

In Vitro Untersuchung zum Belastungs- und Frakturverhalten drahtverstärkter Brückenprovisorien

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Martin Dominik Hölzer

aus Köln

2024

Angefertigt mit der Genehmigung

der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

2. Gutachter: PD Dr. rer. nat. Jochen Winter

Tag der Mündlichen Prüfung: 29.02.2024

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	5
1.	Einleitung	6
2.	Literaturübersicht	9
2.1	Materialien der temporären Versorgung	9
2.2	Herstellungsmethoden temporärer Versorgungen	10
2.3	Unverstärkte temporäre Versorgungen	11
2.4	Notwendigkeit von Verstärkungen	12
2.5	Verstärkungen mit Draht	14
2.6	Verstärkungen mit Glasfasern	15
2.7	Vergleichsstudien	16
2.8	Alterung und Korrosion des Kunststoffes amorpher Thermoplast	17
3.	Material und Methoden	21
3.1	Untersuchte Materialien	21
3.1.1	Kunststoffe für die temporäre Versorgung	21
3.2.2	Kieferorthopädischer Draht	22
3.2	Untersuchung zum Versagen polymerbasierter Kronenwerkstoffe	23
3.3	Biegefestigkeit	25
3.4	Methode	25
3.4.1	Herstellung der Modelle	25
3.4.2	Vorlageherstellung und Versorgungsabformung	26
3.4.3	Versuchsgruppen	27
3.4.4	Herstellung der Brücken	28
3.4.5	Thermocycling	33
3.4.6	Prüfkörpervorbereitung	33
3.4.7	Statistische Versuchsplanung	34
3.4.8	Versuchsaufbau	36
3.4.9	Bruchversuch	37
3.4.10	Versuchsdurchführung	37

3.4.11	Statistik	38
4.	Ergebnisse	39
4.1	Prüfung auf Normalverteilung	39
4.2	Darstellung der Ergebnisse	39
4.3	Grafische Darstellung der Überlebensraten	44
4.4	DoE Auswertung	46
4.4.1	Multiple Regression	51
4.5	Bruchflächenanalyse	54
5.	Diskussion	57
5.1	Material und Methode	57
5.2	Ergebnisse	61
6.	Zusammenfassung	64
7.	Datentabellen	66
7.1	Originaldaten sortiert	66
8.	Abbildungsverzeichnis	73
9.	Tabellenverzeichnis	75
9.	Literaturverzeichnis	76
10.	Danksagung	82

Abkürzungsverzeichnis

©	Copyright
®	Registered Trade Mark
°	Grad
µm	Mikrometer
b	Breite der Probekörper
CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
DoE	Design of Experiment
E-Modul	Elastizitätsmodul
F	maximale Bruchlast
GPa	Gigapascal
Gr.	Gruppe
h	Höhe
l	Abstand der Auflagen
M	Biegemoment
SD	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
W	Widerstandsmoment
σ	Biegefestigkeit in Megapascal

1. Einleitung

Das grundlegende Ziel einer zahnmedizinischen Behandlung ist eine orale Rehabilitation. Diese kann jeweils durch individuell verschiedene Behandlungskonzepte mit ebenfalls individuellem Aufwand erreicht werden. Besonders mit der Notwendigkeit zur Integration prothetischer Behandlungsschritte, bei interdisziplinären Behandlungskonzepten, ist eine temporäre Versorgung indiziert und nimmt Einfluss auf das Ergebnis der umfassenden Behandlung (Farah und Powers, 1992).

Die Aufgaben, welche die temporäre Versorgung dabei erfüllen kann, sind vielseitig und in ihrer Zeitspanne erheblich differierend. Die grundlegenden Aufgaben werden definiert als der Schutz des Zahnes, im Besonderen des freigelegten Dentins nach der Präparation und vor der Integration der definitiven Versorgung. Innerhalb dieser Periode erhält die temporäre Versorgung die Kaufunktion oder stellt diese wieder her, unterstützt die Phonetik, fügt sich in die Ästhetik des Patienten ein oder verbessert diese, stabilisiert den Zahn gegen Bewegungen in alle Raumrichtungen und sorgt bei Bedarf für eine Konditionierung der Weichgewebe sowie deren Regeneration. Im Sinne einer exspektativen Diagnostik können bei unsicheren Situationen die geplanten Versorgungen in vivo beobachtet werden und die Erhaltungswürdigkeit adaptiv evaluiert werden. Finden im Rahmen der Behandlung Änderungen in der Ästhetik, der Bisslage, des Okklusionskonzeptes oder der Phonetik des Patienten statt, können diese während der Behandlung durch die temporäre Versorgung ebenfalls evaluiert und angepasst werden (Balkenhol et al., 2009).

Durch die umfassende Aufgabenstellung sind die Anforderungen an temporäre Versorgungen grundlegend ähnlich oder identisch mit denen der definitiven Versorgung (Balkenhol et al., 2009).

Um diese Aufgaben erfüllen zu können, ist vor allem die mechanische Stabilität von ausschlaggebender Bedeutung (Rosenstiel et al. 1995).

Eine nicht ausreichende mechanische Stabilität geht unweigerlich mit dem Verlust der temporären Versorgung einher und könnte so Einfluss auf den Therapieerfolg nehmen.

Die Basis für temporäre Versorgungen bilden Polymere, welche meist aus mono- bzw. aus di- oder multifunktionellen Methacrylaten bestehen. Da der Bruch der temporären Versorgung klinisch ein oft beschriebenes Problem ist, haben sich auf diesem Gebiet viele Hersteller etabliert und arbeiten fortwährend an der Verbesserung der mechanischen Eigenschaften der Materialien.

Des Weiteren haben sich Systeme auf dem Markt verbreitet, die eine Verstärkung der temporären Versorgung mittels Glasfasern ermöglichen, jedoch einen zeitlichen und auch finanziellen Aufwand bedeuten sowie oft wenig praktikabel sind. Hinzu kommen die Möglichkeiten durch additive sowie subtraktive Methoden temporäre Versorgungen im CAD/CAM Verfahren herzustellen. Diese sind in der Herstellung und im Design an spezielle Arbeitswerkzeuge gebunden, sodass nicht jede Praxis über diese verfügt.

Die Herstellung temporärer Versorgungen kann auf verschiedenen Wegen erfolgen. Zum einen durch eine direkte Herstellung „chairside“, andererseits durch eine Herstellung im Labor „labside“, kombinierte Herstellungsmöglichkeiten sind ebenfalls verbreitet. Die gebräuchlichste Herstellungsart für temporäre Versorgungen ist die direkte („chairside“), welche mit einem geringeren Aufwand im Vergleich zu indirekten Verfahren verbunden ist.

Therapiefälle mit einer erweiterten Zeitspanne zwischen der Präparation und der definitiven Versorgung profitieren insbesondere von langfristig zuverlässigen temporären Versorgungen. Erwartungsgemäß ist dies beispielsweise bei einer Therapie mit einer expektativen Diagnostik nicht entbehrbar. Herstellungsmethoden wie die CAD/CAM Fertigung sowie die Integration von Glasfasern sind unter anderem diesbezüglich Ziel umfassender Studien im Hinblick auf die mechanischen Eigenschaften geworden, unterliegen jedoch einem speziellen Herstellungsaufwand und meist einem erhöhten finanziellen Aufwand.

Ein direktes Herstellungsverfahren entbehrt diesen beiden Punkten und könnte daher vorteilig sein. Eisenburger et al. (2009) zeigten jedoch Fertigungsschwierigkeiten bei der Glasfaserverstärkung im direkten Herstellungsverfahren auf, welche durch die Drahtverstärkung umgangen werden soll.

Ziel dieser Studie ist es zu überprüfen, ob, temporäre Versorgungen, mit herkömmlichem kieferorthopädischem Draht und einfachen und gebräuchlichen Mitteln, in Ihren mechanischen Eigenschaften verbessert werden können.

2. Literaturübersicht

2.1 Materialien der temporären Versorgung

Für die Herstellung von temporären Versorgungsmaterialien im direkten Herstellungsverfahren werden Systeme verwendet, die meist aus einem Pulver mit korrespondierender Flüssigkeit oder einem Zweipastensystem bestehen. Die den Materialien zugrunde liegenden Moleküle sind meist Ester der Methacrylsäure, welche als Methacrylate bezeichnet werden. Diese Methacrylate können anhand ihrer Anzahl funktioneller Gruppen gegliedert werden, z. B. in einfach-, bi- und multifunktionelle Methacrylate. Für die werkstoffkundliche Betrachtung ist dies von Bedeutung, da multifunktionelle Acrylate eine Quervernetzung mittels kovalenter Bindungen ausbilden können. Mono- und bifunktionelle Methacrylate liegen hingegen in einer dreidimensionalen Kettenstruktur vor, welche untereinander durch schwächere zwischenmolekulare Kräfte gebunden werden (Rosentritt, 2018b). In den meisten Pulver-Flüssigkeits-Systemen finden monofunktionelle Methacrylate Verwendung, wohingegen in den meisten Zweipastensystemen bi- oder multifunktionelle Methacrylate Verwendung finden.

Den meisten Materialien beider Systeme ist das Initiatorsystem gemein. Hierbei werden Radikale durch das Zusammenführen eines Initiators sowie eines Akzelerators erzeugt. Als Initiator kann Benzoylperoxid Verwendung finden, welches mit einem tertiären Amin als Akzelerator gemischt wird und somit Radikale bildet (Rosentritt, 2018a). Im Falle der hier genutzten Materialien werden aminfreie Initiatorsysteme verwendet. Diese nutzen Barbitursäurederivate im Zusammenspiel mit organischen Säuren zur Erzeugung von Radikalen (Lück, 2009). Zusätzliche Energie zur Beschleunigung der chemischen Reaktion wird durch die Wärmeenergie der Umgebung und des Mundes hinzugeführt.

Die verwendeten Monomere und deren Zusammensetzung variieren zwischen den Produkten der einzelnen Hersteller. Im Allgemeinen kann angenommen werden, dass in der Flüssigkeit, der Pulver-Flüssigkeit-Systeme, kurzkettige Methacrylate wie beispielsweise Ethylmethacrylat verwendet werden. Wohingegen in den Paste-Paste-Systemen Monomere mit einem höheren Molekulargewicht verwendet werden. Die Größe der Monome-

re sowie die zusätzlichen funktionellen Gruppen, die diese Monomere besitzen, haben ebenfalls direkten Einfluss auf die Eigenschaften des Materials. So kann durch die Verwendung hochmolekularer Monomere die Polymerisationsschrumpfung reduziert werden. Zusätzliche funktionelle Gruppen der Monomere beeinflussen die zwischenmolekularen Kräfte (Rosentritt, 2018b). Diese sind recht komplex, weshalb diesbezüglich auf eine weiterführende werkstoffkundliche Literatur verwiesen wird.

Die Anwendung beider Systeme unterscheidet sich hinsichtlich der Mischung der Komponenten. In Pulver-Flüssigkeitssystemen erfolgt die Mischung manuell in einem vom Hersteller empfohlenen Verhältnis, welches durchaus ein Intervall von verschiedenen Mischungsverhältnissen zulässt. Durch Verschiebungen im Mischungsverhältnis können die werkstoffkundlichen Eigenschaften des Materials beeinflusst werden. Bei Zweipasten-systemen ist das Mischungsverhältnis durch einen Dispenser stets konstant, hierdurch sind die Qualität und Materialeigenschaften beständiger.

In beiden Systemen sind neben den Monomeren bzw. Polymeren auch Füllstoffe enthalten, wie sie in zahnärztlichen Kompositen verwendet werden. Der Füllstoffanteil ist jedoch im Gegensatz zu den Kompositen geringer, im Fall des untersuchten Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) liegt dieser bei 42 Gew.-% oder 24 Vol.-%. (Gebrauchsanweisung Luxatemp Star, DMG).

2.2 Herstellungsmethoden temporärer Versorgungen

Die Herstellung temporärer Versorgungen kann anhand ihrer Herstellungsmethode in eine direkte, eine direkt-indirekte sowie eine indirekte Methode eingeteilt werden (Balkenhol et al., 2009; Strub et al., 2011).

Direkt gefertigte Provisorien werden im Mund bzw. in der Praxis vor Ort und in derselben Sitzung angefertigt. Zur Herstellung finden vor der Behandlung angefertigte Versorgungsabformungen, präformierte konfektionierte Einzelkronen, Weiterverwendungen von Altversorgungen sowie auf Situationsmodellen gefertigte Tiefziehschienen Verwendung (Balkenholet al., 2009; Strub et al., 2011).

Bei der direkten Herstellung ist die Nutzung einer Versorgungsabformung als Hohlform für das Einbringen des provisorischen Kronen- und Brückenmaterials das meistgewählte Verfahren niedergelassener Zahnärzte. Die meist zur Wahl stehenden Materialien für Abformungen sind Alginat oder dentale Silikone, wobei eine leichte Tendenz zugunsten der Alginat besteht (Vollert, 2011).

Bei den direkt-indirekt gefertigten Provisorien handelt sich um sogenannte Schalenprovisorien. Diese werden im Labor mittels Dünnschichttechnik oder Präparationstechnik auf Situationsmodellen gefertigt. Ein Silikonschlüssel der Versorgung wird dabei gefertigt, welcher die präformierte individuelle temporäre Versorgung aus einer dünnen Schicht des jeweiligen Werkstoffes enthält. Diese muss dann, ähnlich der konfektionierten Versorgung, in der Praxis unterfüttert, ausgearbeitet und eingegliedert werden (Strub et al., 2011).

Indirekt hergestellte Provisorien finden meist Verwendung in Form von Langzeitprovisorien. Langzeitprovisorien werden indikationsbedingt eingegliedert und sind im Abrechnungssinn Provisorien mit einer Tragedauer von mindestens drei Monaten (Wegener und Laborn, 2017). Ihnen ist gemein, dass zur Herstellung eine Abformung der präparierten Situation notwendig ist. In diesem Bereich ist neben den klassischen Herstellungstechniken auch die CAD/CAM Fertigung bei den Langzeitprovisorien vertreten. Unabhängig von der Herstellungstechnik ist die Integration eines Gerüsts mittels Glasfasern oder NEM möglich (Strub et al., 2011; von Mohrenschildt, 2009).

2.3 Unverstärkte temporäre Versorgungen

In der Literatur werden Materialien für temporäre Kronen- und Brückenversorgungen einerseits nach den Vorgaben nationaler oder internationaler Normen und andererseits in vitro anhand von idealisierten klinischen Abläufen und Herstellungsmethoden geprüft. Dabei werden drei (Stawarczyk et al., 2008) oder viergliedrige Brücken (Foussekis et al., 2001) hergestellt und in vergleichenden Bruchversuchen geprüft. Das Untersuchungsziel einiger Studien sieht neben der Überprüfung der mechanischen Belastungsfähigkeit in Form der Bruchlast auch die Überprüfung genereller Anforderungen an Provisorien

voraus. Wie beispielsweise die Reparaturfähigkeit (Foussekis et al., 2001) oder die Randspaltentstehung durch Ermüdung (Kaiser, 2014). Diese Versuche zur Überprüfung der Bruchlast sind in ihrem Aufbau und in ihrer Prüfung nicht uneingeschränkt vergleichbar, da internationale Normen fehlen. So ist die Alterung der Proben uneinheitlich (Gale und Darvell, 1999), da sie in unterschiedlichen Medien quellen oder es werden keine Angaben diesbezüglich genannt (Kaiser, 2014). Zudem sind die Abutments der Testmodelle rigide oder elastisch fixiert (Scharnagl et al., 1998). Die Aufzählung ist nicht abschließend, verdeutlicht jedoch die Notwendigkeit von Kontrollproben, um die Vergleichbarkeit der einzelnen Studien zu ermöglichen. Verglichen wird die Bruchfestigkeit der di-/mehrfunktionellen und der monofunktionellen Acrylate mit einem Vorteil zugunsten der di- bzw. mehrfunktionellen Acrylaten. Im Vergleich direkt hergestellter Provisorien mit CAD/CAM Provisorien und Schalenprovisorien versagen diese in den vergleichenden Studien, auch mit unterschiedlichen Designs, schon bei geringeren Lasten (Edelhoff et al., 2016; Stawarczyk et al., 2008). Stawarczyk et al. (2008) zeigten in Ihrer Studie, dass besonders die direkt hergestellten Provisorien nicht den erwarteten Kaukräften von 400 N widerstehen konnten, bewerteten diese Tatsache jedoch als weniger kritisch. Edelhoff et al. (2016) bewerteten dies zu einem späteren Zeitpunkt anders, die gemessenen Bruchlasten von unter 600 N lassen keine uneingeschränkte Nutzung als Langzeitprovisorium zu. Die Einschätzung von Studienergebnissen in Hinblick auf die Bruchlast ist noch nicht ausreichend normiert und unterliegt somit einer Auslegung innerhalb der Studienprotokolle und einer empirischen Einschätzung.

2.4 Notwendigkeit von Verstärkungen

Die theoretischen Anforderungen an eine temporäre Versorgung wurden bereits in diversen Fachartikeln erörtert (Balkenhol et al., 2009; Hannak, 2017). Hannak (2017) unterteilte diese in patientenbezogene und in zahnärztliche Anforderungen sowie in werkstoffspezifische Anforderungen. Unter patientenbezogene Anforderungen wurde die suffiziente Versorgung, die Beachtung von ästhetischen, phonetischen und kaufunktionellen Ansprüchen aufgeführt. Zu den zahnärztlichen Anforderungen gehören beispielsweise der Schutz des Dentins und der Pulpa sowie der Erhalt der Kaufunktion, der okklusar-

len Kontaktpunkte und der Zahnposition. Des Weiteren soll durch die temporäre Versorgung die Möglichkeit zu einer exspektativen Diagnostik geschaffen werden. Hannak (2017) stellt an die Werkstoffe die Forderung nach mechanischer Festigkeit, guter Verarbeitbarkeit, biologische Verträglichkeit, Farbstabilität und guten Verarbeitungseigenschaften sowie eine geringe Polymerisationsschrumpfung. Diese Auflistung ist ebenfalls nicht abschließend. Im praktischen Alltag finden diese Anforderungen eine unterschiedliche Gewichtung, so ist Anwendern besonders die einfache Verarbeitung, eine gute mechanische Festigkeit und Passgenauigkeit sehr wichtig (Vollert, 2011).

Die mechanische Festigkeit kann in der täglichen Praxis nur indirekt bestimmt werden, so wird durch Bruchereignisse auf diese Rückschlüsse getroffen. In diesem Zusammenhang gaben ca. 50 % der Zahnärzte an bei bis zu 10 % der Fälle, während der Tragedauer, Risse in temporären Versorgungen zu beobachten. Ca. 40 % der Zahnärzte gaben an in 10-49 % dieser Fälle Probleme mit Rissen in der temporären Versorgung zu haben (Vollert, 2011). Dieser Parameter wird auch durch den Patienten selbst und dessen maximale Kaukraft sowie durch die Position der temporären Versorgung bestimmt. Gütte (2011) konnte eine große Streuung der maximalen Kaukraft innerhalb seiner Patientengruppen feststellen, welche unabhängig vom Alter und Geschlecht der Patienten war. Ferrario et al. (2004) sowie Calderon et al. (2006) stellen in jüngeren Patientengruppen eine geschlechtsspezifische Korrelation der maximalen Kaukraft zum Geschlecht fest. Ferrario et al. (2004) konnten in ihren Versuchen ebenfalls eine Steigerung der Kaukraft bis zu einem Maximum in Höhe des ersten Molaren zeigen. Somit kann davon ausgegangen werden, dass die Kaukraft im Bereich zwischen dem zweiten Prämolaren und dem ersten Molaren am höchsten ist. In der Literatur wird der Bereich der größten Kraftentfaltung als natürliches Kauzentrum bezeichnet und befindet sich zwischen dem zweiten Prämolaren und dem ersten Molaren (Ott et al., 2018). Bei Einzelzahnmessungen der Kaukraft zeigte sich im Bereich des ersten Molaren eine Kaukraft bei Männern von 306 N (SD 42 N) und im Bereich des zweiten Prämolaren 291 N (SD 57 N) (Ferrario et al., 2004). Calderon et al. (2006) führten die Versuche mittels Aufbiss im Bereich der ersten Molaren durch und kamen zu einem Ergebnis von 587 N bei Männern und 424 N bei Frauen.

In diversen weiteren Studien zeigte sich Heterogenität in den Ergebnissen. Ursächlich dafür sind die unterschiedliche Morphologie und Physiologie der Probanden sowie die verwendete Methodik in den jeweiligen Studien (Koc et al., 2010). Die allgemeine Forderung, dass temporäre Versorgungen die gleichen Voraussetzungen erfüllen müssen wie der definitive Zahnersatz, bleibt bestehen, weshalb das Provisorium den zu erwartenden maximalen Kaukräften widerstehen sollte.

2.5 Verstärkungen mit Draht

Zur Verstärkung von PMMA mit Hilfe von Metalldrähten wurden zahlreiche Studien durchgeführt. Der überwiegende Teil dieser Studien wurde mit der Fragestellung durchgeführt, ob Metalldrähte oder –platten in Prothesenkunststoffen eine verstärkende Wirkung aufweisen. Vallittu (1995) hat in seinem Review dazu wichtige Erkenntnisse und Empfehlungen zusammengefasst. Der verstärkende Effekt von Metalldrähten kann anhand ihres Durchmessers, der Art des Drahtes (glatt oder verseilt), des Materials, der Lokalisation sowie dem Verbund zwischen dem Draht und der Prothese unterteilt werden. Der Durchmesser des Drahtes hat ab 0,4 mm einen positiven Effekt auf die Biegefestigkeit der Proben, welche durch die Drahtverstärkung um circa 6 % zunimmt. Mit einer Vergrößerung des Durchmessers ging stets eine Steigerung der Biegefestigkeit einher. Sie lag bei einem Durchmesser von 0,6 mm bei 13 %, bei 0,9 mm bei 35 % und bei 1,3 mm bei 85 % (Carroll und von Fraunhofer, 1984).

Eine verstärkende Wirkung von verseilten Drähten konnte auch gezeigt werden, diese war jedoch deutlich geringer als die glatter Drähte. Ihnen konnte nur ein Vorteil hinsichtlich der Verarbeitung attestiert werden. Eine genaue Spezifizierung dieses Vorteils fand nicht statt (Carroll und von Fraunhofer, 1984; Vallittu, 1995).

In diesem Review postulierte Vallittu (1995) ebenfalls, anhand einer Studie von H. Siirilä et al. (1958), dass die Position von nicht chemisch gebundenen Metalldrähten keinen Einfluss auf die Bruchlast hat.

Eine makroskopische Retention kann jedoch einen kleinen positiven Effekt auf die Verstärkung der Probe haben (Vallittu, 1995; Vallittu & Lassila, 1992). Ein weitaus größerer Effekt in der Verstärkungswirkung kann mittels chemischen Verbunds zwischen Metall und PMMA erzielt werden, besonders wenn die Verstärkung im Bereich der Zuglast positioniert wurde (Kawano et al., 1990). Vallittu (1995) begründet den größeren Verstärkungseffekt mit einer verbesserten und stabileren Übertragung der Zugspannung von dem Prothesenkunststoff auf die Metallverstärkung.

2.6 Verstärkungen mit Glasfasern

Die Nutzung von Glasfasern zur Verstärkung wurde sowohl für Prothesenmaterialien (Vallittu, 1999), in Kombination mit Kompositmaterialien (Dyer et al. 2004) als auch für Werkstoffe für temporäre Kronen und Brücken (Twal und Chadwick, 2012) evaluiert. Dyer et. al. (2004) zeigten eine Erhöhung der Bruchlast in Abhängigkeit der Position der Verstärkung innerhalb der Proben. Die Verstärkung war am effektivsten, wenn sie in der Zugzone positioniert und senkrecht zur Last ausgerichtet wurde.

Proben, die in Übereinstimmung mit ISO 10477 hergestellt wurden und als Basis den Werkstoff Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) nutzen, konnten mit longitudinal und senkrecht zur Last ausgerichteten Glasfasern so verstärkt werden, dass die Biegefestigkeit von 58 MPa (SD 0,7 MPa) auf 240,8 MPa (SD 53,3 MPa) gesteigert wurde. Maßgeblich zum Erreichen dieses Ergebnisses ist der Materialverbund zwischen Glasfaser und Kunststoff sowie die Ausrichtung der Glasfaser (Vallittu, 1999).

Grundsätzlich werden die mechanischen Eigenschaften der glasfaserverstärkten Kunststoffe noch von weiteren Parametern determiniert. Bedeutsam sind die Menge und Länge der eingesetzten Fasern (Brozek et al., 2019), die Wasseraufnahme (Lassila et al., 2002), die Positionierung und Orientierung der Fasern im Material (Dyer et al. 2004, Brozek et al., 2019). Unter Ausrichtung der Fasern wird die Lage in Bezug zu den Proben und den einwirkenden Kräften verstanden. Im Allgemeinen ist die zu erwartende Bruchlast, bei longitudinal in der Probe ausgerichteten Fasern und senkrecht dazu einwirkender Kraft, immer größer als bei zufällig ausgerichteten Fasern. Des Weiteren ist

die Ausrichtung der Fasern in Bezug zu der Zone der Zugspannung von Bedeutung (Dyer et al., 2004). Dies steht im Widerspruch mit den Erfahrungen aus der Verstärkung von Prothesenkunststoffen mit Metalldrähten (Vallittu, 1995). Es kann jedoch mit den theoretischen Überlegungen zur Biegefestigkeit in Einklang gebracht werden, die im Kapitel Biegefestigkeit erörtert werden.

In Versuchen mit brückenförmigen Proben aus Materialien zur Herstellung von temporären Versorgungsgängen konnte die signifikant verstärkende Wirkung von Glasfasern bestätigt werden. Diese Proben wurden im Kontext einer Fertigung im Labor, dementsprechend indirekt, gefertigt. Bei viergliedrigen unverstärkten Brücken lag die Bruchlast materialabhängig bei durchschnittlich 178 N und 307 N bei ihren glasfaserverstärkten Äquivalenten bei 615 N bis 1191 N. (Stiesch-Scholz et al., 2006). Im vergleichenden Versuch dreigliedriger sowie viergliedriger Brückenprovisorien wurden die Ergebnisse der dreigliedrigen Provisorien bestätigt sowie eine vergleichbare Belastbarkeit von dreigliedrigen Brückenprovisorien gezeigt. (Schroedter et al., 2006). Weiterhin musste die Fertigung als indirekte Herangehensweise beschrieben werden. In der direkten Herstellung konnten anwendungsspezifische Schwachstellen determiniert werden. Während die maximalen Bruchlasten der verstärkten Brückenprovisorien in der indirekten Fertigung noch deutlich über denen der unverstärkten Proben lagen, so konnte in der direkten Herstellung kein dementsprechend eindeutiges Bild gezeichnet werden. In Anhängigkeit der verwendeten Materialien zeigten sich unter anderem auch signifikant geringere Bruchlasten. Das direkte Herstellungsverfahren bietet nicht die Möglichkeit die Lage der Glasfasern an der optimalen Stelle zu garantieren und kann damit nicht die gewünschten Ziele realisieren. (Eisenburger et al., 2009). Des Weiteren muss auf die hohen Kosten für Glasfasern als Verstärkungsmaterial aufmerksam gemacht werden, welche zu einer Einschränkung der Indikationsstellung führen können.

2.7 Vergleichsstudien

Um eine Relation zwischen den einzelnen Möglichkeiten der Verstärkung und den verwendeten Materialien herzustellen, sind vergleichende Studien notwendig. Diese Stu-

dien und die gewählten Studiendesigns dokumentieren zum Teil jedoch unterschiedliche Zielparameter. Alavi et al. (2014) verglichen die auftretenden Kräfte bei der Biegebelastung von Metalldrähten und glasfaserverstärkten Kunststoffen mit definierten Strecken ohne die Proben in das zu verstärkende Medium zu geben (Alavi & Mamavi, 2014). Vallittu (1996) untersuchte die Wirkung von Glasfasern und Metalldrähten zur Verstärkung von Oberkieferprothesen, um einem Ermüdungsbruch entgegenzuwirken. In einer weiteren Studie verglich Vallittu et al. (1995) die Schlagzähigkeit von Proben aus PMMA für Prothesen, die mit Metalldrähten oder Glasfasern verstärkt wurden (Vallittu et al., 1995). Geerts et al. (2008) untersuchten die Bruchzähigkeit verschiedener Materialien für temporären festsitzenden Zahnersatz und verschiedener Verstärkungen, darunter Metalldrähte und Glasfasern. Im Gegensatz zu den zuvor genannten Studien wurde die Bruchfestigkeit als Parameter in der Studie von Gupt et al. (2017) genutzt, um Brückenprovisorien aus PMMA mit Verstärkungen aus Draht sowie Glasfasern untereinander zu vergleichen. In dieser Studie konnten Sie zeigen, dass Brückenprovisorien mit einer longitudinal ausgerichteten Faser die Bruchfestigkeit signifikant erhöhen und der höchsten maximalen Bruchlast widerstehen können. Mit Metalldrähten verstärkte Brückenprovisorien zeigten ebenfalls eine signifikant erhöhte Bruchfestigkeit, die maximale Bruchlast lag ca. 8 % unter der der Glasfaserverstärkung jedoch ca. 35 % über der maximalen Bruchlast von unverstärkten Provisorien. Sie leiteten daraus ab, dass aufgrund der vergleichbaren Ergebnisse, von Glasfasern und Metalldraht, eine Verstärkung mit Metalldraht, aufgrund der niedrigen Kosten, eine denkbare Option darstellt.

Als Schwachstelle dieser Studie können die fehlenden Maßnahmen zur Alterung der provisorischen Kunststoffe angeführt werden. Es fehlen im Vergleich ebenfalls die bei deutschen Zahnärzten weitverbreiteten Werkstoffe, welche auf bi- oder multifunktionellen Methacrylaten basieren.

2.8 Alterung und Korrosion des Kunststoffs amorpher Thermoplast

Die Alterung von Kunststoffen kann in physikalische sowie in chemische Alterungsprozesse unterteilt werden. Eine biologische Alterung spielt lediglich eine untergeordnete

Rolle. Die physikalische Alterung bezeichnet den Prozess zur Herstellung des thermodynamischen Gleichgewichtszustands innerhalb des amorphen Thermoplasts unterhalb der Glasübergangstemperatur. Somit befindet sich die Molekülstruktur in einem Prozess des kontinuierlichen Zustands der Umorganisation, in welchem innere Spannungen verringert werden. Mit der strukturellen Änderung werden die mechanischen Eigenschaften ebenfalls verändert (Struik, 1977). Bei amorphen Thermoplasten kann dieser Prozess durch ein Temperungsverfahren unterstützt werden. Dieses hat zum Ziel, die Eigenspannung innerhalb des Materials zu verringern. Dieses Verfahren kann ebenfalls bei der Spannungsrisssbildung, hervorgerufen durch Fließzonen aufgrund von mechanischer Belastung, angewendet werden (Menges, 2011). Fließzonen entstehen durch das Gleiten der Polymerketten unter mechanischer Belastung ohne einen Bruch der Hauptvalenzkette. Benetzende Medien beeinflussen die Spannungsrisssbildung zusätzlich, so kommt es in Abhängigkeit des Mediums, der Zeit und der Temperatur zu einer Erhöhung sowie Verringerung der Rissspannung (Stuart, 1967). Die chemische Alterung führt zu einer Veränderung der Zusammensetzung des Polymers oder zu einer Veränderung der Molekülstruktur (Twardon und Wagner, 2007). Diese Veränderungen betreffen im Wesentlichen die Hauptvalenzkette und führen zu deren Spaltung, ebenfalls sind Abspaltungen von Seitenketten oder Substituenten möglich. Diese Veränderungen werden durch chemische sowie physikalische Umgebungseinflüsse hervorgerufen. Zu den chemischen Einflüssen gehören unter anderem wässrige Lösungen von Salzen, organische Säuren sowie die Wirkung von Sauerstoff. Zu den physikalischen Einflüssen, welche eine chemische Alterung bewirken, gehören unter anderem Wärme, die Diffusion von Wasser und Sauerstoff sowie die mechanische Beanspruchung (Menges, 2011).

Die von Menges et al. (2011) entnommenen Beispiele sind nicht abschließend, jedoch den Umgebungseinflüssen der Mundhöhle zuzuordnen. Physikalische sowie chemische Umgebungseinflüsse wirken synergistisch auf den Werkstoff und können zu einer parallel ablaufenden chemischen sowie physikalischen Alterung führen. Wie beschrieben unterliegen Kunststoffe einer Veränderung, welche durch Umgebungseinflüsse hervorgerufen wird. Um ein evidenzbasiertes Alterungsprotokoll für in vitro Untersuchungen aufstellen zu können, bedarf es einer Untersuchung der Alterungsmechanismen, die in der Mundhöhle auftreten können. Eine Literaturrecherche zu diesem Thema zeigte keine Arbeit, die sich ausschließlich mit der Evaluierung der unterschiedlichen Mechanismen

befasst. Ziel mancher Studien ist es die Wirkung einzelner Alterungsmechanismen zu untersuchen, wie z. B. die Studien von Gale et al. (1999) oder Stawarczyk et al. (2009).

Stawarczyk et al. (2009) untersuchten die Bruchlast vor und nach der Lagerung in einem quellenden Medium, in diesem Fall künstlichen Speichel mit unterschiedlichen Quellungsintervallen bei einer Temperatur von 37 °C. Für Provisorien im indirekten Herstellungsverfahren stellten sie tendenziell eine Abnahme der Bruchlast fest. Die Lagerung im wässrigen Medium kann eine Aufnahme von Wasser in die Matrix von Methacrylaten hervorrufen. Wasser kann sich in der Matrix lösen und als äußerer Weichmacher den Abstand zwischen den Polymerketten vergrößern. Somit besitzt Wasser die Fähigkeit die mechanischen Eigenschaften der Proben zu verändern (Krüger, 2018). Ein Material für die direkte Herstellungsmethode zeigte nach der künstlichen Alterung eine signifikante Steigerung der Bruchlast. Ursächlich hierfür ist nach Stawarczyk et al. (2009) die Nachpolymerisation.

Edelhoff et al. (2016) untersuchten den Einfluss einer thermischen und mechanischen Belastung. Alle Proben lagerten bei 37 °C für 14 Tage in NaCl-Lösung. Bei den Vergleichsgruppen, zur Evaluierung der thermischen und mechanischen Belastung, wurde anschließend die Bruchlast ermittelt. Die Testgruppen wurden einer Kausimulation (240.000 Kauzyklen, 1,62 Hz, 50 N) mit Thermocycling zugeführt (2.100 * 5 °C / 55 °C, jeweils 120 s). Sie stellten keinen signifikanten Einfluss der Alterungssimulation auf die Bruchlast fest. Der PMMA basierte Werkstoff zeigte ebenfalls eine Steigerung der Bruchlast nach der Alterung. Lang et al. (2003) zeigten in ihrer Studie ein komplettes Versagen der auf PMMA basierenden Materialien auf. Das bedeutet, keine temporäre Versorgung war nach einer thermischen und mechanischen Wechselbelastung noch intakt und war wegen einer irreversiblen Deformierung oder eines Bruchs auf einem Testmodell prüfbar. Die auf di- oder multifunktionellen Methacrylaten basierenden Werkstoffe zeigten eine deutlich bessere Überlebensquote nach der künstlichen Alterung. Ihre Testregime hatten zum Ziel die Belastung von einem Jahr im Mund zu simulieren. Das Versuchsschema bestand aus 480.000 Lastzyklen mit einer Last von 50 N und einer Frequenz von 1,6 Hz. Außerdem wurde eine thermische Wechselbelastung von 5 °C und 55 °C mit einer Belastungsdauer von jeweils 2 min in destilliertem Wasser durchgeführt. Lang et al. (2003) führten keine Nachpolymerisation der Werkstoffe durch.

Mit den verbleibenden Proben zeigten Sie eine gleichbleibende oder sogar verbesserte maximale Bruchlast. Rosentritt et al. (2008) zeigten in ihrer Studie für eine mechanische Alterung mit einer Last von 25-35 N eine gute Korrelation mit in vivo Überlebensraten. Eine Last von 50 N sorgte im Bezug zu der Überlebensrate für eine Unterbewertung der Testmaterialien im Vergleich zu in vivo Überlebensraten. Als weiteres Ergebnis zeigte sich, dass eine Steigerung der Last nicht zur Veränderung der Versagenhäufigkeit führte, jedoch trat dies nach weniger Lastzyklen auf.

Gale et al. (1999) befassten sich mit den unterschiedlichen Thermocyclingregimen bei der Testung von Kompositrestaurationen. Die dort genutzten Temperaturen deckten sich nicht mit den in vivo gemessenen Temperaturen. Daher schlugen sie die Sequenz 35 °C / 28 s, 15 °C / 2 s, 35 °C / 28 s, 45 °C / 2 s als klinisch relevant vor und somit deutlich niedrigere Temperaturen als in den herausgestellten Studien von Rosentritt et al. (2008) und Lang et al. (2003). Zudem stellen sie einen Mangel an Evidenz für die Zyklusanzahl innerhalb des Thermocyclings heraus. Subsumierend kann, in Bezug auf die Alterung von Kunststoffen im Zusammenhang mit der Testung von dentalen Materialien, eine Heterogenität der Testverfahren und somit ein Differieren der Testergebnisse gezeigt werden.

3. Material und Methoden

3.1 Untersuchte Materialien

3.1.1 Kunststoffe für die temporäre Versorgung

Zugrunde gelegt werden die beiden in der Universitätszahnklinik Bonn gängigen Materialien Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) und Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland). Die Entscheidung diese beiden Materialien zu verwenden, basiert auf der unterschiedlichen Verarbeitung sowie der Variation in der Zusammensetzung beider Produkte. Das Produkt Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) enthält Methylmethacrylat, wohingegen Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) frei von Methylmethacrylat ist. Der Entscheidung über die Produktauswahl liegt keinerlei Wertung über die Eigenschaften der Produkte zugrunde.

Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) ist ein selbsthärtendes Komposit, welches aus einem Pulver- und Flüssigkeitssystem besteht. Beide Komponenten werden manuell gemischt, dabei ist das Mischungsverhältnis Pulver zu Flüssigkeit mit 2 g : 1,2 ml bis 1,5 ml begrenzt variabel.

Das Pulver besteht aus Polyethylmethacrylat, Polymethylacrylat und anorganischen Füllstoffen. Die Flüssigkeit enthält n-Butylmethacrylat (75 – 90 %), Ethylmethacrylat (5 - 10 %), 2-(2-Hydroxy-3,5-de-tert-pentylphenyl)-2H-benzotriazol (0 – 5 %), Trioctylmethylammoniumchlorid (< 1 %) sowie Urethanacrylat, dessen Anteil nicht spezifiziert wird.

Das Indikationsspektrum definiert der Hersteller für provisorische Kronen und Brücken im direkten Herstellungsverfahren sowie provisorische Kronen mittels Konfektionskronenformen. Die Firma Kulzer GmbH kommuniziert keine offiziellen Materialkennwerte. Der Tabelle 1 sind experimentell ermittelte Werkstoffkennwerte zu entnehmen.

Das hier getestete Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) ist die Weiterentwicklung des bestehenden Produktes Luxatemp Plus (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland). Die Basis dieses selbsthärtenden Komposits besteht aus einer Matrix von multifunktionalen Methacrylaten und Glasfüllstoffen. Der Füllstoffanteil liegt bei 42 Gew.-%, das entspricht

24 Vol.-%. Die Größe der Füllstoffpartikel liegt in einem Intervall von 0,02 bis 1,5 μm . Des Weiteren sind in Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) Katalysatoren, Stabilisatoren und Additive enthalten.

Bei Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) handelt es sich um ein selbstmischendes System, bei dem die zwei Pasten innerhalb eines statischen Mischers im Verhältnis 10:1 vermischt werden.

Der Indikationsbereich umfasst provisorischen Kronen, Brücken, Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers, sowie bei Langzeitprovisorien.

Die von der Firma DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH kommunizierten Werkstoffkennwerte sind in Tabelle 1 dargestellt.

Tab. 1: Werkstoffkennwerte der verwendeten Materialien. In den Klammern stehen experimentell ermittelte Werkstoffkennwerte (Duymus et al., 2014; Katayama et al., 2022; Vallittu, 1999).

	E-Modul	Druckfestigkeit	Zugfestigkeit	Biegefestigkeit
Luxatemp Star	(4,2 GPa)	376 MPa	52 MPa	125 MPa (113 MPa)
Dentalon® plus	(1,71 GPa)			70,5 MPa

3.1.2 Kieferorthopädischer Draht

Zur Herstellung der Verstärkung wurde zum einen ein glatter Draht der Firma Scheu-dental GmbH (Iserlohn, Deutschland) zum anderen ein verseilter Draht von BW Dental (Bensheim, Deutschland) verwendet. Beide Drähte haben einen Durchmesser von ca. 0,6 mm. Das Produkt der Fa. Scheu-dental (Iserlohn, Deutschland), Chromium, spezifi-

ziert den Draht recht genau. Hierbei handelt es sich erwartungsgemäß um Chrom-Nickel-Stahl federhart, Werkstoff-Nr. 1.4310, mit einem E-Modul von 1400-1600 N/mm².

Auf eine weitere Nachfrage kommuniziert die Firma Scheu-Dental GmbH (Iserlohn, Deutschland) die in Tabelle 2 aufgeführten Werkstoffkennwerte.

Tab. 2: Werkstoffkennwerte von Chromium (Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland).

E-Modul	0,2%-Dehngrenze	Zugfestigkeit	Bruchdehnung
Ca. 180.000 MPa 170-210 GPa		2400 MPa	>=40 %

Weitere Materialkennwerte können aus der gängigen Literatur, wie dem Stahlschlüssel (Verlag Stahlschlüssel Wegst GmbH, Marbach, Deutschland), entnommen werden.

Der Draht der Firma BW Dental (Bensheim, Deutschland) ist dreifach verseilt und ebenfalls ein Chrom-Nickel-Stahl, weitere Angaben sind nicht publiziert.

3.2 Untersuchung zum Versagen polymerbasierter Kronenwerkstoffe

Zur Prüfung von polymerbasierten Kronen- und Verblendwerkstoffen werden genormte Probekörper einem Dreipunktbiegeversuch unterzogen.

Dabei werden die Probekörper auf zwei Walzen (Abb.1) gelagert und mittels eines dritten Punkts in einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet. Die Traversengeschwindigkeit wird dabei auf 1 mm/min mit einer Toleranz von 0,3 mm/min festgelegt, als Alternative ist eine Zunahme der Belastung auf 50 N/min mit einer Toleranz von 16 N/min festgelegt (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2018).

Das Ergebnis der Messung dieses Versuchs ergibt die maximale Bruchlast der Probe.

Im weiteren Verlauf kann aus den Ergebnissen des Biegeversuchs die Biegefestigkeit aus der Bruchlast berechnet werden.

Die Biegefestigkeit wird mit der Formel: $\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$ berechnet.

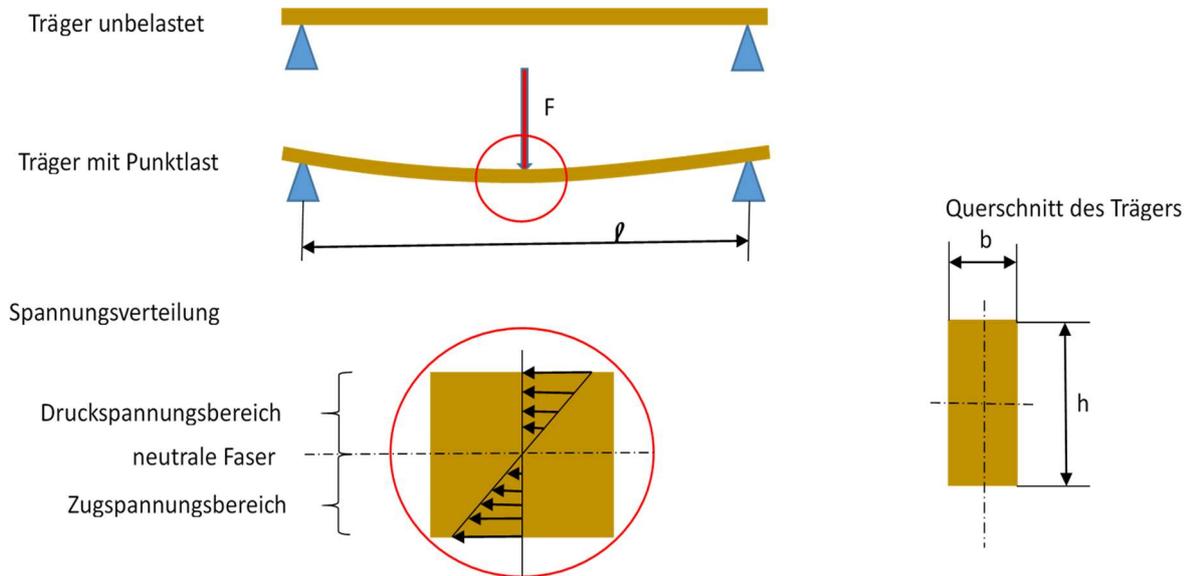


Abb. 1: Schematische Darstellung der einwirkenden Kräfte im Probekörper und Definition der Abkürzungen.

Die maximale Bruchlast stellt in diesem Term „F“ da, „l“ den Abstand der Auflagern, „b“ die Breite des Probekörpers und „h“ bezeichnet die Höhe des Probekörpers (Abb.1). Das Resultat „ σ “ gibt die Biegefestigkeit in Megapascal (MPa) an (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2018).

Es ist zu beachten, dass diese Berechnungsmöglichkeit nur für regelmäßige Körper gilt. Für komplexe Körper oder Verbundstoffe muss eine Berechnung über die Finite-Elemente-Methode erfolgen, alternativ über einen Biegeversuch.

3.3 Biegefestigkeit

Die polymerbasierten temporären Kronen- und Brückenwerkstoffe können spröden Materialien zugerechnet werden. So liegt PMMA beispielsweise bei Körpertemperatur in der Glasphase vor und besitzt somit ein energieelastisches Verhalten (Krüger, 2018).

Die Definition für die Biegefestigkeit lautet: $\sigma_{max} = \frac{M_b}{W_b}$

Dabei beschreibt „ M_b “ ein Biegemoment und „ W_b “ ein Widerstandsmoment.

In einem Material mit sprödem Werkstoffverhalten, somit einem linear-elastischen Kennlinienverlauf, wird die Biegefestigkeit idealisiert gleich der Zugfestigkeit sein. Durch das auf den Probekörper einwirkende Biegemoment entstehen im Probekörper eine Druckseite, eine neutrale Zone sowie eine Zugseite (Abb.1). Der Bruch der Probe wird ausgehend von der Zugseite zum Versagen führen, da die Randspannung auf der Zugseite die Zugfestigkeit überschreitet. (Issler et al., 1995)

3.4 Methode

3.4.1 Herstellung der Modelle

Aus einem vollbezahnten Arbeitsmodell AG3 (Frasaco GmbH, Tettngang, Deutschland) wurden die Zähne 35 und 36 entfernt und die leeren Alveolen auf ein physiologisches Niveau mit Wachs aufgefüllt. Zur Aufnahme einer Brücke wurden die Zähne 34 sowie 37 präpariert (zirkulärer Substanzabtrag ca. 1 mm, okklusale ca. 1,5 mm). Nach der Präparation wurde das Arbeitsmodell dreidimensional gescannt und diente so als Vorlage zur Herstellung eines Produktionsmodells sowie eines Prüfmodells. Das Produktionsmodell (Abb. 2) entspricht in der Ausfertigung einer exakten Kopie des Arbeitsmodells und wurde im weiteren Verlauf zur Herstellung der Prüfkörper genutzt. Die Fertigung aus einer Runde Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung der Firma Zirkonzahn (ZIRKONZAHN GmbH, Gais Italien) dient lediglich der Verschleißfreiheit innerhalb der Produktion der Probekörper.

Das Prüfmodell (Abb. 2) wurde im Bereich des Alveolarkamms distal des Zahns 35 und mesial des Zahns 37 in kaudaler Richtung erweitert, um im Zuge des Versuchs Raum für den Bruch des Provisoriums zu schaffen.



Abb. 2: Das Produktionsmodell zur Herstellung der Proben (links); das Prüfmodell zur Durchführung der Bruchversuche (rechts).

3.4.2 Vorlageherstellung und Versorgungsabformung

Auf Basis des gefrästen Produktionsmodells wurde per Dental System (3shape, Kopenhagen, Dänemark) eine Brücke konstruiert und aus PMMA hergestellt. Diese Brücke diente im weiteren Verlauf als Vorlage, Meisterbrücke, für die weiteren Prüfkörper.

Im Anschluss wurde die Meisterbrücke auf dem Produktionsmodell befestigt, um eine Silikonüberabformung herzustellen, welche im weiteren Verlauf die Funktion der Versorgungsabformung einnahm. Die Durchführung des Abdrucks erfolgte mit der Doppelmischtechnik und als Abdruckmaterial dienten Gammasil® putty (Müller-Omicron GmbH & Co. KG, Lindlar, Deutschland) sowie Plurasil light body (Pluradent AG & Co KG, Offenbach, Deutschland). Nach Vollert (2011) werden von niedergelassenen Zahnärzten meist Alginatabformungen zur Hohlformerstellung genutzt. Diese Abweichung im praktischen Vorgehen sollte die Reproduzierbarkeit der Prüfkörper im weiteren Verlauf erhöhen. Die Herstellung der Meisterbrücke diente demselben Zweck, da so beschädigte Abformungen reproduziert und ersetzt werden konnten. Somit wird eine größere Homo-

genität zwischen den Prüfkörpern im Hinblick auf die Gestaltung nach der Ausarbeitung erwartet.

3.4.3 Versuchsgruppen

Tab. 3: Übersicht der Versuchsgruppennummerierung. In den Zeilen die Verstärkungsformen, in den Spalten die verwendeten Werkstoffe

	PMMA („Dentalon“) mit Thermocycling	Bis-GMA („Luxatemp“) mit Thermocycling	PMMA („Dentalon“) ohne Thermocycling	Bis-GMA („Luxatemp“) ohne Thermocycling
Unverstärkt	Kontrollgruppe 1	Kontrollgruppe 6	Kontrollgruppe 11	Kontrollgruppe 16
Glatter Draht, Pfeiler fassend	Prüfgruppe 2	Prüfgruppe 7	Prüfgruppe 12	Prüfgruppe 17
Verseilter Draht, Pfeiler fassend	Prüfgruppe 3	Prüfgruppe 8	Prüfgruppe 13	Prüfgruppe 18
Glatter Draht, nicht fassend	Prüfgruppe 4	Prüfgruppe 9	Prüfgruppe 14	Prüfgruppe 19
Verseilter Draht, nicht fassend	Prüfgruppe 5	Prüfgruppe 10	Prüfgruppe 15	Prüfgruppe 20

3.4.4 Herstellung der Brücken

1. Kontrollgruppe (Gruppen 1,6,11,16)

Die Herstellung der Kontrollgruppen erfolgte ohne Verstärkung. Durch Einfüllen des jeweiligen Kunststoffmaterials für Provisorien in die Versorgungsabformung und anschließendes Positionieren auf dem Produktionsmodell wurden diese Provisorien gefertigt. Nach dem Abnehmen und Aushärten des Kunststoffes wurden die Provisorien der Abformung entnommen, alle Überschüsse wurden mit einer großen und einer kleinen Fräse entfernt (H257RUM und H251UM, Gebr. Brasseler GmbH & Co KG, Lemgo, Deutschland), sowie basal als Tangentialbrücke ausgearbeitet. Nach der groben Ausarbeitung wurden die Provisorien mit einem Schleifpapier einer 400er Körnung geschliffen und abschließend mit Hilfe eines Ziegenhaarrädchens und Polierpaste (Dialux® Blanc, Osborn GmbH, Burgwald, Deutschland) poliert.

2. Prüfgruppe (Gruppen 2,7,12,17)

In diesen Prüfgruppen wurde eine Verstärkung mit glattem Draht, welche die Brückenpfeiler fasst, in die Probekörper eingebracht. Hierzu wurde ein 0,6 mm dicker glatter Draht verwendet. Das Produktionsmodell wurde zur Ausarbeitung und als Vorlage zum Biegen des ersten Drahtes genutzt. Die Formgebung erfolgte im ersten Schritt mit dem Biegen eines Kreisausschnittes, dessen Radius so gewählt wurde, dass es der Krümmung des Alveolarkamms entsprach.

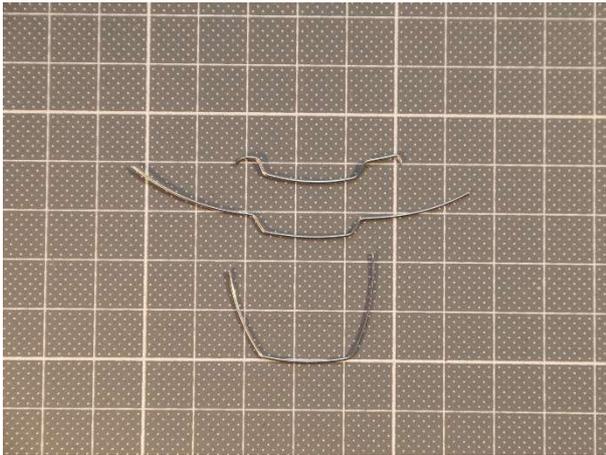


Abb. 3: Herstellungsschritte der Prototypen. Nach kranial umgebogener Draht (unten), Wannenform des Drahts (mittig), fertige lange glatte Verstärkung (oben)

In Höhe der Präparationsgrenzen wurde der Draht nach kranial umgebogen, um diesen anschließend in Höhe der „Randleiste“ wieder horizontal umzubiegen, womit sich eine Wannenform des Drahts ergab. Im letzten Schritt wurden nun die Auflagen auf den Zähnen finiert. Dies erfolgte durch eine leichte Wölbung des nach mesial und nach distal gerichteten Drahtes. Zur Veranschaulichung werden in Abb. 3 die Ergebnisse der einzelnen Herstellungsschritte gezeigt.



Abb. 4: Positionierungshilfe zur Einbringung und Fixierung der langen Verstärkungen dargestellt auf dem Produktionsmodell

Im Zuge des Produktions- und Verbesserungsprozesses wurde ein Protokoll über das Vorgehen geführt und mit Erreichen eines zufriedenstellenden Ergebnisses dieser Pro-

totyp als Vorlage verwendet. Dieser Prototyp wurde mittels Kleber auf dem Produktionsmodell fixiert und im selben Zuge wurde eine Silikonabformung der Position erstellt, um im weiteren Verlauf eine identische Position der Verstärkungen zu ermöglichen (Abb.4). Bis zu diesem Stadium erfolgte die Herstellung rein mittels kieferorthopädischer Zangen (DP505R, Aesculap, Tuttlinger, Deutschland und 1239, Carl Martin GmbH, Solingen, Deutschland). Für die weitere Herstellung sollte im Sinne der Qualitätssicherung ein standardisiertes Vorgehen erarbeitet werden. Im Zuge dessen wurden zwei Biegehilfen konstruiert, welche im ersten Schritt den Draht in eine Kreisform brachte und diese nach Segmentierung im zweiten Schritt in die zuvor erwähnte Wannenförmigkeit bog (Abb.5).

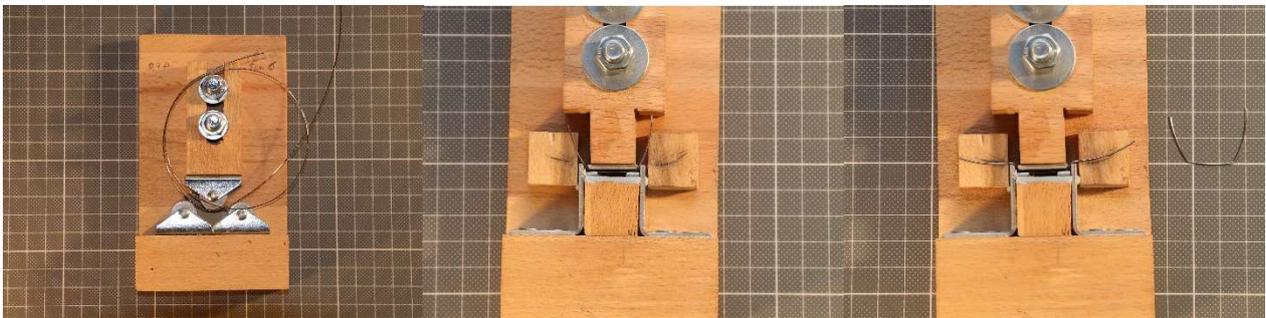


Abb. 5: Biegehilfe zur Herstellung einer gleichmäßigen Bogenform mit entsprechend gebogenem Draht (links); Biegehilfe zur Herstellung der Wannenförmigkeit im ersten Biegeschritt (mittig); Biegehilfe zur Herstellung der Wannenförmigkeit im zweiten Biegeschritt (rechts)

Nach Erstellen der Wannenförmigkeit im ersten Schritt wurde der Draht, noch in der Biegehilfe fixiert, in Richtung horizontal umgebogen, um das Ausgangsprodukt für das weitere manuelle Biegen zu produzieren (Abb. 5).



Abb. 6: Silikonschlüssel zur Qualitätsüberprüfung und Anzeichnung der Biegepunkte für die weitere Verarbeitung.

Die gewonnenen Ausgangsprodukte wurden in einem Silikonschlüssel (Abb. 6) auf eine ausreichende Qualität geprüft und mit zuvor definierten Markierungen versehen.

Die Markierungen waren die Ansatzpunkte für die kieferorthopädischen Zangen (DP505R, Aesculap, Tuttlinger, Deutschland und 1239, Carl Martin GmbH, Solingen, Deutschland) um im letzten Herstellungsschritt die Auflagen auf den Zähnen sowie die Fassung zu biegen. Die Herstellung eines Prüfkörpers umfasste nun die Platzierung der Verstärkung auf dem Produktionsmodell mithilfe der Positionierungshilfe. Zur Fixierung während der Herstellung wurde die Verstärkung an den Zähnen mit dem jeweils verwendeten Material befestigt. Anschließend konnte, wie in Gruppe 1, die Abformung mit dem jeweils verwendeten Material befüllt und auf dem Modell platziert werden. Analog zur ersten Gruppe wurden alle Provisorien ausgearbeitet und poliert.

3. Prüfgruppe (Gruppen 3,8,13,18)

Die Herstellung der dritten Gruppe erfolgte analog zu Gruppe zwei in diesem Fall wurde jedoch ein verseilter Draht verwendet. Die Biegung des Drahtes musste in diesem Fall durch das Wickeln des Drahtes um eine Achse von 12mm Durchmesser erfolgen.

4. Prüfgruppe (Gruppen 4,9,14,19)

Es wurden Brücken analog zur Gruppe 1 hergestellt und bereits ausgearbeitet. Basal wurde eine Nut gefräst, die zur Aufnahme des Drahtes diente. Die Position sowie die Dimension der Nut sollten für alle Proben der Gruppen gleich sein. Dazu wurde eine Halterung für die Brücke hergestellt, welche aus Gammasil® putty (Müller-Omicron GmbH & Co. KG, Lindlar, Deutschland) besteht und diese basal zugänglich macht (Abb.7). Um eine identische Führung während des Fräsens der Nut zu gewährleisten, wurde die Provisorienhalterung in einer Schiene geführt (Abb.7). Der Anfangs- sowie der Endpunkt der Nut wurden vorher definiert und durch Anschläge in der Schiene markiert (Abb. 7).

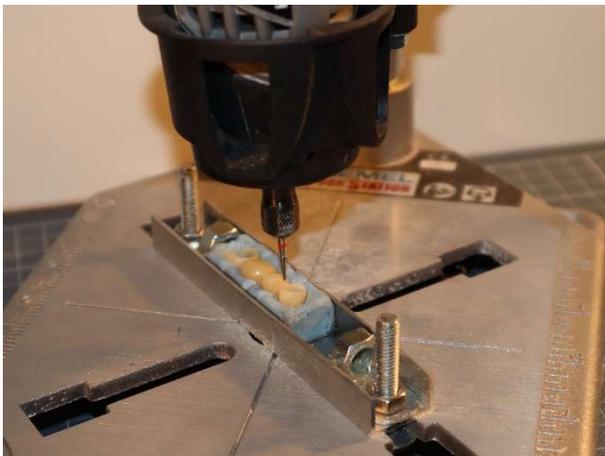


Abb. 7: Herstellungssituation der Gruppen mit einer kurzen Verstärkung

Die Eindringtiefe der Fräse (HM23FX, Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Deutschland) innerhalb des Fräsprozesses wurde durch Verwendung eines Stativs mit Tiefenanschlag limitiert. Ziel war eine Mindesttiefe von 1 mm zur vollständigen Aufnahme des Drahtes.

Die Drähte wurden nun auf die Länge der Nut geschnitten, um abschließend mittels des provisorischen Kunststoffes fixiert zu werden. Im selben Schritt wurde die Nut vollständig mit dem jeweiligen Werkstoff aufgefüllt.

5. Prüfgruppe (Gruppen 5,10,15,20)

Die Herstellung erfolgte analog zu Gruppe 4, jedoch mit verseiltem Draht. In allen Prüfgruppen wurde zur Herstellung der Testkörper aus Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hannau, Deutschland) eine Feinwaage (Defurhome, Wilmington, USA) und eine Messpipette (Hirschmann Laborgeräte GmbH & Co. KG, Eberstadt, Germany) eingesetzt, um ein gleichbleibendes Mischverhältnis zu erreichen. Es wurde 2g Pulver abgewogen und 3 ml Flüssigkeit abgemessen, um anschließend manuell in einem selbst hergestellten Mischbecher vermischt zu werden. Die Prüfkörper aus Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) entbehren diesem Prozedere aufgrund des statischen Mischers und der festen Dosierung des Kartuschensystems.

3.4.5 Thermocycling

Nach Herstellung der Brückenprovisorien wurden die Gruppen 1-10 einem verkürzten Thermocycling unterzogen. Es wurden 500 Zyklen mit einer Verweildauer von jeweils 30 s und einem Temperaturwechsel von 5° Celsius und 55° Celsius durchgeführt, um eine verkürzte Verweildauer im Patientenmund darzustellen.

Um die Temperatur in den Wasserbädern nicht zu beeinflussen, wurde eine Abtropfzeit von 20 s eingehalten, gleichzeitig erfüllte die Einhaltung der Abtropfzeit eine verlangsamte Angleichung der Temperatur. Das durchgeführte Thermocycling wurde zur Herstellung der Vergleichbarkeit in den Versuch implementiert.

3.4.6 Prüfkörpervorbereitung

Vor der Prüfung wurde jedes Brückenprovisorium auf dem Testmodell auf seine Passung überprüft. Ein nicht ausreichender Sitz konnte bei fast allen Prüfkörpern festgestellt werden. Als Ursache kann eine weitere Polymerisationsschrumpfung nach der Abnahme von dem Produktionsmodell vermutet werden. Um eine Verfälschung von Messergebnissen durch Spannungen als Folge einer nicht ausreichenden Passung auszuschließen, wurden die Provisorien auf das Modell eingeschliffen. Zur Detektion von Fehlstellen

wurde Markierungsspray verwendet (Plurasol Okklu Premium, Dentaco GmbH&Co, Essen; Deutschland) und mittels einer Fräse (H79UM, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) abgetragen. Im Anschluss wurden die Proben unter Zuhilfenahme einer Zahnbürste gereinigt. Die Proben wurden zur Dokumentation fotografiert und mit einer Prüfkörpernummer bestehend aus der Prüfgruppennummer sowie einer fortlaufenden Nummer versehen.

3.4.7 Versuchsplanung

Ein Versuchsplan zur Vereinfachung und späteren statistischen Auswertung wurde erstellt (Tab.5). Dieser spiegelt einen vollfaktoriellen Versuchsplan wider und erlaubt im Weiteren somit Rückschlüsse auf die Wechselwirkungen der Variablen untereinander (Giger, 2016).

Das Ergebnis des Bruchversuchs einer jeden Probe besteht aus den überstandenen Laststufen mit der Zykluszahl, der Bruchlast und den Wiederholungszyklen der Bruchlast. Diese Werte gegeneinander auszuwerten wird von begrenzter Aussagekraft sein. Aus der Überlegung die Messwerte für jede einzelne Probe in einen individuellen Wert zu überführen, wurde festgelegt das Produkt aus Kraft und Zyklen zu bilden. Diese resultierenden Werte sind für jede Probe individuell, somit statistisch auswertbar.

Tab. 4: Versuchsplan zur Darstellung der Variablen in den Versuchsgruppen.

	A	B	C	D	E
Gruppe	Werkstoff Dentalon = 1 Luxatemp = -1	Thermocycling mit = 1 ohne = -1	Länge Verstärkung lang = 1 Kurz = -1	Art Verstärkung verseilt = 1 glatt = -1	unverstärkt=1 verstärkt = -1
1	1	1			1
2	1	1	1	-1	-1
3	1	1	1	1	-1
4	1	1	-1	-1	-1
5	1	1	-1	1	-1
6	-1	1			1
7	-1	1	1	-1	-1
8	-1	1	1	1	-1
9	-1	1	-1	-1	-1
10	-1	1	-1	1	-1
11	1	-1			1
12	1	-1	1	-1	-1
13	1	-1	1	1	-1
14	1	-1	-1	-1	-1
15	1	-1	-1	1	-1
16	-1	-1			1
17	-1	-1	1	-1	-1
18	-1	-1	1	1	-1
19	-1	-1	-1	-1	-1
20	-1	-1	-1	1	-1

3.4.8 Versuchsaufbau

Der Versuch wurde in Zusammenarbeit mit der Firma SD Mechatronik GmbH (Feldkirchen-Westerham, Deutschland) im dortigen Prüflabor durchgeführt. Das dortige Prüfgerät (CeraTest 2kn, CT2k-02) ist nach DIN EN ISO 7500-1 kalibriert und erreicht im Bereich bis 400 N die Klasse 2. In einem ersten Vorversuch wurde das Testmodell in einem 45° Winkel befestigt und Bruchversuche durchgeführt. Das Bruchbild entsprach nicht der klinischen Erfahrung, da die Versuche zu einer Spaltung der Proben in mesial-distaler Richtung führten.



Abb. 8: Angepasster Versuchsaufbau in der Situation eines durchgeführten Vorversuchs ohne Zinnfolie.

In einem zweiten Vorversuch wurde das Testmodell in einer 0° Position befestigt und es wurden erneut Bruchversuche durchgeführt (Abb. 8). In beiden Versuchen kamen zu den Prüfgruppen analog gefertigte Prüfkörper zum Einsatz, welche nach ihrer Variante randomisiert verwendet wurden. In zusätzlichen Vorversuchen wurde die Verwendung der Zinnfolie überprüft, um mögliche Fehler bei dem Detektieren der Brüche auszuschließen. Nach erfolgreichen Vorversuchen wurde der Versuchsaufbau den Erkenntnissen angepasst. Die Einleitung der Kraft erfolgte orthogonal auf dem Verbinder der beiden Brückenglieder (35 und 36) (Abb.8). Zur Verteilung der eingeleiteten Kraft fand eine 0,5 mm dicke Zinnfolie im Folgenden Verwendung. Der Antagonist kann als Edelstahlhalbkuugel mit einem Rundungsdurchmesser von 4 mm beschrieben werden.

3.4.9 Bruchversuch

Das Protokoll des Bruchversuchs sah eine dynamische Belastungsprüfung mit einer Startbelastung von 100 N voraus, mit Steigerungen von jeweils 100N nach 800 Prüfzyklen. Eine Entlastung von 40 % der maximalen Last wurde festgelegt, mit dem Ziel ein Schwingen des Prüfkörpers auszuschließen. Die Frequenz der Zyklen lag bei 2 Hz mit einem sinusförmigen Kraftverlauf. Zu Beginn der Prüfung wurde ersichtlich, dass die

Ergebnisse aus diesem Testprotokoll nicht verwertbar sein werden. Die Proben versagten zumeist bei dem Übergang von 100 N auf 200 N. Mit der in Kapitel 3.2 beschriebenen Formel konnte unter Zuhilfenahme von übertragbaren Prüfergebnissen einer dreigliedrigen Brücke und weiterer Berechnung die zu erwartende ertragbare Kraft kalkuliert werden, welche bei ca. 200 N lag. Aus diesem Grund wurde eine feinere Steigerung der Last, bei gleichbleibenden Parametern für Frequenz, Entlastung und Kraftverlauf, auf 20 N nach jeweils 800 Zyklen festgelegt. Die Versuche wurden bis zum Bruch des Prüfkörpers fortgeführt. Der Bruch des Prüfkörpers konnte in diesem Schema als das Versagen bei der Erreichung der jeweiligen Zielkraft definiert werden.

3.4.10 Versuchsdurchführung

Für die vorbereiteten Proben wurde eine Zufallsreihenfolge nach dem Urnenmodell ohne Zurücklegen festgelegt. Die Zufallsreihenfolge der Prüfung soll eventuell auftretende Umwelteinflüsse auf die Prüfgruppen verteilen. Die Liste wurde mit dem Programm Excel der Microsoft® Corp. (Redmond, USA) erzeugt. Zur Befestigung der Probekörper auf dem Testmodell wurde Temp-Bond™ Clear (Kerr™, Orange, USA) verwendet, ein temporärer Befestigungszement für Brücken und Kronen. Dieser temporäre Befestigungszement ist dualhärtend und wurde mit einer Polymerisationslampe (i Led Curing Light, Guilin Woodpecker Medical Instrument Ltd., Guilin, Guangxi, P.R. China) gemäß Herstelleranweisung für 20 s pro Oberfläche polymerisiert. Nach der Befestigung wurde der Bruchversuch nach dem oben geschilderten Schema durchgeführt. Nach dem Bruchereignis wurden die Gesamtzahl der überstandenen Lastzyklen, die erreichte Last sowie die Zyklen in der aktuellen Laststufe dokumentiert. Zur Dokumentation diente die Zufallsliste, welche die entsprechenden Felder aufwies. Die gebrochenen Probekörper wurden vorsichtig von dem Testmodell entfernt, um Beschädigungen für weitere Untersuchungen zu verhindern und gelagert. Nach der Säuberung des Testmodells konnte der Vorgang mit einem neuen Probekörper wiederholt werden.

3.4.11 Statistik

Zur Erfassung und Bearbeitung der Daten sowie Integration in den Versuchsplan wurde das Programm Excel 2016, der Microsoft® Corp. (Redmond, USA), genutzt. Zur Prüfung auf Normalverteilung wurden die Daten in das Programm Past 4.04. (Øyvind Hammer, Oslo, Norwegen) überführt. In diesem wurde sowohl der Shapiro-Wilk-Test, als auch der Anderson-Darling-Test, durchgeführt ($p < 0,05$). Zur Erkennung und Eliminierung von Ausreißern in den Datenreihen wurde der Ausreißertest nach Grubbs durchgeführt, dies wurde mit dem Programm Excel 2016 der Microsoft® Corp. (Redmond, USA) durchgeführt. Im folgenden Schritt wurde dieses auch zur Erstellung der deskriptiven Statistik genutzt. Wegen Einschränkungen hinsichtlich der Darstellungsvarianten wurde ebenfalls die Version Excel 2022 der Microsoft® Corp. (Redmond, USA) verwendet. Die induktive Statistik wurde mit dem Add-in Datenanalyse (Microsoft® Excel, Microsoft® Corp., Redmond, USA) durchgeführt. Zur Verwendung kam die Multiple Regressionsanalyse, ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wurde hier ebenfalls festgelegt.

4. Ergebnisse

4.1 Prüfung auf Normalverteilung

Die Ergebnisse wurden in Microsoft® Excel (Microsoft® Corp., Redmond, USA) um die im ersten Versuchsmodus geprüften Proben bereinigt. Für die im zweiten Versuchsmodus geprüften Proben wurde die Kennzahl Zyklus*Kraft, im folgenden Kraft-Zykluszahl genannt, gebildet und die Ergebnisse in eine Matrixschreibweise überführt. Durch diese Schreibweise konnten die Ergebnisse durch das Programm Past 4.04. (Øyvind Hammer, Oslo, Norwegen) auf Normalverteilung mittels Shapiro-Wilk-Test und Anderson-Darling-Test geprüft werden. Dies zeigt die Normalverteilung für alle Gruppen außer Gruppe 2, 5, 10 und 16. Für diese Gruppen wurde der Grubbs-Test zur Erkennung der Ausreißer durchgeführt. Nach der Erkennung eines Ausreißers wurde der Grubbs-Test wiederholt. Bei erneuter Erkennung eines Ausreißers wurde dieser ebenfalls eliminiert. Dieser Vorgang wurde wiederholt, bis keine Ausreißer mehr angezeigt wurden. In Gruppe 2 wurde Probe 6 als Ausreißer identifiziert, in Gruppe 5 die Proben 4 und 7, in Gruppe 10 die Probe 5 und in Gruppe 16 die Probe 11.

Nach Entfernen der Ausreißer wurde erneut ein Shapiro-Wilk-Test und Anderson-Darling-Test mit dem Programm Past 4.04. (Øyvind Hammer, Oslo, Norwegen) durchgeführt, mit dem Ergebnis der Normalverteilung auch in den Gruppen 2, 5, 10 & 16.

4.2 Darstellung der Ergebnisse

Die normal verteilten Daten der Kraft-Zykluszahl konnten in einem Box-Plot Diagramm in Microsoft® Excel (Microsoft® Corp., Redmond, USA) dargestellt werden (Abb. 9). Es sind generell Ausreißer ersichtlich, diese überstanden jedoch die Tests auf Normalverteilung. In Gruppe 7 wird weiterhin ein Ausreißer mit dem im Grubbs-Test angezeigt, dieser wird aufgrund der Normalverteilung in der Gruppe belassen. Die Darstellung lässt in den Gruppen 1-5 sowie 11-15 eine geringere Streuung der Ergebnisse im Vergleich zu den

Gruppen 6-10 und 16-20 vermuten. Eine weitere Vermutung, basierend auf der visuellen Darstellung, die Gruppen 1 bis 5 und 11 bis 15 widerstehen im Mittel weniger Belastung als die Gruppen 6 bis 10 und 16 bis 20. Diese Aufteilung entspricht der Nutzung der Werkstoffe Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) Gruppe 1 bis 5 und 11 bis 15 und Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) Gruppe 6 bis 10 und 16 bis 20. Auch lässt sich ein Widerstehen höherer Belastung für die Gruppen mit Verstärkung vermuten.

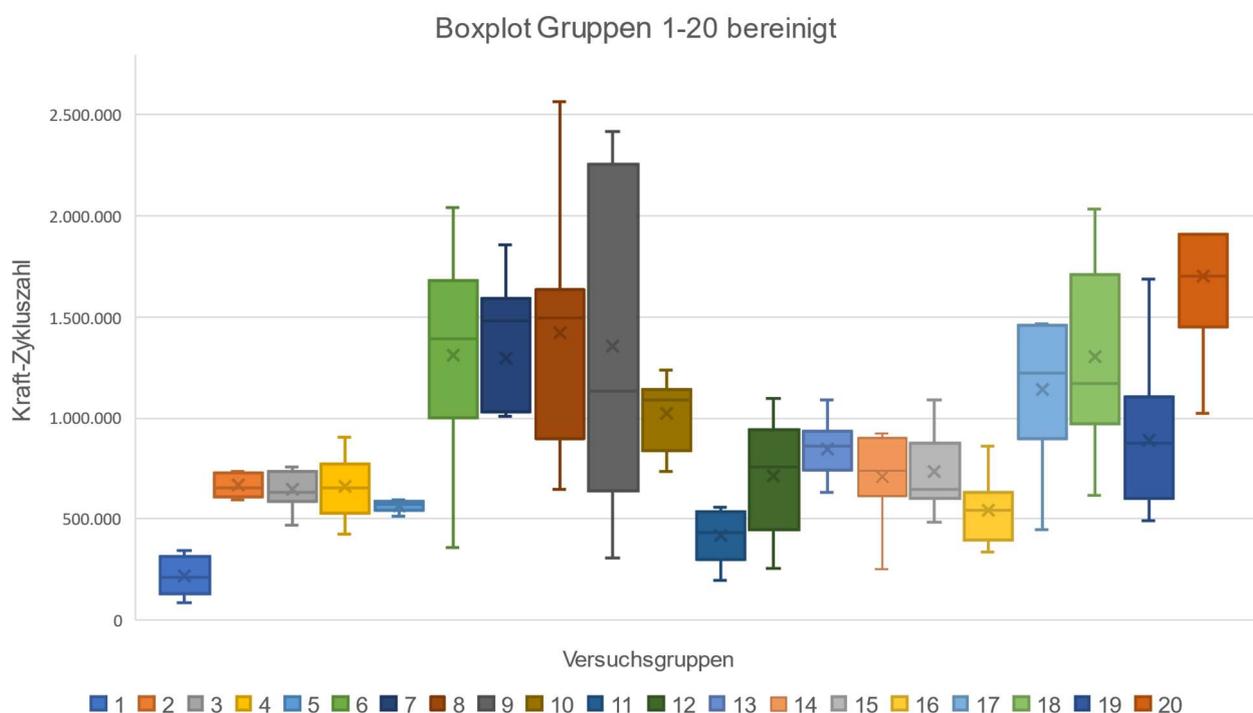


Abb. 9: Boxplot-Diagramm auf Basis der Kraft-Zykluszahl der Gruppen 1 bis 20. Darstellung mit Mittelwert (x), Median (-), oberes sowie unteres Quartil und Antennen

Die Gruppenmittelwerte der Kraft-Zykluszahl mit der Standardabweichung werden für die nähere Betrachtung in Tabelle 6 dargestellt. Die Gruppenmittelwerte für die im Bruchversuch maximal erreichten Bruchlasten sowie die Standardabweichung werden in Tabelle 7 aufgeführt. Die maximale Bruchlast ist für die Übertragung der Ergebnisse in den praxisnahen Alltag im Kapitel Diskussion bedeutsam. Zur statistischen Betrachtung

wird die Kraft-Zykluszahl im Weiteren herangezogen. Zur Übersicht werden die Ergebnisse über die zugehörigen Werkstoffe, die Verstärkung sowie die Behandlung mittels Thermocyclings aufgetragen (Tab. 6 und Tab. 7).

Die Gruppenmittelwerte der verstärkten Proben liegen für das Material Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) immer höher als die vergleichbaren Kontrollgruppen (Tab. 6). Die Gruppenmittelwerte der verstärkten Proben für das Material Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) sind nicht eindeutig größer als die der Kontrollgruppen (Tab. 6). Wird in Tabelle 6 weiter nach Vorbehandlung mit und ohne Thermocycling differenziert, verstärkt sich der Eindruck eines konträren Effektes auf die verschiedenen Werkstoffe, wie in Abbildung 9 ersichtlich wird. Der Werkstoffvergleich deutet, ebenfalls wie in Abbildung 9 abgeleitet, auf größere Gruppenmittelwerte der Kraft-Zykluszahl für Gruppen aus Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) hin. Der Vergleich der Standardabweichung der Werkstoffe zeigt für Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) um den Faktor zwei größere Abweichungen. Die Streuung der mit Thermocycling behandelten Gruppen zu den Gruppen ohne Thermocycling verhält sich konträr. So scheint die Streuung in Gruppen aus Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) mit Thermocycling geringer als die Streuung der Gruppen ohne Thermocycling. In Gruppen aus Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) scheint die Streuung jedoch ohne Thermocycling geringer zu sein als mit Thermocycling. In der weiteren Auswertung müssen diese Vermutungen verifiziert werden.

Tab. 5: Ergebnisse der Prüfung mit dem Mittelwert der Kraft-Zykluszahl und die Standardabweichung nach Werkstoff und Thermocycling sortiert.

		Mit Thermocycling			Ohne Thermocycling		
		Gruppe	MW	SD	Gruppe	MW	SD
Verstärkt	Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)	1.	214.139	99.428	11.	414.720	131.775
		2.	661.403	56.390	12.	710.624	285.511
		3.	640.787	93.153	13.	840.751	137.331
		4.	660.052	162.544	14.	708.722	213.743
		5.	559.395	27.346	15.	731.798	189.686
Verstärkt	Luxatemp Star (DMG Che- misch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland)	6.	1.306.310	528.703	16.	538.590	165.801
		7.	1.293.598	495.870	17.	1.140.800	330.760
		8.	1.419.116	569.295	18.	1.298.754	478.960
		9.	1.352.224	826.716	19.	888.430	365.677
		10.	1.020.322	179.161	20.	1.695.789	432.656

Tab. 6: Ergebnisse der Prüfung mit dem Mittelwert der maximalen Bruchlast und die Standardabweichung nach verstärkt, Werkstoff und Thermocycling sortiert

		Mit Thermocycling			Ohne Thermocycling		
		Gr.	MW.	SD	Gr.	MW.	SD
Verstärkt	Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)	1.	138 N	20 N	11.	169 N	18 N
		2.	208 N	30 N	12.	212 N	38 N
		3.	204 N	13 N	13.	267 N	17 N
		4.	206 N	23 N	14.	212 N	32 N
		5.	193 N	10 N	15.	211 N	20 N
Verstärkt	Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland)	6.	268 N	56 N	16.	187 N	21 N
		7.	262 N	52 N	17.	254 N	31 N
		8.	278 N	51 N	18.	268 N	45 N
		9.	269 N	78 N	19.	228 N	39 N
		10.	247 N	17 N	20.	304 N	37 N

4.3 Grafische Darstellung der Überlebensraten

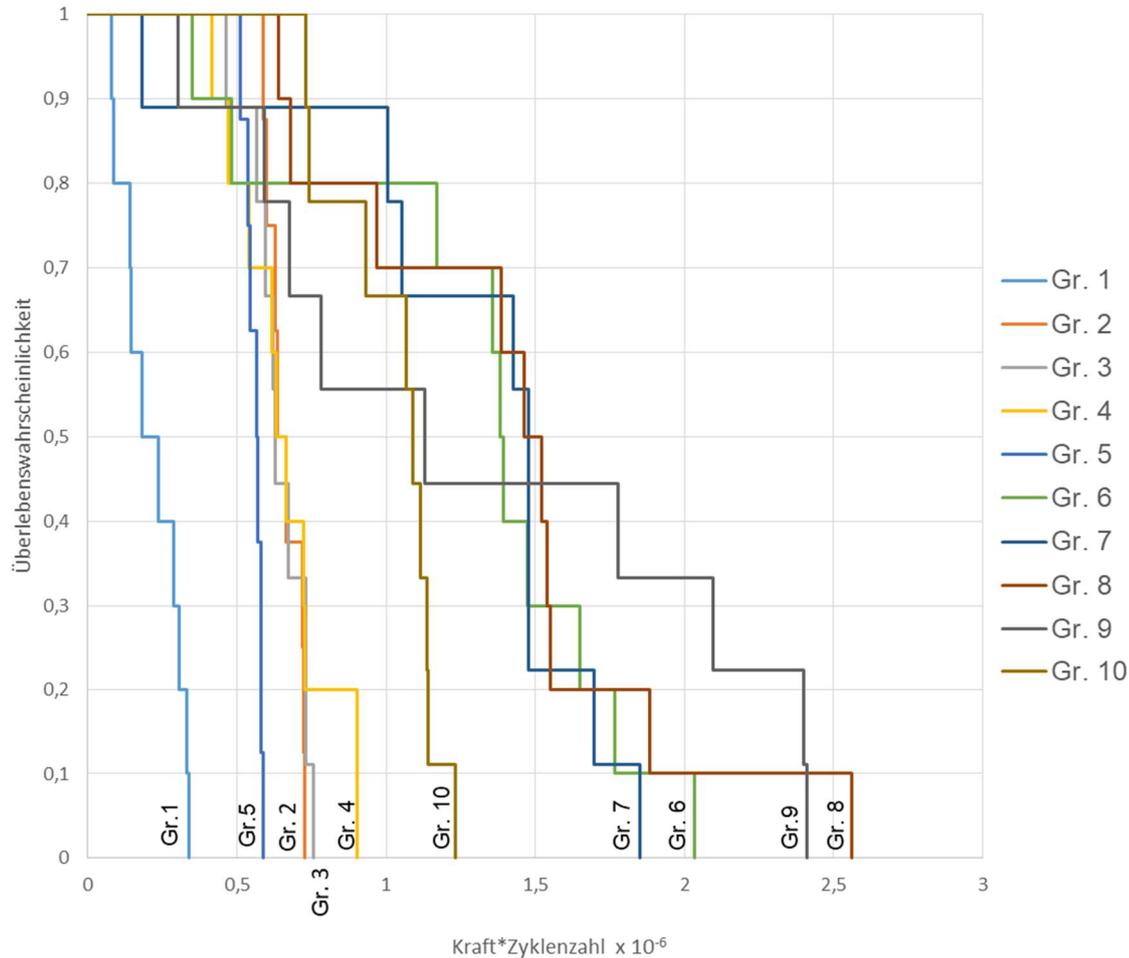


Abb. 10: Überlebenswahrscheinlichkeit der Gruppen mit Thermocycling gegen die Kraft-Zykluszahl.

Zur grafischen Darstellung der Überlebensraten wurden zwei Kaplan-Meier-Diagramme in Microsoft® Excel (Microsoft® Corp., Redmond, USA), geteilt nach der Vorbehandlung mittels Thermocycling, erstellt (Abb. 10 und Abb. 11.). Ein zusammengefasstes Diagramm entbehrt der notwendigen Übersichtlichkeit.

Aus Abbildung 10 wird ersichtlich, dass die Graphen der Gruppen 1 bis 5 steile negative Steigungen haben. In Übertragung der Erkenntnisse aus den Standardabweichungen

dieser Gruppen (Tab. 6) ist dieser Verlauf zu erwarten. Der Vergleich der Gruppen 6 bis 10 zeigt weniger steil verlaufende Graphen als Ergebnis der größeren Standardabweichung.

Die Schnittpunkte der x-Achse spiegeln die größeren Mittelwerte der Gruppen 6 bis 10 wider.

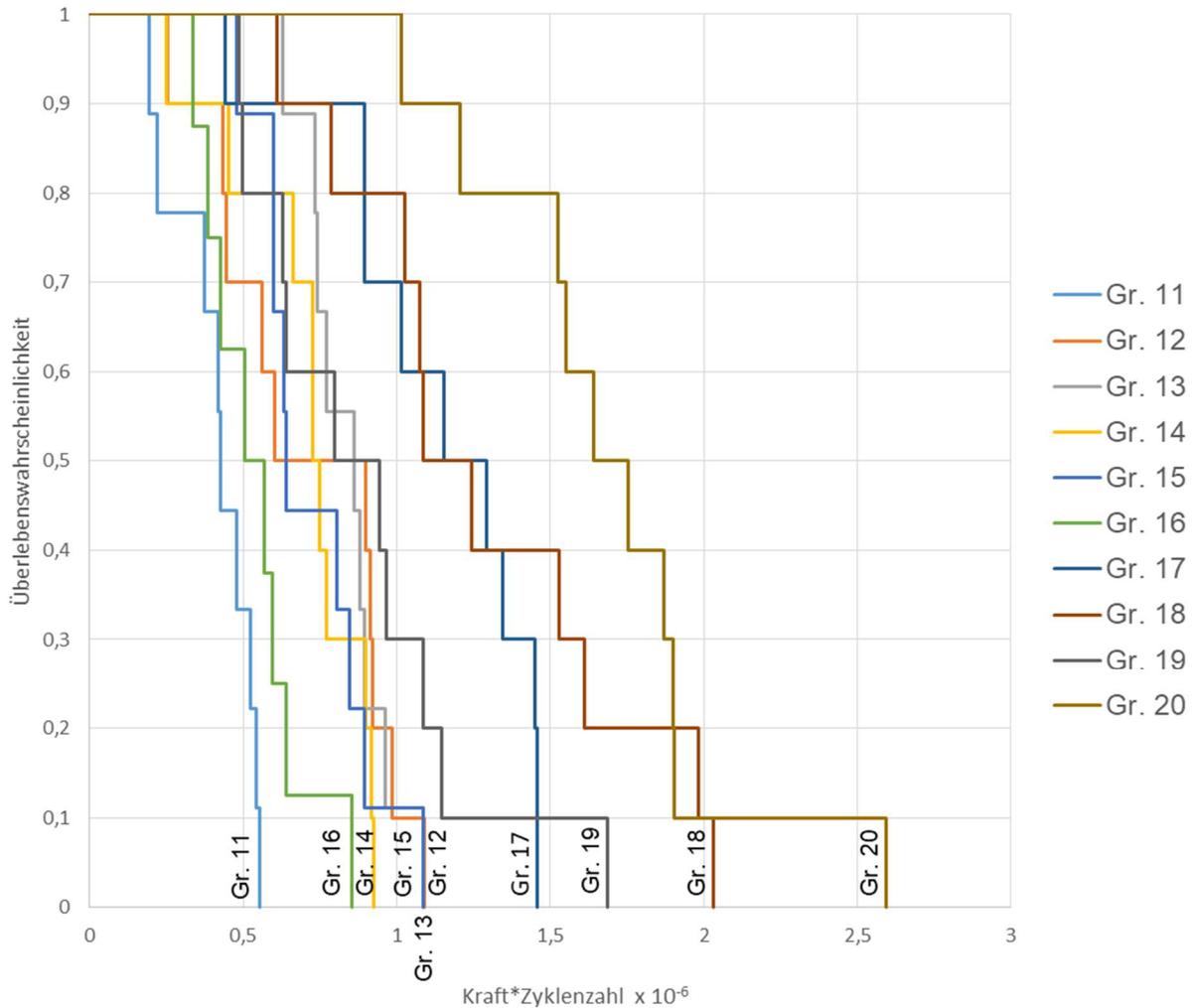


Abb. 11: Überlebenswahrscheinlichkeit der Gruppen ohne Thermocycling gegen die Kraft-Zykluszahl.

Die Gruppen 11 bis 15 (Abb. 11) zeigen ähnliches Verhalten wie die Gruppen 1 bis 5 (Abb. 10), Gleiches gilt für den Vergleich der Gruppen 6 bis 10 und der Gruppen 16 bis 20. Als Ausreißer wird in Abbildung 11 die Gruppe 16 ersichtlich. Der Vergleich der Abbildungen 10 und 11 verdeutlicht eine Vergrößerung der Streuung bedingt durch das

Thermocycling. Der Verlauf der Graphen ist in beiden Abbildungen meist in gleichmäßigen Stufen, dies ist bedingt durch die Erzeugung einer Normalverteilung in den Gruppen.

4.4 DoE Auswertung

Im Versuchsplan wurden die Gruppen, wie in Kapitel 3.4.7. aufgeführt, um die einfachen Wechselwirkungen ergänzt, hierzu wurden die Spalten der Variablen multipliziert. Der Versuchsplan wurde mit den, um die Ausreißer bereinigten, Mittelwerten ergänzt, um die Effekte der Gruppen und der einfachen Wechselwirkungen zu errechnen. Hierzu ist eine Bezeichnung der Variablen mit „0, 1, -1“ notwendig.

Abb. 12: Auswertung der Effekte der Hauptvariablen. Die relevanten Effekte sind farblich hervorgehoben.

	A	B	C	D	E	
Gruppe	Werkstoff D. = 1 L. = -1	Thermoc. mit = 1 ohne = -1	Länge Verst. lang = 1 Kurz = -1	Art Verst. verseilt = 1 glatt = -1	unverst.=1 verst.= -1	Ergebnisse
1	1	1	0	0	1	214134
2	1	1	1	-1	-1	661403
3	1	1	1	1	-1	640787
4	1	1	-1	-1	-1	660052
5	1	1	-1	1	-1	559395
6	-1	1	0	0	1	1306310
7	-1	1	1	-1	-1	1293598
8	-1	1	1	1	-1	1419116
9	-1	1	-1	-1	-1	1352224
10	-1	1	-1	1	-1	1020322
11	1	-1	0	0	1	414720
12	1	-1	1	-1	-1	710624
13	1	-1	1	1	-1	840751
14	1	-1	-1	-1	-1	708722
15	1	-1	-1	1	-1	731789
16	-1	-1	0	0	1	538590
17	-1	-1	1	-1	-1	1140800
18	-1	-1	1	1	-1	1298754
19	-1	-1	-1	-1	-1	888430
20	-1	-1	-1	1	-1	1695786
xq(+)	614238	912734	1000729	1025837	618439	
xq(-)	1195393	896897	952090	926982	976410	
Effekt	-581155	15837	48639	98856	-357971	
xq(+)	1,0000	1,0177	1,0511	1,1066	1,0000	
xq(-)	1,9461	1,0000	1,0000	1,0000	1,5788	
Effekt	-0,9461	0,0177	0,0511	0,1066	-0,5788	

bunden. Die Wechselwirkung dieser beiden Variablen ist ebenfalls mit einem großen Effekt gekennzeichnet, ca. 46 %. Weitere geringere Effekte sind bei der Variablen „Art der Verstärkung“ sowie den Wechselwirkungen „Werkstoff zu Thermocycling“, „Thermocycling zu Art der Verstärkung“ sowie „Thermocycling zu verstärkt/unverstärkt“ ersichtlich.

Die Wechselwirkungen wurden in separaten Diagrammen aufgetragen, um den jeweiligen Effekt grafisch darzustellen (Abb. 13 bis Abb. 16).

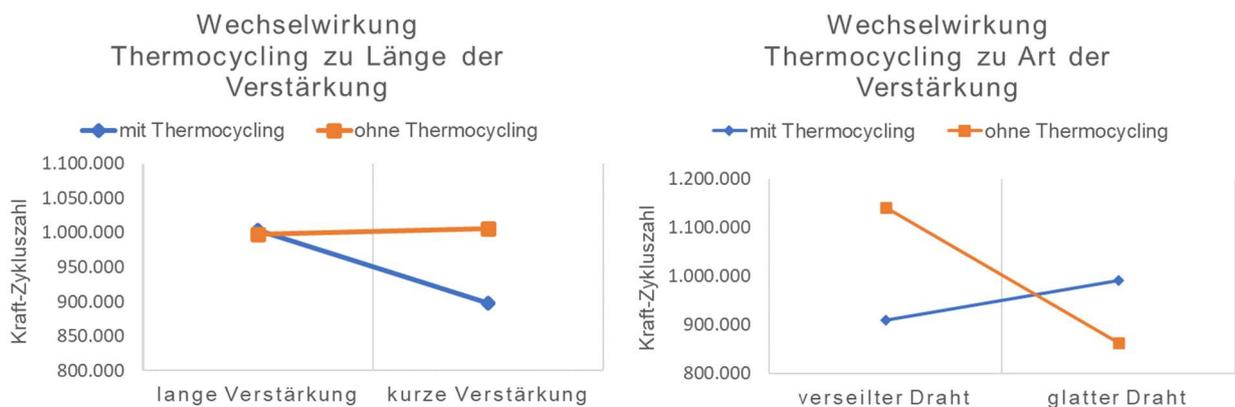


Abb. 14: Auf der linken Seite, die Wechselwirkung des Thermocyclings zur Länge der Verstärkung; auf der rechten Seite die Wechselwirkung des Thermocyclings zur Art der Verstärkung

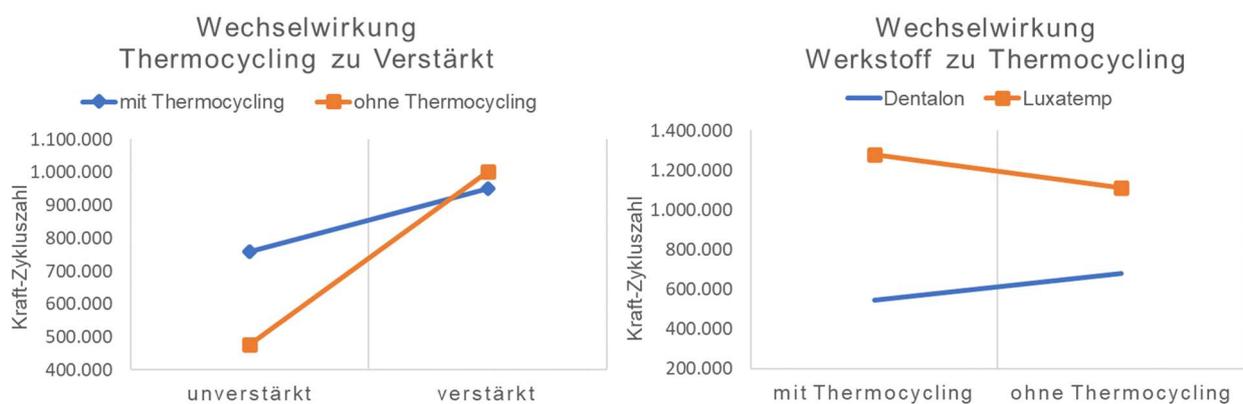


Abb. 15: Auf der linken Seite, die Wechselwirkung des Thermocyclings zur Verstärkung; auf der rechten Seite, die Wechselwirkung des Werkstoffs zum Thermocycling.

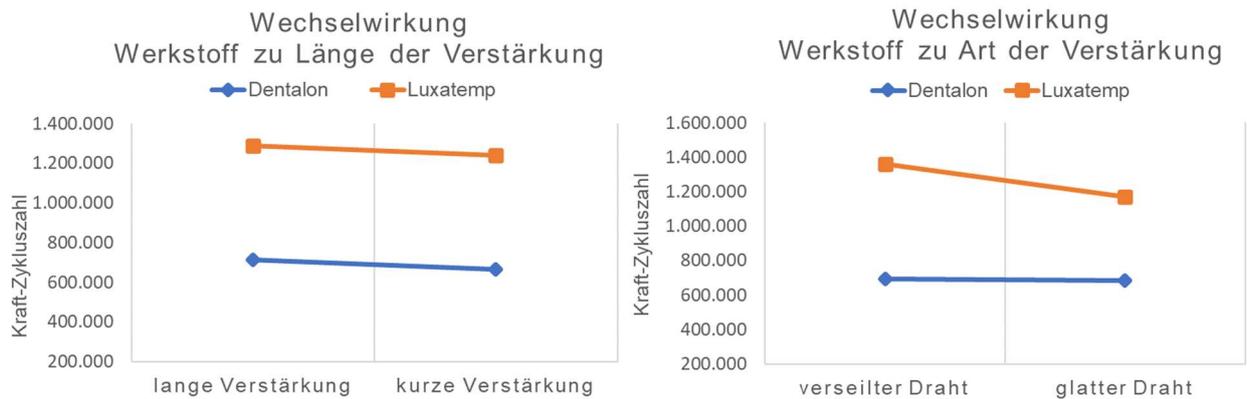


Abb. 16: Auf der linken Seite, die Wechselwirkung des Werkstoffs zur Länge der Verstärkung; auf der rechten Seite Wechselwirkung des Werkstoffs zur Art der Verstärkung.

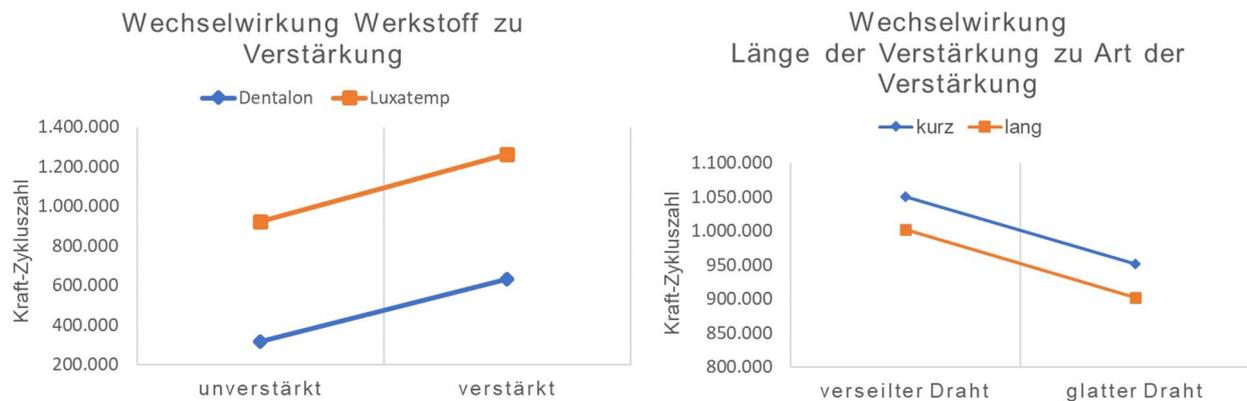


Abb. 14: Auf der linken Seite; die Wechselwirkung des Werkstoffs zur Verstärkung; auf der rechten Seite die Wechselwirkung der Länge der Verstärkung zur Art der Verstärkung.

Durch die grafische Auftragung der Wechselwirkungen (Abb. 13 bis 16) können zusätzliche Informationen durch die Betrachtung der Parallelität der Graphen gewonnen werden. In diesem Zusammenhang fallen die Wechselwirkungen mit der Variable „Thermocycling“ auf, da diese Graphen sich schneiden (Abb. 13 und 14) oder konvergieren (Abb. 14) und somit konträre Effekte haben. In einer Betrachtung als Gesamtmodell könnten diese Effekte und die Wechselwirkung nicht ersichtlich werden. In der anschließenden Multiplen Regressionsanalyse wurde daher der gesamte Versuchsplan unter-

sucht, um im Anschluss den Versuchsplan um die Variable „Werkstoff“ zu bereinigen und erneut zu prüfen.

4.4.1 Multiple Regression

Die Multiple Regression (Abb. 17) wurde für den gesamten Versuchsplan mittels des Add-ins Datenanalyse (Microsoft® Excel, Microsoft® Corp., Redmond, USA) durchgeführt.

Das Bestimmtheitsmaß sowie der Korrelationskoeffizient liegen beide nahe der Zielgröße 1 und differieren nicht stark voneinander. Das adjustierte Bestimmtheitsmaß ist im Vergleich klein, dies lässt auf nicht notwendige Terme im Versuchsplan schließen. Die Überprüfung auf Signifikanz der Variablen führte für $p=0.05$ zu Werten <0.05 bei den Variablen „Werkstoff“ und „Verstärkung verstärkt/unverstärkt“. Die übrigen Variablen und Wechselwirkungen sind nicht statistisch signifikant.

AUSGABE: ZUSAMMENFASSUNG						
<i>Regressions-Statistik</i>						
Multipler Korrelationskoeffizient	0,934229002					
Bestimmtheitsmaß	0,872783828					
Adjustiertes Bestimmtheitsmaß	0,59714879					
Standardfehler	247834,6636					
Beobachtungen	20					
ANOVA						
	<i>Freiheitsgrade (df)</i>	<i>Quadratsummen (SS)</i>	<i>Mittlere Quadratsumme (MS)</i>	<i>Prüfgröße (F)</i>	<i>F krit</i>	
Regression	13	2,52836E+12	1,9449E+11	3,166447315	0,08268582	
Residue	6	3,68532E+11	61422020476			
Gesamt	19	2,8969E+12				
	<i>Koeffizienten</i>	<i>Standardfehler</i>	<i>t-Statistik</i>	<i>P-Wert</i>	<i>Untere 95%</i>	<i>Obere 95%</i>
Schnittpunkt	797424,0191	69271,89437	11,51150876	2,58225E-05	627921,8	966926,238
X Variable 1	-295615,3837	69271,89437	-4,267464985	0,005277751	-465117,603	-126113,164
X Variable 2	58118,0191	69271,89437	0,838984117	0,433625763	-111384,2	227620,238
X Variable 3	24319,46875	61958,6659	0,392511175	0,708245095	-127287,925	175926,863
X Variable 4	49427,94792	61958,6659	0,797756814	0,455415796	-102179,446	201035,342
X Variable 5	-178985,5191	69271,89437	-2,583811526	0,041556009	-348487,738	-9483,29981
X Variable 6	-75002,31389	55417,5155	-1,353404483	0,224688735	-210604,089	60599,4615
X Variable 7	-118,6701389	61958,6659	-0,001915311	0,998533896	-151726,064	151488,724
X Variable 8	-45437,80208	61958,6659	-0,733356689	0,490989738	-197045,196	106169,592
X Variable 9	-8396,116319	69271,89437	-0,121205236	0,907485719	-177898,336	161106,103
X Variable 10	28544,19097	61958,6659	0,460697314	0,661241424	-123063,203	180151,585
X Variable 11	-90385,05208	61958,6659	-1,458795969	0,194902446	-241992,446	61222,3418
X Variable 12	83665,4809	69271,89437	1,207783931	0,27257308	-85836,7384	253167,7
X Variable 13	-305,0104167	61958,6659	-0,004922805	0,99623178	-151912,404	151302,383

Abb. 15: Durchführung und Ergebnisse der Multiplen Regression aus Microsoft® Excel (Microsoft® Corp., Redmond, USA).

Im Anschluss wurde eine nach den Werkstoffen selektierte Multiple Regression durchgeführt.

Für den Werkstoff Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) ist der Korrelationskoeffizient, das Bestimmtheitsmaß sowie das adjustierte Bestimmtheitsmaß nahe 1. Somit kann von einer hohen Güte des Modells ausgegangen werden (Abb. 18). In diesem Fall ist für $p < 0.05$ zusätzlich zu der Variable „Verstärkung verstärkt/unverstärkt“ die Variable „Thermocycling“ statistisch signifikant. Weitere statistisch signifikante Variablen sowie Wechselwirkungen sind nicht vorhanden.

AUSGABE: ZUSAMMENFASSUNG						
<i>Regressions-Statistik</i>						
Multipler Korrelationskoeffizient	0,99984334					
Bestimmtheitsmaß	0,999686705					
Adjustiertes Bestimmtheitsmaß	0,997180343					
Standardfehler	9552,678702					
Beobachtungen	10					
ANOVA						
	<i>Freiheitsgrade (df)</i>	<i>Quadratsummen (SS)</i>	<i>Mittlere Quadratsumme (MS)</i>	<i>Prüfgröße (F)</i>	<i>F krit</i>	
Regression	8	2,91179E+11	36397409589	398,859678	0,03870695	
Residue	1	91253670,39	91253670,39			
Gesamt	9	2,91271E+11				
	<i>Koeffizienten</i>	<i>Standardfehler</i>	<i>t-Statistik</i>	<i>P-Wert</i>	<i>Untere 95%</i>	<i>Obere 95%</i>
Schnittpunkt	501808,6354	3776,027807	132,8932574	0,004790369	453829,653	549787,618
X Variable 1	-79537,11458	3776,027807	-21,06369938	0,030200874	-127516,097	-31558,1322
X Variable 2	24200,79861	3377,381944	7,165549828	0,088274379	-18712,9078	67114,5051
X Variable 3	3990,145833	3377,381944	1,181431623	0,447173347	-38923,5606	46903,8523
X Variable 4	-187381,6354	3776,027807	-49,62400835	0,01282713	-235360,618	-139402,653
X Variable 5	-3515,256944	3377,381944	-1,040823041	0,48726725	-46428,9634	39398,4495
X Variable 6	-34308,35417	3377,381944	-10,15826896	0,062468831	-77222,0606	8605,35229
X Variable 7	-20755,88542	3776,027807	-5,49675121	0,114564516	-68734,8678	27223,097
X Variable 8	23387,67361	3377,381944	6,924793818	0,091302214	-19526,0328	66301,3801

Abb. 16: Durchführung und Ergebnisse der Multiplen Regression aus Microsoft© Excel (Microsoft© Corp., Redmond, USA) mit der Selektion nach dem Werkstoff aus Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland).

Die Multiple Regressionsanalyse für den Werkstoff Luxatemp Star (DMG, Hamburg, Deutschland) zeigt keine statistisch signifikanten Variablen sowie Wechselwirkungen (Abb. 19). Es wurden weitere Multiple Regressionsanalysen mit der Prüfung um einzelne Variablen durchgeführt. Diese führten jedoch nicht zu einer statistischen Signifikanz für den Werkstoff Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland).

Es ist, unterstützend zu den vorherigen Vermutungen, mithilfe der Multiplen Regression möglich die Standardfehler beider Gruppen zu vergleichen. Somit ist ersichtlich, dass dieser bei Gruppen aus Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) im Vergleich zu Gruppen aus Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) bereinigt ca. zweifach höher ist. Die fehlende statistische Signifikanz der Ergebnisse kann Folge des großen Standardfehlers sein.

AUSGABE: ZUSAMMENFASSUNG						
<i>Regressions-Statistik</i>						
Multipler Korrelationskoeffizient	0,912684356					
Bestimmtheitsmaß	0,832992734					
Adjustiertes Bestimmtheitsmaß	-0,503065398					
Standardfehler	391320,828					
Beobachtungen	10					
ANOVA						
	<i>Freiheitsgrade (df)</i>	<i>Quadratsummen (SS)</i>	<i>Mittlere Quadratsumme (MS)</i>	<i>Prüfgröße (F)</i>	<i>F krit</i>	
Regression	8	7,63786E+11	95473267419	0,623470427	0,75902351	
Residue	1	1,53132E+11	1,53132E+11			
Gesamt	9	9,16918E+11				
	<i>Koeffizienten</i>	<i>Standardfehler</i>	<i>t-Statistik</i>	<i>P-Wert</i>	<i>Untere 95%</i>	<i>Obere 95%</i>
Schnittpunkt	1093039,403	154683,1391	7,066312524	0,08949792	-872396,231	3058475,04
X Variable 1	195773,1528	154683,1391	1,265639901	0,425697362	-1769662,48	2161208,79
X Variable 2	24438,13889	138352,8056	0,176636381	0,888697868	-1733500,93	1782377,21
X Variable 3	94865,75	138352,8056	0,685679988	0,617359415	-1663073,32	1852804,82
X Variable 4	-170589,4028	154683,1391	-1,102831271	0,468893219	-2136025,04	1794846,23
X Variable 5	60603,63889	138352,8056	0,438036935	0,737164508	-1697335,43	1818542,71
X Variable 6	-146461,75	138352,8056	-1,058610625	0,481879718	-1904400,82	1611477,32
X Variable 7	188086,8472	154683,1391	1,215949252	0,438155253	-1777348,79	2153522,48
X Variable 8	-23997,69444	138352,8056	-0,173452893	0,890664285	-1781936,77	1733941,38

Abb. 20: Durchführung und Ergebnisse der Multiplen Regression aus Microsoft® Excel (Microsoft® Corp., Redmond, USA) mit der Selektion nach dem Werkstoff aus Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland).

4.5 Bruchflächenanalyse

Zur Dokumentation der Bruchflächen wurden Makroaufnahmen von verstärkten sowie unverstärkten Proben aus Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) und Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) angefertigt, ebenfalls wurde eine atypische Bruchstelle dokumentiert. Diese Art des Bruchverlaufs fiel nur bei drei von 200 Proben auf.

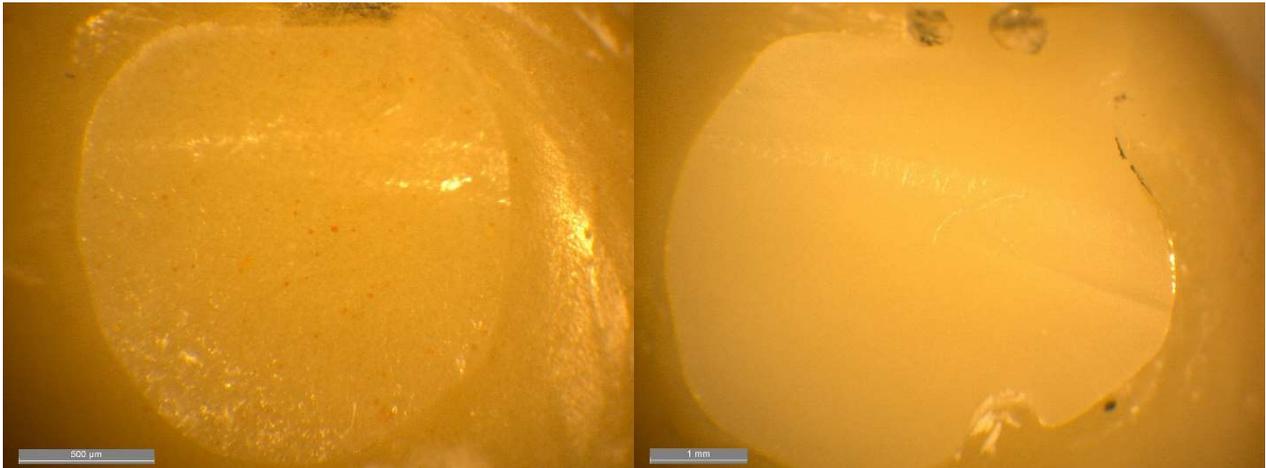


Abb. 17: Typische Bruchfläche einer Probe aus Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) (links); typische Bruchfläche einer Probe aus Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) (rechts).

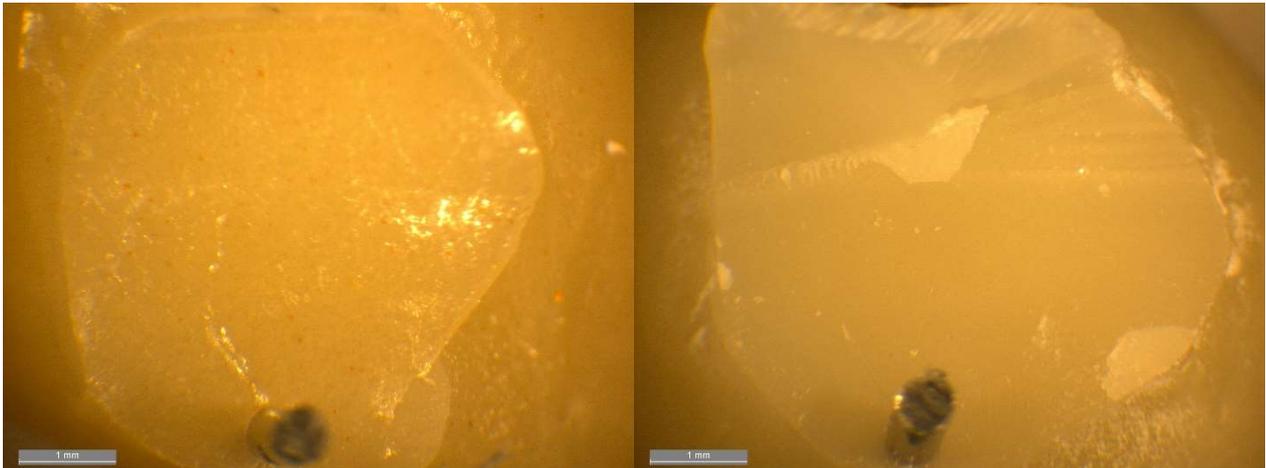


Abb. 18: Typische Bruchfläche einer verstärkten Probe aus Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) (links); typische Bruchfläche einer verstärkten Probe aus Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) (rechts).

Die typischen Bruchflächen der Proben zeigen einen spröden Gewaltbruch (Abb. 20 und Abb. 21). Die Bruchflächen erscheinen eben und gekörnt, der Bruch ist orthogonal zur Normalspannung und im koronalen Anteil ist eine Rastlinie erkennbar. Die Detektion des Bruches, bevor die Probe im Ganzen durchgebrochen ist und die anschließende Trennung der Probenteile zur Begutachtung, lässt diese atypische Restbruchfläche entstehen. Die Abbildung 20 zeigt die grobe Körnung der Probe aus Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland). Anhand der Oberfläche ist zu vermuten, dass der Riss

entlang der Korngrenzen entstanden ist und der Bruch durch ein Versagen der Verbindung zwischen den festen und flüssigen Ausgangsprodukten entsteht. Außerdem zeigt die Abbildung 20 ebenfalls die Bruchfläche von Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland), welche im Vergleich eine deutlich feinere Körnung und Homogenität aufweist. Die Probe wurde aufgrund des Lufteinschlusses ausgewählt. In der mikroskopischen Betrachtung ist keine Rissbildung ausgehend von dieser strukturellen Schwachstelle ersichtlich. Die Abbildung 21 zeigt typische Bruchflächen von verstärkten Proben. Es ist in beiden Materialien ein kleiner Riss, mit der Verstärkung als Ursprung, ersichtlich. Vermutlich führt ein initialer Verbindungsverlust von Verstärkungsmaterial und Werkstoff im Weiteren zum spröden Gewaltbruch der Probe.

Die atypischen Bruchstellen zeigen einen Schwingbruch (Abb. 22). Die Bruchfläche ist durch Rastlinien gekennzeichnet, die aus der Rissentstehung und Fortführung innerhalb der einzelnen Lastzyklen resultieren. Bei der Begutachtung der Bruchstellen zur Untersuchung des Bruchverhaltens wurde eine unterschiedliche Qualität der Politur trotz Protokoll ersichtlich. Um einen Einfluss auf das Ergebnis auszuschließen wurde die Politur der Proben in die Kriterien gut und weniger gut unterteilt. Die Mittelwerte dieser beiden Gruppen wurden gebildet und zeigten keinen Unterschied zueinander auf.

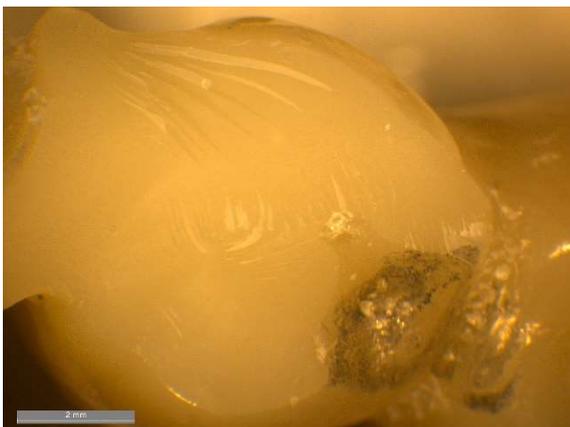


Abb. 19: Schwingbruch einer Probe aus Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland)

5. Diskussion

5.1 Material und Methode

Die Materialien dieses Versuches wurden ausgewählt, um zwei Produkte unterschiedlicher Vernetzungsarten zu untersuchen. Dies ist ein, mit vergleichbaren Studien, analoges Vorgehen, wie exemplarisch in Alp et al. (2019), Geerts et al. (2009), Haselton et al. (2002) und Stawarczyk et al. (2008). Studien welche nur Materialien einer Vernetzungsart untersuchen sind z. B. Eisenburger et al. (2009) und Schroedter et al. (2006). Diese Gegenüberstellung der Materialien gilt oft einer Evaluation von materialspezifischen Vor- und Nachteilen. In den Versuchen von Duymus et al. (2014), Katayama et al. (2022) und Vallittu (1999) konnten deutliche werkstoffspezifische Vorteile hin zu dem hier verwendeten Material Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) im Vergleich zu Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) gezeigt werden. Beides sind Vertreter von Materialien unterschiedlicher Vernetzungsarten. Haselton et al. (2002) zeigten ebenfalls einen Vorteil hin zu den multifunktionellen Werkstoffen, jedoch konnte keine statistisch signifikante Korrelation zwischen Werkstofftyp und Bruchlast gefunden werden. Vergleichende Studien zwischen den Materialien sind daher weiter indiziert.

Die Verstärkung von temporären Kronen und Brückenwerkstoffen ist ein oft beschriebener Versuch die Bruchlast der Proben positiv zu beeinflussen (Eisenburger et al., 2009; Geerts et al., 2008; Gupt et al., 2017; Schroedter et al., 2006). Die Studien zeigten, hinsichtlich der Bruchlasten, eine positive Wirkung von Verstärkungen in den jeweiligen Proben. Verschiedenen Verstärkungsarten gegeneinander untersuchten Geerts et al. (2008) und Gupt et al. (2017). Dort zeigten sich meist Glasfaserverstärkungen vorteilhafter gegenüber Metalldrähten in Hinblick auf die erreichte Bruchlast. Eisenburger et al. (2009) zeigten in ihrem, nah an das klinische Vorgehen adaptierten, Versuch keinen Vorteil und belegten die Bedeutung der Lage von Verstärkungen im Bereich der Zugspannung. Des Weiteren beschrieben Sie die Bedeutung des Materialverbundes zwischen der Verstärkung und dem Werkstoff der temporären Kronen oder Brücken. In kei-

ner dieser oder einer vergleichbaren Studie wurde ein chemischer Verbund zwischen Metalldrahtverstärkung und Werkstoff entsprechend der Glasfaserverstärkung beschrieben oder Verfahren zur Vergrößerung der Oberfläche des Metalldrahts erläutert. Unter anderem beschrieb Vallittu (1995) verseilte Drähte zur Nutzung für Verstärkungen als weniger erfolgreich im Vergleich zu der Verwendung von glatten Drähten. Cacciafesta et al. (2008) führten zum Vergleich der Verstärkungsarten einen Biegeversuch der Verstärkungsmaterialien durch, ohne diese in die Werkstoffe zur Herstellung von temporären Kronen und Brücken zu integrieren und leiteten so Vorteile für Glasfaserverstärkungen ab. Aus Abbildung 1 entnommenen Kräften und den Ergebnissen von Eisenburger et al. (2009) wird deutlich, dass die Aufnahme von Zugkräften zur Verstärkung ebenfalls von großer Bedeutung ist. Eine Übertragung dieser Kräfte ist durch physikalischen oder chemischen Verbund möglich und sollte daher in weiteren Versuchen untersucht werden.

Die Prüfmodelle in diesem Versuch wurden aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung im Ganzen hergestellt. Scharnagl et al. (1998) beschrieben bei elastisch fixierten Abutments eine Abnahme der maximalen Bruchlast der Versuchskörper. Die elastische Lagerung soll die parodontale Lagerung der Zähne und somit die Beweglichkeit dieser nachahmen. Da die Versuchskörper in diesem Versuch auf statischen Abutments geprüft wurden ist zur Übertragung auf eine klinische Situation mit einer weiteren Abnahme der Bruchlasten zu rechnen.

Auf eine Erstellung von standardisierten Prüfkörpern, wie in DIN ISO 10477:2018 empfohlen, wurde verzichtet und es wurden Prüfkörper analog von idealisierten provisorischen Seitenzahnbrücken verwendet. Ein solches Vorgehen ist in in vitro Studien zur klinischen Simulation und auch in Dissertationen gängig (Alt, 2013; Gupt et al., 2017; Schroedter et al., 2006; Stawarczyk et al., 2008; von Mohrenschild, 2009). Die Idealisierung der Proben führt zu ausreichend großen Schichtstärken des Materials, jedoch ist dies in einem klinischen Umfeld durch die Individualität der Patienten nicht übertragbar. Insbesondere durch die Erkenntnisse von Eisenburger et al. (2009) wurde ein Verfahren zur Herstellung der Proben gewählt, welches sich trotzdem möglichst nah an den klinischen Abläufen orientiert. Damit unterscheidet sich in diesem Versuch die Herstellung der Proben von den meisten Studien. Die Nutzung einer Hohlform zur Aufnahme des

temporären Kronen- und Brückenwerkstoffes und Reposition auf der präparierten Situation ist jedoch der klinisch am häufigsten genutzte Weg (Vollert, 2011). Eine individuelle Herstellung birgt immer mehr Verfahrensrisiken und somit Schwachstellen innerhalb der Proben. Dies muss bei der Wertung der Ergebnisse und der Standardabweichungen beachtet werden. Zur Ausarbeitung der Proben gibt es keine Norm und auch kein gängiges Vorgehen in den Vergleichsstudien, daher wurde Eisenburger et al. (2009) diesbezüglich ebenfalls adaptiert und eigene klinische Erfahrungen flossen ein. Die Eingliederung der Pfeilerfassenden Verstärkung erfolgte analog der Studie von Gupt et al. (2017) und somit ist eine Kontamination mit Speichel in einer klinischen Situation denkbar. Im Falle einer Glasfaserverstärkung, bei welcher der chemische Verbund zwischen der Verstärkung und dem Werkstoff bedeutsam für die Verstärkungswirkung ist, würde dies negative Auswirkungen haben. Für den Fall einer Drahtverstärkung sind diese Auswirkungen noch zu prüfen, jedoch ebenfalls denkbar. Die Herstellung der Proben mit kurzen Verstärkungen erfolgt anhand eines möglichen klinischen Vorgehens. Studien, die sich mit dieser Form der Verstärkung befassen sind nicht bekannt.

Die thermische Wechselbelastung von 500 Zyklen, in diesem Versuch, soll die verkürzte Verweildauer der provisorischen Kronen und Brücken in situ berücksichtigen. Der Vergleich mit anderen Studien zeigt eine vergleichsweise geringe Zykluszahl. Paleczek (2011) nutzte in seiner Studien 1200 Zyklen und Alt (2013) 5000 Zyklen. Eisenburger et al. (2009) sowie Schroeder et al. (2006) vollzog jeweils 10000 Zyklen, während Gupt et al. (2017) und Stawarczyk et al. (2008) kein Thermocycling nutzten. Wenige Autoren beschreiben in den Studien die Begründung der Zykluszahl anhand gängiger Literatur. Aus den zuvor genannten Beispielen beschrieb lediglich Paleczek (2011) auf der Literatur basierend die Simulation mit 1200 Zyklen als Simulation der Temperaturwechsel innerhalb eines Jahres. Gale und Darvell (1998) zeigten in ihrem Review die Heterogenität der Zykluszahlen der Wechselbelastungen innerhalb der Literatur auf und wiesen auf Studien mit ca. 10 Temperaturwechseln pro Tag hin. Provisorien verweilen im Allgemeinen nicht länger als drei Monate im Patientenmund, meist sogar deutlich kürzer. Die obengenannten Studien nutzten alle Temperaturwechsel zwischen 5 °C und 55 °C, Gale und Darvell (1998) schlagen hingegen als klinisch relevanteres Protokoll Temperaturen von 35 °C und 15 °C vor. Durch eine geringere Differenz der Temperaturen kommt es zu geringeren Spannungen im Material und somit ist von einer höheren Bruchlast nach die-

sem Regime auszugehen. Durch die weite Verbreitung der großen Temperaturdifferenz wurde sich dieser in diesem Versuch angeschlossen. Eine mechanische Alterung der Proben ist mit den Erkenntnissen aus der Betrachtung einer Wöhlerkurve nachvollziehbar. Dennoch findet sich in den Vergleichsstudien kein normiertes Belastungsschema. Rosentritt et al. (2009) schlagen 1.2 Mio. Zyklen mit 50 N zur Simulation von 5 Jahren Tragezeit an. Es ist aus den Erkenntnissen einer Wöhlerkurve bekannt, dass eine Erhöhung der zyklischen Last zu einem Bruch nach weniger vollbrachten Zyklen führt. Dahin gehend ist die Abweichung des durchgeführten Versuchs groß und führt zu nicht uneingeschränkt vergleichbaren Bruchlasten. Der Versuchsaufbau als Drei-Punkt-Biegeversuch mit der Krafteinleitung auf der Randleiste der viergliedrigen Brücke wurde ebenfalls von Eisenburger et al. (2009) und Schroedter et al. (2006) durchgeführt. Stiesch-Scholz et al. (2006) nutzten dahingegen den ersten Molaren als Ort der Krafteinleitung. Der Ort der Krafteinleitung ist generell idealisiert, da dieser bei der Mastikation der Patienten nicht punktuell ist. Allgemein wird eine zur Oberfläche orthogonale Krafteinleitung durchgeführt. Martinez Choy et al. (2017) zeigten in ihrem Rechenmodell die Veränderung des Kraftvektors während der Mastikation. Diesem wird in in vitro Versuchen nicht Rechnung getragen und kann durch die ideale Ausrichtung von Verstärkungswerkstoffen, innerhalb der Versuche, zu Abweichungen führen. Die genannten Studien nutzen zur Einleitung der Kraft Antagonisten aus Materialien, die in Ihrer Härte dem Zahnschmelz nahekommen. Bei der Mastikation ist eine Kraftübertragung durch den Speisebolus jedoch wahrscheinlicher, diese Abweichung wird in in vitro Studien allerdings nicht ausreichend berücksichtigt. Die Frequenz der Lastzyklen ist in der Literatur nicht oft beschrieben. Eisenburger et al. (2009) nahmen in ihrem Versuch 1,67 Hz zur Belastung der Proben, während in dem hier durchgeführten Versuch mit einer Zyklusfrequenz von 2 Hz geprüft wurde. Es sind in diesem Bereich noch weitere Studien notwendig, da eine hohe Zyklusfrequenz zu einem Erwärmen der Proben durch innere Reibung führt, welches sich eventuell nachteilig auf die Prüfergebnisse auswirkt. Die Steigerung der Belastung nach 800 Belastungszyklen ist in vergleichbaren Studien nicht beschrieben und musste daher in eigenen Versuchen ermittelt werden.

5.2 Ergebnisse

Die Werte der Ergebnisse sind durch das wenig verbreitete Belastungsschema nicht vergleichend zu nutzen. Des Weiteren können sich weitere Parameter der Versuchsdurchführung aufgrund von fehlender Normierung unterscheiden und individueller Anpassung an das Versuchsziel Rechnung tragen. Generell unterscheidet sich die Studie aufgrund der hohen Anzahl von untersuchten Parametern von Vergleichsstudien. Dies ermöglicht somit die Wertung der einzelnen Parameter auf das Versuchsergebnis.

Die Kaukräfte im Bereich der Molaren werden in der Literatur mit deutlich variablen Werten angegeben. Ferrario et al. (2004) gaben 300 N und Helkimo et al. (1977) 400 N an. Calderon et al. (2006) differenzierten zusätzlich zwischen den Geschlechtern und gaben bei Männern 587 N sowie bei Frauen 424 N an. Auch wenn diese ermittelten Werte eine große Spannweite aufzeigen, ist es Ziel diese Kräfte mit den temporären Versorgungen aufnehmen zu können um einen zuverlässigen zeitweiligen Verbleib ohne Versagen zu gewährleisten. Die in diesem Versuch gemessenen Werte liegen fast ausschließlich unterhalb dieser Zielgrößen. Nur eine verstärkte Variante des Werkstoffs Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland), ohne Thermocycling, erreichte die von Ferrario et al. (2004) ermittelten Werte. In Hinblick auf eine kurzzeitige provisorische Versorgung kann dies akzeptiert werden, jedoch im Hinblick auf eine langzeitprovisorische Versorgung muss das Ergebnis kritisch gesehen werden. Haselton et al. (2002) stellten einen Vorteil für moderne temporäre Kronen und Brückenwerkstoffe fest, jedoch sollte jeder Werkstoff individuell geprüft werden, da die Unterschiede nicht statistisch signifikant waren. Der Werkstoff hat in diesem Versuch auf das Ergebnis einen signifikanten Einfluss ($p < 0,05$). So weist der moderne Werkstoff Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) gegenüber dem Werkstoff Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) eine 94 % größere Lastaufnahme auf. Dies ist eine Bestätigung vergleichender Studien von Alt (2013), Stawarczyk et al. (2008) und Stawarczyk et al. (2009) stellt jedoch ein Widerspruch zu Edelhoff et al. (2016) dar. Gale und Darvell (1999) beschrieben die weite Verbreitung von Thermocycling zur Alterung dentaler Polymere. Ziel ist es durch die Wech-

selbelastung, wie es beim Patienten der Fall ist, Spannungen im Polymer aufzubauen und die Rissfortpflanzung zu fördern. Wenige Studien widmen sich der Kontrolle dieser Thermocyclingregimen mittels Kontrollgruppen. Struik (1977) beschrieb im Zusammenhang der Alterung von Temperungsmöglichkeiten von Polymeren. Die fehlende statistische Signifikanz dieses Versuches und besonders die konträr reagierenden Werkstoffe deuten auf eine kritische Auseinandersetzung mit diesen Verfahren hin. Der Vergleich zu statisch durchgeführten Bruchversuchen, ohne mechanische Alterung wie ihn Gupt et al. (2017) durchgeführt haben, zeigt eine deutlich verringerte Bruchlast. Aufgrund des festgestellten spröden Gewaltbruches und nicht erfolgten Dauerschwingbrüchen, kann davon ausgegangen werden, dass eine mechanische Alterung für die Übertragung der Ergebnisse in vivo von Bedeutung ist. Alternativ zu dem in diesem Versuch gewählten Aufbau kann die mechanische Alterung vor einem statischen Bruchversuch separiert durchgeführt werden, wie bei Alt (2013), Eisenburger et al. (2009), Paleczek (2011), Schroeder et al. (2006) und Stawarczyk et al. (2008) durchgeführt.

Die Differenz aus den beobachteten Bruchlasten und den beschriebenen Bisskräften führt zu einem Auseinandersetzen mit Möglichkeiten diese zu Erreichen. CAD/CAM gefertigte Provisorien (Alp et al., 2017; Alt, 2013; Edelhoff et al., 2016; Stawarczyk et al., 2008; Stawarczyk et al., 2009), Verstärkungen mit diversen Fasern (Eisenburger et al., 2009; Dyer et al., 2003; Gupt et al., 2017) und moderne Materialien (Haselton et al. 2002) stehen im Fokus und sind oft beschrieben. Alle Verfahren führen zu Verbesserungen hinsichtlich der Bruchlasten im Vergleich zu älteren PMMA basierten Werkstoffen für temporäre Kronen und Brücken. Der statistisch signifikante Einfluss der Verstärkung auf die Bruchlast aus diesem Versuch wird durch diese Versuche bestätigt. Die Verstärkung im direkten Verfahren wird, unabhängig vom Verstärkungsmaterial, zumeist in semi-klinischen in vitro Studien beschrieben. Lediglich Eisenburger et al. (2009) hinterfragten die klinische Umsetzbarkeit und stellte zugleich die Bedeutung der Position der Verstärkung im Zugspannungsbereich der Probe heraus. Wird die Art der Verstärkung betrachtet, wird kein signifikanter Unterschied zwischen den glatten und verseilten Verstärkungen beobachtet, jedoch zeigt die DoE Auswertung eine Tendenz hin zu den verseilten Drähten. Diese zeichnen sich durch eine größere Kontaktfläche zum Werkstoff im Gegensatz zu den glatten Drähten aus. In diesem Versuch ist beim Bruchereignis der Probe keine Verstärkung gebrochen, somit kann davon ausgegangen werden, dass die

Zugfestigkeitsgrenze der verwendeten Drähte nicht erreicht wurde und die Zuglast nicht übertragen wurde. Diese Tendenz sowie die Rissbildung in der Bruchflächenanalyse lassen vermuten, dass eine Verbesserung der Verbindung zwischen Verstärkung und Werkstoff die Ergebnisse positiv beeinflussen könnten. Vallittu (1995) beschrieb im Gegensatz zu diesen Überlegungen einen Vorteil von glatten Drähten gegenüber verseilten Drähten bei der Verstärkung von Prothesenkunststoffen. Da diese Ergebnisse in diesem Versuch nicht bestätigt wurden, sind weitere Versuche mit Verbundherstellung zwischen Verstärkungsdraht und Werkstoff, analog der Glasfaserverstärkung, empfehlenswert.

Bei der weiteren klinischen Übertragung müssen zusätzliche Faktoren berücksichtigt werden, die durch eine Idealisierung der Proben und die Prüfverfahren der *in vitro* Studien auftreten. Bei der Gestaltung der Proben erfolgt eine Rücksichtnahme auf ausreichende Schichtstärken der Werkstoffe, z. B. wie bei der Höhe des Verbinders (Pfeiffer und Grube, 2005). Die Höhe des Verbinders trägt zur Erhöhung der Bruchlast bei, was insbesondere bei Patienten mit geringem Platzangebot oft nicht umsetzbar ist und in die klinische Beurteilung der Ergebnisse einfließen muss. Auch eine Vermeidung der initialen Belastung sollte empfohlen werden, um die Möglichkeit der Nachpolymerisation zu nutzen (Stawarczyk et al., 2008). Nach Angaben der Hersteller wird nur von Kulzer GmbH (Hanau, Deutschland) für den Werkstoff Dentalon® Plus dies empfohlen.

6. Zusammenfassung

Innerhalb der zahnmedizinischen Behandlung und insbesondere während prothetischer Behandlungsschritte nimmt die temporäre Versorgung eine wichtige Rolle ein. Die Anforderungen an temporäre Versorgungen entsprechen denen der definitiven Versorgungen. Daher ist die Widerstandskraft gegen mechanische Einflüsse sehr bedeutsam. Diesbezüglich haben sich viele Werkstoffe, Verstärkungsarten und Herstellungsmethoden etabliert, die jedoch meist mit einem großen finanziellen oder apparativen Aufwand verbunden sind. Ziel dieser Studie war es zu überprüfen, ob temporäre Versorgungen im konventionellen direkten Herstellungsverfahren und mit herkömmlichem kieferorthopädischem Draht in ihren mechanischen Eigenschaften verbessert werden können.

Hierzu wurden 200 Probekörper, aufgeteilt in 20 Versuchsgruppen erstellt. Diese Versuchsgruppen unterschieden sich hinsichtlich des Werkstoffes, der Vorbehandlung, der generellen Integration einer Verstärkung, der Länge der Verstärkung in der Probe sowie der Art des Drahts.

Um eine Übertragung dieses in vitro Versuchs auf klinische Situationen zu ermöglichen orientierten sich die Herstellungsmethoden an möglichen praxisnahen Abläufen. Die Versuchskörper wurden nach der Fertigstellung einem dynamischen Bruchversuch zugeführt. Dieser sah ein Belastungsschema von jeweils 800 Lastzyklen vor, beginnend mit einer Last von 100 N und eine gestaffelte Steigerung von jeweils 20 N. Im Anschluss an die Bruchversuche wurde eine mikroskopische Untersuchung der Bruchflächen durchgeführt.

Die Ergebnisse zeigen, im Vergleich der errechneten Last-Zykluszahl, eine Steigerung von 58% der verstärkten Proben gegenüber den nicht verstärkten Proben, im Besonderen für den Werkstoff Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland). Die Art der Verstärkung (glatt oder verseilt) sowie die Länge der Verstärkung (kurz oder lang) beeinflusste das Ergebnis bei beiden Werkstoffen nicht signifikant. Das Thermocycling hatte nur bei dem Werkstoff Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) einen statistisch signifikanten Einfluss hin zu einer Verringerung der überstandenen Last-Zyklen.

Die Ergebnisse zeigen auch generelle strukturelle Probleme. Die erreichten Bruchlasten liegen unterhalb der zu erwartenden Kaukräfte in diesem Bereich des Kiefers, daher ist eine Verwendung als Langzeitprovisorium nicht zu empfehlen. Eine Verwendung des Werkstoffs Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) als übliches viergliedriges Provisorium kann bei den gemessenen Bruchlasten ebenfalls kritisch gesehen werden. Eine Verstärkung dieses Materials mit Draht ermöglicht das Erreichen einer Steigerung um 41 % der Bruchlast und damit eine mögliche Erweiterung der Indikation. Für den Werkstoff Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) besteht der Vorteil einer Verstärkung mit Draht insbesondere aus der Verbesserung der initialen Bruchfestigkeit. Aus den Erkenntnissen dieses Versuches kann besonders eine kurze Verstärkung zur Steigerung der Belastbarkeit in Provisorien empfohlen werden, da diese, in diesem Versuchsaufbau, ähnliche Bruchlasten und Kraft-Zykluszahlen aufweist, wie die Pfeilerfassende lange Verstärkung und erheblich einfacher zu integrieren ist.

7. Datentabellen

7.1 Originaldaten sortiert

Variante	Proben-Nr.	Maximale Kraft [N]	Anzahl Zyklen ges.	Anzahl Zyklen bei max. Kraft
1	1	160	2409	9
1	2	140	2038	438
1	3	160	2665	265
1	4	140	1641	41
1	5	120	1356	556
1	6	100	782	782
1	7	160	2524	124
1	8	160	2715	315
1	9	120	865	65
1	10	120	1329	529
2	1	200	4381	381
2	2	200	4343	343
2	3	220	4810	10
2	4	200	4203	203
2	5	220	4806	6
2	6	160	2703	303
2	7	220	4835	35
2	8	200	4148	148
2	9	200	902	102
2	10	200	4525	525
3	1	220	4845	45
3	2	200	4177	177
3	3	200	4027	27
3	4	200	4565	565
3	5	200	4303	303
3	6	220	4848	48
3	7	220	4966	166

3	.	8	200	4351	351
3	.	9	200	920	120
3	.	10	180	3475	275
4	.	1	220	4817	17
4	.	2	220	4831	31
4	.	3	240	5629	29
4	.	4	240	5624	24
4	.	5	200	4290	290
4	.	6	180	3209	9
4	.	7	200	4367	367
4	.	8	200	4531	531
4	.	9	180	3499	299
4	.	10	180	3890	690
5	.	1	180	3721	521
5	.	2	200	4097	97
5	.	3	180	3904	704
5	.	4	160	2536	136
5	.	5	200	4146	146
5	.	6	200	4057	57
5	.	7	200	4784	784
5	.	8	200	4026	26
5	.	9	180	3867	667
5	.	10	200	4107	107
6	.	1	300	8427	427
6	.	2	320	8825	25
6	.	3	180	3560	360
6	.	4	280	7509	309
6	.	5	280	7831	631
6	.	6	280	7550	350
6	.	7	340	9657	57
6	.	8	280	7422	222
6	.	9	160	2600	400

6	.	10	260	6721	321
7	.	1	280	7842	642
7	.	2	280	7668	468
7	.	3	280	7844	644
7	.	4	280	7843	643
7	.	5	320	9086	286
7	.	6	300	1995	400
7	.	7	140	1650	50
7	.	8	300	8589	589
7	.	9	240	6250	650
7	.	10	240	6050	450
8	.	1	280	7520	320
8	.	2	320	9184	384
8	.	3	240	5900	300
8	.	4	280	7800	600
8	.	5	300	8101	101
8	.	6	200	4400	400
8	.	7	300	8000	0
8	.	8	200	4600	600
8	.	9	360	11153	753
8	.	10	300	8071	71
9	.	1	360	10711	311
9	.	2	320	8860	60
9	.	3	340	9838	238
9	.	4	200	4160	160
9	.	5	360	10745	345
9	.	6	220	5075	275
9	.	7	160	2500	100
9	.	8	200	4586	586
9	.	9	260	6554	154
9	.	10			
10	.	1	220	4900	100

10	.	2	240	5750	150
10	.	3	260	6400	0
10	.	4	220	4850	50
10	.	5	340	10026	426
10	.	6	240	6320	720
10	.	7	260	6500	100
10	.	8	260	6950	550
10	.	9	260	6585	185
10	.	10	260	6600	200
11	.	1	180	3906	706
11	.	2	140	1928	328
11	.	3	180	3212	12
11	.	4	180	3964	764
11	.	5	160	2928	528
11	.	6	200	902	102
11	.	7	180	3548	348
11	.	8	140	1738	138
11	.	9	180	3254	54
11	.	10	180	3798	598
12	.	1	260	6414	14
12	.	2	200	4000	0
12	.	3	200	4210	210
12	.	4	180	3300	100
12	.	5	240	5681	81
12	.	6	180	3360	160
12	.	7	240	5978	378
12	.	8	240	5702	102
12	.	9	140	2150	550
12	.	10	240	5609	9
13	.	1	220	4905	105
13	.	2	300	1645	45
13	.	3	260	6400	0

13	.	4	220	5435	635
13	.	5	220	4871	71
13	.	6	200	4350	350
13	.	7	240	5600	0
13	.	8	240	5877	277
13	.	9	220	5532	732
13	.	10	220	5031	231
14	.	1	220	4940	140
14	.	2	240	5721	121
14	.	3	240	5616	16
14	.	4	200	4515	515
14	.	5	220	5041	241
14	.	6	180	3408	208
14	.	7	140	2131	531
14	.	8	220	4829	29
14	.	9	220	4832	32
14	.	10	240	5693	93
15	.	1	240	6391	791
15	.	2	220	5382	582
15	.	3	200	4367	367
15	.	4	220	5181	381
15	.	5	180	3550	350
15	.	6	200	4200	200
15	.	7	200	932	132
15	.	8	200	4405	405
15	.	9	200	4195	195
15	.	10	240	5600	0
16	.	1	180	3250	50
16	.	2	180	3700	500
16	.	3	200	1108	308
16	.	4	160	3000	600
16	.	5	200	945	145

16	.	6	220	5406	606
16	.	7	200	4400	400
16	.	8	200	4042	42
16	.	9	200	4180	180
16	.	10	160	2700	300
16	.	11	340	9881	281
17	.	1	260	7180	780
17	.	2	280	7380	180
17	.	3	240	5600	0
17	.	4	260	6650	250
17	.	5	240	6100	500
17	.	6	240	5600	0
17	.	7	280	7780	580
17	.	8	280	7750	550
17	.	9	280	7780	580
17	.	10	180	3350	150
18	.	1	200	4250	250
18	.	2	300	8033	33
18	.	3	300	8300	300
18	.	4	220	5100	300
18	.	5	260	7000	600
18	.	6	240	6350	750
18	.	7	240	6150	550
18	.	8	260	6400	0
18	.	9	340	9646	46
18	.	10	320	9500	700
19	.	1	200	4400	400
19	.	2	240	5900	300
19	.	3	300	8557	557
19	.	4	260	6400	0
19	.	5	180	3600	400
19	.	6	220	5150	350

19	.	7	240	5800	200
19	.	8	260	6620	220
19	.	9	200	4350	350
19	.	10	180	3650	450
20	.	1	300	8011	11
20	.	2	240	6100	500
20	.	3	260	6850	450
20	.	4	320	9240	440
20	.	5	320	9250	450
20	.	6	300	8780	780
20	.	7	300	8100	100
20	.	8	380	11250	50
20	.	9	320	9143	343
20	.	10	300	8400	400

8. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung der einwirkenden Kräfte im Probekörper und Definition der Abkürzungen.....	24
Abbildung 2: Das Produktionsmodell zur Herstellung der Proben (links); das Prüfmodell zur Durchführung der Bruchversuche (rechts).	26
Abbildung 3: Herstellungsschritte der Prototypen. Nach kranial umgebogener Draht (unten), Wannenförmigkeit des Drahts (mitte), fertige lange unverseilte Verstärkung (oben)	29
Abbildung 4: Positionierungshilfe zur Einbringung und Fixierung der langen Verstärkungen auf dem Produktionsmodell	29
Abbildung 5: Biegehilfe zur Herstellung einer gleichmäßigen Bogenform mit entsprechend gebogenem Draht (links); Biegehilfe zur Herstellung der Wannenförmigkeit im ersten Biegeschritt (mitte); Biegehilfe zur Herstellung der Wannenförmigkeit im zweiten Biegeschritt (rechts)	30
Abbildung 6: Silikonschlüssel zur Qualitätsüberprüfung und Anzeichnung der Biegepunkte für die weitere Verarbeitung.	31
Abbildung 7: Herstellungssituation der Gruppen mit einer kurzen Verstärkung	32
Abbildung 8: Angepasster Versuchsaufbau in der Situation eines durchgeführten Vorversuchs ohne Zinnfolie.....	36
Abbildung 9: Boxplot-Diagramm auf Basis der Kraft-Zykluszahl der Gruppen 1 bis 20. Darstellung mit Mittelwert (x), Median (-), oberes sowie unteres Quartil und Antennen.	40
Abbildung 10: Überlebenswahrscheinlichkeit der Gruppen mit Thermocycling gegen die Kraft-Zykluszahl.	44
Abbildung 11: Überlebenswahrscheinlichkeit der Gruppen ohne Thermocycling gegen die Kraft-Zykluszahl.....	45
Abbildung 12: Auswertung der Effekte der Hauptvariablen. Die relevanten Effekte sind farblich hervorgehoben.	47
Abbildung 13: Auswertung der Effekte der Wechselwirkungen. Die relevanten Effekte sind farblich hervorgehoben.....	47

Abbildung 14: Auf der linken Seite, die Wechselwirkung des Thermocyclings zur Länge der Verstärkung ; auf der rechten Seite die Wechselwirkung des Thermocyclings zur Art der Verstärkung.....	49
Abbildung 15: Auf der linken Seite, die Wechselwirkung des Thermocyclings zur Verstärkung; auf der rechten Seite, die Wechselwirkung des Werkstoffs zum Thermocycling.....	50
Abbildung 16: Auf der linken Seite, Wechselwirkung des Werkstoffs zur Länge der Verstärkung; auf der rechten Seite Wechselwirkung des Werkstoffs zur Art der Verstärkung.....	50
Abbildung 17: Auf der linken Seite; die Wechselwirkung des Werkstoffs zur Verstärkung; auf der rechten Seite die Wechselwirkung der Länge der Verstärkung zur Art der Verstärkung.....	50
Abbildung 18: Durchführung und Ergebnisse der Multiplen Regression aus Microsoft® Excel (Microsoft® Corp., Redmond, USA).....	52
Abbildung 19: Durchführung und Ergebnisse der Multiplen Regression aus Microsoft® Excel (Microsoft® Corp., Redmond, USA) mit der Selektion nach dem Werkstoff aus Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland).....	53
Abbildung 20: Durchführung und Ergebnisse der Multiplen Regression aus Microsoft® Excel (Microsoft® Corp., Redmond, USA) mit der Selektion nach dem Werkstoff aus Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland).....	54
Abbildung 21: Typische Bruchfläche einer Probe aus Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) (links); typische Bruchfläche einer Probe aus Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) (rechts).	55
Abbildung 22: Typische Bruchfläche einer verstärkten Probe aus Dentalon® Plus (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) (links); typische Bruchfläche einer verstärkten Probe aus Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) (rechts).....	55
Abbildung 23: Schwingbruch einer Probe aus Luxatemp Star (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland)	56

9. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Werkstoffkennwerte der verwendeten Materialien. In den Klammern stehen experimentell ermittelte Werkstoffkennwerte (Duymus et al., 2014; Katayama et al., 2022; Vallittu, 1999).	22
Tabelle 2: Werkstoffkennwerte von Chromium (Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland).	23
Tababelle 3: Übersicht der Versuchsgruppennummerierung. In den Zeilen die Verstärkungsformen, in den Spalten die verwendeten Werkstoffe.....	27
Tabelle 4: Versuchsplan zur Darstellung der Variablen in den Versuchsgruppen.....	35
Tabelle 5: Ergebnisse der Prüfung mit dem Mittelwert der Kraft-Zykluszahl und die Standardabweichung nach Werkstoff und Thermocycling sortiert.....	41
Tabelle 6: Ergebnisse der Prüfung mit dem Mittelwert der maximalen Bruchlast und die Standardabweichung nach verstärkt, Werkstoff und Thermocycling sortiert.....	42

10. Literaturverzeichnis

Alavi S, Mamavi T. Evaluation of load-deflection properties of fiber-reinforced composites and its comparison with stainless steel wires. Dent Res J 2014; 11: 234 - 239

Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of flexural strength of different CAD/CAM PMMA-based polymers. J Prosthodont 2019; 28: 491 - 495

Alt V, 2013: Einfluss einer maschinellen Fertigung sowie des verwendeten Polymers auf die Bruchfestigkeit dreigliedriger Brücken im semiklinischen Aufbau. http://geb.uni-giessen.de/geb/volltexte/2013/10511/pdf/AltVanessa_2013_11_15.pdf (Zugriffsdatum: 29.01.2023)

Balkenhol M, Behr M, Handel G, 2009: Temporäre Versorgung für festsitzenden Zahnersatz. <https://www.dgzmk.de/temporaere-versorgung-fuer-festsitzenden-zahnersatz> (Zugriffsdatum 11.12.2022)

Brozek R, Koczorowski R, Dorocka-Bobkowska B. Laboratory and clinical evaluation of polymer materials reinforced by fibers used in dentistry. Eur Rev Med Pharmacol Sci 2019; 23: 1855 - 1863

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Lena A, Scribante A, Vallittu PK, Lassila LV. Force levels of fiber-reinforced composites and orthodontic stainless steel wires: a 3-point bending test. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 133: 410 - 413

Calderon PD, Kogawa EM, Lauris JR, Conti PC. THE INFLUENCE OF GENDER AND BRUXISM ON THE HUMAN MAXIMUM BITE FORCE. J Appl Oral Sci 2006; 14: 448 - 453

Carroll C, von Fraunhofer JA. Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. T J Prosthet Dent 1984; 52: 639 - 641

DIN Deutsches Institut für Normung e.V.. Zahnheilkunde - Polymerbasierte Kronen- und Verblendwerkstoffe (ISO 10477:2018). Berlin: Beuth Verlag GmbH, 2018

Duymus ZY, Karaalioglu FO, Suleyman F. Flexural Strength of Provisional Crown and Fixed Partial Denture Resins both with and without reinforced Fiver. J Mater Sci Nanotechno 2014; 2: 102

Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. Dent Mater 2004; 20: 947 - 955

Edelhoff D, Schraml D, Eichberger M, Stawarczyk B. Comparison of fracture loads of CAD/CAM and conventionally fabricated temporary fixed dental prostheses after different aging regiments. Int J Comput Den 2016; 19: 101-112

Eisenburger M, Riechers J, Borchers L, Stiesch M. Belastbarkeit direkt gergestellter provisorischer Brücken mit Glasfaserverstärkung. Deutsche Zahnärztliche Zeitung 2009; 64: 370 - 376

Farah JW, Powers JM. Provisional restorations. Dent Advisor 1992; 9: 1 - 8

Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia CP, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. J Oral Rehabil 2004; 31: 18 - 22

Foussekis K, Kern M, Ludwig K. Vergleichende Untersuchung zur Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit von direkten Brückenprovisorien. Deutsche Zahnärztliche Zeitung 2001; 56: 612 - 615

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

Geerts GA, Overtruf J-H, Oberholzer TG. The effect of different reinforcements on the fracture toughness of materials for interim restorations. J Prosthet Dent 2008; 99: 461-467

Giger, B. DESIGN OF EXPERIMENTS, TQU AG. Winterthur, TQU AG 2016.

Gupt P, Nagpal A, Samra K, Verma R, Kaur J, Abrol S. A comparative study to check fracture strength of provisional fixed patial dentures made of autopolymerizing polymethylmethacrylate resin reinforced with diffrent materials: An in vitro study. J Indian Prosthodont Soc 2017; 17: 301-309

Gütte M, 2010: Kaukraft- und Kaudruckmessung am Patienten Beurteilung der praktischen Anwendbarkeit einer modifizierten Prescale® Folie. https://refubium.fu-berlin.de/bitstream/handle/fub188/2989/Dissertation_Kaukraft-und_Kaudruckmessung_am_Patienten_Guette_Marcus.pdf?sequence=1&isAllowed=y (Zugriffsdatum 11.12.2022)

Hannal WB. Tipps und Tricks bei der Provisorien-Herstellung. ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt 2017; 126: 115 - 116

Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. J Prosthet Dent 2002; 87: 225 - 228

Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. Biomater Investig Dent 1977; 35: 297- 303

Issler L, Ruoß H, Häfele P. Druckversuch. in Issler L, Ruoß H, Häfele P, Hrsg. Festigkeitslehre - Grundlagen. Esslingen - Bonn: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1995: 148 - 150

Kaiser K. In-vitro-Untersuchung von Kunststoffmaterialien zur Herstellung festsitzender, brückenprothetischer Langzeitprovisorien im Seitenzahnbereich. Dissertationsschrift aus der medizinischen Fakultät der Universität Köln (2014).

Katayama Y, Ohashi K, Iwasaki T, Kameyama Y, Wada Y, Miyake K, Nihei T. A Study on the characteristics of resin composites for provisional restorations. Dent Mater J 2022; 41: 256 - 265

Kawano F, Miyamoto M, Tada N, Matsumoto N. Reinforcement of acrylic resin denture base with a Ni-Cr alloy plate. Int J Prosthodont 1990; 3: 484 - 488

Koc D, Dogan A, Bek B. Bite Force and Influential Factor on Bite Fore Measurements: A Literature Review. Eur J Dent 2010; 4: 223 - 232

Koeck B. Temporäre Versorgung. in: Koeck B, Hrsg. Kronen- und Brückenprothetik. München - Stuttgart - Jena - Lübeck - Ulm: Urban & Fischer, 1999: 121 - 129

Krüger O. Kunststoffe. in Bargel H-J, Schulze G, Hrsg. Werkstoffkunde. Berlin: Springer-Verlag GmbH Deutschland, 2018: 437 - 454

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

Lassila LV, Nohrström TJ, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiberreinforced composites. Biomaterials 2002; 23: 2221-2229

Lück, R. Deutschland Patentnr. EP 2 070 506 A1 2009

Martinez Choy SE, Lenz J, Schweizerhof K, Schmitter M, Schindler HJ. Realistic kinetic loading of the jaw system during single chewing cycles: a finite element study. Journal of Oral Rehabilitation 2017; 44: 375 - 384

Marx DP, 2022: <https://www.questionstar.de/blog/berechnung-der-stichprobengroese-technische-details-einfach-erklaert/> (Zugriffdatum 11.12.2022)

Menges G. Korrosion und Alterung. in Menges G, Hrsg. Werkstoffkunde der Kunststoffe. Berlin - New York: De Gruyter, 1971: 80-90

Ott RW. Zahnärztliche Prothetik. in Ott RW, Krug WE, Vollmer HP, Hrsg. Klinik- und Praxisführer Zahnmedizin. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2018: 462

Paleczek S, 2011: Bruchfestigkeit provisorischer Brücken gelagert auf Implantaten bzw. Implantaten und Zähnen. https://epub.uni-regensburg.de/19682/1/4._Doktorarbeit_Stefan_Paleczek.pdf (Zugriffdatum 29.01.2023)

Rosentritt M. Einführung. In Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg. Werkstoffkunde der Zahnmedizin. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, 2018a: 132 - 135

Rosentritt M. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. In Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg. Werkstoffkunde der Zahnmedizin. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, 2018b: 184 - 186

Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbec C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. J Dent 2008; 36: 1048-1053

Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* 2009; 25: 348 - 352

Scharnagl P, Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Handel G. Simulation of physiological tooth mobility in-vitro stress examination of dental restoration in the masticator. *J Dent Res* 1998; 77: 1260

Schroedter R, Beuer F, Erdelt KJ, Schweiger J, Gernet W. Belastbarkeit glasfaserverstärkter Kompositbrücken in Abhängigkeit von Brückenspanne und Verblendkomposit. *Dtsch Zahnarztl Z* 2006; 61: 3

Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Hämmerle CH, Fischer J. Einfluss der künstlichen Alterung auf die Bruchlast konventionell oder mittels CAD/CAM hergestellter Brücken- Provisorien. *Quintessenz Zahntech* 2009; 35: 320 - 328

Stawarczyk B, Trottmann A, Fischer J. Bruchlast konventionell oder mittels CAD/CAM hergestellter Brücken- Provisorien. *Quintessenz Zahntech* 2008; 34: 412 - 421

Stiesch-Scholz M, Schulz K, Borchers L. In vitro fracture resistance of four- unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *Dent Mater* 2006; 22: 374 - 381

Strub JR, Kern K, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Provisorische Versorgung. in Strub JR, Kern K, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S, Hrsg. *Curriculum Prothetik Band II*. Berlin: Quintessenz Verlag, 2011: 405 - 431

Struik LC, 1977: Physical aging in amorphous polymers and other materials. <https://citeseerx.ist.psu.edu/document?repid=rep1&type=pdf&doi=965f3a3d3f8a9960846bcd9e91d4ae55f6cca44a> (Zugriffsdatum 11.12.2022)

Stuart HA. Physikalische Ursachen der Alterung von Kunststoffen. in Stuart HA, Hrsg. *Angewandte Chemie*. Weinheim: Verlag Chemie, 1967: 877-912

Twal EQ, Chadwick RG. Fibre reinforcement of two temporary composite bridge materials-Effect upon flexural properties. *J Dent* 2012; 40: 1044 - 1051

Twardon G, Wagner T. Alterung und Beständigkeit von Kunststoffen. in Domininghaus H, Eyerer P, Hirth T, Hrsg. Kunststoffe Eigenschaften und Anwendungen. Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg 2007: 120-124

Vallittu PK. A Review of Methods used to Reinforce Polymethyl Methacrylate Resin. Journal of Prosthodontics 1995; 4: 183 - 187

Vallittu PK. Comparison of the In vitro Fatigue Resistance of an Acrylic Resin Removable Partial denture Reinforced with Continuous Glass Fibers or Metal Wire. Journal of Prosthodontics 1996; 5: 115-121

Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glassfibers. J Prosthet Dent 1999; 81: 318 - 326

Vallittu PK, Lassila VP. Effect of metal strengthener's surface roughness on fracture resistance of acrylic denture base material. J Oral Rehabil 1992; 19: 385 - 391

Vallittu PK, Vojtkova H, Lassila VP. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire. Acta Odontologica Scandinavica 1995; 53: 392 - 396

Vollert MP, 2011: Herstellungsmethoden provisorischer Kronen und Brücken. <https://core.ac.uk/download/pdf/56350161.pdf> (Zugriffsdatum 11.12.2022)

von Mohrenschildt S, 2009. Untersuchung zur Bruchfestigkeit von CAD/CAM-gefertigten Seitenzahnbrücken aus Hochleistungs-Polymer-Kunststoffen: Eine In-Vitro-Untersuchung. https://edoc.ub.uni-muenchen.de/10149/1/Mohrenschildt_Sebastian_von.pdf (Zugriffsdatum 11.12.2022)

Wegener A, Laborn B. Festsitzende Langzeitprovisorien Neuregelungen in der GOZ beachten. dens 2017; 2: 30-31

11. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften der mir die Möglichkeit gegeben hat, diese Arbeit unter seiner Leitung durchzuführen.

Herrn Dr. med. dent. Milan Stoilov, M.Sc. danke ich besonders für die hervorragende Betreuung und seine ständige Diskussions- und Hilfsbereitschaft. Auch für die mühevollle Arbeit des Korrekturlesens möchte ich mich herzlichst bedanken.

Bei meinen Eltern möchte ich mich für die vielseitige Unterstützung während meines Studiums und den fachlichen Austausch während des Anfertigens dieser Arbeit danken.

Ein Dank gilt Herrn Albrecht und der SD Mechatronik GmbH für die wissenschaftliche Zusammenarbeit. Diese war stets geprägt von einer angenehmen Atmosphäre und wertvollen Diskussionen.

Den Firmen Kulzer GmbH sowie DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH möchte ich im Besonderen für die Bereitstellung der Materialien danken, welches mir die Anfertigung dieser Arbeit erleichtert hat

Meiner Ehefrau Sina danke ich von ganzem Herzen für ihr uneingeschränkte Unterstützung, ihre Liebe und Motivation.