und visio.link führte bei der Reparatur mit Tetric EvoFlow® bei allen untersuchten provisorischen Kunststoffen zu einer signifikant höheren Scherhaftkraft, als das alleinige Auftragen des dünnfließenden Komposits Tetric EvoFlow®. Die bloße Anwendung des dünnfließenden Komposits Tetric EvoFlow® erwies sich bei der Reparatur von Dentalon® Plus und Trim® Plus als unzureichend. Die Haftung zwischen Tetric EvoFlow® und den Materialien Dentalon® Plus und Trim® Plus war teilweise derart mangelhaft, dass der Verbund einige Proben bereits vor dem Scherversuch versagte. Im Gegensatz dazu zeigte das Verkleben von Luxatemp Automix Plus mit Tetric EvoFlow® in der gealterten Gruppe gerade noch akzeptable Scherhaftfestigkeitswerte, während die nicht gealterte Gruppe unter diesem Wert lag. Die Verwendung des Adhäsivs smartbond® konnte den Verbund der provisorischen Kunststoffe zu Tetric EvoFlow® nicht wesentlich verbessern. Die Verwendung von smartbond® zusammen mit smartrepair® führte bei Dentalon® Plus zu besseren Haftwerten, jedoch unter dem festgelegten minimalen Haftwert von 15 MPa. Bei der homologen Reparatur des Bis-GMA Materials Luxatemp Glaze and Bond konnte durch die Vorbehandlung mit Luxatemp Glaze and Bond keine signifikant höhere Scherhaftfestigkeit zwischen Substratmaterial und Reparaturzylinder erzielt werden.

3.3 Einfluss des provisorischen Kunststoffes auf die Scherfestigkeit

Durch die Durchführung der Analyse der Varianzanalyse (ANOVA) und des anschließenden Turkey-Tests wurde die Wirkung des Provisorienkunststoffes als unabhängige Variable auf die Prüfgruppen eingehend untersucht. Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigten, dass die Proben, welche das Bis-GMA-Material Luxatemp Automix Plus als Substrat enthielten, im Vergleich zu den anderen Substratmaterialien signifikant bessere Resultate bei der Reparatur mittels smartrepair® mit Smartbond und Tetric EvoFlow® mit smartbond® aufwiesen.

Darüber hinaus ergab die Reparatur mit dem dünnfließenden Komposit Tetric EvoFlow® in Verbindung mit dem Substratmaterial Luxatemp Automix Plus signifikant bessere Scherhaftwerte im Vergleich zu den verwendeten PMMA- und PEMA-Materialien.

Die Vorbehandlung mit visio.link und Luxatemp Glaze and Bond führte bei allen drei Substratmaterialien zu ausreichenden Ergebnissen, ohne, dass signifikante

Unterschiede zwischen den Probengruppen festgestellt wurden, sowohl bei der Gegenüberstellung der ungealterten als auch der gealterten Gruppen.

3.4 Einfluss der Alterung auf die Scherfestigkeit

In den Gruppen bei welchen Dentalon® Plus als Provisorienmaterial verwendet wurde, wiesen die analysierten Proben, die vor dem Scherversuch künstlich gealtert wurden, höhere Scherkraftwerte auf. Allerdings zeigte sich auch eine höhere Standardabweichung im Vergleich zu den nicht gealterten Kontrollgruppen. Der durchgeführte t-Test, bei welchem jeweils die gealterte und die nicht gealterte Gruppe mit einander verglichen wurde, zeigte nur bei der Reparatur von Dentalon® Plus mit dem eigenen Material einen signifikanten Unterschied zwischen der thermozyklierten und der nicht thermozyklierten Gruppe.

Die Probengruppen bei welchen Luxatemp Automix Plus verwendet wurde, wiesen bei 28% der Gruppen einen signifikanten Unterschied zwischen der nicht gealterten und der gealterten Vergleichsgruppe auf. Die mit Tetric EvoFlow® ohne Vorbehandlung und mit Vorbehandlung durch Luxatemp Glaze an Bond reparierten Proben zeigte einen signifikant höheren Wert in der gealterten Gruppe.

50% der Probengruppen, bei welchen Trim® Plus als Ausgangsmaterial diente, zeigten in den gealterten Vergleichsgruppen signifikant schlechtere Scherkraftwerte, im Vergleich zu den nicht gealterten Gruppen. Keinen signifikanten Unterschied zwischen gealterten und nicht gealterten Vergleichsgruppen konnte zwischen den Proben festgestellt werden, bei welchen Trim® Plus mit Trim® Plus, Trim® Plus mit Tetric EvoFlow® ohne Vorbehandlung und Trim® Plus mit Tetric EvoFlow® nach vorherigem Auftragen von visio.link repariert wurde.

3.5 Bruchbildanalyse

Bruchart	Anzahl
Adhäsionsbruch	195
Mischbruch Typ 1: teilweise adhäsiver Bruch, teilweise kohäsiver Bruch im Reparaturmaterial	8
Mischbruch Typ 2: teilweise adhäsiver Bruch, teilweise kohäsiver Bruch im Substrat	17
Mischbruch Typ 3: teilweise adhäsiver Bruch, teilweise kohäsiver Bruch im Reparaturmaterial, teilweise kohäsiver Bruch im Substrat	5
Kohäsionsbruch	120

Tab. 5: Übersicht über die Bruchbildverteilung

Aus der Auswertung der Bruchbilder geht hervor, dass bei der Abscherung des Reparaturmaterials der am häufigsten aufgetretene Bruchtyp der Adhäsionsbruch war. Bei 195 von 345 untersuchten Bruchbildern war der Bruch an der Grenzfläche zwischen Provisorienmaterial und Reparaturmaterial zu beobachten. Der adhäsive Bruch trat bei 57% der Proben auf. Wenn die Scherhaftfestigkeit der Materialien niedrig war, war der Adhäsionsbruch prävalent. Der Kohäsionsbruch wurde bei hohen Scherhaftwerten beobachtet. Der Zusammenhang zwischen gemessener Scherhaftkraft und beobachtetem Bruchbild wurde in Abbildung 18 veranschaulicht. Bei 35% der analysierten Proben versagte der provisorische Kunststoff in sich selbst oder brach. Bei 9% der Proben entstand ein Bruchbild, welches sowohl adhäsive als auch kohäsive Teile aufwies. Eine Übersicht der aufgetretenen Bruchbilder, sowie deren jeweilige Anzahl ist in Tabelle 5 aufgelistet.

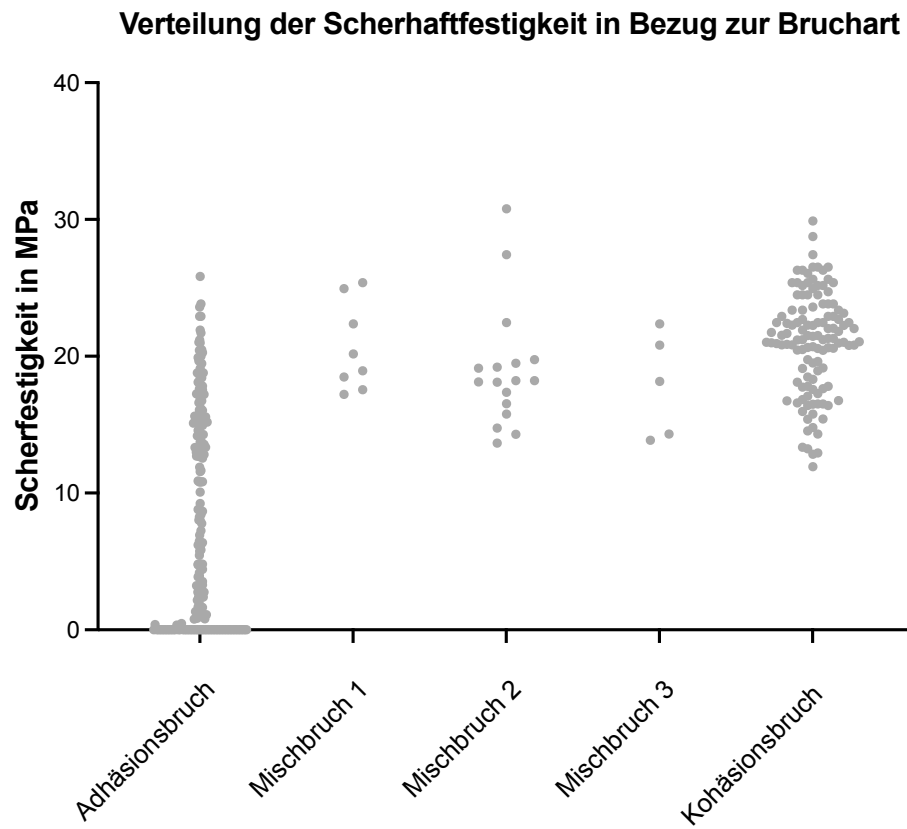


Abb. 18: Darstellung der Verteilung der Scherhaftfestigkeit in Bezug zur Bruchart

3.5.1 Bruchbildanalyse der Probengruppen des Dentalon Plus

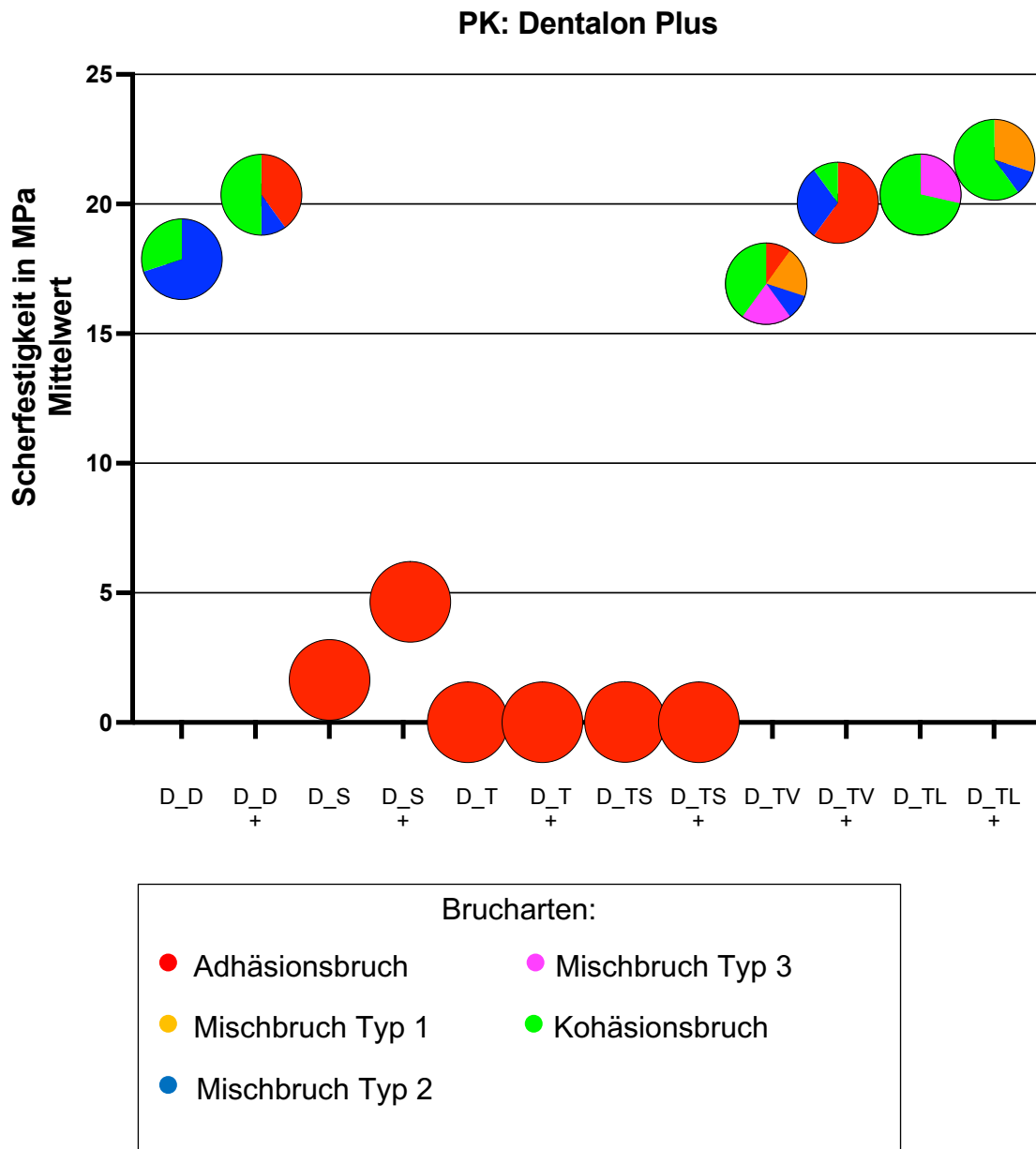


Abb. 19: Darstellung der Verteilung der Brucharten (Kreisdiagramm) in Bezug zur mittleren Scherfestigkeit der Gruppen des Provisorienmaterials Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)

Bei der Bruchbildanalyse der Reparatur von Dentalon® Plus wurden unterschiedliche Versagensmuster unter dem Mikroskop beobachtet. Die Verteilung der Brucharten ist in Abbildung 19 dargestellt. Die Gruppen, bei welchen Dentalon® Plus mit smartrepair®, Dentalon® Plus mit Tetric EvoFlow® ohne Adhäsiv und Dentalon® Plus mit Tetric EvoFlow® mit Vorbehandlung durch smartbond® verklebt wurde, zeigte sich ein ausschließliches Versagen an der Verbundstelle.

Die Analyse des Bruchmusters in den Gruppen, welche mit Tetric EvoFlow® und visio.link repariert wurden, ergab, dass in der gealterten Gruppe vermehrt Adhäsionsbrüche auftraten, im Vergleich zu der nicht gealterten Vergleichsgruppe. Auch bei der homologen Reparatur des Dentalon® Plus kam es in den gealterten Gruppen häufiger zu adhäsiven Bruchbildern. Bei der Reparatur von Dentalon® Plus mit Tetric EvoFlow® und vorherigem Auftragen von Luxatemp Glaze and Bond konnte am häufigsten ein Bruchmuster festgestellt werden, das auf ein Versagen des provisorischen Kunststoffes selbst schließen ließ.

3.5.2 Bruchbildanalyse der Probengruppen des Luxatemp Automix Plus

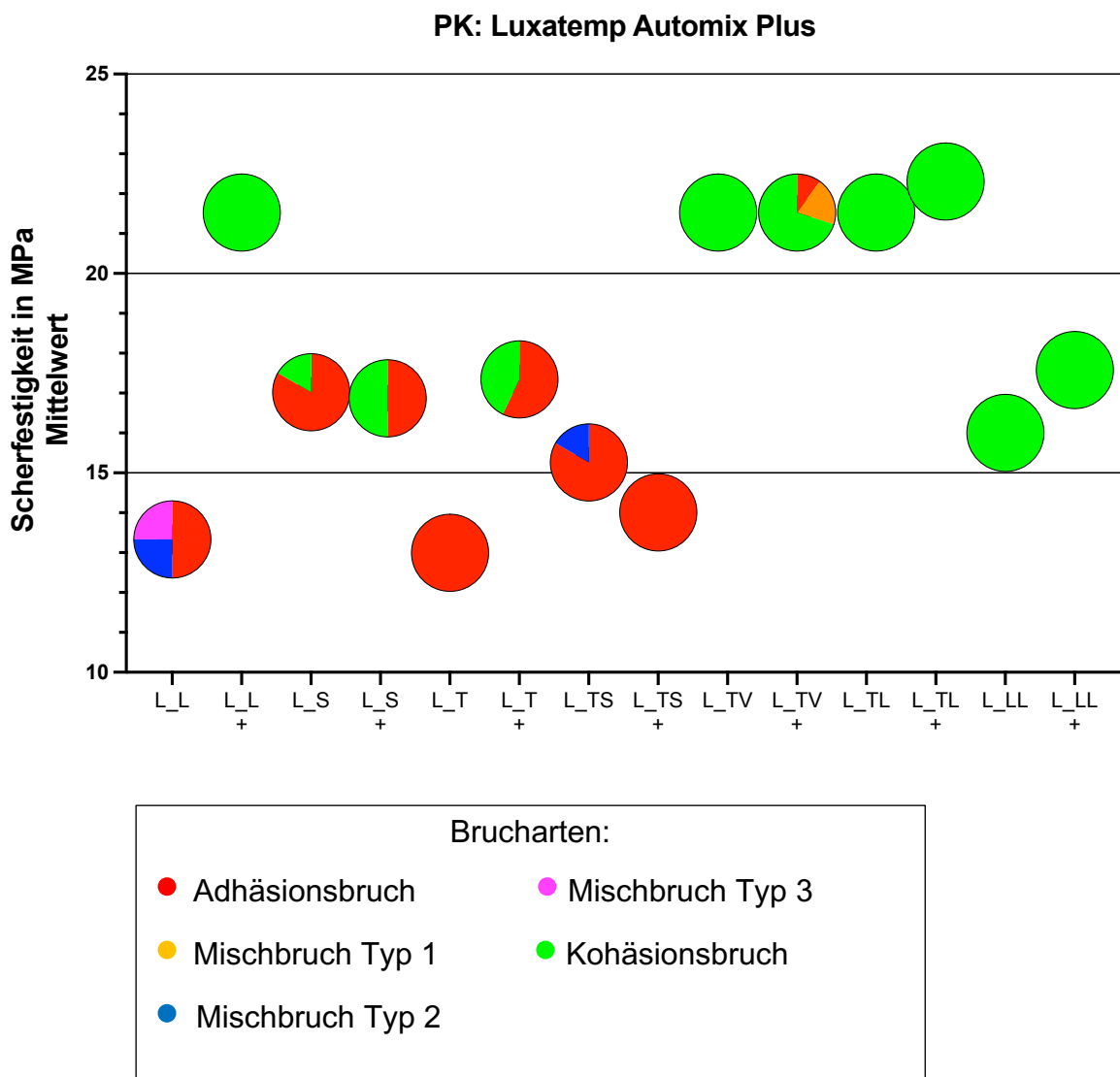


Abb. 20: Darstellung der Verteilung der Brucharten (Kreisdiagramm) in Bezug zur mittleren Scherfestigkeit der Gruppen des Provisorienmaterials Luxatemp Automix Plus (DMG Dental-Material GmbH, Hamburg, Deutschland)

Bei der Analyse der Prüfgruppen, bei denen Luxatemp Automix Plus als provisorischer Kunststoff verwendet wurde, zeigte sich, dass mit steigender Scherfestigkeit der reparierten Probengruppen zunehmend kohäsive Bruchbilder auftraten. Insbesondere bei der Reparatur von Luxatemp Automix Plus mit Luxatemp Glaze and Bond wurden hohe Scherfestigkeitswerte beobachtet, die mit einem Bruchmuster einhergingen, das auf eine Fraktur im provisorischen Kunststoff schließen ließ, ohne, dass die Grenzfläche des Verbundes betroffen war.

Bei der Analyse der Gruppen, bei welchen Luxatemp Automix Plus mit Tetric EvoFlow® und dem Adhäsiv visio.link verklebt wurde, waren in der gealterten Gruppe, trotz guter Scherhaftfestigkeitswerte, neben kohäsiven auch adhäsiv gebrochenen Proben oder Bruchbilder mit adhäsiven Anteilen zu beobachten. In der Kontrollgruppe, bei welcher das Provisorienmaterial homolog repariert wurde, war ein deutlicher Unterschied der Bruchbilder der gealterten und der nicht gealterten Gruppe auszumachen. Die gealterten Proben wiesen ausschließlich Kohäsionsbrüche auf, einhergehend mit hohen Scherfestigkeiten, während die nicht gealterte Gruppe überwiegend adhäsive bzw. adhäsiv anteilige Bruchmuster und niedrige Scherfestigkeiten aufwies. Bei der Analyse der mit dem smartrepair® System reparierten Proben konnte zu ähnlichen Teilen adhäsive und kohäsive Bruchbilder beobachtet werden. Die Proben, welche mit Tetric EvoFlow® oder mit Tetric EvoFlow® und smartbond® repariert wurden, zeigten überwiegend adhäsive Bruchmuster. Die Ergebnisse der Bruchbildanalyse aller Proben bei welchen Luxatemp Automix Plus verwendet wurden sind in Abbildung 20 zusammengefasst dargestellt worden.

3.5.3 Bruchbildanalyse der Probengruppen des Trim Plus

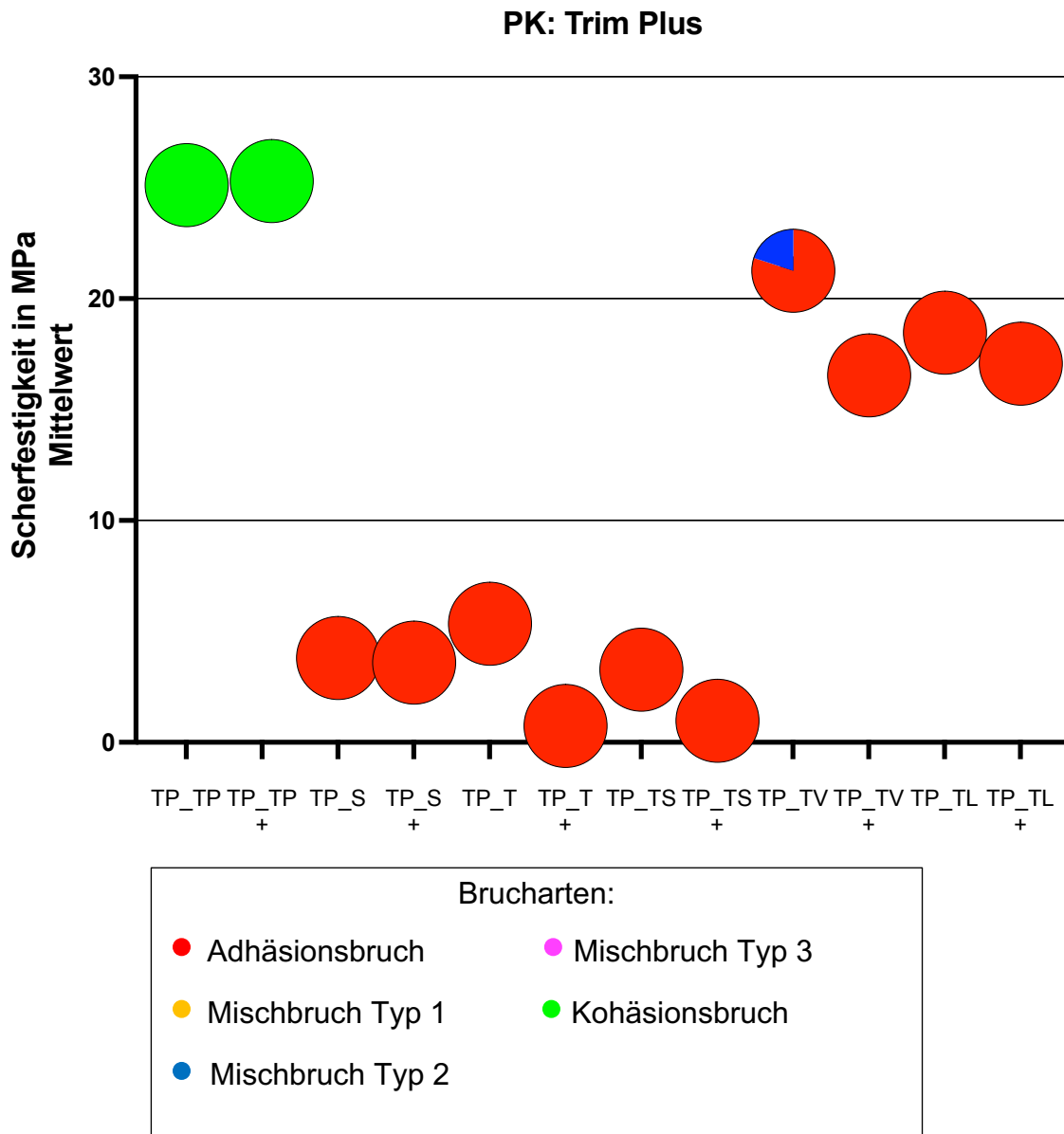


Abb. 21: Darstellung der Verteilung der Brucharten (Kreisdiagramm) in Bezug zur mittleren Scherfestigkeit der Gruppen des Provisorienmaterials Trim® Plus (Haary J. Bosworth Company, Skokie, USA)

Bei der Analyse der Bruchbilder der Gruppen, bei welchen das Provisorienmaterial Trim® Plus als Substratwerkstoff für die Reparatur diente, waren überwiegend adhäsive Bruchbilder zu beobachten, wie in Abbildung 21 dargestellt. Nicht nur bei niedrigen Scherfestigkeiten, sondern auch bei Werten über 15 MPa zeigte die Materialverbindung ein Versagen an der Klebestelle, nicht jedoch im provisorischen Kunststoff selbst. Bei gemessenen Scherhaftfestigkeiten über einem Wert von 20 MPa konnten auch kohäsive Anteile am Bruchbild festgestellt werden. Diese traten in der

Gruppe auf, in welcher der provisorische Kunststoff Trim® Plus mit Tetric EvoFlow® unter Vorbehandlung mit visio.link repariert wurde. Die Vergleichsgruppen, bei welchen Trim® Plus mit dem eigenen Material verklebt worden war, wiesen Kohäsionsbrüche auf.

4. Diskussion

Die vorliegende Scherfestigkeitsuntersuchung diene als Grundlage zur Prüfung in wie fern das dünnfließende Komposit Tetric EvoFlow® zur Reparatur von Provisorien unterschiedlicher Werkstoffklassen geeignet ist. Es sollte die Auswirkung der Vorbehandlung mit unterschiedlichen Adhäsiven auf den Verbund zwischen dem Reparaturmaterial und den provisorischen Kunststoffen untersucht werden. Darüber hinaus soll der Einfluss der Alterung auf die Qualität des Verbundes differenziert betrachtet werden.

4.1 Diskussion der Methode

4.1.1 In-vitro-Untersuchung

Um neu entwickelte Dentalwerkstoffe klinisch anwenden zu können, sollen diese zunächst auf ihre Eignung im Labor unter kliniknahen Bedingungen geprüft werden. In-vitro-Versuche sind jedoch eine begrenzt aussagekräftige Methode in der dentalen werkstoffwissenschaftlichen Forschung. Während die Untersuchungen unter kontrollierte Laborbedingungen durchgeführt werden und es ermöglichen, spezifische Eigenschaften und Verhaltensweisen von Materialien zu analysieren, bleiben einige wesentliche Aspekte unbeachtet (Lord et al., 2009; Faggion et al., 2015). Die komplexen, variablen Bedingungen der Mundhöhle wie die Kaubelastung, der Speichelfluss oder die Mundflora können nur bedingt wiedergegeben werden. Die mechanischen Eigenschaften von dentalen Materialien können daher in realen klinischen Situationen erheblich von den, im Labor gemessenen, Werten abweichen. Da In-vitro Studien nur begrenzte Einblicke in die tatsächliche Leistung von dentalen Kunststoffen bieten, sollten sie in Verbindung mit klinischen Studien und Langzeitbeobachtungen betrachtet werden (Faggion et al., 2015).

4.1.2 Versuchsaufbau

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Scherkraftversuche zur Bewertung des Verbundes zwischen Reparaturmaterialien und provisorischen Kunststoffen basieren auf der international anerkannten ISO-Norm 290022:2013.

Um vergleichbarere Ergebnisse zu erzielen und die Qualität der Studie zu gewährleisten ist es sinnvoll, wissenschaftliche Untersuchungen nach international

anerkannten Normen durchzuführen. In Deutschland werden diese Standards vom Deutschen Institut für Normung e.V. (DIN) festgelegt (Accu Limited, 2024). Das angewandte Verfahren der ISO-Norm 290022:2013 wurde entwickelt, um die Verbundfestigkeit von dentalen Restaurationsmaterialien mit Zahnschmelz und Dentin zu testen. Primär dient dieses Verfahren der Prüfung von zahnärztlichen Adhäsiven. In der vorliegenden Studie wurde das ISO-Norm Verfahren zur Untersuchung der Verbundfestigkeit zwischen provisorischen Materialien und Reparaturkunststoffen unter Verwendung unterschiedlicher Adhäsivsysteme angewendet. Die Herstellung der Prüfkörper, die Durchführung und die Auswertung der Versuche erfolgte unter standardisierten Laborbedingungen und wurde von einer einzigen Versuchsleiterin durchgeführt, um mögliche Variationen zu minimieren. Die verwendeten Materialien wurden nach Herstellerangaben verarbeitet, wobei ausschließlich Materialien derselben Charge verwendet wurden. Dies soll die Aussagekraft der Ergebnisse gewährleisten. Vor Beginn der eigentlichen Versuche wurden probeweise Prüfkörper hergestellt und Scherkraftuntersuchungen durchgeführt, um die Verarbeitung der Materialien sowie den Versuchsaufbau zu erproben und potenzielle Probleme zu identifizieren. Der Versuchsaufbau nach ISO-Norm 290022:2013 ermöglicht es, weitere Materialien unter den gleichen Bedingungen zu prüfen und mit den Ergebnissen dieser Arbeit zu vergleichen. Das durchgeführte Thermozyklieren dient der Simulation intraoraler Bedingungen, wodurch die klinische Relevanz der Ergebnisse erhöht wird.

4.1.3 Prüfkörperherstellung

4.1.3.1 Verwendete Materialien und deren Vorbehandlung

Im zahnärztlichen Praxisalltag stellt die Reparatur von Provisorien eine häufige Aufgabe dar. Während der Übergangszeit von der Präparation der Zähne bis zum Einsetzen des definitiven Zahnersatzes werden Patienten regelmäßig mit beschädigten Provisorien vorgestellt. Auch bei der Herstellung direkter Kunststoffprovisorien treten oft Lufteinschlüssen und Fehlstellen im Material auf.

Bisher griffen Behandler in der Praxis häufig auf universell verfügbare, dünnfließende Komposite zurück. Studien zeigten jedoch, dass eine Reparatur durch das alleinige Auftragen eines Komposits bei vielen Provisorienmaterialien nicht zu einem ausreichenden Haftverbund führt (Chen et al., 2008). In der In-vitro-Studie von Chen et al. (2008) ließen sich, die auf PMMA basierenden Substratmaterialien Alike™ (GC

International AG, Luzern, Schweiz) und Namilon (American Tooth Industries, Oxnard, CA, USA) mit keinem der verwendeten Diacrylat-Reparaturmaterialien suffizient reparieren. In den Probengruppen dieser Substratmaterialien wurden mittlere Scherhaftfestigkeitswerte von 6,1 MPa ($\pm 1,1$ MPa) bis 12,3 MPa ($\pm 4,0$ MPa) gemessen. Bei Haftwerten dieser Größenordnung ist klinisch mit einem Misserfolg zu rechnen (Jafarzadeh Kashi et al., 2011).

Kürzlich wurde das innovative Reparaturmaterial smartrepair® eingeführt, das aus dem Adhäsiv smartbond® und dem dazugehörigen Kunststoff smartrepair® besteht. Zusätzlich existiert auf dem Markt das Adhäsiv Luxatemp Glaze and Bond, das vom Hersteller nicht nur zur Oberflächenversiegelung als Alternative für die Politur, sondern auch zur Reparatur provisorischer Kunststoffe entwickelt wurde. Neben den genannten, speziell für die Provisorienreparatur entwickelten Adhäsive, wurde der PMMA- und Komposit-Primer visio.link in die Studie mitaufgenommen. Die Adhäsive wurden in Verbindung mit dem dünnfließenden Komposit Tetric EvoFlow® appliziert. Diese Entscheidung gründet sich auf der weiten Verbreitung von Tetric EvoFlow® als führendes dünnfließendes Komposit-Material in Europa (Tetric EvoFlow®, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lichtenstein).

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, die Eignung dieser Materialien zur Verbesserung der Haftfestigkeit im Vergleich zum herkömmlich alleinig verwendeten Tetric EvoFlow® zu evaluieren. Eine Studie von Lee et al. (2015) zeigte bereits, dass das Auftragen eines auf Bis-GMA basierenden Adhäsivs bei der Reparatur des Bis-Acryl-Provisorienmaterials Protemp™ 4 (3M Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) mit dem Komposit Filtek™ Z-350 (3M Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland) zu signifikant besseren Scherhaftfestigkeiten führt. Die Gruppe, bei welcher kein Adhäsiv verwendet wurde, zeigte eine mittlere Scherhaftfestigkeit von 23,80 MPa ($\pm 6,21$ MPa), wohingegen die Probengruppe bei welcher ein Adhäsiv zum Einsatz kam eine Scherhaftkraft von 35,58 MPa ($\pm 6,21$ MPa) aufwies. Mit der Verwendung des Adhäsivs wurde eine Verbesserung der Scherhaftwerte von mehr als 10 MPa erzielt.

Für die Versuchsdurchführung der vorliegenden Arbeit wurden praxisübliche provisorische Kunststoffe verwendet. Dabei wurde jeweils ein repräsentatives Material aus den drei am häufigsten verwendeten Kunststoffgruppen gewählt. Aus der Gruppe der Polyethylmethacrylat wurde Dentalon® Plus der Firma Kulzer verwendet. Für die Polymethylmethacrylate wurde Trim® Plus der Firma Bosworth ausgewählt. Aus der

Kategorie der Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat kam Luxatemp Automix Plus zum Einsatz. Vor der Reparatur wurden die provisorischen Kunststoffe mit einem Schleifpapier der Körnung P 120 abgeschliffen, dies soll das Anrauen des Provisoriums mit einem Rotringdiamanten am Behandlungsstuhl simulieren, was im klinischen Alltag eine bekannte Vorgehensweise bei der Reparatur von dentalen Kunststoffen ist. Studien haben gezeigt, dass das Anrauen mit einem Diamanten eine signifikante Verbesserung der Verbundfestigkeit dentaler Kunststoffe bewirkt (Bonstein et al., 2005). Durch das Anrauen wird die Oberfläche des Kunststoffes vergrößert und mikromechanische Retentionsstrukturen geschaffen, die eine bessere mechanische Verankerung des Reparaturmaterials ermöglichen. Neben dem Anrauen mit einem Diamanten bestünde auch die Möglichkeit der Air-Abrasion um dentale Kunststoffe anzurauen. Air-Abrasion führt meistens zu einer weniger gleichmäßigen Oberflächenrauigkeit wie das Abschleifen mit einem Diamanten (Soliman et al., 2023). Zudem können sich Partikel des Aluminium Oxid Pulvers in die Oberfläche des Kunststoffes anheften und so die Reparaturfähigkeit der Oberfläche beeinträchtigen (Loomans et al., 2016). Darüber hinaus kann die kinetische Energie der Aluminium-Oxid-Partikel in Hitze umgewandelt werden, was zu einer Schädigung des Kunststoffes führen kann (Elkassaby et al., 2024).

Studien zeigen bezüglich des Verbundes zweier dentaler Kunststoffe keinen signifikanten Unterschied zwischen der Vorbehandlung mit einem Diamanten und dem Anrauen mit Aluminium-Oxid Partikeln (Kouos et al., 2018). Für die vorliegende Arbeit wurde sich für die Vorbehandlung der Proben durch Abschleifen entschieden, da diese Methode als besonders praxisnah eingestuft wurde. Diamantschleifer sind in jeder Zahnarztpraxis vorhanden, während Air-Abrasions-Geräte kostenintensiv in der Anschaffung und weniger weit verbreitet sind. Zudem ermöglicht das Anrauen mit dem Schleifpapier in der Schleifmaschine eine bessere Kontrolle, was die Vergleichbarkeit der Probengruppen verbessert.

Für die vorliegende Arbeit wurden verschiedenen Materialien und gängige Vorbehandlungsmaßnahmen ausgewählt, um einen umfassenden und praxisnahen Überblick über die Reparatur von Provisorien zu geben. Frühere Studien wie die von Lee et al. (2015) haben nur ein Substratmaterial verwendet, was zu einer begrenzten Perspektive führte. Durch die Untersuchung mehrere Materialien und verschiedener Reparaturadhäsive unter variierenden Bedingungen soll ein umfangreiches Verständnis für die Leistungsfähigkeit und Anwendbarkeit dieser erlangt werden.

Zusätzlich wurde ein neu auf den Markt gekommenes Adhäsiv in die Studie mit einbezogen.

4.1.3.2 Künstliche Alterung

Um den Einfluss der thermischen Belastungen im Mund auf die mechanische Haftung der Materialien zu prüfen, wurden die Proben dieser Versuchsreihe künstlich im Thermozyklriergerät gealtert. Das kalte Wasserbecken wurde auf 5 °C, das warme auf 55 °C temperiert. Diese Temperaturen wurden gewählt um die realen Bedingungen in der Mundhöhle zu simulieren, da dort erhebliche Temperaturschwankungen beim Konsum von heißen und kalten Speisen auftreten können. Für die vorliegende Untersuchung wurde sich für 5000 Zyklen der künstlichen Alterung entschieden. Jeder Zyklus bestand aus 30 Sekunden Verweildauer im jeweiligen Wasserbecken, wobei die Wechselzeit zwischen den Bädern fünf Sekunden betrug. Die Proben verbleiben insgesamt dreieinhalb Tage im Thermozyklriergerät. Diese Methode der künstlichen Alterung simuliert beschleunigte Alterungsprozesse und ermöglicht es, das langfristige Verhalten von Materialien innerhalb einer verkürzten Zeitspanne zu untersuchen. Verschiedene Studien haben gezeigt, dass 10.000 Zyklen etwa einem Jahr Tragedauer im Mund entsprechen (Gale et al., 1999). Daraus lässt sich ableiten, dass 5000 Zyklen ungefähr eine Verweildauer im Mund von sechs Monaten darstellen. Da die getesteten Materialien für provisorische Kronen und Brücken bestimmt sind, wurde angenommen, dass diese maximal einige Monate im Mund des Patienten verbleiben. Eine Studie Blumer et al. (2015) versuchte eine strukturierte Vorgehensweise zu entwickeln, um den Prozess der künstlichen Alterung von dentalen Kunststoffzementen zu vereinheitlichen. Die Studie spricht die Empfehlung aus, dentale Kunststoffzemente vier Tage im Thermozyklriergerät zu altern bei Wasserbadtemperaturen von 5 °C und 55 °C. Die Zyklen sollen insgesamt 60 Sekunden lang sein, 28 Sekunden je Wasserbad. Alternativ soll es möglich sein, die Proben in 55 °C warmen Wasser für vier Tage zu lagern. Vier Tage im Thermozyklrierer umfassen ungefähr 6000 Zyklen. Blumer et al. (2015) untersuchte den Einfluss der Zeitspanne der Alterung auf die mechanischen Werte der dentalen Kunststoffzemente. Dabei wurde eine Alterung im Thermozyklriergerät von bis zu 16 Tagen untersucht. Blumer et al. (2015) fanden heraus, dass eine Veränderung der untersuchten mechanischen Eigenschaften der Materialien vor dem vierten Tag eintraten, daher empfehlen die Autoren eine Zeitspanne des Thermozyklrierens von

vier Tagen. Eine Lagerung in 37 °C warmen Wasser hatte auf die untersuchte Zugfestigkeit keinen Einfluss. Allerdings sollten die Proben laut Blumer et al. (2015) vor dem Thermozyklieren für 24 Stunden in 37 °C warmen Wasser gelagert werden, um eine vollständige Polymerisation des Materials zu erreichen.

Die Temperaturzyklen können verschiedene Effekte auf den dentalen Kunststoff haben. Dentale Kunststoffe bestehen aus Polymeren, die durch Temperaturveränderungen beeinflusst werden können. Wiederholte Zyklusbelastungen können zu Spannungen in der Polymermatrix führen, was zu einer Schwächung der Struktur führt. Darüber hinaus kann es durch Ausdehnung und Kontraktion des Materials zu Mikrorissbildung in der Kunststoffoberfläche kommen. Die mechanischen Eigenschaften von Materialien können dadurch geschwächt und Haftverbunde zwischen Werkstoffen beeinträchtigt werden (Powers et al., 2006; Ferracane et al., 2011; Kawano et al., 2001; Versluis et al., 1996).

Nicht nur die Polymerstruktur der Kunststoffe wird durch Temperaturveränderungen angegriffen, sondern auch die in Kompositen enthaltenen Füllkörper.

Der Wärmeausdehnungskoeffizient von Glas und Keramikfüllkörpern in Kompositen beträgt $8\text{--}12 \times 10^{-6}$ und $76 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$. Das bedeutet, dass sich das Material um diesen Betrag ausdehnt oder zusammenzieht, wenn sich die Temperatur um ein Grad Celsius verändert (Yan et al., 2010).

Eine Studie von Kashiwagi et al. (1986) untersuchte den Einfluss von Hitze auf PMMA. Schwache Bindungen, wie Esterbindungen, können leicht durch hohe Temperaturen aufgebrochen werden. Diese Schwachstellen führen zur Bildung freier Radikale, die weitere Kettenreaktionen auslösen und das Polymer abbauen.

Zusätzlich zur thermischen Zersetzung kann auch Sauerstoff die Polymerstruktur angreifen. Darüber hinaus ging diese Studie auf die Rolle des Initiators bei der thermischen Zersetzung von Kunststoffen ein. Initiatoren können bei höheren Temperaturen zerfallen und freie Radikale bilden. Diese freien Radikale können schwache Bindungen der Polymerketten angreifen. So bestimmt auch die Art und Menge des Initiators das Verhalten eines Kunststoffes bei höheren Temperaturen. Manchmal kommt es nach dem Anlösen der Polymerstruktur zu einer Neuverknüpfung der Ketten was zu einer spröden Struktur des Kunststoffes führt (Kashiwagi et al., 1986). Es ist anzumerken, dass die Studie von Kashiwagi et al. (1986) sich auf Temperaturen von mehr als 160 °C bezieht, die deutlich über denen liegen wie sie beim Thermocycling in der vorliegenden Arbeit zur Anwendung kamen.

Es gibt auch Studien die positive Effekte der Lagerung von temporären dentalen Kunststoffen in warmen Wasser belegen. Eine Studie von Morita et al. (2017) zeigte, dass Provisorien aus PMMA, welche für zwei Minuten in 60 °C warmen Wasser gelagert wurden einen geringeren Restmonomergehalt und eine höhere Biegefestigkeit aufwiesen, als Provisorien die in 7 °C oder 13 °C temperierten Wasser gelagert wurden.

Eine Versuchsreihe von Shyh-yuan Lee et al. (2002) kam zu dem Ergebnis, dass Eintauchen von PMMA Kunststoffen in Wasser während der Polymerisation die hemmenden Effekte von Sauerstoff reduziert. So habe die Wasserimmersion einen positiven Effekt auf die Oberflächenhärte der Proben im Vergleich zum Aushärten an der Luft. Die Polymerisation kann durch die Anwesenheit von Sauerstoff gehemmt werden. Sauerstoff konkurriert mit MMA um freie Radikale und verhindert so die Polymerisation. Sauerstoff ist paramagnetisch, was bedeutet, dass er Eigenschaften hat, die ungepaarten Elektronen ähneln. Das macht ihn reaktionsfreudig gegenüber jedem freien Initiator und wachsenden Polymerketten. Während der Polymerisation verbraucht Sauerstoff die erzeugten freien Radikale. Durch die Lagerung des Provisoriums in Wasser wird der Sauerstoffeffekt verringert. Das Eintauchen des Provisoriums in heißes Wasser während des Aushärtens führt zu einer noch besseren Härte als die Lagerung in raumtemperiertem Wasser. Heißes Wasser ist nicht nur Wärmeleiter, sondern agiert auch als Barriere, da der Sauerstoffgehalt durch steigende Wassertemperatur verringert werden kann (Shyh-yuan Lee et al., 2002).

Eine Studie von Algamaiah et al. (2019) zeigte sinkende mechanische Werte verschiedener dentaler Materialien, unter anderem Bis-GMA, nachdem diese in Wasser gelagert wurden. Die Studie bezieht sich allerdings auf eine 30-tägige Immersion der Proben in Wasser (Algamaiah et al., 2019).

Die Versuchsreihe zur Reparatur von Bis-GMA Provisorien von Lee et al. (2015) zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen Proben welche thermozykliert wurden und denen welche direkt auf ihre Scherhaftfestigkeit untersucht wurden. Diese Studie umfasste 200 Zyklen im Thermozykliegerät à 30 Sekunden und eine anschließende Lagerung für 24h in 37 °C warmen destilliertem Wasser.

Die Proben des Materials Protemp 4 welches homolog mit Protemp 4 repariert wurde, zeigten nach dem Thermozyklieren bessere Werte, als die nicht gealterte Vergleichsgruppe. Ebenso die Proben, bei welchen Protemp 4 mit einem dünnfließenden Komposit repariert wurde. Auf Proben dieser Studie, bei welchen zur

Reparatur ein Adhäsiv verwendet wurde, zeigte die künstliche Alterung negativen Einfluss auf die Scherhaftkraft.

4.1.4 Scherkraftversuche

Die Haftung zweier Materialien kann auf verschiedene Weise geprüft werden, je nach Anforderungen an solche. Die Untersuchung des Haftverbundes zwischen den provisorischen Kunststoffen und den Reparaturmaterialien erfolgte für die vorliegende Arbeit nach DIN EN ISO 290022:2013 mittels Scherkraftuntersuchung.

Der Scherversuch wurde für diese Versuchsreihe ausgewählt, da er eine realistische und praktikable Methode darstellt um die Haftfestigkeit zwischen Provisorium und Reparaturmaterial zu untersuchen. Es handelte sich vorliegend um einen Makro-Scherversuch. In der Materialwissenschaft unterscheidet man zwischen Makro- und Mikro-Scherversuchen. Makro-Scherversuche, wie sie in dieser Studie Anwendung fanden, verwenden Prüfkörper mit einer Klebefläche, typischerweise im Bereich der Quadratmillimeter bis Quadratzentimeter. Diese Tests sind besonders geeignet, um die Haftfestigkeit von Materialien in realistischen Anwendungen zu simulieren, da sie die Belastung berücksichtigen, die während des tatsächlichen Gebrauches auftreten kann. Makro-Scherversuche sind einfach und schnell durchzuführen, sie bedürfen keiner zusätzlichen Probenbearbeitung (El Mourad, 2018). Der Makro-Scherkraftversuch ist der am häufigsten verwendete Test zur Bewertung der Haftung von Klebstoffen. Adhäsive stellen Klebstoffe in der Zahnheilkunde dar. Diese Testmethode wurde erstmals 1965 von Bowen beschrieben (Pashley et al., 1995). Die Scherhaftfestigkeit ist definiert als die maximale Spannung, die ein Material vor dem Versagen unter Scherbelastung aushält (McDonough et al., 2002). Bei einem Scherkraftversuch werden zwei Materialien durch ein Klebemittel verbunden und bis zum Bruch belastet. Ein Nachteil des Makro-Scherkraftversuches ist, dass bei jüngst verbesserten Adhäsiv-Systemen häufig kohäsive Brüche im Substrat bei Untersuchungen in den Zahnhartsubstanz auftraten, was die Gültigkeit der Messergebnisse beeinträchtigte. Die Spannung ist überwiegend im Substrat konzentriert, was zu einem vorzeitigen Versagen des Substrats führt, bevor die Grenzfläche selbst bricht (Phrukkanon et al., 1998; Tantbirojn et al., 2000, Della et al., 1995; Hu et al., 2016; Zanatta et al., 2017). Mikro-Scherversuche verwenden eine deutlich kleinere Klebefläche, im Bereich der Quadratmillimeter bis Quadratmikrometer. Diese Tests ermöglichen eine detaillierte Analyse der

Haftfestigkeit auf mikroskopischer Ebene. Mikro-Scherversuche schließen Artefakte wie Luftblasen aus, sind aber möglicherweise nicht so repräsentativ für die praktische Anwendung wie Makro-Scherversuche (da Silva et al., 2011).

In der Werkstoffkunde stehen neben Scherkraftuntersuchungen weitere Tests zur Verfügung, um die Haftung zwischen Materialien prüfen zu können. Auch finden Zugversuche häufig Anwendung. In der Mundhöhle sind zahnärztliche Materialien häufig Scherkräften durch das Kauen ausgesetzt. Scherversuche simulieren diese Bedingungen besser als Zugversuche. Bei Scherversuchen wird die Haftung entlang einer definierten Fläche getestet, was eine direkte Aussage über die Adhäsionskraft zwischen zwei Materialien ermöglicht. Zugversuche können durch ungleichmäßig Spannungsverteilung zu einer Verfälschung des Ergebnisses führen (El Mourad et al., 2018). Zugversuche werden in der dentalen Werkstoffkunde seltener verwendet als Scherkraftversuche (El Mourad, 2018). Allerdings gilt die Kraftverteilung bei Zugversuchen als gleichmäßiger als bei Scherfestigkeitstests. Zugversuche liefern eine genauere Schätzung der Spannung, die zum Bruch der Klebeverbindung führt (Libeck et al., 2017). Insbesondere bei der Bewertung der Belastbarkeit von kieferorthopädischen Bracket und ihren Befestigungsmaterialien sind Zugversuche von Bedeutung, wie sie von AlBadr et al. (2023) durchgeführt wurden.

Darüber hinaus existieren so genannte Push Out Tests, diese wurden jedoch nie als universelle Tests zur Prüfung der Haftkraft anerkannt. Push out Tests sind dynamische Untersuchungen, bei welchen ein zu prüfendes Material von beiden Seiten an das zweite Material befestigt und dann aus der Verbindung herausgedrückt wird. Push out Tests werden selten angewandt, da sie als zeitaufwendig und mühsam in der Vorbereitung gelten (El Mourad et al., 2018).

Scherversuche werden in der dentalen Werkstoffkunde bevorzugt eingesetzt, um den Verbund zwischen dentalen Kunststoffen zu messen (Rinastiti et al., 2010; Imbery et al., 2014; Staxrud et al., 2015, Joulaei et al., 2012; Staxrud et al., 2011). Kritisch ist zu betrachten, dass es sich bei dem für diese Studie durchgeführten Scherhaftfestigkeitstest um einen statischen Versuch handelt und eine derartige plötzliche Belastung im Mund eher selten auftritt. Ein dynamischer Ermüdungstest mit zyklischer subkritischer Belastung sagt die klinische Verbundfestigkeit von Adhäsiven vermutlich realistischer vorher (Staninec, 2008).

Eine Studie von El Mourad (2018) untersuchte die Effektivität unterschiedlicher Tests zur Überprüfung der Haftkraft dentaler adhäsiver Materialien. Er sprach die

Empfehlung aus Untersuchungen standardisiert nach ISO Richtlinien durchzuführen, wie es für die vorliegende Arbeit erfolgte. Darüber hinaus empfiehlt El Mourad neu auf den Markt gekommenen Adhäsivsysteme durch verschiedene Tests zu prüfen, um eine bessere klinische Korrelation zu erzielen (El Mourad, 2018). Die vorliegende Arbeit bietet demnach Ansatzpunkte für weiterführende Untersuchungen.

4.1.5 Analyse der Bruchbilder

Die Bruchbildanalyse stellt eine Ergänzung zu den durchgeführten Scherkraftuntersuchen dar, um die Materialeigenschaften der untersuchten Materialien besser zu verstehen. Die Beobachtungen unter dem Mikroskop ermöglichen eine detaillierte Betrachtung der Bruchfläche und liefern Hinweise auf die zugrundeliegenden Bruchmechanismen. Die Bruchbilder wurden in kohäsive, adhäsive oder Mischbrüche eingeteilt. Die Identifikation von Adhäsionsbrüchen, bei denen das Versagen entlang der Grenzfläche zwischen Reparaturmaterial und dem provisorischen Kunststoff auftrat, deutet auf eine unzureichende Haftung hin. Die Beobachtung legt nahe, dass das verwendete Adhäsiv-System und die verklebten Materialien nicht optimal aufeinander abgestimmt wurden. Kohäsive Brüche, bei denen das Versagen innerhalb des reparierten Materials auftritt, zeigen in der Regel an, dass die Verbindung intakt geblieben ist und die Haftung zwischen Provisorium und Reparaturkunststoff stark genug war, um ein Versagen entlang der Grenzfläche zu verhindern. Dies deutet auf eine gute Haftung hin und kann als positiv für die Effektivität der Reparaturtechnik interpretiert werden. Kohäsive Brüche können auch auf strukturelle Unregelmäßigkeiten oder Materialfehler im Provisorienmaterial hinweisen. Darüber hinaus wurden Mischbrüche beobachtet, welche sowohl adhäsive als auch kohäsive Elemente aufwiesen. Die Mikroskopische Analyse ergänzt die Ergebnisse der Scherhaftkraftversuche. Die erzielten Scherspannungswerte können mit den beobachteten Bruchbildern in Korrelation gebracht werden, um ein umfassendes Verständnis der Materialeistung zu ermöglichen. Diese Arbeit basiert auf Scherversuchen, wären Zugversuche durchgeführt worden, so wären vermutlich weniger kohäsive Brüche aufgetreten, denn Scherkrafttest begünstigen das Auftreten solcher (Brinson, 2008).

Denn bei den Scherversuchen erfolgte die Belastung des Materials entlang einer Ebene, die parallel zur Oberfläche des Materials verläuft. Diese Scherkräfte verursachen eine Beanspruchung der inneren Bindungen und Strukturen des

Materials entlang der Scherungsebene. Die kristallinen oder molekularen Bindungen in den Materialien können bei beginnender Belastung brechen oder sich verschieben. Während des Versagensprozesses können sich die inneren Bindungen lösen bevor das Material tatsächlich bricht. Dies bedeutet, dass das Material nicht unbedingt in Richtung seiner Längsachse zerstört wird, wie es beim Zugversuch der Fall ist, sondern entlang einer Trennebene. Die Trennebene wird durch verschiedene Faktoren bestimmt, wie die Kristallstruktur des Materials, das Vorhandensein von Einschlüssen oder Defekten. Das Versagen entlang einer solchen Trennlinie beschreibt den internen Bruch des Materials und lässt sich später als Aussprengungen unter dem Mikroskop beobachten und als Kohäsionsbruch interpretieren (Beer et al., 2020).

Ein weiterer Grund für das vermehrte Auftreten von Kohäsionsbrüchen bei Scherkraftversuchen im Vergleich zu Zugversuchen, ist die ungleiche Verteilung der Spannung im Material. Insbesondere an Kanten der Probe kommt es zu lokalen Spannungskonzentrationen, was die Wahrscheinlichkeit für einen kohäsiven Bruch erhöht (Callister Jr. et al., 2020).

Die Bruchbildanalyse nach dem durchgeführten Scherkraftversuch bietet wertvolle Einblicke in die Versagensmechanismen der untersuchten Materialien. Durch die Kombination von mechanischen Tests mit mikroskopischen Beobachtungen, können Schwachstellen einer Verbindung identifiziert werden und Überlegungen zur Verbesserung der Materialien aufgestellt werden. Die Bruchbildanalyse sollte jedoch immer gemeinsam mit den Werten des durchgeführten Scherversuch betrachtet werden, denn unterschiedliche mechanische Tests, führen zu unterschiedlichen Bruchbildverteilungen.

4.2 Diskussion der Untersuchungsergebnisse

4.2.1 Einfluss des Provisorienkunststoffes und dessen Vorbehandlung

Die analysierten Scherfestigkeitswerte offenbaren signifikante Unterschiede im Verbundverhalten der verschiedenen Materialkombinationen. Ziel der Untersuchung war es herauszufinden, ob eine Reparatur der drei gängigsten provisorischen Kunststoffgruppen mit dem ubiquitär in der Praxis verfügbaren Komposit Tetric EvoFlow® möglich ist bzw. in wie weit sich diese durch Adhäsivsysteme verbessern lässt. Als ausreichender Haftwert wurde 15 MPa definiert. Die vorliegende Untersuchung kommt zu dem Ergebnis, dass die Reparatur mit dem Material Tetric

EvoFlow® nur mit dem Provisorienkunststoff Luxatemp Automix Plus teilweise zu ausreichenden Haftwerten führen kann. Bei den untersuchten Provisorienmaterialien Dentalon® Plus und Trim® Plus bedarf es die Verwendung eines Adhäsivs, um einen suffizienten Verbund zum dünnfließenden Komposit Tetric Evo Flow® herstellen zu können.

Luxatemp Automix Plus

Der Provisorienkunststoff Luxatemp Automix Plus, aus der Materialgruppe der Bis-GMA-Kunststoffe, wies als einziges Substratmaterial, wie die ANOVA zeigte, mit allen Adhäsiven suffiziente Scherhaftwerte auf. Eine Reparatur des Materials Luxatemp Automix Plus scheint mit Tetric EvoFlow® möglich zu sein. Das Adhäsiv smartbond® und das Reparatursystem smartrepair® konnten den Verbund zu Tetric EvoFlow® nicht verbessern. In den genannten Probengruppen traten überwiegend adhäsive Brüche auf. Die Reparatur mit Tetric EvoFlow® ließ sich, durch die Verwendung der Adhäsive Luxatemp Glaze and Bond und visio.link, deutlich verbessern. Unterstrichen wurde die gute Haftung dieser Reparaturmaterialien an das Substratmaterial durch die überwiegend kohäsiven Bruchbilder, welche nach den Scherversuchen in diesen Probengruppen zu beobachten waren. Die Adhäsive hafteten so gut an der Oberfläche, dass die inneren Kohäsionskräfte des Bis-GMA schwächer waren, als der Verbund der Materialien. Das Material versagte in sich selbst, da seine Härte und Sprödigkeit es anfälliger für interne Risse machen (De Angelis et al., 2023). Eine Studie von Can-Karabulut et al. (2009) kam zu dem Ergebnis, dass das Bruchbild als Indikator für einen ausreichenden Verbund zwischen dentalen Materialien dienen kann. Die Studie untersuchte die Haftfestigkeit von Adhäsivsystemen zu Dentin. Kohäsive Brüche traten in dieser Studie ausschließlich bei Scherhaftwerten über 16.5 MPa auf. Ein kohäsiver Bruch kann demnach auf einen ausreichenden Verbund des Materials hinweisen. Bezüglich mechanischer Eigenschaften eines Materials, ist die individuelle Mixtur, die Zusatzstoffe, sowie der Polymerisationsgrad jedoch nicht außer Acht zu lassen.

Dentalon® Plus

Das Provisorienmaterial Dentalon® Plus, basierend auf dem Kunststoff PEMA, zeigte ohne Vorbehandlung keine ausreichende Haftung mit dem dünnfließenden Kunststoff Tetric EvoFlow® auf Bis-GMA Basis, da das Reparaturmaterial bereits vor dem

Scherversuch abfiel. Das Adhäsiv smartbond® konnte die Verbundfestigkeit nicht signifikant verbessern. Hingegen führte die Vorbehandlung mit den Adhäsiven Luxatemp Glaze and Bond und visio.link zu einem ausreichenden Verbund zwischen Tetric EvoFlow® und Dentalon® Plus. Diese Ergebnisse wurden durch die kohäsiven und kohäsiv-anteiligen Bruchbilder bestätigt, die in den mit den genannten Adhäsiven behandelten Gruppen beobachtet wurden. Die Kontrollgruppe, bei welcher Dentalon® Plus mit dem eigenen Material homolog repariert wurde, erzielte ebenfalls ausreichende Haftwerte. Ohne die Applikation eines Adhäsivs war demnach keine ausreichende Haftung mit dem auf Dimethylacrylat basierenden Kunststoff Tetric EvoFlow® an den PEMA Provisorienkunststoff Dentalon® Plus möglich. Zur effektiven Verbindung der strukturell unterschiedlichen Kunststoffe ist daher ein Haftvermittler erforderlich. Ein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen, die mit visio.link und Luxatemp Glaze and Bond bei der Reparatur des Provisorienkunststoffes Dentalon® Plus erzielt wurden, konnte nicht festgestellt werden.

Trim® Plus

Der Provisorienkunststoff Trim® Plus auf PMMA-Basis erwies sich, ebenso wie Dentalon® Plus, als ungeeignet für eine Reparatur mit dem dünnfließenden Komposit Tetric EvoFlow® ohne Vorbehandlung. Die unbehandelte PMMA-Oberfläche konnte keinen ausreichenden Verbund mit dem Bis-GMA-Kompositmaterial herstellen. Die lediglich angeraute, plane Oberfläche bietet keine mechanische Retention. Eine chemische Adhäsion zwischen dem, auf PMMA basierenden, Provisorienmaterial und dem dünnfließenden Komposit scheint nicht möglich.

Die Vorbehandlung mit einem MMA- oder aceton-haltigen Adhäsiv löst das PMMA an und erlaubt eine chemische Verankerung des Diacrylates (Valittu et al., 1994; Minami et al., 2004; Vallittu et al., 1997; Nejatideanesh et al., 2006). Die vorliegende Arbeit bestätigt diese Beobachtung. Durch die Vorbehandlung mit den Adhäsiven visio.link und Luxatemp Glaze and Bond, konnte ein ausreichender Verbund zwischen dem Provisorienmaterial Trim® Plus und dem Reparaturkomposit Tetric EvoFlow® hergestellt werden. Das Material Trim® Plus zeigte in der Kontrollgruppe, bei welcher es mit dem eigenen Material repariert worden ist die höchsten Scherhaftfestigkeitswerte aller untersuchten Gruppen. Zu einem ähnlichen Ergebnis kam auch eine Studie von Chen et al. (2008). Hierbei wurde der PMMA-Kunststoff Alike™ verwendet. Bei der Reparatur des Provisorienkunststoffes mit dem eigenen

Material, zeigte Alike™ höhere Scherhaftfestigkeitswerte, als bei der Reparatur mit einem Bis-GMA-Material. Die Studie von Chen et al. (2008) maß ähnliche Werte bei der homologen Reparatur des PMMA-Materials Alike™ (28,4 MPa (± 4 MPa)), wie die vorliegende Arbeit bei der Reparatur des PMMA-Materials Trim® Plus (25,11 MPa ($\pm 2,25$ MPa)). In der Versuchsreihe von Chen et al. (2008) erzielte die Reparatur der temporären Kunststoffe mit Materialien basierend auf Bis-GMA keine ausreichende Haftung. Die erreichten Scherhaftfestigkeiten lagen in allen Gruppen unter 15 MPa. In dieser Studie wurde jedoch kein Adhäsiv verwendet (Chen et al., 2008). Chen et al. (2008) kamen zu dem Ergebnis, dass die chemische Strukturähnlichkeit von Substrat- und Reparaturmaterial eine wichtige Rolle bei der Reparatur von Provisorien spielt. So scheinen Substratmaterialien, welche einen ähnlichen chemischen Aufbau, wie das Reparaturmaterial besitzen, bessere Scherhaftfestigkeiten zu erzielen. Dies zeigt auch die vorliegende Versuchsreihe. Die Provisorienmaterialien Dentalon® Plus und Trim® Plus, basierend auf PEMA und PMMA, konnten mit dem Komposit Tetric EvoFlow® nicht suffizient verbunden werden. Frühere Oberflächenbehandlungen von PMMA mit polymerisierbaren Lösungsmitteln wie Methylmethacrylat zeigten, dass diese zu einem Aufquellen des PMMA führen und die Diffusion innerhalb der Acrylharzmasse verbessern (Vallittu et al., 1997). Vergani et al. empfiehlt die Verwendung von MMA zur Benetzung heißpolymerisierter Polymerthylacrylate für mehrere Minuten, um die Polymethylmethacrylate aufzulösen und die Bindung an das zu reparierende PMMA zu fördern. Durch das auflösen der Polymerstruktur können freie Doppelbindungen bereitgestellt werden, die mit einem Kompositmaterial co-polymerisieren können. Die Polymerisationsprozesse von MMA und Komposit folgen ähnlichen Aktivierungs- und Vernetzungsmodellen (Muhsin, 2017). Das auf Methylmethacrylat basierende Adhäsiv Smartbond konnte mit seiner Adhäsivzusammensetzung in der vorliegenden Arbeit jedoch nicht zu einer besseren Haftung des dünnfließenden Komposits beitragen.

Frühere Studien kamen zu dem Ergebnis, dass die Verwendung eines Haftvermittlers zu besseren Haftungsergebnissen bei der Verbindung von Komposit mit Acrylharzzähnen führt, als die Verwendung von PMMA alleine (Vergani et al., 2000; Thean et al., 1996).

Die Prüfgruppen des Trim® Plus zeigten, außer in der Kontrollgruppe, bei welcher das Material mit dem eigenen Substratmaterial repariert wurde, fast ausschließlich adhäsive Bruchbilder, auch bei Scherhaftwerten welche einen ausreichenden Verbund der Materialien zeigten. Bei Scherhaftwerten ähnlicher Größe, waren in den

Probengruppen der anderen Provisorienmaterialien kohäsive oder kohäsiv-anteilige Bruchbilder zu beobachten. Kohäsive Brüche können auf eine geringe Festigkeit im Substrat hinweisen. Da vergangene Studien, wie die von Yanikoglu et al. 2014, Abdulmohsen et al. 2016, und Jo et al. 2011, dem Material Bis-GMA bessere mechanische Eigenschaften zuwiesen als dem PEMA und dem PMMA, war dieses Ergebnis zunächst nicht zu erwarten. Aufgrund seiner größeren Härte kann Bis-GMA höhere Spannungen aufnehmen, bevor es zu Verformungen oder Rissen kommt. Dies kann jedoch auch dazu führen, dass das Material spröder ist und bei Überbelastung eher kohäsive Brüche auftreten. Das Material versagt an einer Stelle, welche innerhalb seiner Struktur liegt (De Angelis et al. 2023). PEMA ist weicher und flexibler als Bis-GMA, was darauf schließen lässt, dass es sich eher verformt, als zu brechen. Wenn die Adhäsion zwischen PEMA und dem Reparaturmaterial nicht optimal ist, was diese Studie nahelegt, führt dies eher zu adhäsiven Brüchen, da die Schwachstelle die Verbindungsstelle zwischen Reparaturkunststoff und Provisorium ist.

Vorbehandlung mit Luxatemp Glaze and Bond und visiolink

Bei allen drei Provisorienmaterialien kam es durch die Vorbehandlung mit den Adhäsiven Luxatemp Glaze an Bond und visio.link zu besseren Scherhaftfestigkeiten, als bei der Reparatur mit Tetric EvoFlow® ohne Verwendung eines Adhäsivs. Die in den Adhäsiven enthaltenen Monomere weisen eine chemische Affinität zur Oberfläche der dentalen Kunststoffe auf. Diese Monomere können mit den freien Doppelbindungen der Kunststoffe reagieren (Lagouvardos et al., 2003). Die Studie deutet darauf hin, dass diese Reaktion mit allen drei untersuchten Kunststoffarten möglich war. Die chemische Interaktion zwischen dem Adhäsiv und dem Kunststoff führte zu einer stabilen Verbindung, die zumindest für den, in dieser Arbeit betrachteten, Untersuchungszeitraum bestand.

Vor der Anwendung des Adhäsivs wurden die Proben mechanisch angeraut, dadurch entstanden mikroskopisch kleine Unebenheiten und Vertiefungen an der Oberfläche des Kunststoffes. Durch das Anrauen dringen Monomere in die Vertiefungen ein und verankern sich mikromechanisch. Studien die, die Reparatur von Kompositen untersuchten kamen zu dem Ergebnis, dass die mikromechanische Verankerung die wichtigste Rolle bei der Reparatur von Kunststoffen darstellt (Söderholm et al., 1991). Mit allen drei, in dieser Studie verwendeten, Kunststoffgruppen wurde, durch die Vorbehandlung mit den Adhäsiven, eine klinisch ausreichende Haftung erreicht,

welche durch die Reparatur mit Tetric EvoFlow[®] ohne Vorbehandlung, nicht erzielt werden konnte. Das Bis-GMA Material Luxatemp Automix Plus kann, aufgrund seiner chemische Struktur, welche ähnlich dem dünnfließende Komposit Tetric EvoFlow[®] ist, teilweise ausreichend mit diesem repariert werden. Jedoch zeigten auch die Proben des Substratmaterials Luxatemp Automix Plus verbesserte Scherhaftfestigkeiten, wenn diese vor dem Verkleben mit Tetric EvoFlow[®] mit einem der beiden oben genannten Adhäsiven vorbehandelt wurden. Hervorzuheben ist, dass die Applikation mit Luxatemp Glaze and Bond besonders einfach und zeitsparend war. So musste das Adhäsiv Luxatemp Glaze and Bond lediglich aufgetragen und für 20 Sekunden lichtgehärtet werden. Das Adhäsiv viso.link bedurfte ganze 90 Sekunden Lichtpolymerisation. Der Faktor Zeit spielt im zahnärztlichen Alltag eine wichtige Rolle. In dieser Studie wurde die Verbundfestigkeit zwischen dem dünnfließenden Komposit Tetric EvoFlow[®] und verschiedenen provisorischen Restaurationsmaterialien untersucht. Dies geschah vor dem Hintergrund, dass in der zahnärztlichen Praxis zur Zeitersparnis oft Provisorien mit dünnfließendem Komposit repariert anstatt neu angefertigt werden. Ein aufwendiges Reparaturverfahren wäre in diesem Zusammenhang ineffizient. Es stellt sich daher die Frage, ob die Verwendung des Adhäsivs viso.link eine zeitsparende Alternative im Vergleich zur homologen Reparatur darstellt.

Vorbehandlung mit smartbond[®]

Die statistische Auswertung mittels des Turkey-Tests zeigte Unterschiede in der Vorbehandlung der provisorischen Materialien mit Smartbond. Die Proben, die mit einer Kombination aus smartbond[®] und Tetric EvoFlow[®] sowie smartbond[®] und smartrepair[®] repariert wurden, wiesen signifikante Unterschiede in Abhängigkeit vom Substratmaterial auf. In allen signifikanten Fällen erzielten die Proben mit der Luxatemp-Automix-Plus-Substratfüllung höhere Scherfestigkeiten im Vergleich zu den beiden anderen untersuchten Substratmaterialien. Mit den Materialien Dentalon[®] Plus und Trim[®] Plus konnte hingegen kein ausreichender Verbund mit Tetric EvoFlow[®] erzielt werden. Der Hersteller des Adhäsives smartbond[®] gibt an, dass dieses Produkt als „One-Step-Bonding“ konzipiert ist, welches keine Lichtpolymerisation erfordert. Stattdessen kann das dünnfließende Komposit direkt auf das Adhäsiv appliziert werden. Das aufgetragene Komposit soll gemäß den Herstellerangaben anschließend für 10 Sekunden lichtgehärtet werden. Diese Methode soll laut Herstellerangabe eine

besonders zeitsparende und effiziente Reparatur von provisorischen Restaurationen ermöglichen. In der vorliegenden Arbeit konnten keine ausreichenden Haftwerte mit smartbond® erzielt werden, weder mit Tetric EvoFlow® noch mit dem eigens dafür vom Hersteller produzierte Reparaturkunststoff smartrepair®. Ein möglicher Grund dafür könnte sein, dass das in diesem Versuchsaufbau auf die Substratoberfläche angebrachte Kompositknöpfchen fast drei Millimeter hoch war. Bei der klinischen Anwendung wird zumeist keine so dicke Schicht bei der Reparatur auf das Provisorium aufgetragen. Die vom Hersteller angegebenen Polymerisationszeit von 20 Sekunden reichte möglicherweise nicht aus, um eine ausreichende Polymerisation von Kunststoff und Adhäsiv zu erzielen. Eine Studie von Lee et al. (2015) zeigte, dass eine längere Polymerisationszeit bei der Reparatur von lichtpolymerisierendem Bis-Acryl mit Bis-GMA zu signifikant besseren Ergebnissen führte, auch wenn zusätzlich ein Adhäsiv aufgetragen wurde. Das Adhäsiv smartbond® basiert, ebenso wie die beiden anderen Adhäsive Luxatemp Glaze and Bond und visio.link, auf Methylmethacrylaten. Die genaue Materialzusammensetzung wird vom Hersteller nicht spezifiziert. In dieser Studie wurden die Anweisungen des Herstellers genau befolgt. Um die Ursache für das Versagen des Adhäsivs smartbond® zu ermitteln, sind weitere Untersuchungen erforderlich. Diese sollten Faktoren wie die Applikationstechnik, die Einwirkzeit und die Aushärtebedingungen näher untersuchen.

4.2.2 Künstliche Alterung

Die künstliche Alterung führte bei fast allen Probegruppen zu ähnlichen Scherhaftkraftwerten, wobei kein signifikanter Unterschied zur jeweiligen nicht gealterten Kontrollgruppe festgestellt werden konnte. Ein signifikanter Unterschied trat jedoch bei der homologen Reparatur von Luxatemp Automix Plus auf. Hier wurden in der gealterten Gruppe signifikant höhere Scherhaftfestigkeiten beobachtet. Diese Ergebnisse stimmen mit einer Studie von Lee et al. (2015) überein, in der ebenfalls in den meisten Materialgruppen kein statistischer Unterschied zwischen gealterten und nicht gealterten Proben festgestellt wurde. Lee et al. (2015) untersuchte die Reparatur des Bis-Acryl-Materials Protemp™ 4. In der Versuchsgruppe, in der Protemp™ 4 ohne Vorbehandlung durch ein Adhäsiv mit demselben Material verklebt wurde, wurden in der künstlich gealterten Gruppe höhere Scherhaftfestigkeiten festgestellt als in der nicht gealterten Vergleichsgruppe. Auch in den Gruppen, in denen Protemp™ 4 ohne Vorbehandlung und in den Gruppen in welchen Protemp™ 4 mit einem Adhäsiv unter

der Kontrolle der Sauerstoffinhibitionsschicht durch Abdeckung mit einem Mylar Streifen repariert wurde, wurden höhere Scherhaftfestigkeiten beobachtet. In den gealterten Gruppen der Studie wurden bis zu 17% höhere Scherhaftfestigkeitswerte im Vergleich zu den nicht gealterten Gruppen gemessen. In den meisten Versuchsgruppen der Studie von Lee et al. konnte jedoch zwischen thermozyklierten und nicht thermozyklierten Proben kein statistischer Unterschied ausgemacht werden. Lee et al. führten in ihrer Versuchsreihe eine Alterung durch, welche 5000 Zyklen im Thermozykliegerät umfasste. Auch in der vorliegenden Arbeit hatte die künstliche Alterung auf die Scherhaftfestigkeit der reparierten provisorische Kunststoffe weitestgehend keinen signifikanten Einfluss.

In der Probengruppe in welchen das PMMA-Material Dentalon® Plus mit Tetric EvoFlow® verklebt und visiolink vorbehandelt wurde, trat in der gealterten Gruppe häufiger ein adhäsives Bruchbild auf. Das vermehrte Auftreten von Adhäsivbrücken konnte auch in der homolog reparierten Gruppe des Dentalon® Plus beobachtet werden. Dies könnte darauf hindeuten, dass die Proben welche direkt nach dem Verkleben abgeschert wurden nicht vollständig ausgehärtet waren und daher öfters in sich selbst versagten, anstatt an der Klebestelle zu brechen.

Da Provisorien in der Regel nicht über einen längeren Zeitraum im Mund des Patienten verbleiben, wurde sich für die vorliegende Arbeit nur für 5000 Zyklen á 30 Sekunden entschieden. Eine Studie von Kiomarsi et al. (2017) legt nahe, dass 5000 Zyklen möglicherweise nicht ausreichen, um einen signifikanten Alterungseffekt zu erzeugen. Kiomarsi et al. diskutierten, dass eine höhere Anzahl an Zyklen notwendig sein könnte, um realistische Langlebigkeitseffekte besser zu simulieren. Negative Auswirkungen auf die Haftung zwischen Substrat- und Reparaturmaterial könnten möglicherweise erst bei längerer Alterung auftreten. In diesem Zusammenhang wären weitere Untersuchungen notwendig. Es bleibt jedoch fraglich, ob eine Untersuchung der Langlebigkeit von Provisorienreparaturen, bei Materialien, die nur kurzzeitig im Mund verbleiben, sinnvoll ist.

4.3 Schlussfolgerung

Trotz der Einschränkungen, welche bei der durchgeführten Studie festgestellt wurden, ergeben sich klare Handlungsempfehlungen für die Reparatur von Provisorien im zahnärztlichen, klinischen Alltag. Eine Reparatur von Provisorien auf Basis von PMMA und PEMA durch das bloße Auftragen eines dünnfließenden Komposits ist nicht zu

empfehlen. Das dünnfließende Komposit kann aufgrund seiner andersartigen chemischen Struktur keine ausreichende Haftung zu diesen Provisorienkunststoffen herstellen. Das Provisorienmaterial Luxatemp Automix Plus konnte teilweise einen ausreichenden Verbund zum dünnfließenden Komposit Tetric EvoFlow® herstellen, sodass die Reparatur dieses Materials mit Tetric EvoFlow® eingeschränkt zu empfehlen ist. Die vorliegende Studie zeigt, dass die Applikation eines Adhäsivs sinnvoll ist, da dadurch der Verbund signifikant verbessert wird und ausreichende Haftwerte erzielt werden können. Die Adhäsive Luxatemp Glaze and Bond und visio.link haben sich hierfür als effektiv erwiesen. Besonders hervorzuheben ist das Adhäsiv Luxatemp Glaze and Bond, da es nicht nur eine effektive Reparatur erzielt, sondern auch zeitsparend angewandt werden kann.

In der vorliegenden Versuchsreihe wurden plane Flächen miteinander verbunden, im klinischen Alltag ist dies selten der Fall, so dass beim Auffüllen von Luftblasen oder Rissen möglicherweise eine bessere Haftung aufgrund einer höheren mechanischen Retention zu erwarten ist. Dennoch konnte die Scherhaftfestigkeit durch die Vorbehandlung mit den Adhäsiven Luxatemp Glaze and Bond und visio.link auch bei der Substratgruppe des Bis-GMA signifikant verbessert werden. Dies unterstützt die Indikation für die Verwendung eines Adhäsivs, um eine sichere Haftung zwischen Substrat- und Reparaturmaterial zu gewährleisten.

5. Zusammenfassung

In der Zahnheilkunde sind Provisorien temporäre prothetische Restaurationen, die nach der Präparation von Zähnen eingesetzt werden und bis zur Fertigstellung des definitiven Zahnersatzes in der Mundhöhle verbleiben. Die Zähne sollen so vor externen Noxen und unerwünschten Effekten, wie Zahnwanderung, Kippung oder Elongation geschützt werden.

Während der Herstellung, aber auch während des Tragens, kann es zu Fehlstellen oder Brüchen im Kunststoff kommen. Da eine Neuanfertigung aufwendig ist, werden Reparaturen häufig mit dünnfließendem Komposit durchgeführt. Dabei kommt es jedoch meistens zum Versagen des Verbunds, was zu wiederholten Praxisbesuchen des Patienten führt. Um dieses Problem zu lösen, wurden spezielle Reparatursysteme entwickelt. Die vorliegende Arbeit beschäftigte sich mit der Frage in wie weit der Verbund zwischen unterschiedlichen Provisorienkunststoffen und dünnfließendem Komposit, durch die Verwendung eines solchen Adhäsives verbessert werden kann.

Es wurde sich für jeweils ein Provisorienmaterialien aus den drei gängigsten Kunststoffgruppen entschieden: Luxatemp Glaze and Bond (Bis-GMA), Dentalon® Plus (PMMA) und Trim® Plus (PEMA). Alle drei Provisorienmaterialien wurden in Probenhalter eingefüllt und anschließend in einer Schleifmaschine abgeschliffen. Die Körnung des Schleifpapiers, entsprach der Körnung eines Rotringdiamanten. Nach gründlicher Reinigung im Ultraschallbad mit deionisiertem Wasser wurden die Proben eines jeden Provisorienmaterials mit Tetric EvoFlow®, Tetric EvoFlow® und visio.link, Tetric EvoFlow® und Luxatemp Glaze and Bond, Tetric EvoFlow® und smartbond®, smartbond® und smartrepair® und als Kontrollgruppe homolog mit dem Substratmaterial repariert. Die Proben des Luxatemp Automix Plus wurden zusätzlich noch mit Luxatemp Glaze and Bond und dem Substratmaterial repariert. Um den Effekt der Alterung auf die Reparatur evaluieren zu können, wurde die Hälfte der Proben anschließend künstlich gealtert (5-55 °C, 5000 Zyklen á 30 Sekunden). Die Scherhafterfestigkeit wurde in der Universalprüfmaschine getestet und anschließend die Versagensmuster unter dem Mikroskop ermittelt. Die statistische Auswertung erfolgte mittels t-Tests, ANOVA und Turkey-Test als Post-Hoc-Test.

Dabei wurde der Verbund der Provisorienkunststoffe mit Tetric EvoFlow® in allen Gruppen außer der gealterten Gruppe des Luxatemp Automix Plus als unzureichend ermittelt (<15 MPa). Durch die Vorbehandlung mit dem Adhäsiv Luxatemp Glaze and

Bond konnten alle Provisorienmaterialien suffizient mit Tetric EvoFlow® repariert werden: Luxatemp Automix Plus (21,52 MPa), Dentalon® Plus (20,35 MPa), Trim® Plus (18,46 MPa). Die Vorbehandlung mit dem Adhäsiv visio.link führte ebenfalls zu einer signifikanten Steigerung der Scherhaftfestigkeit: Luxatemp Automix Plus (21,54 MPa), Dentalon® Plus (16,91 MPa), Trim® Plus (21,31 MPa). Das Reparaturverfahren mit der Anwendung des Adhäsivs Luxatemp Glaze and Bond erwies sich in der vorliegenden Versuchsreihe nicht nur als effektiv, sondern auch als zeitsparend. Die künstliche Alterung hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Scherhaftfestigkeitswerte, außer in der Kontrollgruppe in welcher Luxatemp Automix Plus mit dem eigenen Material repariert wurde, hier konnten höhere Scherhaftfestigkeiten in der gealterten Gruppe gemessen werden. Mit dem Adhäsiv smartbond® konnten keine sich signifikant unterscheidenden Scherhaftfestigkeiten im Vergleich zur Reparatur mit Tetric EvoFlow® ohne Vorbehandlung festgestellt werden. Nur bei der Reparatur des Dentalon® Plus mit dem smartrepair® System konnten signifikant höhere Werte gemessen werden, jedoch liegen diese unter den angestrebten Scherhaftfestigkeiten von 15 MPa.

Es kann die Aussage getroffen werden, dass sich die Verwendung von Tetric EvoFlow® ohne Vorbehandlung mit einem Adhäsiv zur Reparatur von Provisorien auf Basis von PMMA und PEMA nicht eignet. Die Verwendung zur Reparatur von Provisorien aus Bis-GMA ist dünnfließendes Komposit eingeschränkt zu empfehlen. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Reparatur von Provisorien mit dünnfließendem Komposit mit zuvorigem Auftragen eines geeigneten Adhäsivs eine effektive und praktikable Lösung darstellt, um die Lebensdauer von temporärem Zahnersatz zu verlängern und eine Neuanfertigung zu umgehen.

6. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Schematische Darstellung der Probenherstellung	29
Abb. 2:	Schematische Darstellung der Probenherstellung: Applikation des Bondingsystems	31
Abb. 3:	Schematische Darstellung der Probenherstellung: Befestigung der Reparaturkunststoffknöpfe	32
Abb. 4:	Vorrichtung zum Einfüllen des Reparaturmaterials nach ISO-Norm 29022:2013-09 Legende: 1 Wellenfeder, 2 Gewindestab, 3 Rändelmutter, 4 Buchse, 5 Unterteil der Spannvorrichtung, 6 Oberteil der Spannvorrichtung, 7 Zylinderformeinsatz	33
Abb. 5:	Zylinderformeinsatz zum Einfüllen des Reparaturmaterials nach DIN EN ISO29022: 2013-09, 2013	33
Abb. 6:	Schematische Darstellung des Scherversuchsaufbaus	36
Abb. 7:	Darstellung einer in die Testvorrichtung eingespannten Probe	37
Abb. 8:	Schematische Darstellung der entstandenen Bruchbilder. Legende: rot: Adhäsionsbruch (Bruchlinie entlang der Klebestelle), grün: Kohäsionsbruch (Bruch im Substrat), orange: Mischbruch Typ 1 (Bruch entlang der Klebestelle und im Reparaturmaterial), blau: Mischbruch Typ 2 (Bruch entlang der Klebestelle und im Substrat), rosa: Mischbruch Typ 3 (Bruch entlang der Klebestelle, im Substrat und im Reparaturmaterial)	39
Abb. 9:	Beispiel für einen Adhäsionsbruch (Probe: Prüfgruppe DP_S_Thermo, Probe Nr. 4), Bruchverlauf an der Klebestelle	39
Abb. 10:	Beispiel für einen Kohäsionsbruch (Probe: Prüfgruppe L_TV, Probe Nr. 1), Bruchverlauf im Substrat	40
Abb. 11:	Beispiel für einen Mischbruch Typ 1, (Probe: Prüfgruppe DP_TV, Probe Nr. 3), Bruchverlauf teilweise adhäsiv, teilweise kohäsiv im Reparaturmaterial	40
Abb. 12:	Beispiel für einen Mischbruch Typ 2, Bruchverlauf teilweise adhäsiv, teilweise kohäsiv im Substrat	41
Abb. 13:	Beispiel für einen Mischbruch Typ 3: Bruchverlauf teilweise adhäsiv, teilweise kohäsiv im Substrat, teilweise kohäsiv im Reparaturmaterial	41
Abb. 14:	Darstellung der Scherhaftfestigkeit aller Probengruppen	43

- Abb. 15:** Untersuchung der Scherfestigkeit der Prüfgruppen des Provisorienmaterials Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) 45
- Abb. 16:** Untersuchung der Scherfestigkeit der Prüfgruppen des Provisorienmaterials Luxatemp Automix Plus (DMG Dental-Material GmbH, Hamburg, Deutschland) 46
- Abb. 17:** Untersuchung der Scherfestigkeit der Prüfgruppen des Provisorienmaterials Trim® Plus (Haary J. Bosworth Company, Skokie, USA) 48
- Abb. 18:** Darstellung der Verteilung der Scherhaftfestigkeit in Bezug zur Bruchart 52
- Abb. 19:** Darstellung der Verteilung der Brucharten (Kreisdiagramm) in Bezug zur mittleren Scherfestigkeit der Gruppen des Provisorienmaterials Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) 53
- Abb. 20:** Darstellung der Verteilung der Brucharten (Kreisdiagramm) in Bezug zur mittleren Scherfestigkeit der Gruppen des Provisorienmaterials Luxatemp Automix Plus (DMG Dental-Material GmbH, Hamburg, Deutschland) 54
- Abb. 21:** Darstellung der Verteilung der Brucharten (Kreisdiagramm) in Bezug zur mittleren Scherfestigkeit der Gruppen des Provisorienmaterials Trim® Plus (Haary J. Bosworth Company, Skokie, USA) 56

7. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Übersicht über die verwendeten Provisorien-Kunststoffe	24
Tab. 2: Übersicht über die verwendete Bonding-Materialien	26
Tab. 3: Übersicht über die Probengruppen	34
Tab. 4: Übersicht über die aufgetretenen Bruchbilder	38
Tab. 5: Übersicht über die Bruchbildverteilung	51

8. Literaturverzeichnis

Abdulmohsen B, Parker S, Braden M, Patel MP. A study to investigate and compare the physicommechanical properties of experimental and commercial temporary crown and bridge materials. *Dent Mater* 2016; 32: 200–210

Accu Limited, Holmfirth, UK. DIN, ISO & AFNOR Standards – What Are They? <https://www.accu.co.uk/p/106-din-iso-and-afnor-standards-what-are-they> (Zugriffsdatum: 16.05.2024)

Addy M, Mostafa P, Absi EG, Adams D. Cervical dentin hypersensitivity. Etiology and management with particular reference to dentifrices. In: Rowe NH, Hrsg. Proceedings of symposium on hypersensitive dentin origin and management. Michigan: University of Michigan; 1985: 247–167

AlBadr AH, Talic NF. Testing the tensile fracture strength tie-wings of different orthodontic ceramic bracket using an Instron machine. *Saudi Dent J*. 2023; 35: 1048–1052

Alfa Aesar GmbH & Co KG. 2024. Datenblatt für N,N-Dimethyl-p-toluidine. https://www.alfa.co.kr/AlfaAesarApp/faces/adf.task-flow?adf.tfId=ProductDetailsTF&adf.tfDoc=/WEB-INF/ProductDetailsTF.xml&ProductId=A11988&_afLoop=1032310567955485&_afrWindowMode=0&_afrWindowId=null (Zugriffsdatum 04.01.2024)

Algamaiah H, Danso R, Banas J, Armstrong SR, Whang K, Rawls HR, Teixeira EC. The effect of aging methods on the fracture toughness and physical stability of an oxirane/acrylate, ormocer, and Bis-GMA-based resin composites. *Clin Oral Investig*. 2020 Jan; 24,1: 369–375

Akova T, Ozkomur A, Uysal H. Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials. *Dent Mater* 2006; 22: 1130–1134

Atsuta M, Turner DT: Strength and structure of glassy networks formed from dimethacrylates. *Polym Eng Sci* 1982; 22: 438–443

Balkenhol M, Hannig M, Rupf S. Materialeigenschaften temporärer K&B-Werkstoffe: Was ist wichtig für die tägliche Praxis? *ZMK* 2011; 27: 132–139

Balkenhol M, Köhler H, Orbach K, Wöstmann B. Fracture toughness of cross-linked and non-cross-linked temporary crown and fixed partial denture materials. *Dent Mater* 2009; 25: 917–928

Balkenhol M, Mautner MC, Ferger P, Wöstmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems. *J Dent* 2008; 36: 15–20

Barbosa DB, Barao VA, Monteiro DR, Compagnoni MA, Marra J. Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerisation methods. *Gerodontology* 2008; 25: 237–244

Barbosa DB, Monteiro DR, Barao VA, Pero AC, Compagnoni MA. Effect of monomer treatment and polymerisation methods on the bond strength of resin teeth to denture base material. *Gerodontology* 2009; 26: 225–231

Barszczewska-Rybarek I, Jurczyk S. Comparative study of structure-property relationships in polymer networks based on Bis-GMA, TEGDMA and various urethane-dimethacrylates. *Materials*. Basel: 2015; 8: 1230–1248

Beer F, Johnston Jr. R, DeWolf J, Mazurek D. *Mechanics of Materials*. 8. Auflage. New-York: McGraw-Hill Education, 2020: 463-492

Blumer L, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. A systematic approach to standardize artificial aging of resin composite cements. *Dent Mater* 2015; 31: 855–863

Bonstein T, Garlapo D, Donarummo J Jr, Bush PJ. Evaluation of varied repair protocols applied to aged composite resin. *J Adhes Dent* 2005; 7: 41–49

Brännström M, Åström MD. The hydrodynamics of the dentin: it's possible relationship to dentinal pain. *Int Dent J*. 1972; 22: 219–227

Brinson H, Brinson C. *Polymer Engineering Science and Viscoelasticity: An Introduction*. New York: Springer; 2008: 365–413

Burke FJ, Murray MC, Shortall AC. Trends in indirect dentistry: 6. Provisional restorations, more than just a temporary. *Dent Update* 2005; 32: 443–452

Callister W, Rethwisch D. *Fundamentals of Materials Science and Engineering: An Integrated Approach*, 6. Auflage. Hoboken, NJ; Wiley: 2020: 272–333

Can-Karabulut DC, Oz FT, Karabulut B, Batmaz I, Ilk O. Adhesion to Primary and Permanent Dentin and a Simple Model Approach. *Eur J Dent*. 2009; 3: 32–41

Cardoso A, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, Van Meerbeek B. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J*. 2011 Jun; 56: 31–44

Caycik, S.; Jagger, R.G. The effect of cross-linking chain length on mechanical properties of a dough-molded poly(methylmethacrylate) resin. *Dental Materials*. 1992; 8: 153–157

Ceylan G, Emik S, Yalcinyuva T, Sunbuloglu E, Bozdog E, Unalan F. The effects of cross-linking agents on the mechanical properties of poly (methyl methacrylate) resin. *Polymers* 2023; 15: 2387

ChemicalBook Inc. 2024. Diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide.
https://www.chemicalbook.com/ChemicalProductProperty_EN_CB9458631.htm
 (Zugriffsdatum 04.01.2024)

Chen, HL, Lai YL, Chou IC, Hu CJ, Lee SY. Shear bond strength of provisional restoration materials repaired with light-cured resins. *Operative Dentistry*. 2008; 33, 508–515

Chung RW, Clark RK, Darvell BW. The bonding of cold-cured acrylic resin to acrylic denture teeth. *Australian Dental Journal*. 1995; 40: 241–245

Clarke RL. Glassy Polymers. In: Braden M, Clarke RL, Nicholson J, Parker S; *Polymeric Dental Materials*. 1. Auflage. Berlin: Springer, 1997: 13–31

Cunningham JL, Benington IC. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. *Journal of Dentistry* 1999; 27: 129–135

Cunningham JL. Shear bond strength of resin teeth to heatcured and light-cured denture base resin. *Journal of Oral Rehabilitation* 2000; 27: 312–316

Crumpler DC, Bayne SC, Sockwell S, Brunson D, Roberson TM. Bonding to resurfaced posterior composites. *Dental Materials* 1989; 5: 417–424

Da Silva L, Öchsner A, Adams R. *Handbook of Adhesion Technology*. 1. Auflage. Springer, 2011

De Angelis F, Vadini M, Buonvivere M, Valerio A, Di Cosola M, Piattelli A, Biferi V, D'Arcancangelo C. In vitro mechanical properties of a novel graphene-reinforced PMMA-based dental restorative material. *Polymers*. Basel: 2023; 15: 622

Della BA, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995; 74: 1591–1596

Degrange M, Roulet JF. *Minimally invasive restorations with bonding*. Chicago: Quintessence Publishing, 1997: 5–20

Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jones AH. Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *J Prosthet Dent*. 1999; 82: 525–528

DIN EN ISO 29022:2013-09, 2013. Zahnheilkunde-Adhäsion-Verbundprüfung der Abscherfestigkeit mit ausgesparter Klinge (ISO 29022:2013)

Dieterich H. Temporäre Restaurationen als Schlüsselement zur Erarbeitung der Ästhetik. Berlin: Quintessenz, 2011: 759–767

Elkassaby A, Kandil M, Alian G. The effect of repair protocols and chewing simulation on the microtensile bond strength of two resin matrix ceramics to composite resin. BMC Oral Health. 2024; 24: 171

El Mourad A. Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: A review of literature. Open Dent J. 2018 Sep 28; 12: 664–678

Faggion C. Animal research as a basis for clinical trials. Eur J Oral Sci. 2015; 123: 61–64

Ferrancane JL. Materials in Dentistry. 2. Auflage. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001: 21

Fischer J, Stawarczyk B. Zahnärztliche Materialkunde Basel. Institut für Werkstoffwissenschaft und Technologie. Universitätskliniken für Zahnmedizin Universität Basel, 2009

Frankenberger R, Heidemann D, Staehle HJ, Hellwig E, Blunck U, Hickel R. DGZ-Gutachten zur Adhäsivtechnik. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2014

Franz G. Zahnärztliche Werkstoffkunde. In: Schwenzer N, Hrsg. Zahn-Mund-Kieferheilkunde. Band 3. Prothetik und Werkstoffkunde. 1. Auflage. Stuttgart: Thieme, 1982

Freesmeyer W. Klinische Prothetik. Band 1: Festsitzender und implantatgetragener Zahnersatz. Heidelberg: Hüthig; 1995

Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999; 27: 89–99

Gälle K. Universalprüfmaschine für statische Anwendungen. ZwickRoell GmbH & Co. AG. <https://www.zwickroell.com/de/produkte/statische-material-pruefmaschinen/universalpruefmaschinen-fuer-statische-anwendungen/> (Zugriffsdatum: 03.01.2024)

Gegauff AG, Wilkerson JJ. Fracture toughness testing of visible light- and chemical-initiated provisional restoration resins. *Int J Prosthodont*. 1995; 8: 62–68

Geis-Gerstorfer J, Marxkors R, Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: Vom Defekt zur Restauration. 6. Auflage. Köln: Dt. Zahnärzte-Verlang; 2008

Gernet, W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Kronen- und Brückenprothetik; Provisorische Versorgung. Zahnärztliche Prothetik. 4. Auflage. Thieme, 2011

Gonçalves F, Azevedo CLN, Ferracane JL, Braga RR. BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dent Mater*. 2011; 27: 520–526

Hagag G, Yoshida K, Miura H. Occlusion, prosthodontic treatment, and temporomandibular disorders: A review. *J Med Dent Sci*. 2000; 47:1–13

Haller B, Blunck U. Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *ZM*. 2003; 93: 808–818

Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent*. 2002; 87: 225–231

Hohmann A, Hielscher W. Lehrbuch der Zahntechnik. Band 3: Werkstofftechnik. Berlin: Quintessenz, 2005.

Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater* 2016; 32: 223–232

Imbery TA, Gray T, DeLatour F, Boxx C, Best AM, Moon PC. Evaluation of flexural, diametral tensile, and shear bond strength of composite repairs. *Operative Dentistry*. 2014; 39: 250–260

Ireland MF, Dixon DL, Breeding LC, Ramp MH. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. J Prosthet Dent. 1998; 80: 158–162

Ivoclar Vivadent AG. 2024. Tetric EvoFlow, Anzeige in ZMK-aktuell. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/zahnerhaltung/story/tetric-evoflow---das-flow-composite__738.html (Zugriffsdatum: 03.01.24)

Jacobsen PL, Bruce G. Clinical dentin hypersensitivity: understanding the causes and prescribing a treatment. J Contemp Dent Pract. 2001; 2: 1–8

Jafarzadeh Kashi TS, Erfan M, Rakhshan V, Aghabaigi N, Tabatabaei FS. An in vitro assessment of the effects of three surface treatments on repair bond strength of aged composites. Oper Dent. 2011; 36: 608–617

Janda R. Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Kappert HF, Eichner K Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Grundlagen und Verarbeitung. 1. Auflage. Heidelberg: Hüthig, 2000

Jo LJ, Shenoy KK, Shetty S. Flexural strength and hardness of resins for interim fixed partial dentures. Indian J Dent Res. 2011; 22: 71–76

Joulaei M, Bahari M, Ahmadi A, Savadi Oskoe S. Effect of different surface treatments on repair micro-shear bond strength of silica- and zirconia-filled composite resins. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2012; 6: 131–137

Jüntgen T, Juschkat K. 2019. Grundlagen des Klebens: Wann Klebverbindungen versagen – und warum. <https://www.konstruktionspraxis.vogel.de/grundlagen-des-klebens-wann-klebverbindungen-versagen-und-warum-a-795968/> (Zugriffsdatum: 03.01.2024)

Kappert H, Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung 1. Grundlagen und Verarbeitung. 1. Auflage. Heidelberg: Hüthig; 2000

Kashwagi T, Inaba A, Brown J, Hatada K, Kitayama T, Masuda E. Effects of Weak Linkages on the Thermal and Oxidative Degradation of Poly(methyl methacrylates). *Macromolecules*. 1986; 19: 2160–2168

Karaokutan I., Sayin G., Kara O. In vitro study of fracture strength of provisional crown materials, *J Adv Prosthodont* 2015; 7: 27–31

Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory processed composite resin. *J Oral Rehabil*. 2001; 28: 703–707

Kiomarsi N, Saburian P, Chiniforush N, Karazifard M-J, Hashemikamangar S-S. Effect of thermocycling and surface treatment on repair bond strength of composite. *J Clin Exp Dent*. 2017; 9: e945–e951

Kim SH, Watts DC. In vitro study of edge-strength of provisional polymer-based crown and fixed partial denture materials. *Dent Mater*. 2007; 23: 1570–1573

Koeck B. Kronen- und Brückenprothetik: Praxis der Zahnheilkunde 5. München: Urban & Fischer, 1999

Kouros P, Koliniotou-Koumpia E, Spyrou M, Koulaouzidou E. Influence of material and surface treatment on composite repair shear bond strength; *Journal of Conservative Dentistry*. 2018; 21: 251–257

Lagouvardos PE, Polyzois GL. Shear bond strength between composite resin and denture teeth: effect of tooth type and surface treatment. *Int J prosthodont* 2003; 16: 499–504

Lang R, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fracture resistance of PMMA and resin matrix composite-based interim FPD materials. *Int J Prosthodont*. 2003 16: 381–384

Lang R, Rosentritt M, Handel G. Die provisorische Versorgung: Aufgaben, Materialkunde und Herstellung. Berlin: Quintessenz, 2002

Lee J, Lee S. Evaluation of add-on methods for bis-acryl composite resin interim restorations. *J Prosthet Dent*. 2015; 114: 594–601

Lee S, Lai Y, Hsu T. Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. 2002; 110, 179–183

Lendenmann U, Wanner M. 2011: Tetric EvoCeram TetricEvoFlow Wissenschaftliche Dokumentation. <https://www.kk-dental.de/media/pdf/27/9f/01/Tetric-EvoCeram-Tetric-EvoFlow-WD.pdf> (Zugriffsdatum: 03.01.2024)

Libeck W, Elsayed A, Lehmann F, Kern M. Efficacy of different surface treatments for intraoral repair of veneered zirconia frameworks. *J Adhes Dent* 2017; 19: 323–329

Loomans B, Özcan M. Intraoral Repair of Direct and Indirect Restorations: Procedures and Guidelines. *Oper Dent*. 2016; 41: 68–78

Lord SJ, Irwig L, Bossuyt PM. Using the principles of randomized controlled trial design to guide test evaluation. *Med Decis Making*. 2009; 29: E1–E12

Loyaga-Rendon PG, Takahashi H, Iwasaki N, Reza F. Effect of ultraviolet light irradiation on bonding of experimental composite resin artificial teeth. *Dental Materials Journal*. 2007; 26: 805–813

Manhart J, Frasher I. Intraoral Repair of a Glass-Ceramic Restoration With Nanohybrid Ormocers: A Case Report. *Compend Contin Educ Dent*. 2016; 700–709

McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimanda Y, Chiang MY, Schumacher GE. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials* 2002; 23: 3603–3608

Minami H, Suzuki S, Minesaki Y, et al. In vitro evaluation of the influence of repairing condition of denture base resin on the bonding of autopolymerizing resins. *J Prosthet Dent*. 2004; 91: 164–70

Mizrahi B. Temporary restorations: the key to success. *Br Dent J*. 2019; 226: 761–768

Morita K, Tsuka, H, Kato K, Tsuga K; Effect of polymerization temperature on the properties of autopolymerizing resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017

Muhsin SA. Bond strength of repaired acrylic denture teeth using visible light cure composite resin. *Open Dent J*. 2017;11: 57–64

Nejatidanesh F, Lofti HR, Savabi O. Marginal accuracy of interim restorations fabricated from four interim autopolymerizing resins. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 364–367

Nejatidanesh F, Momeni G, Savabi O. Flexural Strength of Interim Resin Materials for Fixed Prosthodontics. *J Prosthodont* 2009; 507–511

Palitsch A, Hannig M, Ferger P, Balkenhol M. Bonding of acrylic denture teeth to MMA/PMMA and light-curing denture base materials: the role of conditioning liquids. *J Dent*. 2012; 40: 210–221

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater* 1995; 11: 117–125

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater*. 1998; 14: 120–128

Poitevin A, De Munck J, Van Meerbeek EA, Suyama Y, Mine A, Peumans M et al. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dent Mater*. 2013; 29: 221–230

Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental Materials*, 12. Auflage. St. Louis, Missouri: Mosby, 2006: 41

Prestipino V. Visible light cured resins: a technique for provisional fixed restorations. *Quintessence Int*. 1989; 20: 241–248

Ranganathan A, Karthigeyan S, Chellapillai R, Rajendran V, Balavadivel T, Velayudhan A. Effect of novel cycloaliphatic comonomer on the flexural and impact strength of heat-cure denture base resin. *J. Oral Sci.* 2021; 63: 14–17

Rawls HR. Dental Polymers. In: Anusavice KJ, Hrsg. Phillips's Science of Dental Materials. 11. Auflage. St. Louis: Saunders, 2003; 143–169

Ribeiro AKC, de Freitas RFCP, de Carvalho IHG, de Miranda LM, da Silva NR, de Fátima Dantas de Almeida L, Zhang Y, da Fonte Porto Carreiro A, de Assunção E Souza RO. Flexural strength, surface roughness, micro-CT analysis, and microbiological adhesion of a 3D-printed temporary crown material. *Clin Oral Investig.* 2023; 27: 2207–2220

Rinastiti M, Ozcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ. Immediate repair bond strengths of microhybrid, nanohybrid and nanofilled composites after different surface treatments. *J Dent.* 2010; 38: 29–38

Rzanny A, Welker D, Göbel R. Werkstoffkundlicher Vergleich temporärer K&B Kunststoffe. *Phillip J* 1996; 13: Sonderdruck, Heft 11–12

Sadhir RK, Luck R. Expanding Monomers: Synthesis, Characterization, and Applications. Boca Raton: CRC Press, 1992: 21–61

Schack C, 2024. Wie funktioniert Adhäsion? 3M Deutschland GmbH. https://www.3mdeutschland.de/3M/de_DE/kleben-und-verbinden/schulung-weiterbildung/wie-funktioniert-adhaesion (Zugriffsdatum: 04.02.2024)

Seo RS, Neppelenbroek KH, Filho JN. Factors affecting the strength of denture repairs. *J Prosthodontics* 2007; 16: 302–310

Sergl HG, Klages U, Badelt F. Psychosoziale Aspekte des Frontzahnverlustes. In: Sergl, H. G., Huppmann, G., Kreyer, G. Hrsg. Jahrbuch der Psychologie und Psychosomatik in der Zahnheilkunde. Band 7: Psychologische Aspekte des zahnärztlichen Berufes. Hänsel-Hohenhausen, Egelsbach, 2001: 176–198

Söderholm KJ, Roberts MJ. Variables influencing the repair strength of dental composites. *Scand J Dent Res*. 1991; 99: 173–180

Soliman TA, Robaian A, Al-Gerny Y, Hussein EMR. Influence of surface treatment on repair bond strength of CAD/CAM long-term provisional restorative materials: an in vitro study. *BMC Oral Health*. 2023; 23: 342

Staninec M, Kim P, Marshall GW, Ritchie RO, Marshall SJ. Fatigue of dentin-composite interfaces with four-point bend. *Dent Mater* 2008; 24: 799–803

Staxrud F, Dahl JE. Role of bonding agents in the repair of composite resin restorations. *Eur J Oral Sci*. 2011; 119: 316–322

Staxrud F, Dahl JE. Silanising agents promote resin-composite repair. *Int Dent J*. 2015; 65: 311–315

Strassler HE. In-office provisional restorative materials for fixed prosthodontics. *Inside Dentistry*. 2009: 70–76

Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB. Kern M. Curriculum Prothetik Band 2: Artikulatoren, Ästhetik, Werkstoffkunde, festsitzende Prothetik. Berlin, Quintessenz Verlag, 2005

Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Interferometric measurements of cusp deformation of teeth restored with composites. *J Dent Res* 1993; 72: 1532–1536

Takahashi Y, Chai J, Takahashi T, Habu T. Bond strength of denture teeth to denture base resins. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 59–65

Tanner J, Robinson C, Soderling E, Vallittu P. Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo. *Clin Oral Investig*. 2005; 9: 154–160

Tantbirojn D, Cheng YS, Versluis A, Hodges JS, Douglas WH. Nominal shear or fracture mechanics in the assessment of composite-dentin adhesion? *J Dent Res*. 2000; 79: 41–48

Teixeira EC, Bayne SC, Thompson JY, Ritter AV, Swift EJ. Shear bond strength of self-etching bonding systems in combination with various composites used for repairing aged composites. *J Adhes Dent*. 2005; 7: 159–164

Thang Z, Fujimoto K, Susumu O: A comparison of the brittle PMMA with the ductile PC on the elasticity and yielding from a molecular dynamics perspective. Elsevier, *Polymer*, Volume 226, 2021

Thean HP, Chew C-L, Goh KI. Shear bond strength of denture teeth to base: a comparative study. *Quintessence Int* 1996; 27: 425–428

Thompson GA, Luo Q. Contribution of postpolymerization conditioning and storage environments to the mechanical properties of three interim restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2014; 112: 638–648

Thuma C. 2011. Ein Brückenprovisorium für höchste Ansprüche. *Cosmetic Dentistry*. ZWP online. <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/cosmetic-dentistry/prothetik-kronen-und-bruecken/ein-brueckenprovisorium-fuer-hoechste-a> (Zugriffsdatum 04.01.2024)

Vallittu PK. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. *Acta Odontologica Scandinavica* 1995; 53: 99–104

Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 639–643

Vallittu PK, Ruyter IE, Nat R. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 194–199

Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Meerbeek EA, Neves A, D Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010; 26: e100–e121

Van Meerbeek MB, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent Suppl* 1992; 5: 111–124

Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. *J Dent Res* 2007; 86: 739–744

Vergani C E, Machado A L, Giampaolo E T. Effect of surface treatments on the bond strength between composite resin and acrylic resin denture teeth. 2000; 13: 383–386

Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater* 1996; 12: 290–294

Vollert MP. Herstellungsmethoden provisorischer Kronen und Brücken - Eine repräsentative Umfrage unter deutschen Zahnärztinnen und Zahnärzten. Gießen: Justus-Liebig-Universität Gießen; 2011

Welker D. Kunststoffe für die temporäre Versorgung. In: Meiners H, Lehmann
Klinische Materialkunde für Zahnärzte. 1. Auflage. München – Wien: Hanser, 1998

Windmüller B. Direkte provisorische Versorgung - ein kurzer Überblick.
Berlin: Quintessenz Zahntechnik, 1999

Yan YL, Kim YK, Kim KH, Kwon TY. Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cement. *Open Dent* 2010; 35: 203–210

Yap A, Mah MKS, Lye CPW, Loh PL. Influence of dietary simulating solvents on the hardness of provisional restorative materials. *Dent Mater*. 2004

Yanikoglu ND, Bayindir F, Kürklü D, Beşir B. Flexural Strength of Temporary Restorative Materials Stored in Different Solutions. *Open J Stomatol*. 2014; 4: 291–298

Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965; 515–530

Zanatta RF, Lungova M, Borges AB, Torres C, Sydow HG, Wiegand A. Microleakage and shear bond strength of composite restorations under cycling conditions. *Oper Dent* 2017; 42: E71–80

Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Kompositmaterialien: Zusammensetzung, Eigenschaften und klinische Anwendung. *Schweizer Monatsschr Zahnmed* 2010; 11: 972–986

9. Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften unter der Betreuung meines Doktorvaters, Prof. Helmut Stark, durchgeführt.

Die Konzeption der Arbeit erfolgte in Zusammenarbeit mit OA Dr. Dominik Kraus.

Die Versuche wurden (nach Einarbeitung durch Anna Weber) von mir eigenständig durchgeführt.

Das zur Auswertung verwendete Datenmaterial wurde selbstständig generiert.

Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig durch mich.

Um mich im für diese Arbeit verwendeten Statistikprogram zurechtzufinden, nutzte ich ChatGPT, sowie zur Korrektur von Rechtschreibung und Grammatik des Manuskripts.

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbstständig verfasst zu haben und keine als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

10. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich Oberarzt Dr. Dominik Kraus meinen herzlichen Dank aussprechen. Seine Unterstützung, Geduld und konstruktive Ratschläge haben maßgeblich zum Erfolg dieser Arbeit beigetragen. Wenn immer Fragen aufkamen, konnte ich mich an ihn wenden und erhielt stets kompetente und zuverlässige Hilfe.

Ebenso herzlich danken möchte ich meinem Doktorvater Prof. Dr. Helmut Stark, der mir das Thema dieser Arbeit anvertraut hat.

Anna Weber möchte ich dafür, dass sie mir bei der Durchführung der Versuch im Labor so geduldig zur Seite stand, danken.

Mein besonderer Dank gilt meiner Familie, vor allem meinem Bruder Julius Krüger, der während der gesamten Zeit meiner Doktorarbeit, sowie auch sonst, immer für mich da war. Seine motivierenden Worte und seine Ratschläge waren für mich von unschätzbarem Wert. Dafür bin ich ihm von Herzen sehr dankbar.