

Aus der Universitätsklinik für
Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie Tübingen
Sektion: Medizinische Werkstoffkunde und Technologie

**Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchung
marktgängiger und neu entwickelter Materialien zur
Herstellung temporärer Kronen und Brücken**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Johanning, Konstantin

2018

Dekan: Professor Dr. med. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. A. ElAyouti

Tag der Disputation: 15.01.2018

Meinen Eltern und meiner Großmutter Elfriede

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	VI
Formelverzeichnis.....	VII
1 Einleitung.....	1
2 Literaturübersicht.....	2
2.1 Die temporäre Versorgung.....	2
2.2 Langzeitprovisorien.....	4
2.3 Anforderungen an die temporäre Versorgung.....	5
2.4 Temporäre Kronen- und Brücken-Werkstoffe	7
2.4.1 Anforderungen an temporäre Kronen- und Brücken-Werkstoffe	10
2.4.2 Patientenbezogene Anforderungen.....	10
2.4.3 Verarbeitungsbezogene Anforderungen.....	12
2.5 Anfertigung der temporären Versorgung.....	13
2.5.1 Konventionelle Verfahren	13
2.5.2 CAD/CAM-Verfahren.....	16
2.6 Werkstoffkundliche Untersuchungen temporärer Kronen- und Brücken- Werkstoffe.....	21
2.6.1 Die Bruchzähigkeit	21
2.6.2 Die Biegefestigkeit.....	27
2.6.3 Die Weibullanalyse.....	28
2.7 Untersuchungsziel	31
3 Material und Methode	32
3.1 Untersuchte Materialien	32
3.1.1 Snap (Roeko).....	32

3.1.2 Dentalon Plus (Heraeus Kulzer)	32
3.1.3 Luxatemp Automix (DMG)	33
3.1.4 Protemp 3 Garant (3M ESPE)	33
3.1.5 VITA CAD-Temp (VITA Zahnfabrik)	33
3.1.6 VITA Mark II (VITA Zahnfabrik)	33
3.1.7 RIC	34
3.2 Methode der Versuche	34
3.2.1 Bestimmung der Biegefestigkeit	34
3.2.2 Bestimmung der Bruchzähigkeit	39
3.2.3 Bestimmung der Weibullparameter	45
3.2.4 Statistische Auswertung	45
4 Ergebnisse	48
4.1 Bestimmung der Biegefestigkeit	48
4.1.1 Messergebnisse	48
4.1.2 Lichtmikroskopische Analyse der Bruchflächen	50
4.2 Bestimmung der Bruchzähigkeit	52
4.2.1 Messergebnisse	52
4.3 Die Weibullanalyse	55
4.3.1 Snap	55
4.3.2 Dentalon Plus	57
4.3.3 Luxatemp Automix	58
4.3.4 Protemp 3 Garant	59
4.3.5 VITA CAD-Temp	61
4.3.6 Tabellarische Zusammenfassung der Weibullanalyse	62
5 Diskussion	64
5.1 Biegefestigkeit	64

5.1.1 Prüfmethodik	64
5.1.2 Vergleich der ermittelten Werte mit Werten aus der Literatur	69
5.2 Bruchzähigkeit	74
5.2.1 Prüfmethodik	74
5.2.2 Vergleich der ermittelten Werte mit Werten aus der Literatur	76
5.3 Weibullanalyse	80
5.4 Interpretation der ermittelten Werte	81
6 Zusammenfassung	85
7 Literaturverzeichnis	87
8 Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift	103
9 Danksagung	104

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung des Drei-Punkt-Biegeversuchs zur Bestimmung der Bruchzähigkeit	25
Abbildung 2: Rissgeometrien unterschiedlicher Härteeindruckmethoden nach Cook & Pharr (Cook & Pharr 1990)	26
Abbildung 3: Schematische Darstellung der Druck- und Zugspannungsverhältnisse beim Biegeversuch	27
Abbildung 4: Positivform der Probekörper aus Aluminium.....	35
Abbildung 5: Negativform der Probekörper aus Silikon mit Defekten nach Benutzung	35
Abbildung 6: Probekörperrohlinge nach Entnahme	36
Abbildung 7: Probekörper nach Bearbeitung mit SiC Schleifpapier (P800)	37
Abbildung 8: Universalprüfmaschine Zwick Z010	38
Abbildung 9: Probekörperrohling in Drei-Punkt-Biegevorrichtung	39
Abbildung 10: Schematische Darstellung der Rasierklingenmaschine.....	41
Abbildung 11: Detail der Rasierklingenmaschine – Rasierklingenhalterung und eingespannter Probekörperrohling.....	43
Abbildung 12: Schematische Darstellung der Vermessung eines Probekörpers (VITA MK II) nach Bruchzähigkeitstestung.....	44
Abbildung 13: Biegefestigkeitswerte der temporären K&B-Materialien Snap, Dentalon Plus, Luxatemp Automix, Protemp 3 Garant und Vita CAD-Temp.....	48
Abbildung 14: Bruchfläche von Dentalon nach Biegefestigkeitsprüfung.....	50
Abbildung 15: Bruchfläche von Snap nach Biegefestigkeitsprüfung.....	50
Abbildung 16: Bruchfläche von Luxatemp Automix nach Biegefestigkeitsprüfung	51
Abbildung 17: Bruchfläche von Pro-temp 3 Garant nach Biegefestigkeitsprüfung	51
Abbildung 18: Bruchfläche von VITA CAD-Temp nach Biegefestigkeitsprüfung	51

Abbildung 20: Bruchzähigkeitswerte der temporären K&B-Materialien Snap, Dentalon Plus, Luxatemp Automix, Protemp 3 Garant, Vita CAD-Temp Charge #1 & #2, Vita MK II und RIC.....	52
Abbildung 21: Weibulldiagramm des temporären K&B-Materials Snap.....	55
Abbildung 22: Weibulldiagramm des temporären K&B-Materials Dentalon Plus	57
Abbildung 23: Weibulldiagramm des temporären K&B-Materials Luxatemp Automix.....	58
Abbildung 24: Weibulldiagramm des temporären K&B-Materials Protemp 3 Garant.....	59
Abbildung 25: Weibulldiagramm des temporären K&B-Materials VITA CAD-Temp.....	61

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Ergebnisse der Post-Hoc Analyse der Ein-Weg-ANOVA nach Tukey	49
Tabelle 2: Ergebnisse der Post-Hoc Analyse der Ein-Weg-ANOVA nach Tukey	54
Tabelle 3: Weibullmodul, mittlere Biegefestigkeit und charakteristische Weibullfestigkeit der Materialien Snap, Dentalon Plus, Luxatemp Automix, Protemp 3 Garant und Vita CAD-Temp	62
Tabelle 4: Verwendete Probekörperabmessungen unterschiedlicher Studien bei der Bestimmung der Biegefestigkeit	65
Tabelle 5: Mittlere Biegefestigkeiten der untersuchten temporären K&B- Materialien – eigene Werte und Werte aus der Literatur	73
Tabelle 7: Mittlere Bruchzähigkeiten der untersuchten Materialien – eigene Werte und Werte aus der Literatur	79

Formelverzeichnis

Formel 1: Bruchzähigkeit K_{Ic}	22
Formel 2: Biegefestigkeit σ	28
Formel 3: Die zweiparametrische Weibull-Verteilungsfunktion	30
Formel 4: Formel für die Versagenswahrscheinlichkeit	31

1 Einleitung

„Die temporäre Versorgung von präparierten Zähnen stellt einen wichtigen Arbeitsschritt im Rahmen prothetischer sowie interdisziplinärer Behandlungskonzepte dar und nimmt maßgeblichen Einfluss auf das Ergebnis der definitiven Versorgung“ (Balkenhol et al. 2009b).

Aufgrund dieser Tatsache werden hohe Anforderungen an die temporäre Versorgung und die Materialien zu deren Anfertigung gestellt. Die Dentalindustrie ist daher stets bemüht, vorhandene Werkstoffe zu verbessern und neuartige Materialien zu entwickeln, um Zahnarzt und Patient zufrieden stellen und einen Teil des großen Dentalmarktes bedienen zu können. Ein wichtiger Aspekt bei der Entwicklung und Beurteilung neuer Werkstoffe ist deren mechanische Belastbarkeit und damit deren Eignung für den Einsatz in der Mundhöhle. Um diese mechanische Festigkeit beurteilen zu können, müssen entsprechende Werkstoffkenngrößen ermittelt und miteinander verglichen werden.

In dieser Studie werden unterschiedliche temporäre Kronen- und Brückenmaterialien auf deren Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit, Weibullmodul und charakteristische Weibullfestigkeit untersucht, um Aussagen über die Einsatzfähigkeit in der Mundhöhle und eventuelle werkstoff- oder verarbeitungsbedingte Unterschiede machen zu können. Nach einer Einführung und Literaturübersicht (Kapitel 2), in der die Grundlagen der Thematik dargelegt und erläutert werden, folgt der Teil Material und Methoden (Kapitel 3). In diesem Kapitel werden die untersuchten Materialien aufgelistet und beschrieben und eine detaillierte Beschreibung der durchgeführten Versuche gegeben. Im Anschluss daran werden die Versuchsergebnisse ermittelt, präsentiert und statistisch ausgewertet (Kapitel 4), um sie im folgenden Kapitel zu diskutieren und einzuordnen (Kapitel 5). Abschließend beschreibt eine kurze Zusammenfassung diese Studie mit dem Fokus auf deren Ergebnisse (Kapitel 6).

2 Literaturübersicht

2.1 Die temporäre Versorgung

Die prothetische Rehabilitation eines Patienten lässt sich aufgrund der Kollaboration von Zahnarzt und zahntechnischem Labor nur über mehrere Behandlungssitzungen realisieren. Aus diesem Grund muss im Zuge dieser Behandlung zwangsläufig eine Zwischenversorgung angefertigt werden, die die Aufgaben der definitiven Versorgung über den Zeitraum bis zu deren Eingliederung übernimmt. Diese Aufgaben sind außerordentlich vielfältig und von großer Bedeutung. Eine nicht ausreichende temporäre Versorgung gefährdet den Behandlungserfolg in erheblichem Maße (Balkenhol et al. 2009b, Burke et al. 2005, Wirz et al. 1992a).

So muss die durch die Präparation eines vitalen Zahnes gesetzte Dentinwunde durch eine temporäre Versorgung versorgt werden, um die Pulpa vor thermischen, osmotischen, bakteriellen und mechanischen Noxen zu schützen (Balkenhol et al. 2009b, Weber 1993, Wirz et al. 1992a). Die temporäre Versorgung übernimmt also zusammen mit dem temporären Befestigungszement die Aufgabe eines Wundverbandes (Anusavice 2003, Rzanny et al. 1996). Da durch das Beschleifen der Zähne unweigerlich Zahnhartsubstanz verloren geht, muss die temporäre Versorgung diese nicht nur ersetzen, sondern zusätzlich die noch vorhandene erhalten und schützen (Wassel et al. 2002). Die temporäre Versorgung schützt jedoch nicht nur den beschliffenen Zahnstumpf, sondern auch das angrenzende Parodontium, und ermöglicht weiterhin, bei entsprechender anatomischer Gestaltung, eine gesteuerte Geweberegeneration nach Extraktion oder Implantation (Bral 1989, Luthardt et al. 2000). Durch den Ersatz der verlorengegangenen Zahnhartsubstanz soll außerdem gewährleistet sein, dass die ursprüngliche Kieferrelation beibehalten wird (Lang et al. 2002). Demnach ist es auch möglich, die Kieferrelation durch den Einsatz einer temporären Versorgung therapeutisch zu verändern und zu korrigieren (Wirz et al. 1992a). Das Beibehalten der Kieferrelation setzt auch voraus, dass die Position der be-

schliffenen Zahnstümpfe durch die temporäre Versorgung fixiert ist, so dass es nicht zur Elongation, Rotation oder Kippung der Stümpfe bzw. der Nachbarzähne und Antagonisten kommen kann (Welker et al. 1999). Eine weitere wichtige Aufgabe der temporären Versorgung ist der Erhalt der Kaufunktion und der phonetischen Funktion des stomatognathen Systems (Weber 1993). Waren diese bereits vor Beginn der prothetischen Rehabilitation gestört, so bietet die temporäre Versorgung eine Möglichkeit, diese Funktionen zu einem frühen Behandlungszeitpunkt wiederherzustellen (Vahidi 1987). Das schon seit langem wachsende ästhetische Bewusstsein des Patienten fordert außerdem ein möglichst ansprechendes Aussehen der temporären Versorgung, also die Wiederherstellung einer natürlichen Ästhetik (Rieder 1989, Wörle 2005). So würde heutzutage der Schutz beschliffener Zähne durch Zinnkäppchen vom Patienten vor allem im Frontzahnbereich nicht mehr akzeptiert werden.

Da die temporäre Versorgung somit zeitweise die Aufgaben der definitiven Versorgung übernimmt, lässt sie sich, wie bereits im Hinblick auf Korrekturen der Kieferrelation erwähnt wurde, in entsprechenden Situationen als diagnostisches und therapeutisches Mittel einsetzen. Temporäre Versorgungen eignen sich demnach, im Sinne eines exspektativen Diagnostikums, die Erhaltungswürdigkeit tief zerstörter oder parodontal geschädigter Zähne abzuschätzen (Wassel et al. 2002, Weber 1993). Unter dem Aspekt der exspektativen Diagnostik fallen weiterhin geplante Änderungen der Ästhetik, Phonetik oder der Okklusion (Donovan & Cho 1999, Gegauff & Holloway 2006). In solchen Fällen dient die temporäre Versorgung der Planung der angedachten Neugestaltung im Dialog mit dem Patienten (Balkenhol et al. 2009b). Da solche umfangreicheren therapeutischen und diagnostischen Behandlungen in der Regel über einen längeren Zeitraum stattfinden, spricht man in diesen Fällen von sogenannten Langzeitprovisorien, an die zusätzliche Anforderungen gestellt werden müssen (Handel 2002).

2.2 Langzeitprovisorien

Der Übergang zwischen einer konventionellen temporären Versorgung und einem Langzeitprovisorium ist in der Regel fließend. Im allgemeinen spricht man von einem Langzeitprovisorium, wenn die temporäre Versorgung Aufgaben übernehmen soll, die eine längere Verweildauer im Mund als nur die Überbrückung der Zeitspanne zwischen Präparation und Eingliederung der definitiven Versorgung verlangen (Pietrobon et al. 1996). Im Rahmen komplexer Behandlungen kann diese Zeitspanne mitunter Monate betragen (Burke et al. 2005, Burns et al. 2003, Edelhoff et al. 2012).

Eine klassische Indikation für ein Langzeitprovisorium stellen umfangreiche Änderungen der Kieferrelation und der Okklusion dar (Galindo et al. 1998, Güth et al. 2012, Handel 2002). So kann beispielsweise ein sekundärer Tiefbiss direkt über ein Langzeitprovisorium unter Umgehung einer vorgeschalteten Aufbiss-schientherapie angehoben und korrigiert werden. Der Einsatz eines Langzeitprovisoriums ermöglicht es dem Patienten, sich so durch mitunter monatelanges Tragen langsam an die neuen Gegebenheiten zu gewöhnen und minimiert gleichzeitig das Risiko für den behandelnden Zahnarzt und den Patienten, da eventuelle Korrekturen ohne großen zeitlichen und finanziellen Aufwand und nahe der endgültigen Kieferrelation vorgenommen werden können (Edelhoff et al. 2012, Güth et al. 2012). Aus diesen Gründen werden Langzeitprovisorien auch bei umfangreichen Änderungen der Ästhetik und der Phonetik vor allem im Frontzahnbereich eingesetzt. Der Patient kann sich so bereits vor Anfertigung der definitiven Versorgung ein Bild über seine zukünftige Erscheinung und über die Funktion des Zahnersatzes machen (Edelhoff et al. 2012, Güth et al. 2012). Korrekturwünsche des Patienten können mit wenig Aufwand realisiert werden. Langzeitprovisorien sind weiterhin indiziert, um Ausheilzeiten nach chirurgischen Eingriffen zu überbrücken (Handel 2002). Dabei kann es sich beispielsweise um präprothetische Chirurgie, wie Vestibulumplastiken, um parodontalchirurgische Eingriffe, aber auch um umfangreichere Extraktionen und Implantationen handeln. Solange sich Alveolarknochen und Schleimhaut in der Ausheilzeit ummodellieren oder Implantate noch nicht eingeheilt und belastbar sind, ist es nicht möglich, die definitive Versorgung anzufertigen. Langzeitprovi-

sorien werden außerdem im Sinne eines exspektativen Diagnostikums eingesetzt, wenn Pfeilerzähne beispielsweise aufgrund endodontischer oder parodontaler Probleme eine unklare Langzeitprognose aufweisen und vor Einbeziehung in die definitive Versorgung beobachtet werden sollen (Burke & Sands 2009, Weber 1993). Eine deutlich seltener auftretende aber nicht zu unterschätzende Indikation ist die palliative Versorgung von Tumorpatienten, bei denen eine definitive prothetische Rehabilitation nicht zu realisieren ist.

2.3 Anforderungen an die temporäre Versorgung

Um den in Kapitel 2.1 und 2.2 genannten Indikationen entsprechen und die gesteckten Behandlungsziele erreichen zu können, müssen hohe Ansprüche an die temporäre Versorgung gestellt werden. Diese gleichen grundsätzlich den Anforderungen an die definitive prothetische Versorgung, wobei sich lediglich die Verweildauer im Munde des Patienten und die zur Anfertigung verwendeten Materialien unterscheiden (3M ESPE 2007a, Rzanny et al. 1996).

Eine dieser Anforderungen ist die regelrechte Eingliederung der temporären Versorgung in das vorhandene Restgebiss. Dies setzt eine störungsfreie dynamische und statische Okklusion, sowie das Vorhandensein adäquater Approximalkontakte voraus. Interferenzen in der Okklusion wirken sich mitunter schädlich auf das Parodontium und gegebenenfalls auf die Kaumuskulatur und Kiefergelenke aus und können je nach Tragedauer der temporären Versorgung eine unerwünschte Änderung der Bisshöhe nach sich ziehen. Weiterhin können Beschädigungen bis hin zum mechanischen Versagen der temporären Versorgung durch eine fehlerhafte Okklusion begünstigt und herbeigeführt werden (Burke et al. 2005). Fehlt im Gegenzug eine korrekte Abstützung durch Okklusion und Approximalkontakte, kann es zu Bewegungen der Pfeiler oder der angrenzenden Zähne kommen (3M ESPE 2007a, Balkenhol et al. 2009b).

Weiterhin muss die Versorgung derart dimensioniert sein, dass sie den im stomatognathen System wirkenden Kräften, beispielsweise der mittleren maximalen Kaukraft, für die Körber und Ludwig eine Größenordnung von etwa 300 Newton angeben, für die Dauer der Behandlung standhält und eine Abnahme

und Wiederbefestigung durch den behandelnden Zahnarzt ohne Schäden übersteht (Burns et al. 2003, Körber & Ludwig 1983, Rosentritt et al. 2004). Gleichzeitig muss sie so grazil gestaltet sein, dass sie der häuslichen Mundhygiene, besonders im Bereich der Interdentalräume und des marginalen Parodontiums, zugänglich bleibt. Eine überdimensionierte Versorgung reizt die angrenzende Gingiva, begünstigt die Anlagerung von Mikroorganismen und erschwert zusätzlich eine adäquate Reinigung. Lässt sich die temporäre Versorgung nicht optimal reinigen, führt dies zu entzündlichen Reaktionen des umliegenden Weichgewebes, die den Behandlungserfolg ernsthaft in Frage stellen (Liebenberg 1995).

Aus diesem Grund ist es zusätzlich von großer Bedeutung, dass die Oberfläche der temporären Versorgung optimal poliert ist, um dadurch Mikroorganismen weniger Anlagerungsfläche zu bieten (Balkenhol et al. 2009b, Wassel et al. 2002). Eine herabgesetzte Oberflächenporosität wirkt außerdem Verfärbungen, die besonders in ästhetisch sensiblen Bereichen nicht erwünscht sind, entgegen (Sham et al. 2004).

Um die durch die Präparation des Stumpfes gesetzte Dentinwunde schützen zu können, ist darüber hinaus ein möglichst optimaler Randschluss zwischen Versorgung und Zahnstumpf erforderlich. Eine Überdimensionierung führt wie bereits beschrieben zur Irritation und Entzündung des marginalen Parodontiums, was eine spätere Abdrucknahme erschwert und in bestimmten Fällen sogar eine Rezession der Gingiva und damit freiliegende Ränder der definitiven Restauration zur Folge haben kann. Ist die temporäre Versorgung hingegen unterdimensioniert, wird die Pulpa diversen Noxen, die diese irreversibel schädigen können, schutzlos ausgesetzt (Koumjian & Holmes 1990). Diese unmittelbare Beziehung zur Zahnpulpa und den angrenzenden oralen Geweben setzt eine hohe Biokompatibilität zwingend voraus. Die temporäre Versorgung darf keine reizende, toxische oder allergisierende Wirkung auf die besagten Strukturen ausüben (3M ESPE 2007a).

Des Weiteren sind eine ansprechende Ästhetik der temporären Versorgung und gute phonetische Eigenschaften für den Behandlungserfolg nicht zu unterschät-

zen (Wassel et al. 2002). Eine natürliche Farbgebung und Gestaltung und möglichst keine Einschränkung bei der Aussprache verringern die psychische und physische Belastung des Patienten und stärken so das Vertrauen zwischen ihm und dem behandelnden Arzt (3M ESPE 2007a, Parker 1989, Rieder 1989, Sham et al. 2004).

2.4 Temporäre Kronen- und Brücken-Werkstoffe

Materialien zur Herstellung provisorischer Versorgungen werden als temporäre Kronen- und Brücken-Werkstoffe, nachstehend temporäre K&B-Werkstoffe genannt, bezeichnet.

Die Dentalindustrie bietet dem Zahnarzt eine immer größer werdende Anzahl unterschiedlicher Produkte an, von denen jedoch nach wie vor keines sämtliche klinische Anforderungen optimal erfüllt. Aus diesem Grund werden die auf dem Markt befindlichen Materialien ständig weiterentwickelt und verbessert. Eine zusätzliche Motivation dürfte das große wirtschaftliche Potential temporärer Versorgungen sein. Laut Statistiken der Kassenzahnärztlichen Bundesvereinigung werden seit 2005 etwa zehn Millionen prothetische Fälle pro Jahr abgerechnet (Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung 2013). Weiterhin wurden 2012 deutschlandweit etwa elf Millionen Befundpositionen hinsichtlich einer Kronen- bzw. Brückenversorgung abgerechnet, bei denen davon auszugehen ist, dass die überwiegende Mehrzahl dieser Fälle eine provisorische Versorgung einschließt (Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung 2013).

Bei modernen temporären K&B-Werkstoffen handelt es sich fast ausschließlich um Kunststoffe, die sich aufgrund ihrer chemischen Struktur im Wesentlichen in zwei unterschiedliche Gruppen einteilen lassen. Die eine Gruppe beinhaltet Kunststoffe auf Mono-Methacrylat-Basis, also Methyl-Methacrylat oder höhermolekulare Mono-Methacrylate, wie z.B. Ethyl-Methacrylat, während die zweite Gruppe Verbundwerkstoffe, sogenannte Komposite, auf Di-funktioneller oder multifunktioneller Acrylat-Basis, denen anorganische Füllstoffe beigemischt sind, umfasst. Die drei wichtigsten Monomere der zweiten Gruppe sind die Basismonomere Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) und Urethan-

Dimethacrylat (UDMA) sowie das Comonomer Triethylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA) (Balkenhol et al. 2009b, Balkenhol et al. 2008, Hernandez et al. 2004, Lang et al. 2002, Marghalani 2016, Meyer & Müller 2006).

Kunststoffe der ersten Gruppe werden in aller Regel als chemisch härtende Pulver-Flüssigkeit-Systeme zur manuellen Anmischung angeboten, wohingegen die Komposite der zweiten Gruppe als chemisch-, dual- oder lichthärtende Paste-Paste-Systeme mit automatischer Anmischung durch spezielle Kartuschen erhältlich sind (Balkenhol et al. 2009b).

Das chronologisch älteste Material zur Anfertigung temporärer Versorgungen ist das Polymethylmethacrylat (PMMA), welches erstmals im Jahre 1928 von dem Chemiker Otto Röhm synthetisiert und etwa sechs Jahre später durch den Zahntechniker Gottfried Roth für die Herstellung von Total- und Teilprothesen nutzbar gemacht wurde (Franz 1982). Roth fand heraus, dass Polymethylmethacrylat in seinen Monomeren lösbar ist und sich so zu einem formbaren Teig wandeln lässt. Mit der Einführung des von Roth entwickelten Pulver-Flüssigkeit-Systems hielt Polymethylmethacrylat weltweit Einzug in die Zahntechnik (Heraeus Kulzer 2011, Trommsdorff 1976).

Die nächste Entwicklungsstufe stellen die höhermolekularen Methacrylate dar, die im Vergleich zu Polymethylmethacrylat verbesserte Materialeigenschaften, wie eine geringere Polymerisationstemperatur und eine höhere Festigkeit, besitzen (Mayer 1995). Da sie jedoch ebenso wie das Polymethylmethacrylat lediglich als Pulver-Flüssigkeit-System zur Handanmischung angeboten werden, und ihre mechanische Belastbarkeit nicht mit der von temporären K&B-Werkstoffen auf Komposit-Basis konkurrieren kann, werden im zahnärztlichen Alltag immer seltener Werkstoffe auf Mono-Methacrylat-Basis zur Herstellung temporärer Versorgungen herangezogen. Laut einer repräsentativen Umfrage, verwenden lediglich etwa 22% aller Zahnärzte Produkte dieser Werkstoffgruppe zur Herstellung von temporären Kronen und Brücken, während der wesentliche größere Anteil von etwa 77% für diesen Zweck Kunststoffe auf Komposit-Basis einsetzt (Vollert 2011).

Diese modernen Kompositwerkstoffe basieren zwar im weitesten Sinne ebenfalls auf Methyl-Methacrylat, ihre besonderen Materialeigenschaften, wie eine geringere Polymerisationsschrumpfung, höhere mechanische Festigkeit und bessere Polierbarkeit (Balkenhol 2008, Boeckler & Setz 2006, Takamizawa et al. 2015), leiten sich jedoch zum größten Teil aus der Tatsache ab, dass geeignete Di- oder multifunktionelle Monomere über eine Silanschicht chemisch mit anorganischen Füllstoffen, wie Quarz oder Keramik, verbunden sind (Bowen 1962). Die Entwicklung von temporären K&B-Werkstoffen auf Komposit-Basis wurde indirekt durch Patente von Rafael Bowen aus den Jahren 1962 bzw. 1965 ermöglicht (Bowen 1962, Bowen 1965). Sie führten dazu, dass Komposite seit Anfang der sechziger Jahre des zwanzigsten Jahrhunderts als Füllmaterial in der Zahnheilkunde eingesetzt werden konnten. Diese Materialien besaßen jedoch lange Zeit eine zu geringe Fließfähigkeit, um zur Anfertigung von temporären Versorgungen im Patientenmund geeignet zu sein. Erst etwa dreißig Jahre später konnten die Fortschritte in der Entwicklung der Füllwerkstoffe mit der Einführung der Feinstpartikel-Hybridkomposite auf die Weiterentwicklung der temporären K&B-Werkstoffe übertragen werden (Rawls & Esquivel-Upshaw 2003). Mit einem Füllstoffanteil von etwa 30-50 Gewichtsprozent besitzen diese Komposite zwar einen geringeren Anteil anorganischer Füllstoffe als die entsprechenden zahnärztlichen Füllungsmaterialien, die in der Regel 75-85 Gewichtsprozent enthalten, doch dafür erlaubt ihre daraus resultierende geringere Viskosität eine automatische Anmischung durch entsprechende Mischdüsen und eine gute Detailwiedergabe bei der Abformung präparierter Zahnstümpfe. Trotz des im Vergleich zu den dentalen Füllwerkstoffen geringeren Füllstoffanteils sind die mechanischen Eigenschaften der temporären K&B-Werkstoffe auf Komposit-Basis denen der Materialien auf Mono-Methacrylat-Basis überlegen (Balkenhol 2009a, Balkenhol et al. 2007, Balkenhol et al. 2009c, Karaokutan et al. 2015, Kim & Watts 2007, Watanabe et al. 2013, Yanikoğlu et al. 2014). Allerdings bringt diese chemische Zusammensetzung auch Nachteile, so ist die Reparaturfähigkeit im Gegensatz zu den Materialien auf Mono-Methacrylat-Basis deutlich herabgesetzt (Singh & Garg 2016).

Während sich seit der Einführung der Komposite die temporären K&B-Werkstoffe nicht grundsätzlich verändert haben, so haben sich in den letzten Jahren die möglichen Herstellungsarten temporärer Versorgungen weiterentwickelt. Seit einiger Zeit sind auf dem Dentalmarkt industriell vorpolymerisierte Kompositblöcke erhältlich, aus denen sich Versorgungen im CAD/CAM-Verfahren anfertigen lassen. Diese Werkstoffe sind die jüngsten Vertreter der temporären K&B-Werkstoffe und gewinnen allmählich an klinischer Relevanz (Huettig et al. 2016, von Mohrenschildt 2009).

2.4.1 Anforderungen an temporäre Kronen- und Brücken-Werkstoffe

Aufgrund der oben beschriebenen zahlreichen und für den Behandlungserfolg unabdingbaren Anforderungen, die eine adäquate temporäre Versorgung zu erfüllen hat, müssen die zu deren Herstellung benötigten Materialien ebenfalls entsprechend hohen Ansprüchen genügen.

Die Anforderungen, die an temporäre K&B-Werkstoffe gestellt werden, leiten sich somit direkt aus den Anforderungen an eine temporäre Versorgung ab (Balkenhol et al. 2009b). Diese lassen sich zur besseren Übersicht sinnvollerweise in patientenbezogene und verarbeitungsbezogene Anforderungen unterteilen (Rzanny et al. 1996).

2.4.2 Patientenbezogene Anforderungen

Da die temporäre Versorgung mitunter Wochen oder sogar Monate im Munde des Patienten verweilt (Burke et al. 2005, Burns et al. 2003), ist die dringende Forderung nach höchster Biokompatibilität der verwendeten Werkstoffe wohl auch gleichzeitig die relevanteste (Welker et al. 1999). Eine hohe Biokompatibilität setzt voraus, dass es zu keinem Zeitpunkt, also weder bei der Anfertigung der Versorgung, noch während ihrer Tragezeit, zu stofflich bedingten negativen biologischen Wirkungen auf die Strukturen der Mundhöhle kommt. Das bedeutet, dass temporäre K&B-Werkstoffe weder sensibilisierende, mutagene, teratogene oder kanzerogene Effekte hervorrufen dürfen (Burns et al. 2003, Gegauß

& Holloway 2006, Welker et al. 1999), noch darf die Reaktionswärme bei der Polymerisation der Kunststoffe die Grenze von 40-42 °C überschreiten, da ab dieser Temperatur mit einer irreversiblen Schädigung der Zahnpulpa gerechnet werden kann (Gegauff & Holloway 2006, Lang et al. 2002, Vallittu 1996).

Um zwar weniger folgenschwere für den Patienten aber ebenfalls inakzeptable Irritationen der Mundhöhle auszuschließen, sollten temporäre K&B-Materialien geschmack- und geruchlos sein und eine geringe Temperaturleitfähigkeit besitzen (Balkenhol 2008).

Indirekt zum Aspekt der Biokompatibilität gehört die Hygienefähigkeit der Werkstoffe, da übermäßige mikrobielle Besiedlung ebenfalls negative Effekte auf die umliegenden Gewebe ausübt. Eine gute Hygienefähigkeit wird durch eine dichte Struktur der Materialien erreicht, die zum einen die Aufnahme von Mikroorganismen und Fremdstoffen minimiert, und zum anderen eine gute Polierbarkeit der Werkstoffe ermöglicht, die wiederum die äußerliche Anlagerung von Mikroorganismen erschwert (Bollen et al. 1997).

Neben der Hygienefähigkeit ist es besonders bei Langzeitprovisorien von großer Bedeutung, dass die temporären K&B-Materialien eine ausreichende Mundbeständigkeit aufweisen (Balkenhol 2008). Die Materialien dürfen im Mundmilieu nicht löslich sein und sollten durch Speisen und Getränke nicht angegriffen oder gar zersetzt werden. Dieses beinhaltet auch die Resistenz gegenüber Medikamenten sowie Zahn- und Mundpflegemitteln. Über die Dauer der temporären Versorgung sollten demnach keine Abnutzungs- und Alterungserscheinungen auftreten. Eine gute Mundbeständigkeit der Materialien beinhaltet außerdem eine ausreichende mechanische Belastbarkeit der temporären K&B-Materialien (Wassel et al. 2002). Diese sollte derart hoch sein, dass es durch die normale Kaufunktion und gegebenenfalls stattfindende Parafunktionen, bei denen Kräfte bis zu 900 N im Seitenzahnbereich auftreten können, nicht zum mechanischen Versagen und somit zum Verlust der temporären Versorgung kommt (Waltimo & Könönen 1993). Dieser Punkt ist ebenfalls von besonderer Bedeutung, da mechanisches Versagen nach wie vor einen der

Hauptgründe für den Verlust der temporären Versorgung darstellt (Lenhard 2012).

Für die eigentliche Funktion ohne Bedeutung, für die Akzeptanz des Patienten aber unabdingbar, ist eine hinreichend dem natürlichen Vorbild gleichende Ästhetik der temporären Versorgung (Lang et al. 2002). Wie die Zahnhartsubstanz auch, sollten temporäre K&B-Werkstoffe über eine entsprechende Farbe, lichtoptische Eigenschaften und bestenfalls Oberflächentextur verfügen und diese über die gesamte Tragedauer beibehalten (Terry 2005).

2.4.3 Verarbeitungsbezogene Anforderungen

Neben den patientenbezogenen Anforderungen gibt es weitere Materialeigenschaften, die von temporären K&B-Werkstoffen erwartet werden.

Ebenso wie der Patient, darf auch derjenige, der das Material verarbeitet, also Zahntechniker oder Zahnarzt, keinen negativen biologischen Effekten ausgesetzt sein, das heißt, dass das Material selbst und vor allem der Bearbeitungstaub keine sensibilisierende oder kanzerogene Potenz besitzen darf (Burns et al. 2003, Welker et al. 1999).

Weiterhin müssen die Materialien leicht und schnell zu verarbeiten sein. Dies beinhaltet eine unempfindliche, sichere Dosierbarkeit, eine angepasste, reproduzierbare Abbindecharakteristik, eine gute Applizier- und Formbarkeit, eine rasche Polymerisationsreaktion mit ausreichender Verarbeitungsbreite und die schadensfreie Entfernen- und Reponierbarkeit der polymerisierten Versorgung aus dem Mund (Burns et al. 2003). Die Polymerisationsschrumpfung sollte aufgrund der geforderten hohen Passgenauigkeit möglichst gering ausfallen (Knapp 2008).

Nach dem Aushärten muss der verwendete Werkstoff nicht nur im zahntechnischen Labor, sondern auch am zahnärztlichen Behandlungsplatz, fräsbar, polierbar und im optimalen Fall auch reparaturfähig sein (Foussekis et al. 2001), wobei der letzte Aspekt lediglich von temporären K&B-Materialien auf Methylmethacrylat-Basis hinreichend gut erfüllt wird (Balkenhol et al. 2008, Balkenhol et al. 2009d, Singh & Garg 2016, Wiegand et al. 2015).

Sämtliche dieser Anforderungen unterliegen dem Aspekt der Wirtschaftlichkeit. Das Material sollte einen angemessenen Anschaffungspreis besitzen, es muss im Praxisalltag zeiteffizient zu verarbeiten und möglichst lange zu lagern sein. Ein voraussagbares und reproduzierbares Ergebnis garantiert eine kalkulierbare Erfolgssicherheit, die ebenfalls eine wichtige Anforderung an temporäre K&B-Werkstoffe darstellt.

2.5 Anfertigung der temporären Versorgung

2.5.1 Konventionelle Verfahren

Für die konventionelle Anfertigung einer temporären Versorgung stehen mehrere unterschiedliche Methoden zur Verfügung. Diese werden systematisch nach direkten Verfahren, die im Munde des Patienten zur Anwendung kommen, und indirekten Verfahren, die im zahntechnischen Labor umgesetzt werden, unterschieden. Weiterhin gibt es eine Sonderform, das sogenannte Eierschalenprovisorium, bei der ein direktes und ein indirektes Verfahren miteinander kombiniert werden (Pannewig 1995a, Pannewig 1995b, Vahidi 1987).

Direkte Verfahren

Sämtliche direkte Herstellungsverfahren haben gemeinsam, dass die temporäre Versorgung im Munde des Patienten hergestellt wird, und die Verfahren eine im Voraus angefertigte Hohlform zur Formgebung benötigen (Gough 1994, Gratton & Aquilino 2004, Schwedhelm 2006).

Nach dem Beschleifen eines Zahnstumpfes muss die verlorengegangene Hartsubstanz durch ein temporäres K&B-Material ersetzt werden. Dafür wird das unpolymerisierte Material in eine Hohlform, die dem zu ersetzenden oder zu vervollständigenden natürlichen Zahn ähnelt, appliziert und diese Form dann noch in der plastischen Phase des Polymerisats auf den präparierten Stumpf gesetzt. Je nach verwendetem Werkstoff werden die Form und das temporäre K&B-Material während oder erst nach Abschluss der Polymerisationsreaktion entfernt und der so entstandene Rohling schließlich am zahnärztlichen Behand-

lungsplatz ausgearbeitet und fertiggestellt. Somit unterscheiden sich die zum Einsatz kommenden direkten Verfahren lediglich in der Art der verwendeten Hohlform, die jeweils entsprechende Vor- und Nachteile besitzen (Weber 1993).

Eine schnelle und kostengünstige Variante ist die vorab angefertigte Versorgungsabformung z.B. mit einem Alginat. Diese ermöglicht auf einfache Weise eine gute Rekonstruktion der vor der Behandlung vorhandenen okklusalen Verhältnisse und der ursprünglichen Zahnform. Als nachteilig ist hierbei die eingeschränkte Lagerbarkeit einer Alginatabformung zu sehen, so dass bei einem Verlust der temporären Versorgung unter Umständen keine Hohlform zur Neuanfertigung zur Verfügung steht. Hier kann beispielsweise eine Silikon- statt einer Alginatabformung Abhilfe schaffen, die aber im Gegenzug höhere Kosten nach sich zieht. Dieses direkte Herstellungsverfahren, ob mit einer Silikon- oder Alginatabformung, stellt von allen verfügbaren Methoden in der alltäglichen Behandlungssituation den besten Kompromiss und damit das effizienteste Verfahren dar (Balkenhol 2009a, Schwedhelm 2006).

Für weniger umfangreiche prothetische Rehabilitationen stehen industriell vorgefertigte Einzelkronen zur Verfügung, die mit einem temporären K&B-Material im Mund des Patienten unterfüttert und nach Ausarbeitung am Behandlungsstuhl mit einem geeigneten Zement am präparierten Stumpf befestigt werden (Burke et al. 2005).

Eine weitere Methode, die jedoch nicht immer zum Einsatz kommen kann, ist die Umarbeitung und Weiterverwendung von altem Zahnersatz. Nach Auftrennen und Abnehmen alter Kronen und Brücken lassen sich diese in manchen Fällen mit einem temporären K&B-Material unterfüttern und wieder eingliedern. Klare Vorteile sind hier der geringe Materialeinsatz und das gewohnte Tragegefühl für den Patienten (Weber 1993).

Zeitlich wesentlich aufwendiger und auch deutlich kostenintensiver ist die Anfertigung einer temporären Versorgung mittels laborgefertigter Hohlformen. Hierzu müssen zuvor Abformungen des zu rehabilitierenden Gebisses gemacht und diese im zahntechnischen Labor in Gipsmodelle überführt werden. Auf diesen Modellen lässt sich dann eine Form aus Polyethylenfolie anfertigen, die dem

behandelnden Zahnarzt später als wiederverwendbare Hohlform dient. Bei umfangreicheren therapeutischen oder ästhetischen Behandlungszielen kann zusätzlich ein sogenanntes Wax-Up hergestellt werden. Hierbei werden die vorhandenen Zähne im Sinne des Behandlungszieles, wie beispielsweise einer angestrebten Okklusionsänderung, durch Aufbringen von Wachs modifiziert. Die beim Wax-Up neu entstandene Situation wird darauf in einen Silikonschlüssel übertragen, der dann wiederum dem Zahnarzt zur direkten Herstellung der temporären Versorgung dient (Donovan & Cho 1999).

Indirekte Verfahren

Im indirekten Verfahren angefertigte temporäre Versorgungen haben alle gemeinsam, dass sie im zahntechnischen Labor hergestellt und am zahnärztlichen Behandlungsplatz lediglich dem Patienten eingegliedert werden. Dementsprechend sind indirekte Verfahren zeit- und kostenintensiv, weshalb sie in der Regel nur bei umfangreichen Änderungen im Rahmen der prothetischen Rehabilitation und zur Anfertigung von Langzeitprovisorien zum Einsatz kommen (Huettig et al. 2016, Joda et al. 2009).

Liegt dem Zahntechniker die nach der Präparation bestehende Situation in Form eines Gipsmodells vor, so kann dieser entweder durch freies Schichten eines temporären K&B-Materials oder mit Hilfe einer vor der Präparation angefertigten Tiefziehfolie oder Silikonform eine optimale temporäre Versorgung anfertigen. Hierbei besteht zusätzlich die Möglichkeit, die temporäre Versorgung z.B. durch Glasfaser-Einlagen mechanisch zu verstärken. Vorteile dieser Technik sind zweifelsohne die in dieser Form am Behandlungsstuhl kaum zu erreichende Passgenauigkeit und Güte der Ausarbeitung und Politur der temporären Versorgung (Wirz et al. 1992b).

Die qualitativ hochwertigste indirekt angefertigte temporäre Versorgung kommt sehr selten und praktisch nur als Langzeitprovisorium zum Einsatz. Es handelt sich um eine temporäre Versorgung mit gegossenem Nichtedelmetall-Gerüst, das gegebenenfalls zusätzlich verblendet ist (Maier 2013).

Eine weitere Möglichkeit der indirekten Herstellung, welche langsam an Bedeutung gewinnt, ist das sogenannte CAD\CAM-Verfahren. Dieses soll jedoch spä-

ter gesondert behandelt werden, da es sich nicht um ein konventionelles Verfahren im eigentlichen Sinne handelt (Huettig et al. 2016, Maier 2013, Schweiger & Beuer 2007).

Indirekt-/direktes Verfahren

Diese Methode zur Anfertigung einer temporären Versorgung stellt eine Mischform aus einem indirekten und direkten Verfahren dar. Im Gegensatz zu den konventionellen indirekten Verfahren fertigt der Zahntechniker noch vor der eigentlichen Präparationssitzung eine temporäre Versorgung an. Dazu empfindet er am ihm vorliegenden Gipsmodell der Ausgangssituation das Beschleifen der Zahnstümpfe nach. Wichtig ist hierbei, dass bei der Präparation der Gipsstümpfe durch den Zahntechniker weniger Substanz als bei der Präparation am Patienten abgetragen wird. Auf diesen quasi beschliffenen Gipsstümpfen fertigt der Techniker nun im indirekten Verfahren eine temporäre Versorgung an. Diese wird nach der eigentlichen Präparationssitzung vom behandelnden Zahnarzt direkt am Patienten mit temporärem K&B-Material aufgefüllt und durch Einbringen in den Mund an die tatsächliche Situation angepasst. Man spricht bei dieser Sonderform vom sogenannten Eierschalenprovisorium (Ferencz 1981, Wörle 2005).

2.5.2 CAD/CAM-Verfahren

Definition

Ein prinzipiell indirektes aber nicht als konventionell anzusehendes Verfahren stellt das CAD/CAM-Verfahren dar. Die Bezeichnung CAD/CAM stammt aus dem Maschinenbau und steht für „Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing“. Das zu erstellende Werkstück wird virtuell am Computer konzipiert, modelliert und anschließend von einer computergesteuerten Werkzeugmaschine automatisiert hergestellt. Dieses Herstellungsverfahren ist in der industriellen Produktion bereits fest etabliert und für die kosteneffiziente, qualitativ hochwertige Anfertigung von Werkstücken bei gleichzeitig hohen Produktstückzahlen von großer Bedeutung (Schweiger & Beuer 2007, von Mohrenschildt 2009).

Dentale CAD/CAM-Systeme

Die Begriffe „CAD“ und „CAM“ haben bei dentalen CAD/CAM-Systemen dieselbe Bedeutung wie beim industriellen Vorbild aus dem technischen Maschinenbau. Beim Computer Aided Design wird der Zahnersatz mittels einer speziellen Software gestaltet und konstruiert und anschließend beim Computer Aided Manufacturing von automatischen Fräseinheiten aus einem Rohling hergestellt. Ein deutlicher Unterschied zum industriellen Vorbild ist jedoch, dass in der Dentalindustrie keine hohe Stückzahl möglichst gleicher Werkstücke gefertigt werden soll, sondern jede Arbeit hoch individuell entworfen und hergestellt werden muss. Dieser auf die jeweilige Patientensituation fokussierte Einsatz verlangt ein hohes Maß an Präzision und große Flexibilität bezüglich funktioneller und ästhetischer Parameter (Beuer et al. 2008, Schmidt et al. 1998).

Der Herstellungsprozess einer prothetischen Restauration durch ein dentales CAD/CAM-System erfolgt grundsätzlich in drei aufeinander aufbauenden Arbeitsschritten (Beuer et al. 2008, Mehl 2010).

Zuerst muss die Patientensituation, also die präparierten Zähne und deren umliegende Strukturen, wie Nachbarzähne, Antagonisten und die entsprechenden Gingivaareale, erfasst und digitalisiert werden. Prinzipiell kann dies durch mechanische oder optische Verfahren geschehen (Strub et al. 2006).

Beim mechanischen Verfahren wird zuerst eine konventionelle Abformung und daraus ein Gipsmodell der Präparation angefertigt, dessen Topographie dann von empfindlichen Abtastnadeln, die analog zu Punktsensoren funktionieren, über Registrierung der Nadelauslenkung erfasst wird. Dieses Verfahren erzielt unter optimalen Bedingungen zwar eine hohe Präzision, es hat aber Schwächen bei scharfen Kanten oder sehr steil zueinander stehenden Flanken. Darüber hinaus nimmt eine genaue Messung mit dieser Methode verhältnismäßig viel Zeit in Anspruch, so dass meist ein optisches Verfahren zum Einsatz kommt (Tinschert et al. 2004).

Optische Verfahren funktionieren im Gegensatz zu den mechanischen Verfahren ohne Berührung der zu digitalisierenden Situation. Dabei kann es sich um ein Gipsmodell handeln, das extraoral vermessen wird, oder um eine direkt am

Patienten erfolgende intraorale Erfassung (Götte & Leissing 2008). Zur optischen Erfassung stehen neben Punktsensoren auch Linien- und Flächensensoren zur Verfügung, die eine schnellere Messung ermöglichen und so eher für intraorale Situationen geeignet sind. Der Nachteil der optischen Methode ist die Empfindlichkeit gegenüber Licht brechenden oder reflektierenden Einflüssen, weshalb bei der intraoralen Erfassung die zu vermessenden Strukturen mit speziellen Pudern mattiert werden müssen, was eine potentielle Fehlerquelle darstellt. Aus diesem Grund ist die optische Erfassung eines Gipsmodells als die sicherste Variante anzusehen, da hier im Gegensatz zum Scan in der Mundhöhle keine Störfaktoren wie Blut und Speichel auftreten können (Mehl 2010).

Die bei der Vermessung erhaltenen Daten werden anschließend in spezielle CAD-Software eingespeist. Eventuell nicht oder unzureichend erfasste Bereiche werden durch spezielle Algorithmen rechnerisch rekonstruiert und in der Software ergänzt (Strub et al. 2006).

Auf diesen virtuellen Modellen wird nun die prothetische Restauration konstruiert. Hierfür stehen diverse technische Hilfsmittel zur Verfügung, wie beispielsweise ein virtueller Artikulator, der zu erwartende okklusale Interferenzen anzeigt, oder eine Zahndatenbank, aus der vollanatomische Konstruktionen verwendet und modifiziert werden können. Eine vollständig automatisierte Erstellung einer virtuellen anatomischen Konstruktion ist jedoch nach wie vor praktisch kaum realisierbar. Wesentlich einfacher und bereits größtenteils automatisierbar ist hingegen die Konstruktion von Gerüsten, die dann erst später konventionell vom Zahntechniker verblendet werden (Tinschert et al. 2004).

Ist das virtuelle Design fertiggestellt, werden die Daten an eine Fräseinheit gesendet, die aus einem industriell vorgefertigten Rohling aus einem für die geplante Versorgung geeigneten Material die gewünschte Konstruktion im subtraktiven Verfahren herausfräst. Differenzen zwischen konstruiertem und frästechnisch umsetzbarem Design werden wieder rechnerisch durch mathematische Interpolationsverfahren eliminiert (Gaspar et al. 2012a, Gaspar et al. 2012b).

Dentale CAD/CAM-Systeme lassen sich sinnvoll in sogenannte Chairside- und Labside-Systeme gliedern. Bei Chairside-Systemen wird das gesamte Behandlungsprotokoll in der Zahnarztpraxis vollzogen. Zuerst werden die präparierten Zahnstümpfe mit speziellen Kameras digital erfasst. Der so in das Konstruktionsprogramm eingespeiste Datensatz ermöglicht die virtuelle Konstruktion einer prothetischen Versorgung für die digitalisiert vorliegende Patientensituation. Diese Konstruktion wird anschließend an die Fräseinheit übertragen und von dieser entsprechend angefertigt (Mehl 2010).

Bei Labside-Systemen wird die Arbeit zum Teil im zahntechnischen Labor oder aber in speziellen Fräszentren erledigt, das heißt es sind im Gegensatz zu Chairside-Systemen mindestens zwei Behandlungssitzungen nötig. In aller Regel erfolgt hierbei eine konventionelle Abdrucknahme und Modellherstellung der Patientensituation. Dieses Modell kann anschließend eingescannt und in den CAD/CAM-Prozess integriert werden. Mittlerweile ist es aber auch möglich, digital abzuformen und die Datensätze direkt z.B. an ein Fräszentrum zu übermitteln, das diese dann weiter verarbeitet und die gewünschte Versorgung anfertigt (Gojowy 2002).

Materialien für CAD/CAM-Verfahren

Sämtliche in dentalen CAD/CAM-Verfahren eingesetzte Materialien haben gemeinsam, dass sie in Form industriell vorgefertigter Rohlinge erhältlich sind. Dies hat grundsätzlich den Vorteil, dass eine gleichbleibend hohe Qualität des Ausgangsstoffes vorausgesetzt werden kann. Auch für verarbeitungssensible Materialien, wie beispielsweise Keramiken, ist die Güte des resultierenden Werkstücks bei korrekter digitaler Planung sehr sicher prognostizierbar (Mehl 2010).

Bereits seit den Anfängen dentaler CAD/CAM-Systeme kommen ebenso wie beim Maschinenbau Pendant Titan und Edelmetall-Legierungen als Werkstoffe zum Einsatz. Später kamen keramische Materialien hinzu, wobei es sich hauptsächlich um Zirkoniumdioxid, Aluminiumoxid und Glaskeramiken handelt. Seit einigen Jahren hat sich die Werkstoffpalette zusätzlich auf spezielle Komposite,

sogenannte Hochleistungspolymere, erweitert (Beuer et al. 2008, Beuer et al. 2010).

CAD/CAM gefertigte temporäre Versorgung

Aufgrund des hohen Herstellungsaufwandes werden CAD/CAM gefertigte temporäre Versorgungsmittel praktisch ausschließlich als Langzeitprovisorien eingesetzt (Huettig et al. 2016). Sie können eine echte Alternative zu konventionellen laborgefertigten Langzeitprovisorien darstellen, da sie einige herstellungsbedingte Vorteile mit sich bringen (Götte & Leissing 2008, Karaokutan et al. 2015, Schweiger & Beuer 2007, Rayyan et al. 2015, Stawarczyk 2013a, von Mohrenschildt 2009).

Wie auch die keramischen Werkstoffe müssen Komposite korrekt und sehr genau verarbeitet werden. Durch eine industrielle Polymerisation der Kompositrohlinge weisen diese eine sehr hohe und gleichbleibende Materialhomogenität auf. Materialfehler etwa durch falsche Anmischverhältnisse können ausgeschlossen werden. Weiterhin besitzen vorpolymerisierte Materialien bereits ihre endgültige Festigkeit und müssen nicht erst nachhärten. Dadurch sind sie direkt nach dem Einsetzen im Mund des Patienten maximal belastbar (Alt 2013, Stawarczyk et al. 2012). Durch hohe Drücke und Temperaturen bei der industriellen Polymerisation ist der Restmonomergehalt verhältnismäßig gering und somit auch die Belastung für den Patienten. Allerdings kann diese hohe Umwandlung bei der Polymerisation Schwierigkeiten bei der Reparatur und adhäsiven Befestigung industriell hergestellter Komposite mit sich bringen (Martin 2015, Kohen 2015, Wiegand et al. 2015). Durch eine optimale Polymerisation ist jedoch auch von besseren mechanischen Eigenschaften auszugehen (Abdullah et al. 2016, Stawarczyk 2013a). Weiterhin gelangt wie bei der indirekten Herstellung eines Langzeitprovisoriums kein unvollständig polymerisierter Kunststoff und damit potentiell reizendes Monomer in die Mundhöhle des Patienten. Ungenauigkeiten beim Randschluss und allgemeine Passungsprobleme werden durch die ausbleibende Polymerisationsschrumpfung effektiv eliminiert (Abdullah et al. 2016, Elagra et al. 2014). Bei Verlust der temporären Versorgung kann diese aufgrund der gespeicherten virtuellen Konstruktion einfach erneut angefertigt werden, was gerade bei sehr umfangreichen Rehabilitationen von Vorteil

sein kann. Weiterhin lassen sich komplexe therapeutische Maßnahmen, wie beispielsweise die Änderung der Bisshöhe, durch das computergestützte Design sehr präzise planen und umsetzen, was bei der direkten Herstellung einer provisorischen Versorgung schwierig oder gar unmöglich ist (Edelhoff et al. 2012, Güth et al. 2012). Die übrigen wichtigen Materialeigenschaften, wie gute Fräsbarkeit und Polierbarkeit, Farbstabilität, Abrasionsfestigkeit und Biokompatibilität, entsprechen im wesentlichen denen der konventionellen temporären K&B-Werkstoffe, da diese auf den gleichen chemischen Verbindungen basieren (Götte & Leissing 2008, Karaokutan et al. 2015, Schweiger & Beuer 2007, von Mohrenschildt 2009, Stawarczyk et al. 2013b, Weyhrauch et al. 2015, Wiegand et al. 2015).

2.6 Werkstoffkundliche Untersuchungen temporärer Kronen- und Brücken-Werkstoffe

2.6.1 Die Bruchzähigkeit

Definition

Als Bruchzähigkeit oder auch Risszähigkeit bezeichnet man die Fähigkeit eines Werkstoffes, der Ausbreitung eines sich in ihm befindlichen Risses zu widerstehen. Sie ist ein wichtiger Begriff der Bruchmechanik und eine experimentell ermittelbare Werkstoffkenngröße. Die Bruchzähigkeit wird in der linear-elastischen Bruchmechanik durch den kritischen Spannungsintensitätsfaktor K_{Ic} ausgedrückt, der durch folgende Formel berechnet wird (EN ISO 20795-1:2013 D 2013):

Formel 1: Bruchzähigkeit K_{Ic}

$$K_{Ic} = \frac{f \cdot l \cdot F_{max}}{(b \cdot h^2)^{\frac{3}{2}}} \cdot \sqrt{10^{-3}}$$

K_{Ic}	=	Bruchzähigkeit	[MPa · m ^{1/2}]
l	=	Auflagenabstand	[mm]
F_{max}	=	Bruchlast	[N]
b	=	Breite	[mm]
h	=	Höhe	[mm]

Wobei f eine von x abhängige geometrische Funktion ist:

$$f(x) = \frac{3x^{\frac{1}{2}} \cdot (1,99 - x \cdot (1 - x)) \cdot (2,15 - 3,93x + 2,7x^2)}{2 \cdot (1 + 2x) \cdot (1 - x)^{\frac{3}{2}}}; \quad x = \frac{a}{h}$$

Die Variablen a und h beschreiben die Tiefe des eingebrachten Risses in mm beziehungsweise die Höhe des zu untersuchenden Werkstücks in mm.

In der klassischen linear-elastischen Bruchmechanik, die in den 1950er Jahren von George R. Irwin begründet wurde, geht man davon aus, dass die Festigkeit eines Werkstoffs aus den jeweiligen atomaren Bindungskräften errechenbar ist und nicht experimentell ermittelt werden muss. Da sämtliche experimentell bestimmten Festigkeitswerte aber um Größenordnungen geringer als die theoretisch errechneten sind, geht man in der linear-elastischen Bruchmechanik davon aus, dass in einem Werkstoff grundsätzlich homogen verteilte Imperfektionen oder Defekte bestimmter Größe vorhanden sind, die als Keime für sich ausbreitende Risse anzusehen sind und die Festigkeit des Materials reduzieren. Wirkt nun eine Belastungsgröße auf einen Werkstoff ein, so bauen sich Spannungen im Material auf, die ihre größte Intensität am Grund der vorhandenen Defekte besitzen. Der Spannungszustand an diesen Stellen wird durch den Spannungsintensitätsfaktor K_I beschrieben. Diese Belastung bewirkt ein zunächst unterkritisches Risswachstum. Überschreitet die Belastungsgröße die Bruchzähigkeit des Materials, also den kritischen Spannungsintensitätsfaktor K_{Ic} , kommt es bei nicht duktilen Materialien, wie beispielsweise Keramik und Polymeren, zur instabilen, kritischen

Rissausbreitung und zum Bruch des Werkstoffs. Je größer die Bruchzähigkeit eines Werkstoffs, desto höher muss die Belastung sein, damit sich ein Riss instabil ausbreitet. Für die Entwicklung und Evaluation neuer Werkstoffe in der Zahnheilkunde ist deren Bruchzähigkeit demnach ein sehr relevanter Parameter. Keramiken und Kunststoffe stellen einen großen Teil der eingesetzten dentalen Materialien dar. Herstellungsbedingt, beispielsweise durch Verunreinigungen, Anmischfehler und Lufteinschlüsse, und verarbeitungsbedingt durch den Schleifgrad, ist davon auszugehen, dass auch diese Materialien nicht vollständig homogen, sondern durchzogen von mikroskopischen Fehlern sind, die im Falle einer Belastung des Werkstoffes, was in der Mundhöhle zwangsläufig eintritt, als Keime für eine Rissbildung und Rissausbreitung im Material zu betrachten sind. Werkstoffe mit einem zu geringen Widerstand gegen solche Rissausbreitung sind gegebenenfalls nicht für den Einsatz in der Mundhöhle geeignet. Aus diesem Grund ist die Dentalindustrie stets bemüht, die Festigkeit neuartiger Werkstoffe zu erhöhen. Grundsätzlich geschieht dies entweder durch Modifikation des Materials selbst, durch Änderungen in der Herstellung oder angepasste Verarbeitungsprotokolle. Ein Beispiel stellen temporäre K&B-Werkstoffe auf Kompositbasis dar. Die in diese Materialien eingelagerten anorganischen Füllstoffe erschweren eine Rissausbreitung, da der sich ausbreitende Riss beim Umgehen der Füllkörper Energie benötigt, die nicht mehr für die eigentliche Ausbreitung zur Verfügung steht. Durch diese Rissablenkung wird die Bruchzähigkeit des Werkstoffs erhöht. Eine weitere Möglichkeit könnte das Ausschließen von Herstellungs- also Anmischfehlern durch industrielle Vorpolymerisation darstellen.

Metallische Materialien hingegen besitzen aufgrund ihrer Duktilität die Eigenschaft, sich nach einer elastischen Verformung auch plastisch zu verformen. Bildet sich in Metallen eine Rissfront, die belastet wird, so wird der Werkstoff an der Rissspitze plastisch gedehnt und der Defektgrund regelrecht abgerundet, wodurch wiederum die effektive Spannung an dieser Stelle herabgesetzt wird. Aus diesem Grund sind die Bruchzähigkeiten von Metallen mindestens um den Faktor zehn und bis zum hundertfachen größer als die von Kunststoffen und Keramiken und im Normalfall durch die in der Mundhöhle

wirkenden Kräfte nicht zu erreichen. Daher spielt die Bruchzähigkeit bei Metallen für die Zahnheilkunde keine Rolle.

Methoden zur Bestimmung der Bruchzähigkeit

Die Bruchzähigkeit lässt sich experimentell durch unterschiedliche Methoden bestimmen, die alle nach einem prinzipiell gleichen Schema aufgebaut sind. Als erstes wird das zu untersuchende Material mit einer Schädigung bzw. einem Riss bekannter Dimension versehen. Die Probe wird anschließend mit einer konstant ansteigenden Kraft bis zum Bruch belastet und die zu diesem Zeitpunkt aufgebrachte Bruchlast gemessen. Aus diesen ermittelten Größen lässt sich abschließend der kritische Spannungsintensitätsfaktor mathematisch ermitteln. Im Folgenden sollen die gängigsten Methoden zur Bestimmung der Bruchzähigkeit dargestellt werden.

Prüfmethode mit einheitlich tiefem Riss

Bei dieser Methode wird in einen rechteckigen Probekörper ein Riss definierter Geometrie eingebracht. Der Körper wird anschließend entweder in einem Drei-Punkt- oder Vier-Punkt-Biegeversuch bis zum Bruch belastet (Abbildung 1). Wichtig ist jedoch, dass die eingebrachte Schädigung an ihrer Spitze einen möglichst geringen Radius aufweist. Überschreitet dieser sogenannte Kerbradius einen gewissen materialabhängigen Wert, so wird eine höhere Bruchzähigkeit ermittelt, als der Werkstoff eigentlich besitzt (Fischer et al. 2008). Die Einbringung eines hinreichend scharfen Risses kann sich bei sehr festen und spröden Materialien, wie Zirkoniumdioxid, als schwierig realisierbar darstellen.

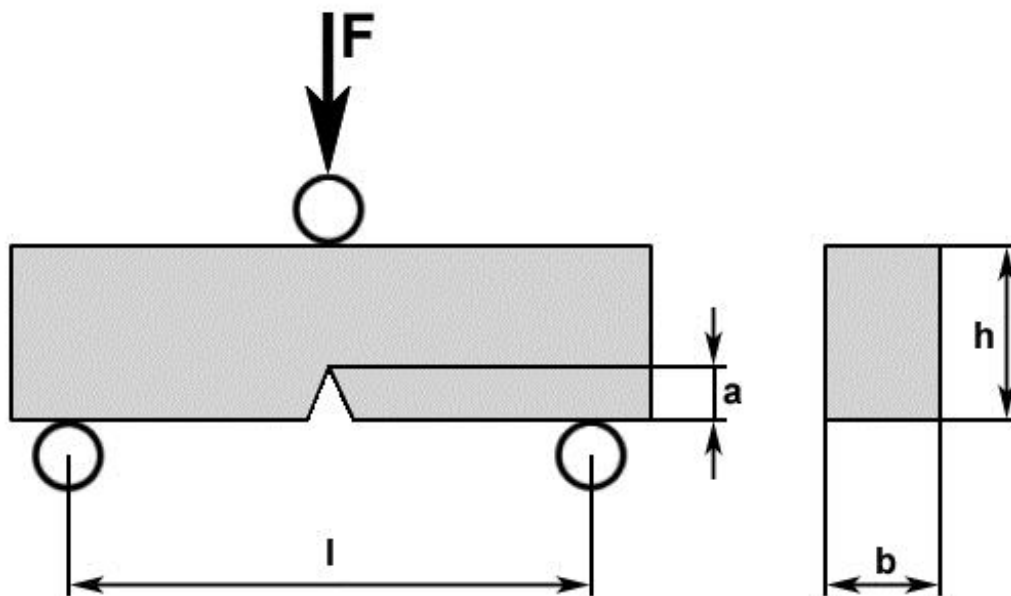


Abbildung 1: Schematische Darstellung des Drei-Punkt-Biegeversuchs zur Bestimmung der Bruchzähigkeit

Prüfmethode mit Chevron-Kerbe

Bei dieser Methode wird kein Riss sondern eine aus zwei Schnitten entstehende spitze Kerbe, eine sogenannte Chevron-Kerbe, in den Probekörper eingebracht. Die so präparierten Proben werden dann ebenfalls in Drei- oder Vier-Punkt-Biegeversuchen belastet, wobei die Rissfront an der Spitze der

Kerbe entsteht und sich von dort aus ausbreitet. Mit dieser Methode lässt sich das mitunter schwierige Einbringen eines ausreichend scharfen Risses bekannter Länge umgehen, die ermittelte Bruchzähigkeit ist hierbei jedoch abhängig von der Größe des Probekörpers.

Prüfmethode mit Härteeindrücken

Bei dieser Methode werden scharfe Risse durch Härteeindrücke in den Probekörpern erzeugt. Beim Einsatz unterschiedlicher Härteeindruckkörper verändert sich auch die Rissgeometrie. Grundsätzlich lassen sich fünf unterschiedliche Risskonfigurationen unterscheiden, wobei die erste von einer Brinell-Kugel erzeugt wird und die übrigen von spitzen Eindruckkörpern stammen (Cook & Pharr 1990).

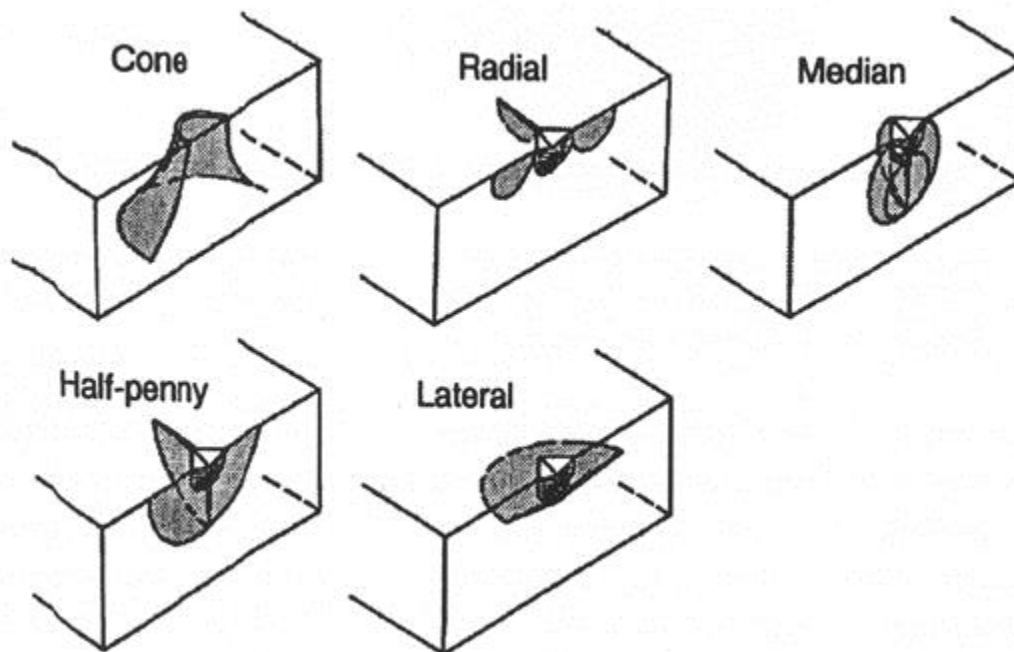


Abbildung 2: Rissgeometrien unterschiedlicher Härteeindruckmethoden nach Cook & Pharr (Cook & Pharr 1990)

Am gebräuchlichsten ist die Verwendung von Vickers-Härteeindrücken oder deren Abwandlung nach Knoop. Problematisch bei allen Härteeindruckmethoden ist die Erzeugung eines Risses bekannter Geometrie. Vorteilhaft ist,

dass die gesetzten Risse durch die standardisierte Einbringmethode sehr gut reproduzierbar sind.

2.6.2 Die Biegefestigkeit

Definition

Die Biegefestigkeit beschreibt den Widerstand eines Werkstoffes gegen senkrecht auf seine Längsachse wirkende Kräfte. Sie wird üblicherweise im Biegeversuch ermittelt.

Sobald ein symmetrischer Probekörper senkrecht auf seine Längsachse auf Durchbiegung belastet wird, entsteht auf der Seite der einwirkenden Kraft eine Druckspannung und auf der gegenüberliegenden Seite eine Zugspannung. In der Mitte des Probekörperquerschnitts befindet sich eine druck- und spannungsfreie neutrale Zone oder Faser. Mit wachsender Entfernung von der neutralen Zone nehmen Druck- und Zugspannung linear zu und erreichen an der Oberfläche des Probekörpers jeweils ihr Maximum (Abbildung 3). Bei Überschreiten der Biegefestigkeit eines Werkstoffes kommt es an der unter Zugspannung stehenden Seite zur Rissbildung und schließlich zum Bruch.

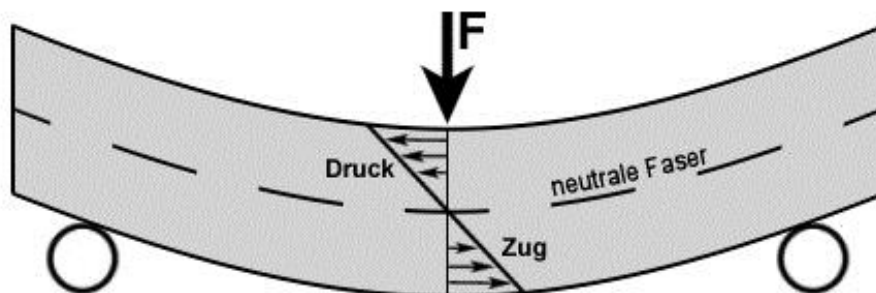


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Druck- und Zugspannungsverhältnisse beim Biegeversuch

Grundsätzlich gelten auch hier die Regeln der linear-elastischen Bruchmechanik, das heißt auch bei der Bestimmung der Biegefestigkeit ist davon auszugehen, dass im zu prüfenden Werkstoff homogen verteilte Defekte

vorliegen. Das bedeutet wiederum, dass sich der kritische Defekt, der sich bei Überschreiten der Biegefestigkeit instabil ausbreitet und den Werkstoff frakturieren lässt, zwar auf der unter Zugspannung stehenden Seite befindet, er aber nicht an der Oberfläche im Bereich der maximalen Spannung liegen muss. Es ist jedoch davon auszugehen, dass bei mehreren unterschiedlich großen Defekten derjenige zum kritischen Defekt wird, auf den die größte Zugspannung einwirkt. Die Biegefestigkeit eines Materials ist also abhängig von der Verteilung der anliegenden Spannung und der Lage der vorhandenen Defekte.

Methoden zur Bestimmung der Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit wird in einem Drei-Punkt- oder Vier-Punkt-Biegeversuch ermittelt. Im Drei-Punkt-Biegeversuch wird der Probekörper auf zwei Auflagen positioniert und von der anderen Seite in dem Bereich, der sich in der Mitte des Auflagenabstandes befindet, belastet. Die Belastung wird konstant erhöht, bis es zum Bruch des Prüfkörpers kommt. Die Biegefestigkeit entspricht der maximal erreichten Biegespannung und lässt sich durch Messen der beim Bruch anliegenden Kraft, der sogenannten Bruchlast, anhand folgender Formel errechnen (EN ISO 20795-1:2013 D 2013)):

Formel 2: Biegefestigkeit σ

$$\sigma = \frac{3 \cdot l \cdot F_{\max}}{2 \cdot b \cdot h^2}$$

σ	=	Biegefestigkeit	[N/mm ² = MPa]
l	=	Auflagenabstand	[mm]
F_{\max}	=	Bruchlast	[N]
b	=	Breite	[mm]
h	=	Höhe	[mm]

2.6.3 Die Weibullanalyse

Definition

Die Weibullanalyse oder Weibullverteilung geht auf ihren schwedischen Erfinder Waloddi Weibull zurück. Sie ist ein Instrument der theoretischen

Materialprüfung und kann Aussagen über Ausfallwahrscheinlichkeiten von Werkstoffen und über die Streuung ihrer Festigkeitswerte treffen. Die Weibullverteilung ist ähnlich der Gauß-Funktion eine statistische Verteilungsfunktion, jedoch mit einer asymmetrischen Anordnung (Weibull 1951).

Wie in Kapitel 2.6.1 beschrieben, geht das Versagen eines nicht duktilen Werkstoffs von im Material homogen verteilten Defekten aus. Da diese Defekte praktisch jedoch eine unterschiedliche Verteilungsdichte aufweisen, werden bei der experimentellen Bestimmung der Festigkeitswerte von Keramiken und Polymeren in der Regel hohe Streuungen dieser Werte und relativ große dazugehörige Standardabweichungen ermittelt. Die Angabe lediglich der Mittelwerte und Standardabweichungen relevanter Festigkeitswerte ist daher als nicht ausreichend anzusehen, da diese nicht normal um einen mittleren Festigkeitswert verteilt sind. Diese können somit alleinstehend keine verlässlichen Aussagen über Bruchwahrscheinlichkeiten und Materialzuverlässigkeit geben, da ein Werkstoff durch die große Streuung der Festigkeitswerte schon bei geringer Belastung versagen kann.

Die Weibullanalyse ist hier in der Lage aussagekräftigere Parameter zu ermitteln und Bruchwahrscheinlichkeiten anzugeben. Sie berücksichtigt die sogenannte „Weakest-Link“-Hypothese, die besagt, dass ein Werkstoff aus Volumen-einheiten besteht, die jeweils einen kritischen Defekt enthalten. „Weakest-Link“ bedeutet hier, dass solch ein kritischer Defekt die Festigkeit seiner gesamten Volumeneinheit festlegt, und die schwächste Volumeneinheit die Festigkeit des gesamten Werkstoffes. Wird die Festigkeit nur einer Volumeneinheit, also von nur einem kritischen Defekt, durch Belastung überschritten, so kommt es zu instabilem Risswachstum und zur Fraktur des gesamten Körpers. Aus dieser Hypothese lässt sich auch ableiten, dass je größer das Volumen eines Körpers ist, seine Festigkeit umso geringer wird, da sich mit der Anzahl der Volumeneinheiten auch die Anzahl der potentiell kritischen Defekte erhöht. Das bedeutet, dass die Bruchwahrscheinlichkeit eines Werkstoffs vom Volumen beziehungsweise von der Anzahl der Volumeneinheiten, der Streuung der Festigkeit der einzelnen Volumeneinheiten

und der auf den Werkstoff wirkenden Spannung abhängt. Die Weibullverteilung beschreibt diese Streuung der Festigkeitswerte, in dem die kumulative Versagenswahrscheinlichkeit P_f einer Volumeneinheit mit zwei weiteren Parametern, dem Weibullmodul m und der charakteristischen Weibullfestigkeit σ_0 nach folgender Formel verknüpft werden (ISO 6872:2008 (D) 2008):

Formel 3: Die zweiparametrische Weibull-Verteilungsfunktion

$$P_f = 1 - \exp \left[- \left(\frac{\sigma}{\sigma_0} \right)^m \right]$$

P_f	=	Versagenswahrscheinlichkeit	[%]
σ	=	Biegefestigkeit	[MPa]
σ_0	=	char. Weibullfestigkeit	[MPa]
m	=	Weibullmodul	

Die charakteristische Weibullfestigkeit σ_0 beschreibt die Biegefestigkeit, bei der eine Versagenswahrscheinlichkeit von 63,2 % für einen Probekörper unter entsprechender Last besteht.

Der Weibullmodul m beschreibt die Art der Verteilung der Festigkeit eines Werkstoffs als Funktion der Versagenswahrscheinlichkeit P_f . Bei einer gleich hohen charakteristischen Weibullfestigkeit σ_0 bedeutet ein kleiner Weibullmodul eine große Streuung der Werte, wohingegen ein großer Modul für eine geringere Streuung steht.

Die Bestimmung der charakteristischen Weibullfestigkeit und des Weibullmoduls erfolgt zeichnerisch und rechnerisch im Weibulldiagramm, nachdem zuvor die Biegefestigkeit experimentell ermittelt wurde. Zur graphischen Darstellung des Weibulldiagramms müssen die Biegefestigkeitswerte zuerst aufsteigend sortiert und ihrem Rang entsprechend von 1 bis n durchnummeriert werden. Den jeweiligen Biegefestigkeitswerten wird dann eine Versagenswahrscheinlichkeit P_f nach folgender Formel zugeordnet (ISO 6872:2008 (D) 2008):

Formel 4: Formel für die Versagenswahrscheinlichkeit

$$P_f = \frac{i - 0,5}{N}$$

P_f = Versagenswahrscheinlichkeit [%]
 i = der i-te Rang
 N = Anzahl der Probekörper

Anschließend wird die Variable P_f in $\ln \ln [1 / (1 - P_f)]$ eingesetzt und als Ordinate gegen den natürlichen Logarithmus von σ als Abszisse in ein Diagramm übertragen. Die zu der Kurve gehörige Regressionsgerade $f(x) = m \cdot x + y$ beinhaltet in ihrer Steigung den Weibull-Modul m . Die charakteristische Weibullfestigkeit erhält man, wenn man die Geradenfunktion nach x auflöst und dieses gleich $\ln \sigma_0$ setzt. Diese Festigkeit wird bei $\ln \ln [1 / (1 - P_f)] = 0$ beziehungsweise $P_f = 0,632$ erreicht. Die charakteristische Weibullfestigkeit besagt also, dass bei dieser Spannung eine Versagens-wahrscheinlichkeit des belasteten Probekörpers von 63,2% besteht.

2.7 Untersuchungsziel

Ziel dieser Untersuchung ist es, klinisch relevante Werkstoffeigenschaften verschiedener temporärer K&B-Materialien zu ermitteln, um anhand derer folgende Fragestellungen beantworten zu können:

- Bestehen signifikante Festigkeitsunterschiede zwischen temporären K&B-Werkstoffen unterschiedlicher chemischer Basis?
- Wie stellt sich die Festigkeit temporärer K&B-Materialien im Vergleich zu keramischen Werkstoffen dar?
- Bietet die industrielle Polymerisation und die CAD-/CAM-Verarbeitung Vorteile hinsichtlich der mechanischen Festigkeit?

Darauf basierend wird abschließend die Eignung der untersuchten temporären K&B-Werkstoffe für den klinischen Einsatz beurteilt und diskutiert.

3 Material und Methode

3.1 Untersuchte Materialien

Im Rahmen dieser Studie wurden fünf unterschiedliche temporäre K&B-Materialien, eine Keramik und ein experimentelles Material, das Keramik und Polymer vereint, untersucht, wobei das Hauptaugenmerk auf den temporären K&B-Werkstoffen lag. Die Untersuchung der Keramik und des experimentellen Materials diente vornehmlich der Möglichkeit der besseren Einordnung und Interpretation der bei den temporären K&B-Materialien ermittelten Werte.

Bei der Auswahl der zu untersuchenden Materialien wurde darauf geachtet, zwei Produkte auf höherer Methacrylatbasis, zwei auf konventioneller Bis-Acrylat-Basis und eines auf Bis-Acrylat-Basis zur CAD/CAM-Verarbeitung auszuwählen.

Die folgenden Werkstoffbeschreibungen und Zusammensetzungen sind den jeweiligen Herstellerangaben entnommen.

3.1.1 Snap (Roeko)

Snap ist ein autopolymerisierender Vinyl-Ethyl-Methacrylat-Kunststoff. Das Material ist als Pulver/Flüssigkeit-System erhältlich und wird von Hand im Verhältnis 3:1 angemischt. Das Material erreicht etwa 6-7 Minuten nach Anmischbeginn seine endgültige Aushärtung.

3.1.2 Dentalon Plus (Heraeus Kulzer)

Dentalon Plus ist ebenfalls als Pulver/Flüssigkeit-System auf dem Markt erhältlich. Es wird von Hand im Verhältnis 2:1 angemischt und ist autopolymerisierend. Das Pulver enthält Polyethylmethacrylat, Polymethylacrylat und anorganische Füllstoffe. Die Flüssigkeit enthält 75-90% n-Butylmethacrylat, Urethanacrylat und 5-10% Ethylmethacrylat. Das Material erreicht etwa 9-10 Minuten nach Anmischbeginn seine endgültige Aushärtung.

3.1.3 Luxatemp Automix (DMG)

Luxatemp Automix ist ein selbsthärtendes Komposit auf Basis multifunktionaler Methacrylate und wird als Paste/Paste-System in einer Mischkartusche zur automatischen Anmischung im Verhältnis 10:1 von Basis- und Katalysatorpaste angeboten. Der Hersteller gibt eine Biegefestigkeit von 91,5 MPa und eine maximale Erhärtungstemperatur von 38°C an.

3.1.4 Protemp 3 Garant (3M ESPE)

Wie das Luxatemp Automix ist Protemp 3 Garant ebenfalls ein Bis-Acrylat Komposit, das als Paste/Paste-System zur automatischen Anmischung in speziellen Mischkartuschen angeboten wird. Das Verhältnis von Basis- zu Katalysatorpaste beträgt 10:1. Laut Hersteller enthält die Protemp 3 Garant Basispaste Dimethacrylat, Glaspulver, Kieselsäure, Initiatoren, Diacrylat, Stabilisatoren, synthetische Harze, Pigmente und Farbstoffe. Die Katalysatorpaste enthält Weichmacher, Glaspulver und Initiatoren.

3.1.5 VITA CAD-Temp (VITA Zahnfabrik)

Die VITA CAD-Temp Blöcke bestehen laut Hersteller aus einem faserfreien, homogenen, hochmolekularen und vernetzten Acrylatpolymer mit Mikropartikel-Füllstoff, dem sogenannten „Microfiller Reinforced Polyacrylic“ Material. Es wird in industriell polymerisierten Blöcken verschiedener Größe und Farbe angeboten und kann im CAD/CAM-Verfahren maschinell verarbeitet werden.

3.1.6 VITA Mark II (VITA Zahnfabrik)

Vita Mark II besteht aus einer mit Aluminiumoxidangereicherten Feinpartikel-Feldspatkeramik, die eine mittlere Partikelgröße von etwa 4 µm aufweist. Die Keramik Vita Mark II wird für die Herstellung von Inlays, Onlays, Veneers und Vollkeramikronen für den Front- und Seitenzahnbereich verwendet. Die genaue chemische Zusammensetzung lautet 56-64% SiO₂, 20-23% AL₂O₃, 6-8% K₂O, 6-9% Na₂O, 0,3-0,6% CaO und TiO₂ in kleinen Mengen.

3.1.7 RIC

Das RIC Material, was für Resin infiltrated Ceramic steht, basiert auf einem keramischen Werkstoff, der mit einem Polymer verbunden und angereichert ist. Bei diesem Material handelt es sich ausdrücklich um ein experimentelles Material, das in dieser Form nicht weiterentwickelt und auf dem Dentalmarkt erhältlich sein wird. Die ermittelten Messwerte dienen also lediglich als ein möglicher Ausblick auf in Zukunft potentiell zur Verfügung stehender Materialien.

3.2 Methode der Versuche

In dieser Studie wurden die Biegefestigkeit, die Bruchzähigkeit, der Weibullmodul und die charakteristische Weibullfestigkeit der Werkstoffe Snap, Dentalon Plus, Luxatemp Automix, Protemp 3 Garant und VITA CAD-Temp ermittelt. Von den Materialien RIC und Cerec Vita Mark II wurde lediglich die Bruchzähigkeit bestimmt.

3.2.1 Bestimmung der Biegefestigkeit

Herstellung der Probekörper

Die Probekörper der temporären K&B-Materialien Snap, Dentalon Plus, Luxatemp Automix und Protemp 3 Garant wurden mit Hilfe eigens angefertigter Silikonformen hergestellt. Hierzu wurden drei Balken aus Aluminium mit den entsprechenden Maßen der späteren Kunststoffprüfkörper angefertigt und am Boden eines rechteckigen Aluminiumbehältnisses fest verschraubt (Abbildung 4).

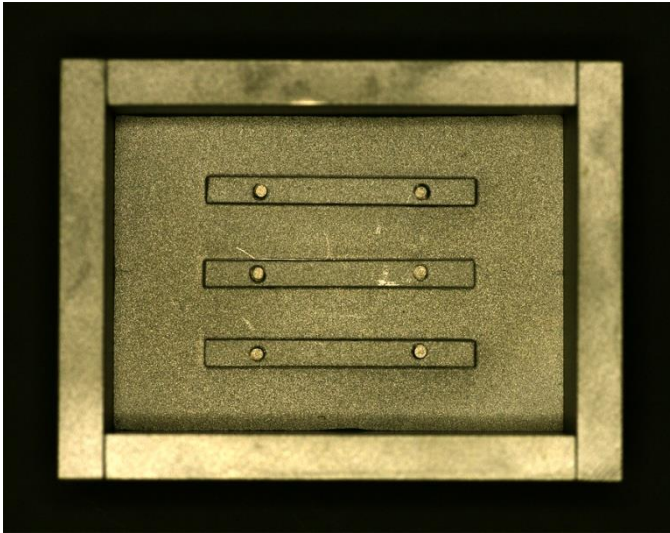


Abbildung 4: Positivform der Probekörper aus Aluminium

Durch Abformung dieser Platzhalter mit niedrigviskösem, additionsvernetzendem Silikon entstand eine Hohlform für die Herstellung der eigentlichen Kunststoffprobekörper (Abbildung 5).

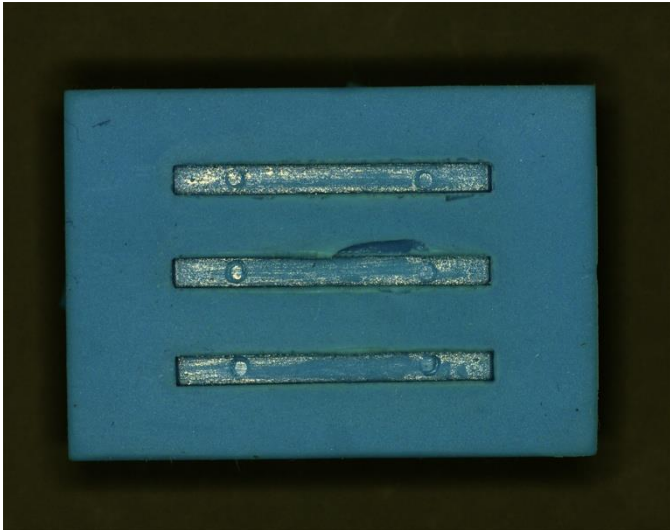


Abbildung 5: Negativform der Probekörper aus Silikon mit Defekten nach Benutzung

Durch das Vorhandensein dieser Positivform aus Aluminium konnten jederzeit neue gleichartige Silikonformen zur Probekörperherstellung angefertigt werden.

Auf diese Weise wurde eine standardisierte und reproduzierbare Herstellung der Prüfkörperformen gewährleistet.

Zur Herstellung der eigentlichen Prüfkörper wurde diese Silikonform nun mit den einzelnen temporären K&B-Werkstoffen befüllt. Sämtliche Materialien wurden nach Herstellerangaben dosiert, angemischt und verarbeitet. Bei den Pulver/Flüssigkeit-Systemen geschah dies von Hand, während beide Paste/Paste-Systeme in einer vom Hersteller vorgesehenen Mischkartusche automatisch im korrekten Mischungsverhältnis angemischt und appliziert wurden. In der Zeit der Polymerisation wurde die Silikonform mit einer Glasplatte bedeckt, um eine plane und glatte Abschlussfläche zu erhalten und einen leichten Stempeldruck auf die darin befindlichen Polymerisate auszuüben. Nach zehn Minuten Polymerisationszeit bei Raumtemperatur wurden die Prüfkörper aus der Silikonform entnommen (Abbildung 6).

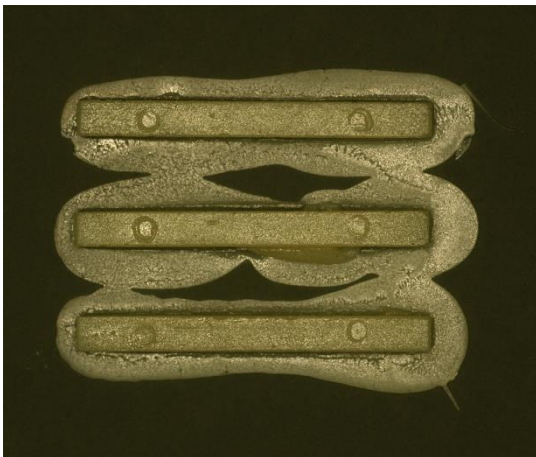


Abbildung 6: Probekörperrohlinge nach Entnahme

Anschließend wurden eventuelle grobe Überschüsse und Pressfahnen entfernt. Nach jedem Herstellungszyklus wurden die Silikonformen inspiziert und bei sichtbaren Defekten (Abbildung 5) verworfen. Weitere 24 Stunden Polymerisationszeit später wurden die Oberflächen der Prüfkörper von Hand mittels feuchtem SiC Schleifpapier der Körnungen P500, P800 und schließlich P1200 in aufsteigender Reihenfolge geglättet.

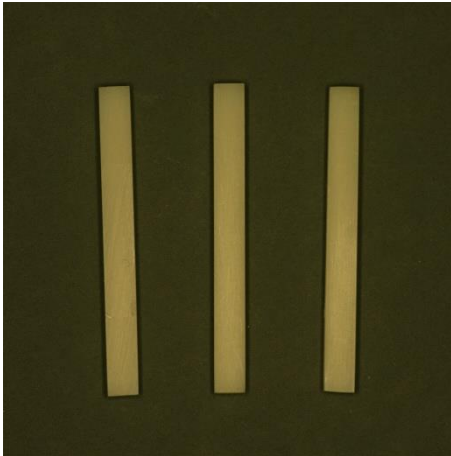


Abbildung 7: Probekörper nach Bearbeitung mit SiC Schleifpapier (P800)

Auf diese Weise wurden je temporärem K&B-Material 30, also insgesamt 120, Probekörper hergestellt. Vom Material VITA CAD-Temp standen ebenfalls 30 Probekörper zur Verfügung, die von der Firma VITA bereits in den gewünschten Dimensionen geliefert wurden. Diese Probekörper wurden lediglich mit feuchtem SiC Schleifpapier einer Körnung von P1200 von Hand geglättet.

Sämtliche Probekörper wurden nach ihrer Fertigstellung und vor der Bestimmung der Biegefestigkeit für sieben Tage in 37°C warmem destilliertem Wasser gelagert.

Versuchsaufbau

Die Bestimmung der Biegefestigkeiten der Probekörper erfolgte in einem Drei-Punkt-Biegeversuch, der mit Hilfe einer Universalprüfmaschine Modell Z010 (Firma Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) durchgeführt wurde (Abbildung 8).

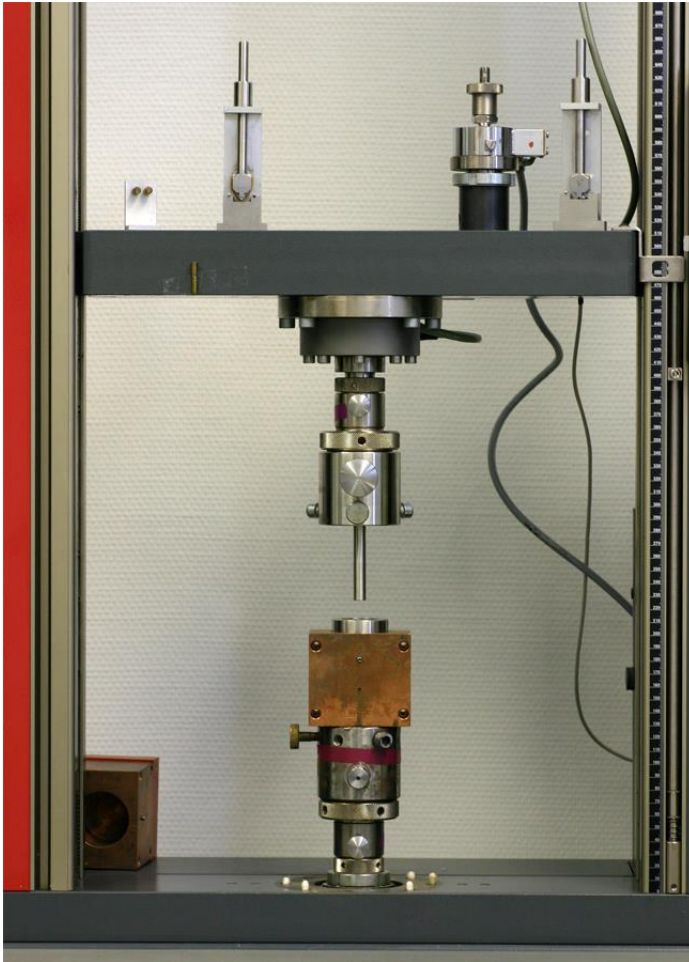


Abbildung 8: Universalprüfmaschine Zwick Z010

Die Probekörper wurden derart auf den beiden Stützen der Drei-Punkt-Biegevorrichtung platziert, dass der Prüfstempel exakt die Mitte des Prüfkörpers, die gleichzeitig der Mitte des Stützabstandes entsprach, belastete (Abbildung 9).

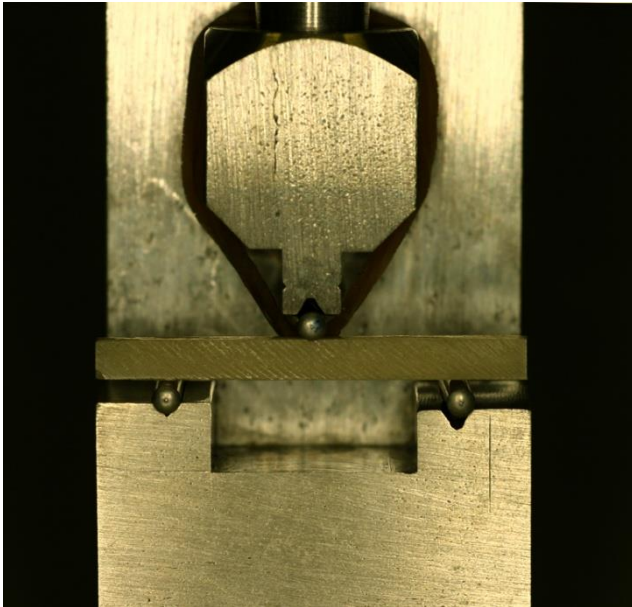


Abbildung 9: Probekörperrohling in Drei-Punkt-Biegevorrichtung

Nach dem Einlegen eines Prüfkörpers wurde der Versuch gestartet und der Probekörper mit gleichmäßig zunehmender Kraft auf Durchbiegung belastet. Die Vorschubgeschwindigkeit des Prüfstempels betrug 0,5 mm/min. Die Messung endete bei Bruch des Probekörpers, und die zu diesem Zeitpunkt anliegende Bruchlast wurde abgelesen. Zur Messung der exakten Breite und Höhe der Probekörper wurden jeweils beide Bruchfragmente an ihrer Bruchfläche bei 20-facher Vergrößerung im Lichtmikroskop fotografiert und mit Hilfe der Software Image Pro Plus 6.0 mikrometergenau vermessen. Zur Eichung der Messskala wurde ein Objektmikrometer (100:1) der Firma Carl Zeiss Jena benutzt. Aus den jeweils zwei gemessenen Werten pro Bruchstück wurde entsprechend ein Mittelwert gebildet. Die Berechnung der Biegefestigkeit erfolgte abschließend nach der bereits beschriebenen Formel.

3.2.2 Bestimmung der Bruchzähigkeit

Herstellung der Probekörper

Die Probekörper zur Bestimmung der Bruchzähigkeit wurden zunächst in derselben Weise wie die Probekörper zur Bestimmung der Biegefestigkeit, einschließlich der siebentägigen Wasserlagerung, hergestellt. Von jedem zu unter-

suchenden temporären K&B-Material wurden ebenfalls je 30 Probekörper angefertigt. Die Prüfkörper aus den Materialien VITA CAD-Temp, Cerec Vita MK II und RIC wurden in den für die Untersuchung benötigten Abmessungen von der Firma VITA produziert und geliefert, wobei von Cerec Vita MK II und RIC jeweils lediglich 20 Probekörper zur Verfügung standen. Von den VITA CAD-Temp Probekörpern wurden 50 Stück vom Hersteller bereitgestellt. Die Oberflächen der von der Firma VITA erstellten Probekörper wurden, wie bei den eigenständig angefertigten Prüfkörpern, zusätzlich mit einem feuchten SiC Schleifpapier der Körnung P1200 bearbeitet.

Zur Bestimmung der Bruchzähigkeit musste anschließend jeder Probekörper mit einer möglichst scharfen Kerbe bekannter Länge versehen werden. Zu diesem Zweck stand eine eigens für die Abteilung MWT konstruierte Rasierklingenmaschine zur Verfügung.

Aufgrund ihrer hohen Festigkeit wurden die Prüfkörper von Vita MK II und RIC jedoch zuerst im zahntechnischen Labor von Hand mit einer 0,3 mm starken diamantierten Trennscheibe vorgekerbt und der Grund der Kerbung anschließend mit Hilfe der erwähnten Rasierklingenmaschine angespitzt. Um weiterhin zu untersuchen, ob diese Art der Vorschädigung einen Einfluss auf die ermittelte Risszähigkeit ausübt, wurden zusätzlich 20 Probekörper des Materials VITA CAD-Temp auf diese Weise präpariert und die ermittelte Risszähigkeit mit der verglichen, die bei den lediglich durch die Rasierklingenvorrichtung vorbereiteten VITA CAD-Temp Probekörpern bestimmt wurde.

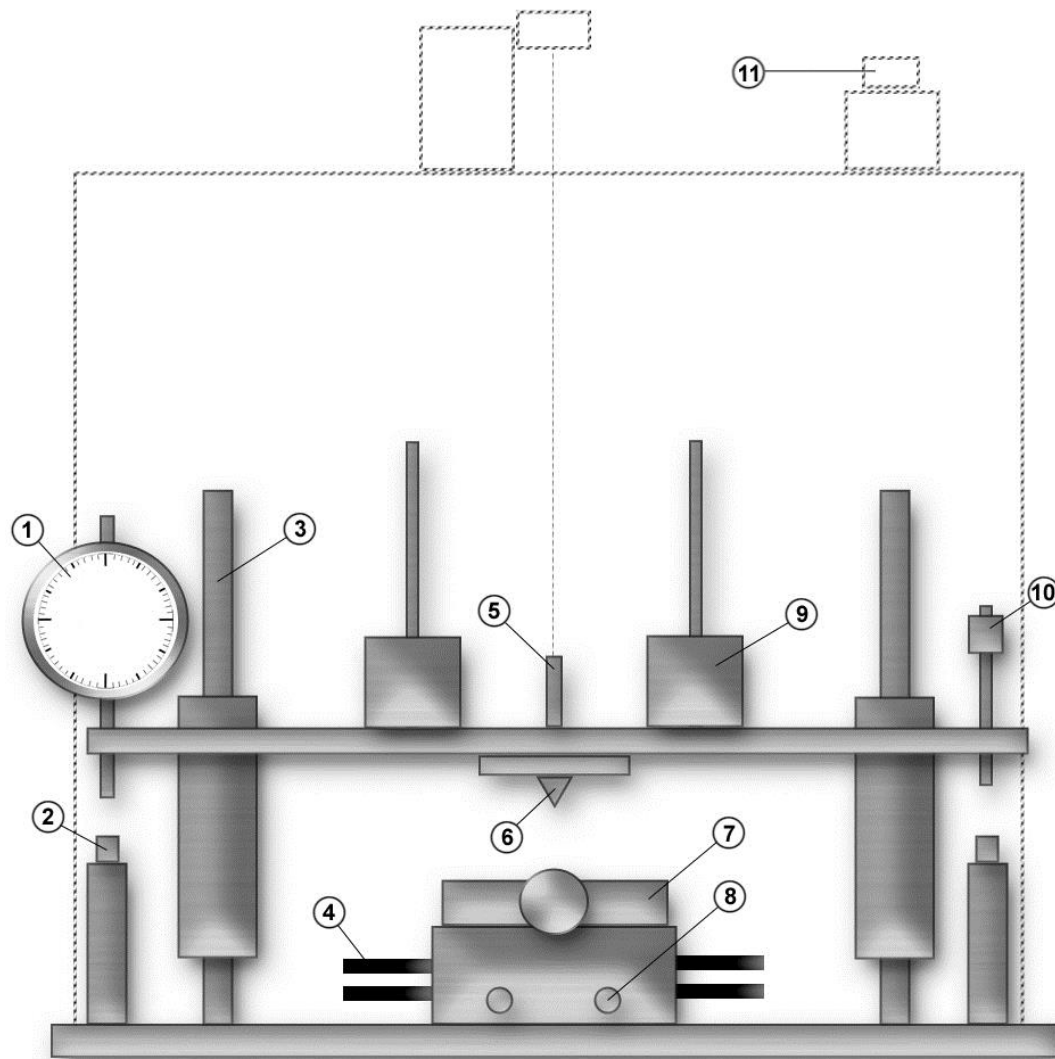


Abbildung 10: Schematische Darstellung der Rasierklingenmaschine

- | | | | |
|----|------------------------|-----|----------------------|
| 1: | Messtaster | 7: | Probekörperhalterung |
| 2: | Anschlag | 8: | Druckluftregler |
| 3: | Führungsschiene | 9: | Zusatzgewichte |
| 4: | Druckluftzuführung | 10: | Anschlagvorrichtung |
| 5: | Aufhängung | 11: | Druckluft an/aus |
| 6: | Rasierklingenhalterung | | |

Zum Einbringen der Kerbe wurde jeweils ein Probekörper in die dafür vorgesehene Halterung (Abbildung 10 / 7) eingespannt. Jeder Prüfkörper wurde derart

ausgerichtet, dass sich dessen Mitte exakt unter der Schneide der über ihm befestigten handelsüblichen Rasierklinge (Abbildung 10 / 6) befand.

Die Vorrichtung, in der sich die Rasierklinge befindet, ist durch eine Nylon-schnuraufhängung (Abbildung 10 / 5) über eine Winde mit einem variablen Gegengewicht, das sich hinter der Maschine befindet, verbunden. Das Eigengewicht dieser Vorrichtung bewirkt trotz Gegengewicht eine abwärts gerichtete Kraft, die durch zusätzliche Gewichte (Abbildung 10 / 9) variiert und verstärkt werden kann. Während dieser Untersuchung wurde das geringstmögliche Gegengewicht verwendet. Die Probekörperhalterung selbst ist Teil eines beweglichen Schlittens, der durch Druckluft (Abbildung 10 / 11) angetrieben wird. Der Schlitten wird von zwei Seiten mit Druckluft gespeist (Abbildung 10 / 4), wobei der Druck von der einen Seite den Schlitten zurückbewegt, und der Druck von der anderen Seite ihn dann wieder nach vorn bringt. Die Höhe des Drucks lässt sich für jede Seite getrennt regulieren (Abbildung 10 / 8) und beeinflusst die Bewegungsgeschwindigkeit des Schlittens. Durch alternierende Druckzufuhr bewegt sich der Schlitten samt Probekörper somit bezogen auf die Rasierklingenmaschine in der Sagittalen vor und zurück. Das bedeutet, dass bei dieser Maschine nicht die Klinge bewegt wird, sondern der zu schneidende Prüfkörper. Um ein durch die Schlittenbewegung verursachtes Pendeln der Rasierklingenhalterung zu vermeiden, ist diese durch spezielle Führungsschienen (Abbildung 10 / 3) fixiert. Die Schienen erlauben lediglich eine vertikale Bewegung der Klingenhalterung.

Vor Beginn des jeweiligen Kerbungsvorgangs wurde der Mikrometer skalierte Messtaster (Abbildung 10 / 1) auf seine Nullposition zurückgesetzt. Mit Hilfe der Anschlagvorrichtung (Abbildung 10 / 10) wurde eine maximale Eindringtiefe von 600 μm festgelegt. Bei Erreichen dieser eingestellten maximalen Schnitttiefe, trifft die fixierte Vorrichtung auf den Anschlag (Abbildung 10 / 2) und verhindert ein zu tiefes Eindringen der Rasierklinge in den Probekörper. Der vertikale Vortrieb wurde neben dem Eigengewicht der Rasierklingenhalterung durch eine zusätzliche Belastung mit Gewichten (Abbildung 10 / 9) der Masse 2 kg unterstützt.

Die Bewegungsgeschwindigkeit des Schlittens wurde durch Druckluftregulierung auf etwa 20 cm/s festgelegt. Die Regulierer (Abbildung 10 / 8) wurden identisch eingestellt, so dass die Schlittenbeschleunigung in beide Richtungen gleichmäßig war. Um eine Überhitzung der Probekörper zu vermeiden, wurde die Rasierklinge zusätzlich vor jeder Rissetzung mit einer 5 µm Diamantschleifpaste auf Ölbasis behandelt. Abschließend wurde die gesamte Rasierklingenhalterung (Abbildung 10 / 6) auf den eingespannten Probekörper (Abbildung 10 / 7) gesetzt und die Rasierklingenmaschine angeschaltet (Abbildung 10 / 11). Durch das Gewicht der Vorrichtung und die Sägebewegung des Schlittens sinkt die Rasierklinge langsam und bestimmt in den Probekörper ein. Die momentane Eindringtiefe lässt sich jederzeit auf der Anzeige des Messtasters (Abbildung 10 / 1) nachvollziehen. Bei Erreichen der gewünschten Tiefe wurde die Rasierklingenhalterung angehoben und die Maschine ausgestellt. Nach abgeschlossener Kerbung eines Probekörpers wurde die Rasierklinge auf Schärfe kontrolliert und gegebenenfalls ausgewechselt.

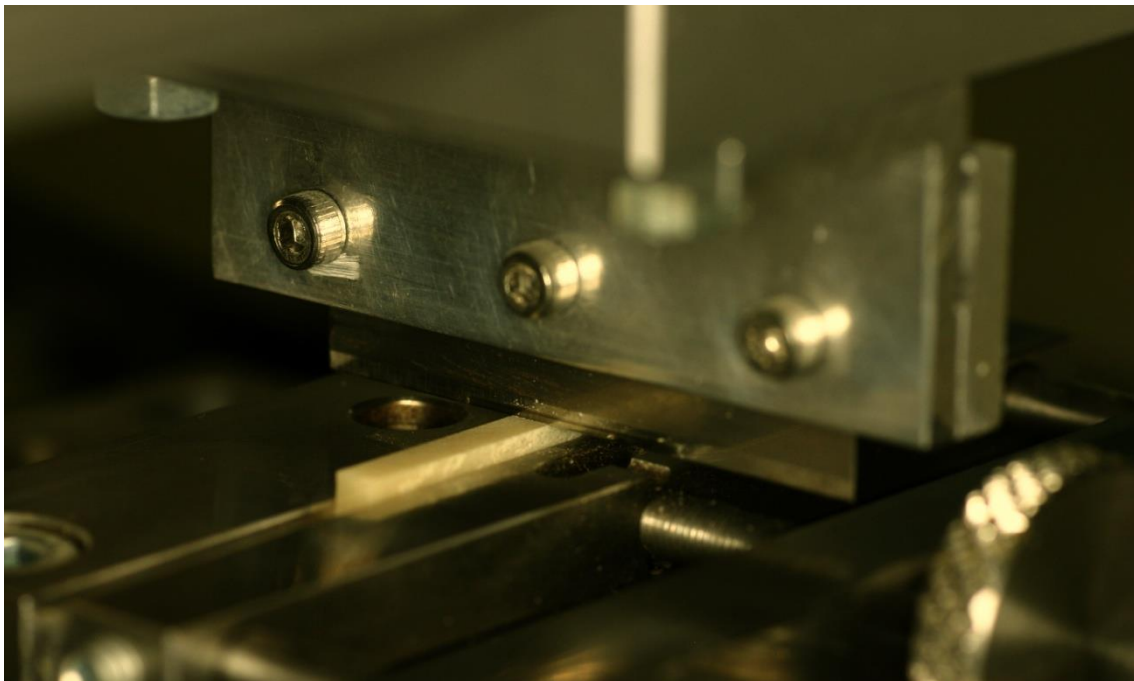


Abbildung 11: Detail der Rasierklingenmaschine – Rasierklingenhalterung und eingespannter Probekörperrohling

Versuchsaufbau

Die Probekörper wurden ebenso wie bei der Bestimmung der Biegefestigkeit in der Universalprüfmaschine Z010 mit denselben Parametern bis zu ihrem Bruch auf Druck belastet. Der Prüfstempel wirkte bei diesem Versuch auf der dem gesetzten Riss gegenüberliegenden Seite ein. Bei Fraktur des Probekörpers wurde die zu diesem Zeitpunkt anliegende Bruchlast abgelesen.

Die exakte Vermessung der Probekörper erfolgte erneut erst nach dem eigentlichen Versuch. Wie bei der Bestimmung der Biegefestigkeit auch, wurden die Bruchstücke jeweils an ihren Bruchseiten bei 20-facher Vergrößerung lichtmikroskopisch fotografiert. Zusätzlich zur Ermittlung der jeweiligen Breite und Höhe des Probekörpers an der Bruchstelle der beiden Fragmente, wurde die mittlere Risstiefe mit Software-Werkzeugen des Programms Image Pro Plus 6 errechnet (Abbildung 12).

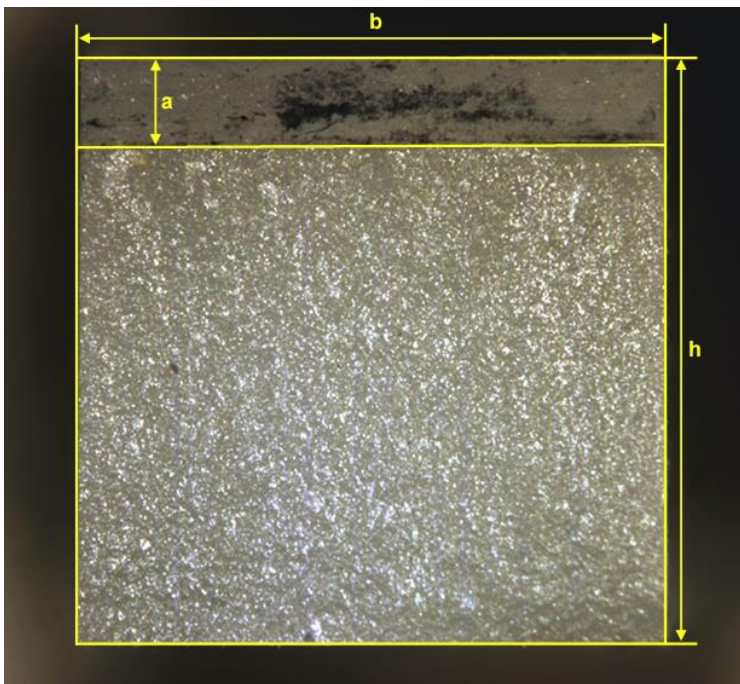


Abbildung 12: Schematische Darstellung der Vermessung eines Probekörpers (VITA MKII) nach Bruchzähigkeitstestung.

a: mittlere Risstiefe [mm]

b: mittlere Breite [mm]

h: mittlere Höhe [mm]

Die Berechnung der Bruchzähigkeit erfolgte abschließend nach der bereits beschriebenen Formel.

3.2.3 Bestimmung der Weibullparameter

Die Ermittlung des Weibullmoduls m und der charakteristischen Weibullfestigkeit σ_0 erfolgte zeichnerisch und rechnerisch auf Basis der vorher beschriebenen Formeln.

3.2.4 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit Hilfe der Programme Origin 6.0 (Origin-Lab, Northampton) und Excel 2007 (Microsoft, Redmont) durchgeführt.

Von den für jeden Werkstoff ermittelten Werten für die Biegefestigkeit und die Bruchzähigkeit wurden jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet und tabellarisch festgehalten. Weiterhin wurden die Versuchsergebnisse in Box-Diagrammen, die auch als Box-Whisker-Diagramme oder Boxplots bezeichnet werden, dargestellt. Diese haben den Vorteil, dass sie dem Betrachter einen schnellen Überblick über die Schlüsselwerte der deskriptiven Statistik ermöglichen. Ein Box-Diagramm besteht aus einem Rechteck, der sogenannten Box, und zwei Linien, den sogenannten Whiskern, die jeweils durch einen Strich begrenzt werden. Die Box entspricht dem Bereich, in dem 50 % der Messwerte liegen. Sie wird durch ein 25. und 75. Perzentil, auch oberes und unteres Quartil genannt, begrenzt. Der Interquartilabstand, also die Länge der Box, ist somit ein Maß für die Streuung der Daten. Ein die Box durchziehender weiterer Strich beschreibt ein besonderes Quartil, nämlich den Median, der die gesamte Verteilung in zwei gleich große Teile einteilt, in denen jeweils 50 % der Messdaten liegen. Die beiden Whisker sind nicht einheitlich definiert und können je nach Bedarf andere Werte darstellen. Sie geben in dieser Studie den unteren und oberen Extremwert der Messdaten an. Diese beschriebenen Werte werden auch als 5-Zahlen-Zusammenfassung bezeichnet.

Um weiterhin eine Aussage darüber treffen zu können, ob sich die Biegefestigkeiten und Bruchzähigkeiten der verschiedenen Werkstoffe signifikant vonei-

inander unterscheiden, musste ein geeignetes Analyseverfahren gefunden werden. Ein gängiges Verfahren, um den Einfluss einer unabhängigen Variable (Art des Werkstoffs) auf eine abhängige Variable (Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit) bei mehr als zwei Gruppen zu untersuchen, stellt die Ein-Weg-ANOVA (analysis of variance) dar. Um dieses Analyseverfahren anwenden zu können müssen drei Voraussetzungen erfüllt sein:

- voneinander unabhängige Einflussvariablen
- Normalverteilung der Messwerte
- Varianzhomogenität der Messwerte

Die Unabhängigkeit der Einflussvariablen, nämlich der Art des Werkstoffs, war bereits durch die Versuchsanordnung als gegeben anzusehen. Die Normalverteilung der Stichprobenvariablen, also der einzelnen Messwerte eines jeden Materials, wurde mit dem Test nach Kolmogorov-Smirnov überprüft und bestätigt.

Um die Varianzhomogenität der Messwerte zu analysieren wurde der Levene-Test gewählt. Dieser ergab, dass die Varianz der Messwerte der verschiedenen Werkstoffe nicht homogen ist, was ein Ausscheiden der Ein-Weg-ANOVA hätte bedeuten können. Da die Ein-Weg-ANOVA aber bei gleicher Stichprobengröße und bei großen Stichprobengruppen ($n = 30$) nur wenig bis gar nicht durch eine Varianzheterogenität beeinflusst wird, konnte sie in dieser Studie zum Einsatz kommen.

Die Nullhypothese der Ein-Weg-ANOVA besagt, dass zwischen den Mittelwerten der analysierten Gruppen kein nicht zufälliger Unterschied besteht. Die Alternativhypothese besagt, dass zwischen mindestens zwei Mittelwerten ein nicht zufälliger und damit signifikanter Unterschied besteht. Bei der Analyse der Mittelwerte wurde ein Signifikanzniveau von 0,05 gewählt, so dass bei einem Paarvergleich mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 % je ein p-Wert errechnet wurde, welcher die Nullhypothese entweder bestätigt ($p > 0,05$) oder ablehnt ($p < 0,05$).

Die Ablehnung der Nullhypothese bestätigt die Alternativhypothese, dass sich die gemessenen Mittelwerte mindestens zwei analysierter Werkstoffe signifikant voneinander unterscheiden. Um abschließend herauszufinden welche Mittelwerte im Einzelnen signifikant voneinander abweichen wurde ein Tukey-Post-Hoc Test für gleich große Stichprobenumfänge durchgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Bestimmung der Biegefestigkeit

4.1.1 Messergebnisse

Die Ergebnisse der Bestimmung der mittleren Biegefestigkeiten von Snap (SNAP), Dentalon Plus (DENT), Luxatemp Automix (LUX), Protemp 3 Garant (PT3G) und VITA CAD-Temp (VCT) sind in Abbildung 13 graphisch dargestellt.

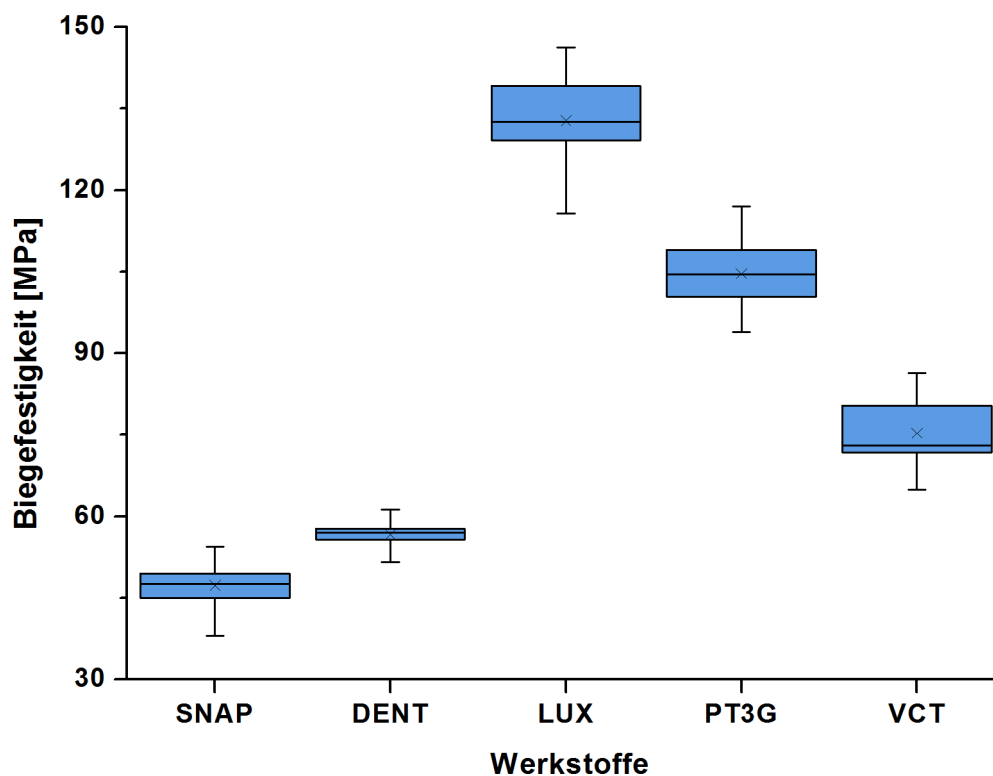


Abbildung 13: Biegefestigkeitswerte der temporären K&B-Materialien Snap, Dentalon Plus, Luxatemp Automix, Protemp 3 Garant und Vita CAD-Temp

Den höchsten Wert für die mittlere Biegefestigkeit von $132,72 \pm 8,14$ MPa konnte bei Luxatemp Automix gemessen werden. In einem Abstand folgen die bei

den weiteren Materialien auf Bis-Acrylat-Basis, wobei Protemp 3 Garant mit $104,61 \pm 5,90$ MPa eine deutlich höhere mittlere Biegefestigkeit aufweist, als Vita CAD-Temp mit $75,28 \pm 5,50$ MPa. Die Werkstoffe auf höherer Methacrylat-basis erzielten die geringsten mittleren Biegefestigkeiten. Dentalon Plus liegt hier mit $56,65 \pm 2,33$ MPa über dem Messergebnis von Snap, das mit $47,30 \pm 3,70$ MPa das Schlusslicht bildet.

Die temporären K&B-Materialien auf Bis-Acrylat-Basis bilden aufgrund der Höhe der ermittelten Biegefestigkeiten eine eigene den höheren Methacrylaten in diesem Parameter überlegene Gruppe.

Die statistische Auswertung der Messungen mit Hilfe der Ein-Weg-ANOVA ergab, dass die mittleren Biegefestigkeiten der Werkstoffe signifikant voneinander abweichen ($F = 1236,12$, $p = 0$). Der sehr hohe Wert für F lässt bereits vermuten, dass sich wahrscheinlich sämtliche Mittelwerte signifikant voneinander unterscheiden. Die Post-Hoc Analyse nach Tukey bestätigte diese Annahme.

Tabelle 1: Ergebnisse der Post-Hoc Analyse der Ein-Weg-ANOVA nach Tukey

	SNAP $\bar{x} = 47,30$ MPa $s = 3,70$ MPa	DENT $\bar{x} = 56,65$ MPa $s = 2,33$ MPa	LUX $\bar{x} = 132,72$ MPa $s = 8,14$ MPa	PT3G $\bar{x} = 104,61$ MPa $s = 5,90$ MPa	VCT $\bar{x} = 75,28$ MPa $s = 5,50$ MPa
SNAP		$p = 1,7786E^{-8}$ signifikant	$p = 0$ signifikant	$p = 0$ signifikant	$p = 2,67952E^{-7}$ signifikant
DENT			$p = 0$ signifikant	$p = 1,96545E^{-8}$ signifikant	$p = 0$ signifikant
LUX				$p = 2,69429E^{-7}$ signifikant	$p = 0$ signifikant
PT3G					$p = 8,43684E^{-8}$ signifikant

4.1.2 Lichtmikroskopische Analyse der Bruchflächen

Bei der Beurteilung der Bruchflächen unter 20-facher Vergrößerung im Lichtmikroskop konnten die untersuchten Werkstoffe visuell in zwei Gruppen unterteilt werden.

Die temporären K&B-Materialien auf höherer Methacrylat-Basis, Snap und Dentalon Plus, ließen im Lichtmikroskop eine blasenartige, körnige Strukturierung erkennen. Diese sichtbaren Partikel sind Polymersphären aus dem Polymerpulver, die in die Polymermatrix eingebettet sind.

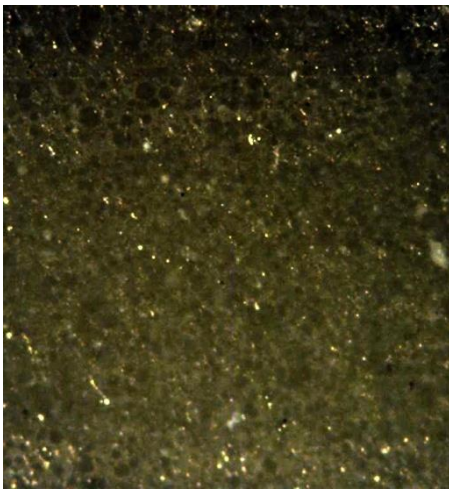


Abbildung 14: Bruchfläche von Dentalon nach Biegefestigkeitsprüfung



Abbildung 15: Bruchfläche von Snap nach Biegefestigkeitsprüfung

Ein weiterer Unterschied zwischen den höheren Methacrylaten und den Bis-Acrylaten besteht darin, dass die Materialien auf Bis-Acrylat-Basis deutliche Frakturlinien erkennen lassen. Diese fehlen bei der Inspektion von Dentalon Plus und Snap nahezu vollkommen.

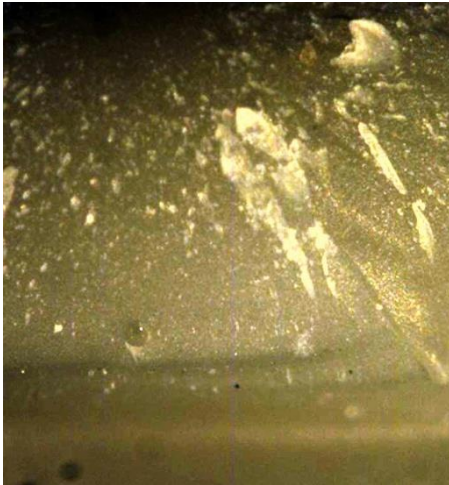


Abbildung 16: Bruchfläche von Luxatemp Automix nach Biegefestigkeitsprüfung



Abbildung 17: Bruchfläche von Protemp 3 Garant nach Biegefestigkeitsprüfung

Das temporäre K&B-Material Vita CAD-Temp nimmt in der lichtmikroskopischen Bruchflächenanalyse eine Mittelstellung zwischen den höheren Methacrylaten und den Bis-Acrylaten ein. Es besitzt visuell eine eher den höheren Methacrylaten ähnelnde Struktur, zeigt aber ebenfalls, wenn auch weniger deutlich, Frakturlinienverläufe, die bei den Bis-Acrylaten anzutreffen sind.

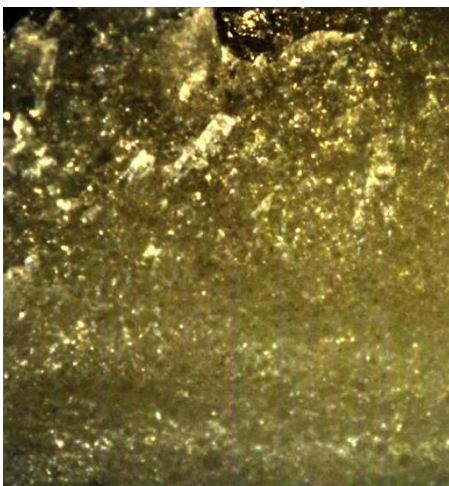


Abbildung 18: Bruchfläche von VITA CAD-Temp nach Biegefestigkeitsprüfung

4.2 Bestimmung der Bruchzähigkeit

4.2.1 Messergebnisse

Die Ergebnisse der Bestimmung der mittleren Bruchzähigkeiten von Snap (SNAP), Dentalon Plus (DENT), Luxatemp Automix (LUX), Protemp 3 Garant (PT3G) und VITA CAD-Temp Charge #1 (VCT #1) und #2 (VCT #2), Vita MK II (MKII) und RIC (RIC) sind in Abbildung 19 graphisch dargestellt.

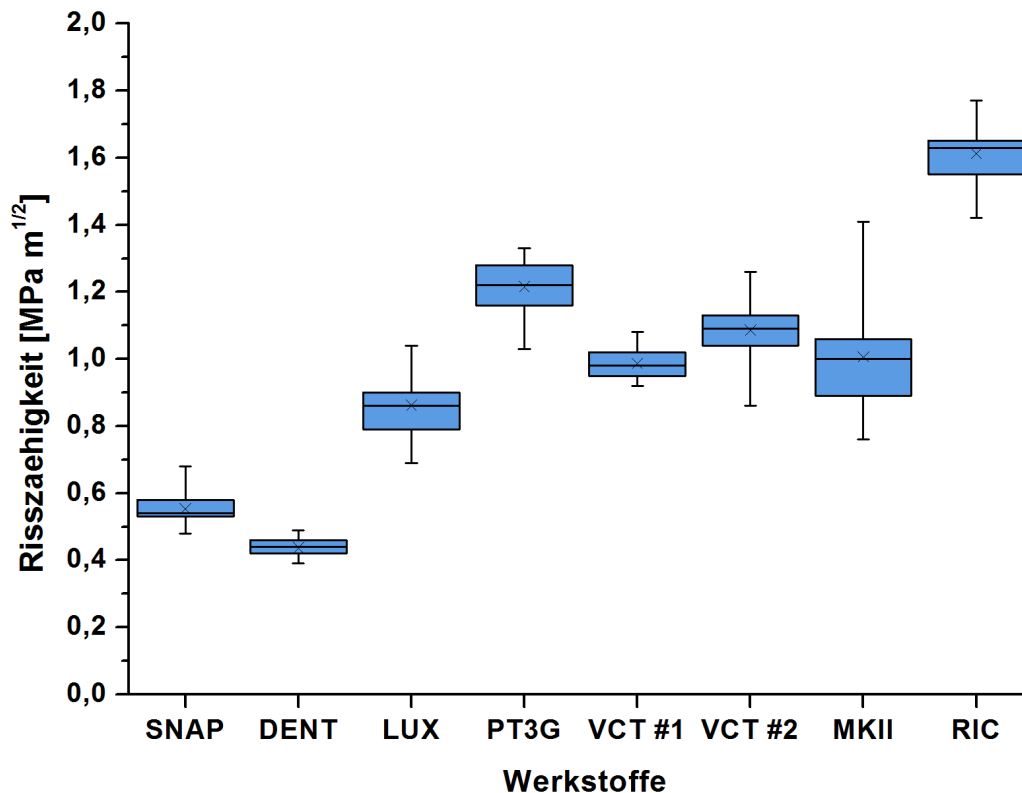


Abbildung 19: Bruchzähigkeitswerte der temporären K&B-Materialien Snap, Dentalon Plus, Luxatemp Automix, Protemp 3 Garant, Vita CAD-Temp Charge #1 & #2, Vita MK II und RIC

Ähnlich der Ergebnisse der Biegefestigkeitsbestimmung ließen sich die ermittelten mittleren Bruchzähigkeiten aufgrund ihrer Höhe in zwei beziehungsweise drei Hauptgruppen unterteilen. Die temporären K&B-Werkstoffe auf Bis-Acrylat-Basis bilden zusammen mit der Keramik Cerec Vita MK II eine Gruppe, wäh-

rend die temporären K&B-Werkstoffe auf höherer Methacrylat-Basis die zweite Gruppe bilden.

Das RIC erzielte mit $1,61 \pm 0,09 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ eine außergewöhnlich hohe Bruchzähigkeit und bildet somit alleinstehend eine dritte Gruppe.

In der Gruppe der Bis-Acrylat-Komposite konnte sich Protemp 3 Garant mit $1,22 \pm 0,07 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ absetzen. Die Chargen #1 und #2 des Materials Vita CAD-Temp erreichten eine mittlere Bruchzähigkeit von $0,99 \pm 0,04 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ beziehungsweise $1,09 \pm 0,09 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$. Die Keramik Vita MK II erzielte mit $1,01 \pm 0,16 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ Messwerte der Größenordnung des Vita CAD-Temp Komposites. In dieser Gruppe reihte sich Luxatemp Automix leicht abgeschlagen mit $0,86 \pm 0,08 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ mit der geringsten Bruchzähigkeit ein. Die Bruchzähigkeiten der höheren Methacrylate lagen deutlich unter denen der Materialien auf Bis-Acrylat-Basis, wobei Snap mit $0,55 \pm 0,04 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ einen höheren Wert als Dentalon Plus, das eine mittlere Bruchzähigkeit von $0,44 \pm 0,03 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ erzielte, erreichen konnte.

Die statistische Auswertung der Messungen mit Hilfe der Ein-Weg-ANOVA ergab, dass sich die mittleren Bruchzähigkeiten der Werkstoffe signifikant voneinander unterscheiden ($F = 540,47808$, $p = 0$). Ein derart hoher Wert für F lässt ähnlich der Analyse der mittleren Biegefestigkeiten vermuten, dass sich die meisten Mittelwerte signifikant voneinander unterscheiden. Die Post-Hoc Analyse wurde ebenfalls nach Tukey durchgeführt.

4 Ergebnisse

Tabelle 2: Ergebnisse der Post-Hoc Analyse der Ein-Weg-ANOVA nach Tukey

	SNAP $\bar{x}=0,55$ $s=0,04$	DENT $\bar{x}=0,44$ $s=0,03$	LUX $\bar{x}=0,86$ $s=0,08$	PT3G $\bar{x}=1,22$ $s=0,07$	VCT #1 $\bar{x}=0,99$ $s=0,04$	VCT #2 $\bar{x}=1,09$ $s=0,09$	MK II $\bar{x}=1,01$ $s=0,16$	RIC $\bar{x}=1,61$ $s=0,09$
SNAP		$p = 2,21068E^{-6}$ signifikant	$p = 5,411468E^{-9}$ signifikant	$p = 0$ signifikant	$p = 0$ signifikant	$p = 7,91364E^{-8}$ signifikant	$p = 5,38274E^{-9}$ signifikant	$p = 0$ signifikant
DENT			$p = 4,97162E^{-9}$ signifikant	$p = 2,99118E^{-8}$ signifikant	$p = 0$ signifikant	$p = 0$ signifikant	$p = 8,78183E^{-8}$ signifikant	$p = 0$ signifikant
LUX				$p = 1,9947E^{-9}$ signifikant	$p = 2,32224E^{-7}$ signifikant	$p = 0$ signifikant	$p = 9,06234E^{-8}$ signifikant	$p = 0$ signifikant
PT3G					$p = 0$ signifikant	$p = 1,47025E^{-6}$ signifikant	$p = 4,62836E^{-10}$ signifikant	$p = 1,996545E^{-8}$ signifikant
VCT #1						$p = 6,51113E^{-4}$ signifikant	$p = 0,98858$ nicht signifikant	$p = 0$ signifikant
VCT #2							$p = 0,03931$ signifikant	$p = 0$ signifikant
MK II								$p = 6,51649E^{-7}$ Signifikant

Wie bereits aufgrund des hohen F-Wertes der Ein-Weg-ANOVA vermutet, unterscheiden sich die mittleren Bruchzähigkeitswerte der einzelnen Werkstoffe mit Ausnahme der Werte der VITA CAD-Temp Charge #1 und VITA MKII signifikant voneinander.

4.3 Die Weibullanalyse

Im folgenden Abschnitt sind die Weibulldiagramme der jeweiligen Materialien abgebildet, anhand derer die Bestimmung des Weibullmoduls m und der charakteristischen Weibullfestigkeit σ_0 durchgeführt wurde.

4.3.1 Snap

Abbildung 20 zeigt das Weibulldiagramm von Snap.

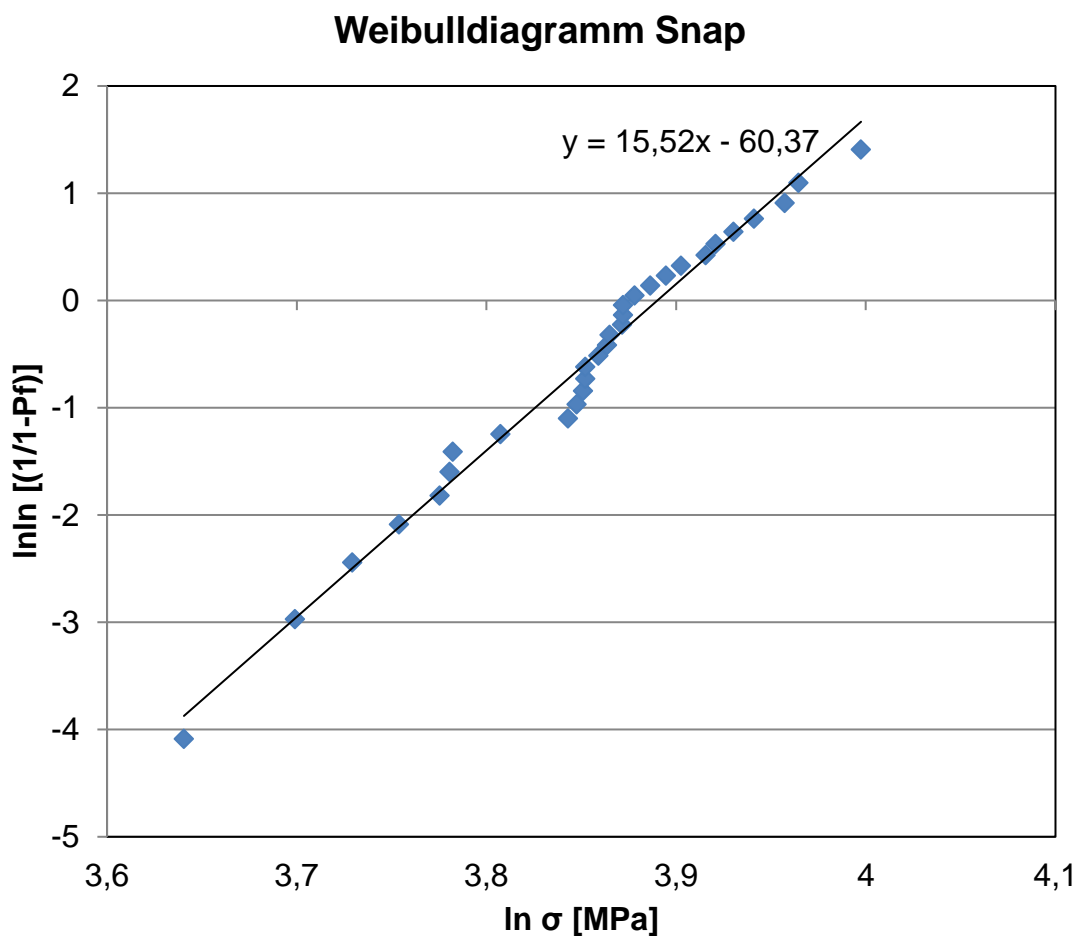


Abbildung 20: Weibulldiagramm des temporären K&B-Materials Snap

Aus der Gleichung der Regressionsgeraden ergibt sich ein Weibullmodul m von 15,52.

$$y = mx + b ; f(x) = 15,52x - 60,37$$

$$m = 15,52$$

Wird anschließend $f(x) = 0$ gesetzt, so beträgt die charakteristische Weibullfestigkeit σ_0 49,02 MPa.

$$f(x) = 0 = 15,52x - 60,37$$

$$\Leftrightarrow 15,52x = 60,37$$

$$\Leftrightarrow x = 3,89 = \ln\sigma_0$$

$$\Leftrightarrow \sigma_0 = 49,02$$

Diese übersteigt den Wert der mittleren Biegefestigkeit von 47,30 MPa um 1,72 MPa.

4.3.2 Dentalon Plus

Abbildung 21 zeigt das Weibulldiagramm von Dentalon Plus.

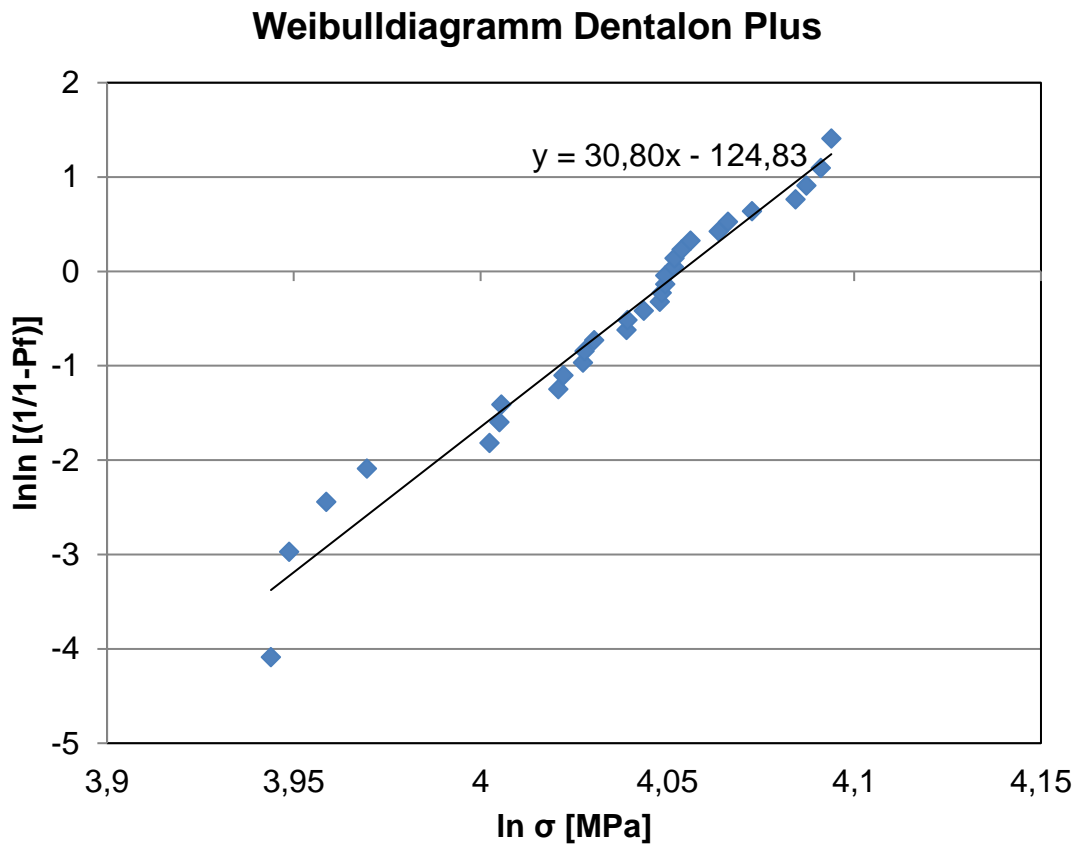


Abbildung 21: Weibulldiagramm des temporären K&B-Materials Dentalon Plus

Aus der Gleichung der Regressionsgeraden ergibt sich ein Weibullmodul m von 30,80.

$$y = mx + b ; f(x) = 30,80x - 124,83$$

$$m = 30,80$$

Setzt man anschließend $f(x) = 0$, so beträgt die charakteristische Weibullfestigkeit σ_0 57,59 MPa.

$$f(x) = 0 = 30,80x - 124,83$$

$$\Leftrightarrow 30,80x = 124,83$$

$$\Leftrightarrow x = 4,05 = \ln \sigma_0$$

$$\Leftrightarrow \sigma_0 = 57,59$$

Diese übersteigt den Wert der mittleren Biegefestigkeit von 56,65 MPa um 0,94 MPa.

4.3.3 Luxatemp Automix

Abbildung 22 zeigt das Weibulldiagramm von Luxatemp Automix.

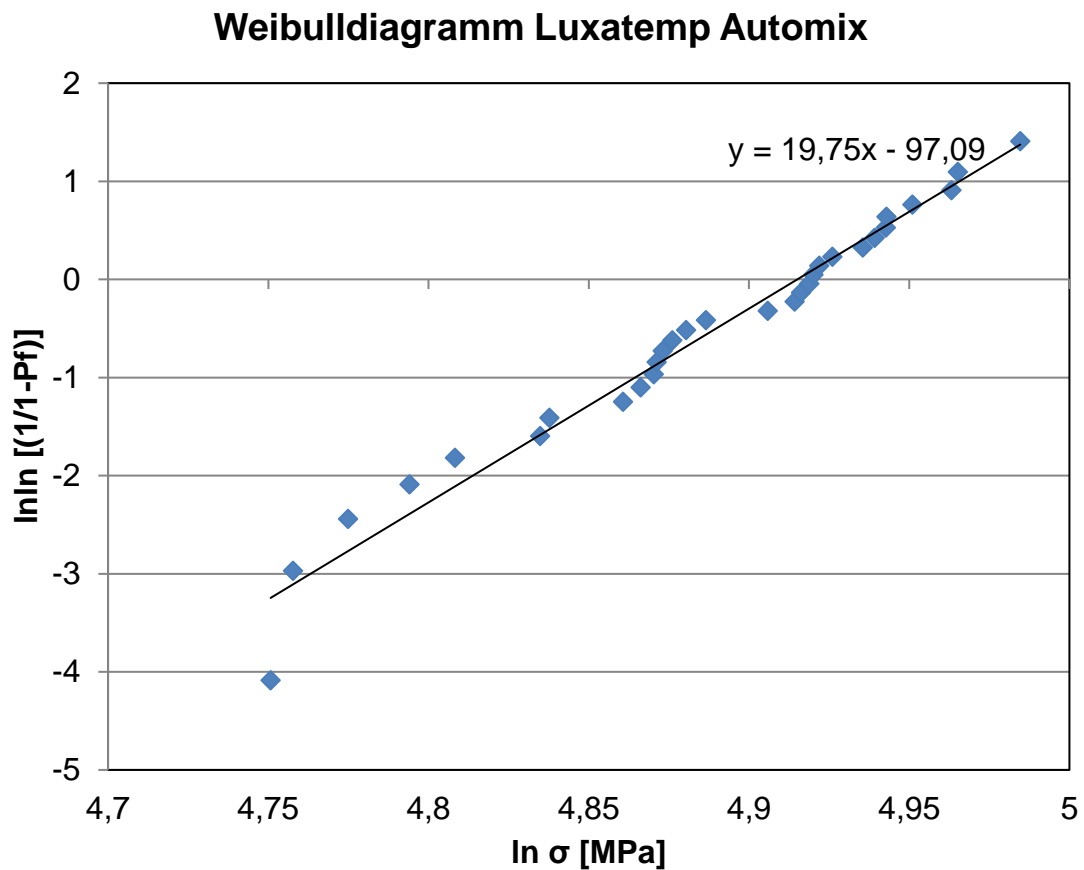


Abbildung 22: Weibulldiagramm des temporären K&B-Materials Luxatemp Automix

Aus der Gleichung der Regressionsgeraden ergibt sich ein Weibullmodul m von 19,75.

$$y = mx + b ; f(x) = 19,75x - 97,09$$

$$m = 19,75$$

Wird anschließend $f(x) = 0$ gesetzt, so beträgt die charakteristische Weibullfestigkeit σ_0 136,38 MPa.

$$f(x) = 0 = 19,75x - 97,09$$

$$\Leftrightarrow 19,75x = 97,09$$

$$\Leftrightarrow x = 4,92 = \ln \sigma_0$$

$$\Leftrightarrow \sigma_0 = 136,38$$

Diese übersteigt den Wert der mittleren Biegefestigkeit von 132,72 MPa um 3,66 MPa.

4.3.4 Protemp 3 Garant

Abbildung 23 zeigt das Weibulldiagramm von Protemp 3 Garant.

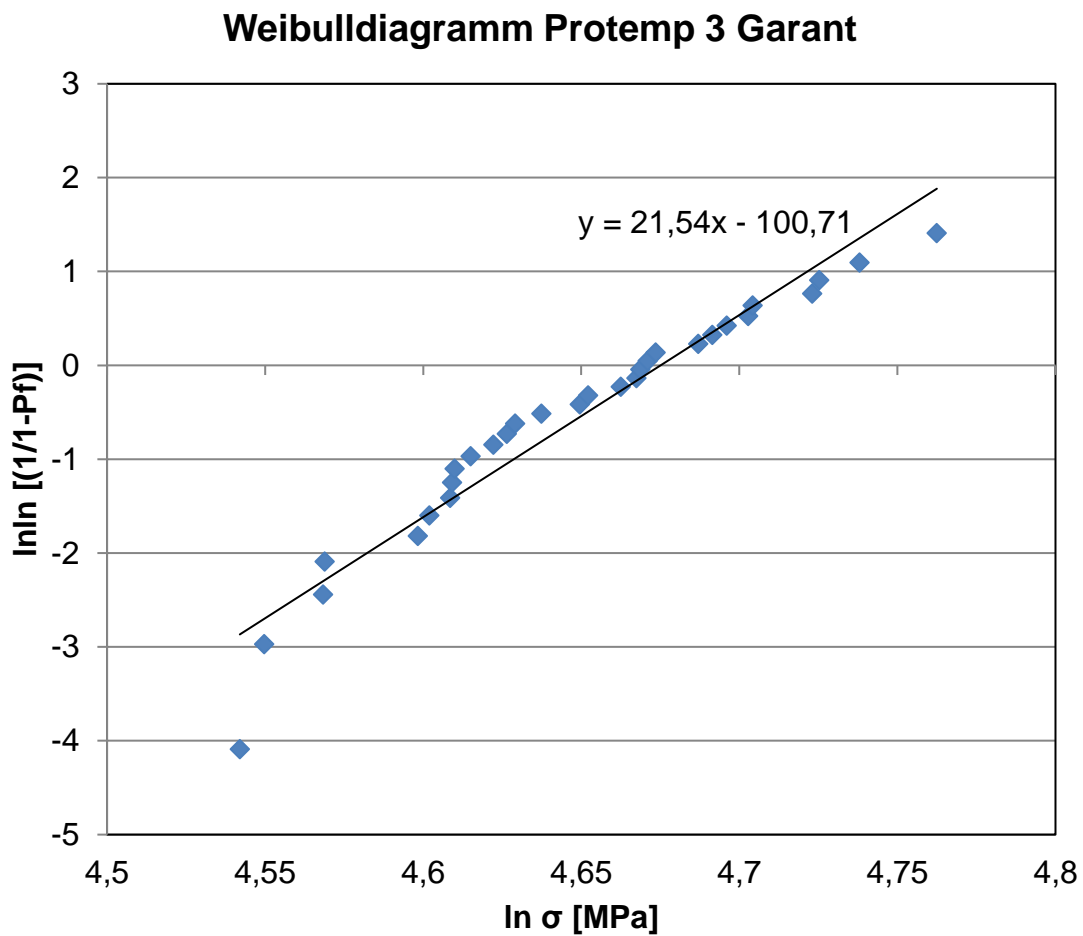


Abbildung 23: Weibulldiagramm des temporären K&B-Materials Protemp 3 Garant

Aus der Gleichung der Regressionsgeraden ergibt sich ein Weibullmodul m von 21,54.

$$y = mx + b ; f(x) = 21,54x - 100,71$$

$$m = 21,54$$

Wird anschließend $f(x) = 0$ gesetzt, so beträgt die charakteristische Weibullfestigkeit σ_0 107,24 MPa.

$$f(x) = 0 = 21,54x - 100,71$$

$$\Leftrightarrow 21,54x = 100,71$$

$$\Leftrightarrow x = 4,675 = \ln \sigma_0$$

$$\Leftrightarrow \sigma_0 = 107,24$$

Diese übersteigt den Wert der mittleren Biegefestigkeit von 104,61 MPa um 2,63 MPa.

4.3.5 VITA CAD-Temp

Abbildung 24 zeigt das Weibulldiagramm von VITA CAD-Temp.

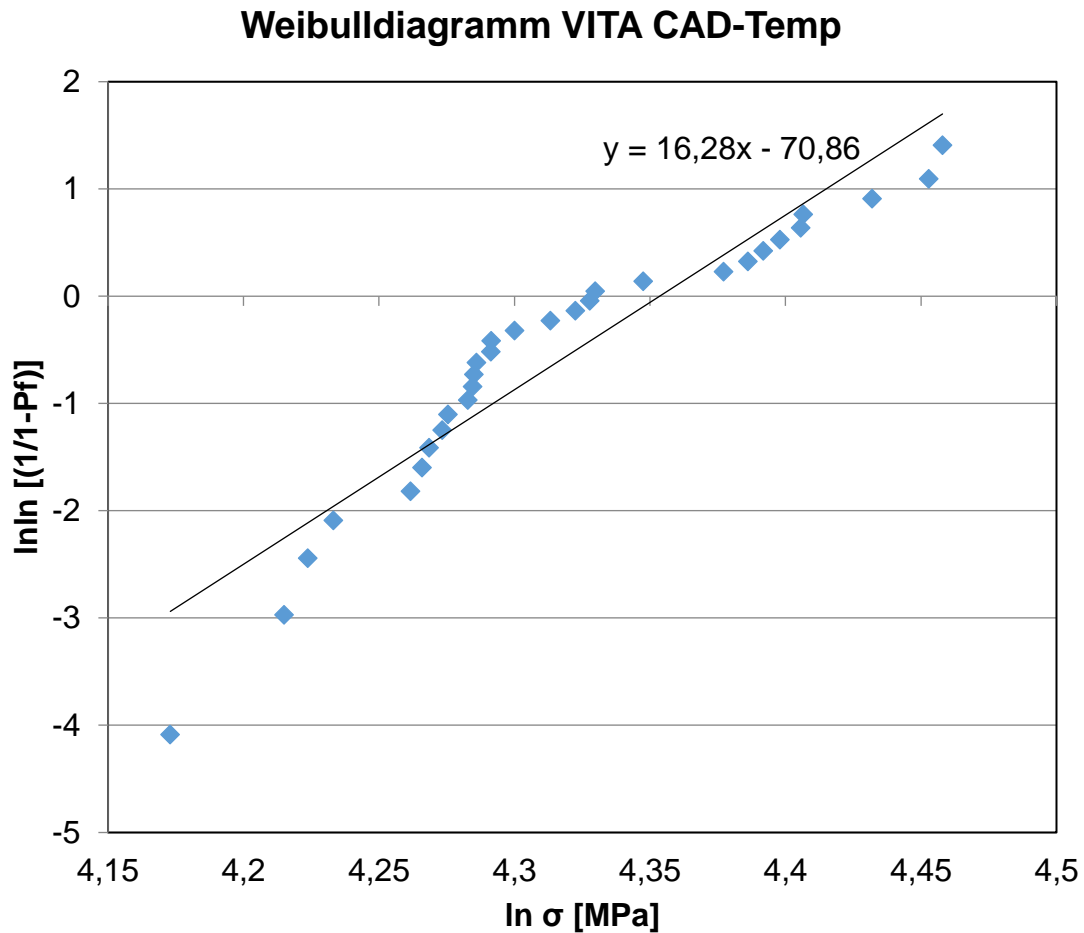


Abbildung 24: Weibulldiagramm des temporären K&B-Materials VITA CAD-Temp

Aus der Gleichung der Regressionsgeraden ergibt sich ein Weibullmodul m von 16,28.

$$y = mx + b ; f(x) = 16,28x - 70,86$$

$$m = 16,28$$

Wird anschließend $f(x) = 0$ gesetzt, so beträgt die charakteristische Weibullfestigkeit σ_0 69,23 MPa.

$$f(x) = 0 = 16,28x - 70,86$$

$$\Leftrightarrow 16,28x = 70,86$$

$$\Leftrightarrow x = 4,675 = \ln \sigma_0$$

$$\Leftrightarrow \sigma_0 = 69,23$$

Diese liegt von allen Materialien als einzige um 6,01 MPa unter dem Wert der mittleren Biegefestigkeit von 75,24 MPa.

4.3.6 Tabellarische Zusammenfassung der Weibullanalyse

In Tabelle 3 ist der Weibullmodul, die mittlere Biegefestigkeit und die charakteristische Weibullfestigkeit der jeweiligen Materialien aufgelistet.

Tabelle 3: Weibullmodul, mittlere Biegefestigkeit und charakteristische Weibullfestigkeit der Materialien Snap, Dentalon Plus, Luxatemp Automix, Protemp 3 Garant und Vita CAD-Temp

	Weibullmodul m	Biegefestigkeit σ [MPa]	Weibullfestigkeit σ_0 [MPa]
SNAP	15,52	47,30	49,02
DENT	30,79	56,65	57,59
LUX	19,75	132,72	136,38
PT3G	21,54	104,61	107,24
VCT	16,27	75,28	69,23

Der ermittelte Weibullmodul liegt bei Snap und Vita CAD-Temp mit 15,52 beziehungsweise 16,27 in einem ähnlichen Bereich. Luxatemp Automix und Protemp 3 Garant liegen mit 19,75 und 21,54 deutlich höher. Einen sehr hohen Wert erreicht das Material Dentalon Plus mit 30,79 und besitzt demnach die

geringste Streuung seiner Festigkeitswerte. Bis auf Vita CAD-Temp, dessen Weibullfestigkeit etwa 92 % der mittleren Biegefestigkeit entspricht, erreichen die untersuchten Materialien eine circa 2-4 % höhere Weibullfestigkeit als ihre gemessene mittlere Biegefestigkeit.

5 Diskussion

5.1 Biegefestigkeit

5.1.1 Prüfmethodik

Die Ermittlung der Biegefestigkeit erfolgte wie bereits beschrieben in Anlehnung an die Prüfnorm EN ISO 20795-1:2013. Da diese Norm vornehmlich auf die Prüfung von Prothesenkunststoffen, also Pulver/Flüssigkeit-Systemen höherer Methacrylate, ausgerichtet ist, mussten bei der Prüfung von Materialien auf Bis-Acrylat-Basis, insbesondere des VITA CAD-Temp Materials, die Vorgaben der ISO-Norm modifiziert werden. Diese Modifikationen sollen im Folgenden beschrieben und diskutiert werden.

Abweichend von der Normvorgabe wurden eigene Probekörperdimensionen gewählt. Die ISO-Norm sieht für die Testung der Biegefestigkeit Prüfkörper von 64 x 10 x 3,3 mm vor. Da aber die Probekörperabmessungen dieser Studie durch die maximale Größe der erhältlichen Polymerblocks des Materials VITA CAD-Temp limitiert waren, musste eine andere Geometrie gewählt werden. Für die Prüfkörper dieser Studie wurde in Abstimmung mit der Firma VITA Probekörper von 30 x 3 x 3 mm angestrebt. In der Literatur finden sich eine Reihe von Untersuchungen, die zahlreiche unterschiedliche Probekörperabmessungen zur Bestimmung der Biegefestigkeit verwenden, wobei die Mehrzahl der Studien auf 25 x 2 x 2 mm messende Prüfkörper zurückgreift. Eine Übersicht gibt Tabelle 4.

Tabelle 4: Verwendete Probekörperabmessungen unterschiedlicher Studien bei der Bestimmung der Biegefestigkeit

Abmessungen [mm]	Studie/n
90 x 3 x 5	(Osman & Owen 1993)
65 x 10 x 3	(Jaikumar et al. 2015)
65 x 10 x 2,5	(Akova et al. 2006, Archadian et al. 2000, Koumjian & Holmes 1990, Singh & Garg 2016)
34 x 9 x 8	(Chung et al. 1998)
26 x 10 x 2	(Romil et al. 2012)
25 x 2 x 5	(Hernandez et al. 2004)
25 x 2 x 2	(Bacchi et al. 2012, Balkenhol et al. 2008, Burduroğlu 2015, Duymus et al. 2014, Heying 2009, Kaneshima 2016, Kerby et al. 2013, Poonacha et al. 2013, Thompson & Luo 2014, Walker et al. 2006, Yao et al. 2014)
15 x 5 x 2	(Rzanny et al. 1996)
15 x 4 x 1,2	(Coldea et al. 2013)

Es ist festzuhalten, dass die ermittelte Biegefestigkeit durchaus abhängig beispielsweise von der Probekörpergeometrie oder der Temperatur ist. Inwiefern sich also die Verwendung unterschiedlicher Prüfkörpergeometrien und Versuchsaufbauten auf die Vergleichbarkeit der in den einzelnen Studien gewonnenen Werte für die Biegefestigkeit auswirkt ist demnach nicht eindeutig abgrenzbar.

Die Finalisierung der Probekörperoberfläche erfolgte in dieser Studie mit SiC Schleifpapier der Körnung P1200, also 15µm Schleifkörpergröße. Diese Vorgehensweise deckt sich mit der Vorkonditionierung der Prüfkörper für die Ermittlung der Bruchzähigkeit nach EN ISO 20795-1:2013 D. Für Keramiken konnte keine signifikante Erhöhung der Biegefestigkeit ab einer Schleifpapierkörnung von P1000 und bei Kompositen ab einer Körnung von P320 festgestellt werden (Lohbauer et al. 2008).

Ein weiterer Unterschied zwischen dieser Studie und der ISO-Norm besteht in der Konditionierung der Probekörper vor der eigentlichen Prüfung. Zur Bestimmung der Biegefestigkeit sollen die Probekörper laut Norm für 50 ± 2 h in destilliertem Wasser bei 37 °C gelagert werden, um das Vorhandensein von Speichel und der menschlichen Körpertemperatur zu simulieren. Die Temperatur der Lagerungsflüssigkeit hat dabei weniger Einfluss auf die endgültige mechanische Festigkeit als die Dauer der Lagerung (Mei et al. 2015). Da die Probekörper unmittelbar nach ihrer Herstellung noch nicht die endgültige Festigkeit erreicht haben (Koumjian & Holmes 1990), ist eine gewisse Lagerungszeit sinnvoll.

In dieser Studie wurden sämtliche Probekörper vor der eigentlichen Testung für sieben Tage bei 37 °C in destilliertem Wasser gelagert. Diese Vorgehensweise der wesentlich längeren Lagerung begründet sich darauf, dass in der Literatur je nach Autor eine Nachhärtung der temporären K&B-Materialien bis maximal sieben Tage nach der Anfertigung beschrieben wird. Die geringste in der Literatur geforderte Zeitspanne, die bis zum Erreichen der Endhärte benötigt wird, liegt für temporäre K&B-Materialien auf Bis-Acrylat-Basis bei etwa vier bis acht Stunden (Balkenhol 2008), wohingegen auch die in dieser Studie geprüften Materialien auf Methyl-Methacrylat-Basis weiter nachhärten. Eine kürzere Lage-

rungs- und damit Polymerisationsdauer reduziert die zu erwartenden Festigkeitswerte signifikant (Kerby et al. 2013, Poonacha et al. 2013). Die Mehrzahl der publizierten Studien geht jedoch von einer Nachhärtung bis etwa sieben Tage nach Polymerisationsbeginn aus. Durch längere Lagerungszeiten über sieben Tage hinaus, sind keine höheren Festigkeitswerte mehr zu erwarten (Anders & Welker 1990, Koumjian & Nimmo 1990, Mayer 1995, Pfeiffer & Schwickerath 1988).

Da beim industriell polymerisierten VITA CAD-Temp nicht von einer Nachhärtung auszugehen war, sollten die übrigen Materialien zunächst ihre effektive Endhärte erreichen, um die ermittelten maximalen Biegefestigkeiten untereinander vergleichen zu können. Diese Vorgehensweise wurde gewählt, da es sich bei dieser Studie um eine *in vitro* Studie handelt, in welcher die mechanischen Eigenschaften unterschiedlicher temporärer K&B-Materialien ermittelt und verglichen werden sollen. Eine Übertragung der Ergebnisse auf den klinischen Alltag ist in diesem Fall ohnehin nicht ohne weiteres möglich (Diedrichs et al. 1996), weshalb dieser Teil der Vorkonditionierung zu Gunsten einer besseren *in vitro* Vergleichbarkeit durchgeführt wurde.

In der zahnärztlichen Praxis sind die ersten sieben Tage, die eine temporäre Versorgung im Munde des Patienten verweilt, sehr relevante und in den meisten Fällen die kritischsten Tage. Die Herstellung von einfachem, festsitzenden Zahnersatz, wie einer Einzelzahnkrone oder einer dreigliedrigen Brücke, dauert im zahntechnischen Labor in der Regel nicht mehr als eine Woche, so dass die Zeit zwischen Zahnpräparation und Eingliedern des definitiven Zahnersatzes selten mehr als 14 Tage betragen sollte. Dass die ersten ein bis zwei Wochen der provisorischen Versorgung von großer Relevanz sind, zeigt ebenfalls eine Studie der University of Washington. Bei der einjährigen Beobachtung von Einzelzahnprovisorien traten 50% der gesamten Misserfolge durch Fraktur bereits nach zwölf Tagen Tragedauer auf (Hyde et al. 2007). Die von Beginn an maximale Biegefestigkeit des VITA CAD-Temp erweist sich daher *in vivo* als vorteilhaft und muss bei der Beurteilung der Materialien berücksichtigt werden.

Auf den Einsatz weiterer Lagerungsmedien, um beispielsweise die Nahrungsaufnahme zu simulieren, wurde aus Gründen der Reproduzierbarkeit verzichtet. Dass unterschiedliche Medien einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften temporärer K&B-Materialien haben können, wurde bereits in der Literatur aufgezeigt (Akova et al. 2006, Liebermann et al. 2016, Yanikoğlu et al. 2014). Destilliertes Wasser stellt daher ein geeignetes Lagerungsmedium dar, um ein feuchtes aber nicht aggressives Milieu zur Vorkonditionierung der Probekörper zu schaffen. Jedoch ist auch bei einer mehrtägigen Lagerung lediglich in destilliertem Wasser grundsätzlich zu bedenken, dass die Wechselwirkung des Wassers mit den Prüfkörpern der Nachhärtung der Kunststoffe zumindest in der Theorie entgegenwirkt. Es ist bekannt, dass vor allem die organische Matrix eines Polymers Wasser aufnimmt. Durch die hydrolytische Spaltung werden mit der Zeit die Silanverbindungen zwischen organischer Kunststoffmatrix und anorganischen Füllstoffen gelöst. Die Wassermoleküle bewirken bei den Polymerketten deren Aufspaltung und dringen durch diese hindurch (Kishimoto & Fujita 1957). Dieser Effekt hat jedoch praktisch keine Auswirkung auf die Festigkeit der Materialien (Fujishima et al. 1989, Koumjian & Nimmo 1990, Pfeiffer & Schwickerath 1988), da die Verweildauer der Prüfkörper im Wasser zu kurz ist, als dass eine relevante Anzahl von Wassermolekülen in die Polymermatrix aufgenommen werden könnte (Ferracane et al. 1998, Söderholm 1988, Söderholm 1989). Hinzu kommt, dass die Wasseraufnahme moderner temporärer K&B-Materialien wesentlich geringer ist, als es bei Kunststoffen auf Methacrylat-Basis der Fall ist (Miettinen & Vallittu 1997). Die Annahme, dass also die Nachpolymerisation der Kunststoffe der Festigkeitsabnahme durch Wasserlagerung entgegenwirkt und diese überwiegt, wird in diversen Studienergebnissen bestätigt (Borchers & Jung 1986, Gausmann 2002, Rzanny et al. 1996). Erst nach sehr langer Wasserlagerung von mindestens sechs Monaten lässt sich eine zwar geringe aber signifikante Abnahme der mechanischen Festigkeit von Polymeren nachweisen (Ferracane et al. 1998). Diese dürfte aufgrund der langen Dauer jedoch auch im Falle der Versorgung mit Langzeitprovisorien nur selten von klinischer Relevanz sein.

In dieser Untersuchung betrug die Vorschubgeschwindigkeit des Prüfstempels während des Belastungsvorgangs 0,5 mm/min und war somit wesentlich geringer, als die in der Prüfnorm vorgesehene Geschwindigkeit von 5 mm/min.

Diese geringere Geschwindigkeit wurde gewählt, um eine artifizielle Veränderung der Biegefestigkeitswerte auszuschließen. Obwohl in der Literatur keine eindeutigen Aussagen über den Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit getroffen werden, ist die Tendenz auszumachen, dass eine höhere Geschwindigkeit des Prüfstempels geringere Messwerte, durch den Übergang des Bruchmodus von duktil zu spröde, bedeutet (Miyazaki et al. 1996). Dies ist bei der Bestimmung der Bruchzähigkeit ebenso der Fall, weshalb eine einheitliche, niedrige Prüfstempelgeschwindigkeit gewählt wurde (Jacob et al. 2005).

Die digitale Vermessung der Probekörper anhand lichtmikroskopischer Aufnahmen erwies sich als sehr genau, da die Dimensionen direkt an der Bruchfläche ermittelt werden konnten, und auch als praktikabel, da dieses Verfahren ohnehin zur Vermessung der Initialrisstiefen bei der Ermittlung der Bruchzähigkeit zum Einsatz kam. Gleichzeitig ermöglichen die Aufnahmen das Studium der Bruchflächen der unterschiedlichen Materialien und deren Charakteristika.

5.1.2 Vergleich der ermittelten Werte mit Werten aus der Literatur

Beim Vergleich der in dieser Arbeit ermittelten Biegefestigkeiten mit denen anderer Studien fällt eine zum Teil deutliche Diskrepanz zwischen den Ergebnissen der einzelnen Untersuchungen auf. Dabei wurden, sofern vorhanden, lediglich derartige Studien herangezogen, bei denen ähnlich der eigenen Untersuchung dimensionierte und vorkonditionierte Prüfkörper verwendet wurden.

Das Material Protemp 3 Garant wies in dieser Studie eine mittlere Biegefestigkeit von $104,61 \pm 5,90$ MPa auf. Damit bewegt sich die mittlere Biegefestigkeit dieses Bis-Acrylats bereits in der Region von keramischen Werkstoffen. Awada und Nathanson ermittelten beispielsweise eine Biegefestigkeit des in dieser Studie auf seine Bruchzähigkeit untersuchten Materials VITA Mark II von $105 \pm 9,0$ MPa (Awada & Nathanson 2015). Jedoch weisen die in der Literatur gefun-

denen Werte für die Biegefestigkeit von Protemp 3 Garant eine große Streuung auf. So hat die Arbeitsgruppe um Dr. Welker hat 2001 einen Wert von 115 MPa festgestellt (3M ESPE 2007a). Debra Haselton konnte ebenfalls eine hohe Biegefestigkeit von $115,7 \pm 5,7$ MPa belegen (Haselton et al. 2002). Die höchste Biegefestigkeit von $126,74 \pm 19,47$ MPa wurde 2014 von Duymus et al. beschrieben (Duymus et al. 2014). Romil et al. geben keinen direkten Wert für die mittlere Biegefestigkeit an, jedoch lässt sich aus den Mittelwerten der von ihnen bestimmten Parameter ein Wert von 105 MPa errechnen. Dafür wurde ein Auflagenabstand von 22mm bei einer Probekörperlänge von 26mm angenommen, da der exakte Wert nicht beschrieben ist (Romil et al. 2012). Die übrigen Studien weisen Protemp 3 Garant eine deutlich niedrigere Biegefestigkeit zu. Gausmann et al. haben nach siebentägiger Lagerung in isotoner Kochsalzlösung lediglich eine Biegefestigkeit von $96 \pm 9,0$ MPa erreicht (Gausmann et al. 1999). Thompson und Luo fanden einen Wert von 92,66 MPa nach zehntägiger Lagerung (Thompson & Luo 2014). Markus Balkenhol et al. haben 2007 eine geringere Biegefestigkeit von $88,8 \pm 3,70$ MPa ermittelt (Balkenhol et al. 2007). Noch darunter liegen die Ergebnisse von Cheng et al. mit $80 \pm 9,5$ MPa, Anselm Petschelt et al. mit $79 \pm 4,0$ MPa und Jamie Heying mit $75,85 \pm 6,65$ MPa (Cheng et al. 2006, Heying 2009, Petschelt et al. 2003). Die niedrigste für Protemp 3 Garant dokumentierte Biegefestigkeit von $70,50 \pm 6,74$ MPa ist von Nejatidanesh und Kollegen bestimmt worden (Nejatidanesh et al. 2009).

Für das temporäre K&B-Material Luxatemp Automix ist in eigener Untersuchung eine mittlere Biegefestigkeit von $132,72 \pm 8,14$ MPa bestimmt worden. Die meisten Werte aus der Literatur bewegen sich ebenfalls in dieser Größenordnung, sind jedoch ausnahmslos geringer, als der in dieser Studie ermittelte Wert. Ebenso wie Protemp 3 Garant, erreicht die Biegefestigkeit von Luxatemp Automix die Größenordnung von Feldspatkeramiken zur CAD/CAM-Verarbeitung. Lauvahutanon et al. ermittelten beispielsweise eine mittlere Biegefestigkeit von VITA Mark II nach siebentägiger Wasserlagerung von $121,1 \pm 15,2$ MPa (Lauvahutanon et al. 2014). Mit 126 ± 16 MPa hat die Arbeitsgruppe um Gausmann die höchste in der Literatur gefundene mittlere Biegefestigkeit erreichen können. Die Probekörper wurden vor der Testung für sieben Tage in

37 °C warmer, isotoner Kochsalzlösung gelagert (Gausmann et al. 1999). Markus Balkenhol et al. haben 2008 einen Wert von $122,8 \pm 6,4$ MPa nach sieben-tägiger Thermozyklierung in deionisiertem Wasser ermittelt (Balkenhol et al. 2008). Ähnlich hohe Werte, nämlich $114,6 \pm 26,6$ MPa beziehungsweise $112,6 \pm 9,0$ MPa, wurden durch Debra Haselton et al. und Anselm Petschelt et al. bestimmt (Haselton et al. 2002, Petschelt et al. 2003). Wesentlich geringere und damit die niedrigsten Werte für die mittlere Biegefestigkeit haben Kaneshima, Takamizawa et al. und Cheng et al. mit $84,65 \pm 7,74$ MPa, $87,7 \pm 4,7$ MPa bzw. $82,6 \pm 10$ MPa ermittelt (Cheng et al. 2006, Kaneshima 2016, Takamizawa et al. 2015).

Bei der Untersuchung von Dentalon Plus wurde eine mittlere Biegefestigkeit von $56,65 \pm 2,33$ MPa ermittelt. Dieser Wert liegt in der Mitte der Werte, die in der Literatur von anderen Autoren erfasst wurden. Akova et al. haben 2006 eine Biegefestigkeit von $74,1 \pm 7,9$ MPa bestimmt, die etwas höher liegt, als die $70,50 \pm 3,97$ MPa, die 2014 von Duymus et al. festgestellt wurden (Akova et al. 2006, Duymus et al. 2014). Die Ergebnisse von Sabine Göbel, Hatice Burduroğlu und Wirz et al. liegen mit 65 MPa, $64,49 \pm 16,69$ MPa und $64,29 \pm 4,80$ MPa ebenfalls über dem der eigenen Studie (Burduroğlu 2015, Göbel 2008, Wirz et al. 1992c). Mit 56 und 51 MPa haben Pfeiffer et al. und Anders et al. die geringsten mittleren Biegefestigkeiten bestimmt (Anders & Welker 1990, Pfeiffer & Schwickerath 1988).

Das temporäre K&B-Material Snap erzielte in dieser Arbeit eine mittlere Biegefestigkeit von $47,30 \pm 3,70$ MPa. Den höchsten Wert konnten Osman und Owen im Jahr 1993 mit 92 MPa im Mittel dokumentieren (Osman & Owen 1993). Dieser ist beinahe doppelt so groß, wie der nächst höhere in der Literatur zu findende. Dieser liegt in der Untersuchung von Wirz et al. 1995 bei $50 \pm 6,41$ MPa und Pfeiffer et al. bei 50 MPa (Pfeiffer & Schwickerath 1988, Wirz et al. 1995). Koumjian et al. haben 1990 mit $47,83 \pm 5,92$ MPa sehr ähnliche Resultate erhalten (Koumjian & Nimmo 1990). Die Probekörper wurden hier ebenfalls vor der Prüfung für sieben Tage in 37 °C warmem Wasser gelagert. Zu einem leicht nach unten abweichenden Ergebnis kam Sabine Göbel. Die Biegefestigkeit von Snap, die wie bei Dentalon Plus im Pendelversuch bestimmt wurde, wird hier

mit 35,8 MPa angegeben (Göbel 2008). Das niedrigste Resultat wurde 1996 von der Gruppe um Rzanny und Göbel ermittelt. Nach siebentägiger Wasserlagerung konnte bei Snap nur noch eine Biegefestigkeit von etwa 30 MPa festgestellt werden (Rzanny et al. 1996).

Hinsichtlich des VITA CAD-Temp Materials wurden in der Literatur bisher nur wenige Untersuchungen zur Biegefestigkeit veröffentlicht. Die Firma VITA selbst gibt eine hausintern ermittelte Biegefestigkeit von größer als 80 MPa an. Über die Versuchsmethode sind keine Details bekannt (VITA-Zahnfabrik 2011). Jiajing Yao und Kollegen haben 2014 einen Wert von $96,84 \pm 3,82$ MPa ermittelt (Yao et al. 2014). Dies war gleichzeitig der höchste in der Literatur vorzufindende. Hatice Burduroğlu stellte in ihrer Dissertation eine Biegefestigkeit von $76,66 \pm 8,32$ MPa fest (Burduroğlu 2015). Der in den eigenen Versuchen ermittelte Wert liegt in derselben Größenordnung und beträgt $75,28 \pm 5,50$ MPa.

Zur besseren Übersicht folgt eine tabellarische Auflistung der in den einzelnen Studien bestimmten mittleren Biegefestigkeiten.

Tabelle 5: Mittlere Biegefestigkeiten der untersuchten temporären K&B-Materialien – eigene Werte und Werte aus der Literatur

Temporäres K&B-Material	Mittlere Biegefestigkeit [MPa]	
Protemp 3 Garant	126,74 ± 19,47	(Duymus et al. 2014)
	115,70 ± 5,70	(Haselton et al. 2002)
	115,00	(3M ESPE 2007a)
	105,00	(Romil et al. 2012)
	104,61 ± 5,90	eigener Wert
	96,00 ± 9,00	(Gausmann et al. 1999)
	92,66	(Thompson & Luo 2014)
	88,80 ± 3,70	(Balkenhol et al. 2007)
	80,00 ± 9,50	(Cheng et al. 2006)
	79,00 ± 4,00	(Petschelt et al. 2003)
	75,85 ± 6,65	(Heying 2009)
	70,50 ± 6,74	(Nejatidanesh et al. 2009)
Luxatemp Automix	132,72 ± 8,14	eigener Wert
	126,00 ± 16,00	(Gausmann et al. 1999)
	122,80 ± 6,40	(Balkenhol et al. 2008)
	114,60 ± 26,60	(Haselton et al. 2002)
	113,50 ± 2,10	(Bacchi et al. 2012)
	112,00 ± 9,00	(Petschelt et al. 2003)
	87,70 ± 4,70	(Takamizawa et al. 2015)
	84,65 ± 7,74	(Kaneshima 2016)
	82,60 ± 10,00	(Cheng et al. 2006)

Dentalon Plus	74,10 ± 7,90	(Akova et al. 2006)
	70,50 ± 3,97	(Duymus 2014)
	65,00	(Göbel 2008)
	64,49 ± 16,69	(Burduroğlu 2015)
	64,29 ± 4,80	(Wirz et al. 1992c)
	56,65 ± 2,33	eigener Wert
	56,00	(Pfeiffer & Schwickerath 1988)
Snap	51,00	(Anders & Welker 1990)
	92,00	(Osman & Owen 1993)
	50,00 ± 6,41	(Wirz et al. 1995)
	50,00	(Pfeiffer & Schwickerath 1988)
	47,83 ± 5,92	(Koumjian & Nimmo 1990)
	47,30 ± 3,70	eigener Wert
	35,80	(Göbel 2008)
VITA CAD-Temp	30,00	(Rzanny et al. 1996)
	96,84 ± 3,82	(Yao et al. 2014)
	>80,00	(VITA-Zahnfabrik 2015)
	76,66 ± 8,32	(Burduroğlu 2015)
	75,28 ± 5,50	eigener Wert

5.2 Bruchzähigkeit

5.2.1 Prüfmethodik

Die Ermittlung der Bruchzähigkeit erfolgte ebenso wie die der Biegefestigkeit in Anlehnung an die Prüfnorm EN ISO 20795-1:2013 D, wobei auch in diesem Fall die Vorgaben der Prüfnorm modifiziert wurden. Zwar beschreibt die Prüfnorm EN ISO 6872:2015-11 D das Vorgehen zur Bestimmung der Bruchzähigkeit von Keramiken, jedoch wurden aufgrund der besseren Vergleichbarkeit die keramischen Werkstoffe ebenfalls nach der modifizierten ISO 20795-1:2013 Norm getestet (EN ISO 6872:2015-11 (D) 2015).

Da die Herstellung der Prüfkörper bis zum finalen Schritt ihrer Präparation analog zur Anfertigung der Probekörper für die Ermittlung der Biegefestigkeit erfolgte, gleichen sich die einzelnen Abweichungen von der ISO-Norm und können im vorherigen Kapitel nachvollzogen werden.

Der letzte Schritt bei der Prüfkörpervorbereitung ist deren Vorschädigung mit einem Riss bekannter Länge. Diese wurde ebenfalls abweichend von der Norm durchgeführt und soll im Folgenden beschrieben und diskutiert werden.

Die Prüfnorm sieht vor, die Probekörper erst mit einer diamantierten Säge oder Trennscheibe zu bearbeiten, und die so entstandene Kerbe anschließend mit einer scharfen Klinge an ihrem Grund zu vertiefen und anzuspitzen. Die Risssetzung sollte jedoch in den eigenen Versuchen wenn möglich ausschließlich mit der speziellen Rasierklingenmaschine durchgeführt werden, um den Vorgang zu automatisieren und dadurch eine verlässlichere Reproduzierbarkeit zu erreichen.

Um diese Art der automatisierten Vorschädigung mit der Bearbeitung durch eine Trennscheibe und anschließender manueller Rissvertiefung zu vergleichen, wurden zwei VITA CAD-Temp Chargen auf jeweils eine Weise präpariert. Die Risssetzung der Probekörper nach der von der Prüfnorm vorgesehenen Methode resultierte in einer statistisch signifikant höheren Bruchzähigkeit. Aus diesem Grund wurde bei den zu untersuchenden temporären K&B-Materialien die Schädigung ausschließlich mit der Rasierklingenmaschine vorgenommen, um einer artifiziellen Erhöhung der ermittelten Bruchzähigkeiten vorzubeugen. Die Prüfkörper der Materialien VITA Mark II und RIC mussten allerdings aufgrund ihrer ausgesprochen hohen Härte erst mit einer diamantierten Trennscheibe und anschließend mit einer Rasierklinge präpariert werden. Dieser Umstand muss bei der Beurteilung der ermittelten Bruchzähigkeiten berücksichtigt werden.

Bei der Bestimmung der Bruchzähigkeit wurde ebenso wie bei der Ermittlung der Biegefestigkeit eine Vorschubgeschwindigkeit des Prüfstempels von 0,5 mm/min gewählt. Die Prüfnorm sieht eine Geschwindigkeit von 1,0 mm/min vor,

die jedoch aufgrund der potenziellen Erhöhung der Messwerte nicht verwendet wurde (Jacob et al. 2005).

Die weitere Vorgehensweise bei der Bruchzähigkeitsprüfung deckt sich mit der der ISO 20795-1:2013 Norm.

5.2.2 Vergleich der ermittelten Werte mit Werten aus der Literatur

Analog der Vorgehensweise bei der Einordnung der Biegefestigkeiten wurden zum Vergleich der in dieser Arbeit ermittelten Bruchzähigkeiten mit Werten aus der Literatur, sofern vorhanden, derartige Studien herangezogen, bei denen ähnlich der eigenen Untersuchung präparierte Prüfkörper zum Einsatz kamen. Es ist grundsätzlich festzustellen, dass im Vergleich zur Biegefestigkeit wesentlich weniger Autoren die Bruchzähigkeit temporärer K&B-Materialien untersucht haben. Die meisten Daten ließen sich zu den temporären K&B-Materialien Protemp 3 Garant und Luxatemp Automix, sowie zur Keramik VITA Mark II finden.

Das Material Protemp 3 Garant wies in dieser Untersuchung eine Bruchzähigkeit von $1,22 \pm 0,07 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ auf. Dies deckt sich sehr gut mit den in der Literatur angegebenen Werten. Alle Probekörper, die unter vergleichbaren Versuchsbedingungen untersucht wurden, bewegen sich in dieser Größenordnung. Die Arbeitsgruppe um Cheng konnte 2006 einen sehr ähnlichen Wert von $1,21 \pm 0,08 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ bestimmen (Cheng et al. 2006). Ralph DeLong hat ebenfalls eine mittlere Bruchzähigkeit von $1,21 \pm 0,1 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ festgestellt (3M ESPE 2007b). Der von Balkenhol et al. nach siebentägiger Wasserlagerung bei 37°C bestimmte Wert erreicht mit $1,25 \pm 0,1 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ sogar etwas höhere Regionen (Balkenhol et al. 2009c). Der niedrigste Wert für die mittlere Bruchzähigkeit wurde von Knobloch et al. mit $1,09 \pm 0,06 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ angegeben (Knobloch et al. 2011).

Die Bruchzähigkeit des Materials Luxatemp Automix erreichte in der eigenen Untersuchung $0,86 \pm 0,08 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$. Anders als bei Protemp 3 Garant liegt dieser Wert unter den Werten, die in der Literatur für Luxatemp Automix angegeben werden. Diese bewegen sich mit $0,96 \pm 0,11 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ (Cheng et al.

2006), $0,95 \pm 0,1 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ (3M ESPE 2007b) und $1,00 \pm 0,1 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ (Balkenhol et al. 2009c) in deutlich höheren Bereichen. Rosentritt et al. haben in ihrer Arbeit einen Wert von $0,89 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ bestimmt, sie untersuchten jedoch explizit das Material Luxatemp Fluorescence Automix, welches eine besondere Abwandlung des in dieser Arbeit untersuchten Bis-Acrylats für ästhetisch kritische Bereiche darstellt und somit nicht ohne weiteres vergleichbar ist (Rosentritt et al. 2008).

Für die höheren Methacrylate Dentalon Plus und Snap finden sich nur eine bzw. zwei Studien mit vergleichbaren Daten. Snap erreichte in der eigenen Untersuchung eine mittlere Bruchzähigkeit von $0,55 \pm 0,04 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$. Anthony Gegauff und Harold Pryor haben 1987 einen wesentlich höheren Wert von $0,92 \pm 0,07 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ bestimmt (Gegauff & Pryor 1987). Einen ebenfalls hohen Wert von $0,8 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ hat Graciela Shimizu Oliva in ihrer Master of Science These bestimmen können (Oliva 2010).

Das Material Dentalon Plus erreichte in dieser Arbeit eine Bruchzähigkeit von $0,44 \pm 0,03 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$. Yilmaz et al. haben 2007 in ihrer Untersuchung eine Größe von $0,65 \pm 0,03 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ ermittelt (Yilmaz & Korkmaz 2007).

Für die Materialien VITA CAD-Temp und RIC kann zum Zeitpunkt dieser Arbeit keine Studie zur Bruchzähigkeit in der Literatur gefunden werden.

Die Keramik Vita Mark II erzielte mit einem Wert von $1,01 \pm 0,16 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ eine ähnlich hohe Bruchzähigkeit wie das VITA CAD-Temp Material. In der Literatur finden sich grundsätzlich mehr Studien, in denen die Bruchzähigkeit von Dentalkeramiken bestimmt wird, als Untersuchungen zu temporären K&B-Werkstoffen. Verglichen mit den Literaturwerten ist das eigene Ergebnis im unteren Wertebereich anzusiedeln. Bieniek und Marx haben 1994 einen sehr hohen Wert von $1,47 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ ermitteln können (Bieniek & Marx 1994). Die Ergebnisse der Gruppen um Fischer, Marx und Thompson bewegen sich mit $1,30 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$, $1,29 \pm 0,15 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ und $1,26 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ alle um einen ähnlichen aber deutlich niedrigeren Wert (Fischer & Marx 2000, Marx et al. 2001, Thompson et al. 1996). Jiang et al. ermittelten einen etwas geringeren Wert von $1,20 \pm 0,15 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ (Jiang et al. 2016). Die nächst geringeren für die Kera-

mik VITA Mark II in der Literatur beschriebenen Bruchzähigkeiten besitzen die selbe Größenordnung wie der in dieser Untersuchung erreichte Wert von $1,01 \pm 0,16 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$. Seghi et al. haben eine mittlere Bruchzähigkeit von $1,07 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$, und Lawn et al. eine von $0,92 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ nachgewiesen (Lawn et al. 2001, Seghi et al. 1995). Das Ergebnis von Badaway et al. von $0,73 \pm 0,13 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ ist mit deutlichem Abstand der geringste Wert (Badawy et al. 2016).

Zur besseren Übersicht folgt eine tabellarische Auflistung der in den einzelnen Studien bestimmten mittleren Bruchzähigkeiten.

Tabelle 6: Mittlere Bruchzähigkeiten der untersuchten Materialien – eigene Werte und Werte aus der Literatur

Untersuchtes Material	Mittlere Bruchzähigkeit [MPa · m ^{1/2}]	
Protemp 3 Garant	1,25 ± 0,10	(Balkenhol et al. 2009c)
	1,22 ± 0,07	eigener Wert
	1,21 ± 0,08	(Cheng et al. 2006)
	1,21 ± 0,10	(3M ESPE 2007b)
	1,09 ± 0,06	(Knobloch et al. 2011)
Luxatemp Automix	1,00 ± 0,10	(Balkenhol et al. 2009c)
	0,96 ± 0,11	(Cheng et al. 2006)
	0,95 ± 0,01	(3M ESPE 2007b)
	0,89	(Rosentritt et al. 2008)
	0,86 ± 0,08	eigener Wert
Snap	0,92 ± 0,07	(Gegauff & Pryor 1987)
	0,80	(Oliva 2010)
	0,55 ± 0,04	eigener Wert
Dentalon Plus	0,65 ± 0,03	(Yilmaz & Korkmaz 2007)
	0,44 ± 0,03	eigener Wert
VITA CAD-Temp	0,99 ± 0,04	eigener Wert Charge #1
	1,09 ± 0,09	eigener Wert Charge #2
RIC	1,61 ± 0,09	eigener Wert

VITA Mark II	1,47	(Bieniek & Marx 1994)
	1,30	(Fischer & Marx 2000)
	1,29 ± 0,15	(Marx et al. 2001)
	1,26	(Thompson et al. 1996)
	1,20 ± 0,15	(Jiang et al. 2016)
	1,07	(Seghi et al. 1995)
	1,01 ± 0,16	eigener Wert
	1,00 ± 0,06	(Coldea et al. 2013)
	0,92	(Lawn et al. 2001)
	0,73 ± 0,13	(Badawy et al. 2016)

5.3 Weibullanalyse

Die Erstellung der Weibullstatistik erfolgte, wie bereits beschrieben, in Anlehnung an die Prüfnorm ISO 6872:2008 (D). Sämtliche Vorgaben wurden analog der Norm erfüllt.

Da sich in der Literatur kaum Studien finden, die die Weibullparameter temporärer K&B-Materialien untersuchen oder beschreiben, ist ein Vergleich der eigenen Ergebnisse mit den wenigen Werten aus der Literatur als nicht aussagekräftig anzusehen.

Knobloch et al. haben in ihrer Arbeit bei der Bestimmung der Bruchzähigkeit des Materials Protemp 3 Garant ein Weibullmodul von 8,2 nach 24 Stunden Polymerisationszeit ermittelt. Anders als in der eigenen Studie wurden hier allerdings lediglich 18 scheibenförmige Prüfkörper in einem Zugversuch auf ihre Bruchzähigkeit untersucht (Knobloch et al. 2011). Die Weibullmoduli der übrigen untersuchten temporären K&B-Materialien, bei denen es sich um andere Materialien als in der eigenen Studie handelt, rangieren bei Knobloch et al. zwischen 5,8 und 8,2.

Eine weitere Studie, die sich unter anderem mit den Weibullparametern temporärer K&B-Materialien befasst, ist von Kerby et al. im Jahre 2013 veröffentlicht worden. Die Weibullmoduli, die ebenfalls nach 24 Stunden Polymerisationszeit bestimmt wurden, bewegen sich zwischen 8,4 und 26,8 und sind damit deutlich höher als in der vorher genannten Untersuchung von Lisa Knobloch (Kerby et al. 2013). Da Kerby et al. andere temporäre K&B-Materialien verwenden als in der eigenen Arbeit untersucht werden, erscheint ein detaillierterer Vergleich einzelner Werkstoffe als nicht sinnvoll.

Die in dieser Studie ermittelten Weibullparameter der temporären K&B-Materialien entsprechen in ihrer Größenordnung den Werten für Feldspatkeramiken. So haben Leung et al. verschiedene Feldspatkeramiken, unter anderem das Material VITA Mark II, auf ihr Weibullmodul untersucht und Werte zwischen 6,93 und 18,34 ermittelt (Leung et al. 2015). Thornton ermittelte 2014 etwas höhere Werte für Feldspatkeramiken, deren Weibullmoduli sich zwischen 10,62 und 26,99 bewegen (Thornton 2014). Den höchsten in der Literatur gefundenen Wert für die Keramik VITA Mark II geben Vichi et al. mit 33,80 an (Vichi et al. 2013).

5.4 Interpretation der ermittelten Werte

Die Festigkeitswerte der in dieser Studie untersuchten temporären K&B-Werkstoffe unterscheiden sich signifikant voneinander. Hinsichtlich ihrer Biegefestigkeit sind die Materialien auf Bis-Acrylat Basis den höheren Methacrylaten deutlich überlegen. Die geringste ermittelte mittlere Biegefestigkeit in der Gruppe der Bis-Acrylate ist noch um 33% höher als die größte mittlere Biegefestigkeit aus der Gruppe der höheren Methacrylate. Der eindrucklichste Unterschied besteht zwischen dem Material Luxatemp Automix, welches die höchste Biegefestigkeit seiner Werkstoffgruppe aufweist, und Snap, dessen mittlere Biegefestigkeit von allen getesteten Materialien am geringsten ist. Bei diesem Vergleich erreicht die mittlere Biegefestigkeit des Bis-Acrylats Luxatemp Automix den 2,8-fachen Wert der mittleren Biegefestigkeit des höheren Methacrylats Snap. In dieser Untersuchung sind die ermittelten Biegefestigkeiten sogar derart verteilt,

dass sich jedes der einzelnen Materialien unabhängig seiner chemischen Zusammensetzung signifikant von den übrigen Werkstoffen unterscheidet.

In der Prüfnorm ISO 20795-1:2013 wird für Autopolymerisate für den klinischen Einsatz in der Mundhöhle eine minimale Biegefestigkeit von ≥ 60 MPa gefordert (EN ISO 20795-1:2013 D 2013). Dieser Wert wird von den höheren Methacrylaten in der eigenen Studie ausnahmslos nicht erreicht, wohingegen sämtliche Bis-Acrylate deutlich über dieser Mindestanforderung liegen. Bezogen auf diese Norm können die höheren Methacrylate also aufgrund ihrer geringen mittleren Biegefestigkeit nicht für den klinischen Einsatz empfohlen werden. Diese eingeschränkte mechanische Festigkeit ist sicherlich einer der Gründe, weshalb der Dentalmarkt von den Werkstoffen auf Bis-Acrylat Basis immer deutlicher dominiert wird.

Bei der Interpretation der mittleren Bruchzähigkeiten der einzelnen Materialien können ähnliche Schlussfolgerungen gezogen werden: Die ermittelten Bruchzähigkeiten der temporären K&B-Werkstoffe auf Bis-Acrylat Basis sind signifikant höher als die der Materialien auf höherer Methacrylat Basis. Anders als bei der Biegefestigkeit gibt es hinsichtlich der Bruchzähigkeit jedoch keine einheitlich akzeptierte oder empfohlene Mindestgröße, die es für temporäre K&B-Materialien zu erreichen gilt. Grundsätzlich lässt sich festhalten, dass eine möglichst hohe Bruchzähigkeit erstrebenswert ist. Beispielsweise besitzt Zahnschmelz eine Bruchzähigkeit von $0,6 - 1,5 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ (Bajaj et al. 2008, Lawn et al. 2001), was bedeutet, dass sich die in dieser Studie ermittelten Werte für die Bruchzähigkeit der Werkstoffe auf Bis-Acrylat Basis und der Keramik VITA MK II in diesen Regionen bewegen und somit für den Einsatz in der Mundhöhle geeignet sind. Dieses wird durch langjährige klinische Erfahrung bestätigt. Die mittleren Bruchzähigkeiten der Materialien auf Methacrylat Basis bewegen sich in deutlich niedrigeren Regionen, was deren Eignung durchaus negativ beeinflusst, diese aber dadurch nicht als ungeeignet klassifiziert.

Die temporären K&B-Materialien auf Methacrylat Basis stehen bezogen auf deren Festigkeitswerte den keramischen Werkstoffen erheblich nach.

Die mittleren Biegefestigkeiten gängiger Verblendkeramiken und Feldspatkeramiken zur CAD/CAM-Verarbeitung, wie beispielsweise das VITA Mark II, rangieren zwischen 80 und 140 MPa. Sicherlich ist ein Vergleich mit diesen Keramiken realistischer als der mit den äußerst stabilen Gerüstkeramiken aus Zirkoniumdioxid. Die geringste angegebene Bruchzähigkeit der Verblendkeramiken ist mit $0,8 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ ebenfalls deutlich höher als die der Methacrylate.

Die temporären K&B-Werkstoffe auf Bis-Acrylat Basis sind sowohl hinsichtlich ihrer mittleren Biegefestigkeit als auch ihrer Bruchzähigkeit mit einigen Verblend- und Feldspatkeramiken vergleichbar. Deren mittlere Bruchzähigkeiten liegen ähnlich der Bis-Acrylate zwischen $0,8$ und $1,4 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ und deren Weibullfestigkeiten zwischen 70 und 115 MPa. Mittlerweile übertreffen neuere Generationen der dentalen Verblendkeramiken diese Werte jedoch deutlich mit Bruchzähigkeiten bis $2,5 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ und Biegefestigkeiten bis annähernd 300 MPa. Diese Vergleichbarkeit mit den Dentalkeramiken spricht sicherlich für den Einsatz von Bis-Acryl Kompositen zur Herstellung temporärer Kronen und Brücken.

In dieser Untersuchung konnte kein Vorteil der industriellen Vorpolymerisation und CAD/CAM-Verarbeitung hinsichtlich der mechanischen Festigkeit des Werkstoffs gegenüber der chairside Autopolymerisation festgestellt werden.

Ein Vorteil der industriellen Vorpolymerisation liegt jedoch darin, dass die endgültige Festigkeit bereits beim Einsetzen in der Mundhöhle vorliegt und nicht erst nach 24 Stunden bis zu einigen Tagen nach Herstellung. Um dies zu untersuchen, müssten jedoch weitere Versuche durchgeführt werden und frisch polymerisierte temporäre K&B-Materialien mit Vorpolymerisierten hinsichtlich ihrer mechanischen Festigkeit untersucht werden.

Aufgrund der ermittelten mechanischen Eigenschaften der unterschiedlichen temporären K&B-Materialien lassen sich Produkte auf höherer Methacrylat Basis nicht ohne weiteres für den klinischen Einsatz empfehlen. Diese Werkstoffe sind den modernen Bis-Acrylaten einzig in den Materialkosten und in der Reparaturfähigkeit überlegen, ansonsten werden sie im klinischen Einsatz aus gutem Grund von den Bis-Acrylaten abgelöst, die deutlich bessere mechanische Ei-

enschaften aufweisen. Innerhalb der Gruppe der Bis-Acrylate, sind sämtliche in dieser Studie untersuchte Werkstoffe bedenkenlos verwendbar.

6 Zusammenfassung

Ziel dieser Untersuchung war es, marktgängige und neu entwickelte temporäre K&B-Materialien auf ihre Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit, charakteristische Weibullfestigkeit und ihr Weibullmodul hin zu untersuchen und miteinander zu vergleichen. Um die ermittelten Ergebnisse auch bedingt Werkstoffgruppen übergreifend einordnen zu können, wurden zusätzlich zwei keramische Werkstoffe auf ihre Bruchzähigkeit getestet.

Zur Ermittlung der Biegefestigkeit wurden von den Materialien Snap, Dentalon Plus, Protemp 3 Garant und Luxatemp Automix jeweils 30 Probekörper hergestellt. Die Probekörper des Materials VITA CAD-Temp wurden von der Firma VITA zur Verfügung gestellt. Nach siebentägiger Wasserlagerung wurden diese Prüfkörper auf Durchbiegung in einer Universalprüfmaschine der Firma Zwick belastet. Die höchste Biegefestigkeit wurde von Luxatemp Automix mit 133 MPa erreicht, gefolgt von Protemp 3 Garant mit 105 MPa, und VITA CAD-Temp mit 75 MPa. Die Werkstoffe auf höherer Methacrylatbasis Dentalon Plus und Snap lagen mit 57 MPa bzw. 47 MPa deutlich darunter.

Die Ermittlung der Bruchzähigkeit erfolgte analog der Bestimmung der Biegefestigkeit. Die Prüfkörper wurden jedoch zusätzlich vor Testung mit einem Riss bekannter Länge vorgeschädigt, wobei diese Vorschädigung bei den Keramikprüfkörpern und einer zweiten Charge von VITA CAD-Temp anders als bei den Polymerprüfkörpern durchgeführt wurde. Die Prüfkörper der Materialien VITA CAD-Temp, VITA MKII und RIC wurden von der Firma VITA zur Verfügung gestellt. Die höchste Bruchzähigkeit wurde vom Material RIC mit $1,61 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ erreicht. Protemp 3 Garant wies eine Bruchzähigkeit von $1,22 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ auf, gefolgt von VITA CAD-Temp mit $0,99$ bzw. $1,09 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$. Die Keramik VITA MK II erzielte eine Bruchzähigkeit von $1,01 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$, Luxatemp Automix $0,86 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$, Snap $0,55 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ und Dentalon Plus $0,44 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$.

Weiterhin wurden aus den Ergebnissen der mittleren Biegefestigkeit die charakteristische Weibullfestigkeit und der Weibullmodul zeichnerisch und rechnerisch ermittelt. Luxatemp Automix erreichte eine Weibullfestigkeit von 136 MPa und

ein Weibullmodul von 20. Protemp 3 Garant wies eine Weibullfestigkeit von 107 MPa und ein Weibullmodul von 21,5 auf. Das Material VITA CAD-Temp besaß eine Weibullfestigkeit von 69 MPa und ein Weibullmodul von 16. Die höheren Methacrylate Dentalon Plus und Snap erreichten Weibullfestigkeitswerte von 58 MPa bzw. 49 MPa und Weibullmoduli von 31 bzw. 16.

Die statistische Auswertung ergab, dass sich sämtliche ermittelten Werkstoffgrößen der untersuchten Materialien signifikant voneinander unterscheiden. Die einzige Ausnahme ist der nicht signifikante Unterschied der Bruchzähigkeit von VITA CAD-Temp und VITA MK II.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die Materialien auf Bis-Acrylat-Basis den Werkstoffen auf höherer Methacrylat-Basis bezüglich ihrer mechanischen Festigkeit in-vitro deutlich überlegen sind. Sie erreichen ähnlich hohe Werte für Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit wie Verblendkeramiken. Mit Bezug auf die Prüfnorm EN ISO 20795-1:2013 D, die für den klinischen Einsatz von Materialien in der Mundhöhle eine minimale Biegefestigkeit von ≥ 60 MPa fordert, können die höheren Methacrylate nicht mehr uneingeschränkt empfohlen werden. Ähnliche Mindestgrößen existieren nicht für die Bruchzähigkeit, dennoch soll diese für den in-vivo Einsatz möglichst hoch sein. Abschließend konnte diese Studie keinen Vorteil der industriellen Vorpolymerisation hinsichtlich der Festigkeitswerte feststellen. Dieser Faktor schien nach siebentägiger Polymerisationszeit der übrigen Werkstoffe keine Rolle mehr zu spielen.

7 Literaturverzeichnis

3M ESPE (2007a)

Protemp 3 Garant - Temporäres Kronen- und Brückenmaterial.
Technisches Produkt Profil.

3M ESPE (2007b)

Protemp Crown Temporization Material - technical product profile - Protemp.
Technisches Produkt Profil.

Akova T., Ozkomur A., Uysal H. (2006)

Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials.

Dent Mater, 22(12): 1130-1134.

Alt V. (2013)

Einfluss einer maschinellen Fertigung sowie des verwendeten Polymers auf die Bruchfestigkeit dreigliedriger Brücken im semiklinischen Aufbau.

Dissertation, Gießen.

Anders A., Welker D. (1990)

Untersuchungen von Kronen- und Brückenplasten für die Interimsversorgung.

Dtsch Zahnärztl Z, 45(3): 149-153.

Anusavice K. (2003)

Dental Cements for Restorations and Pulp Protection.

Phillips' Science of Dental Materials, 11. ed., W.B. Saunders, Philadelphia

Archadian N., Kawano F., Ohguri T., Ichikawa T., Matsumoto N. (2000)

Flexural strength of rebased denture polymers.

J Oral Rehabil, 27(8): 690-696.

Awada A., Nathanson D. (2015)

Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials.

J Prosthet Dent, 114(4): 587-593.

Bacchi A., Schneider L. F., Malafaia F., Garbossa M. (2012)

Flexural strength of methacrylate and bis-acrylate based resins submitted to thermo cycling.

Rev Odontol UNESP, 41(5): 330-334.

Badawy R., El-Mowafy O., Tam L. E. (2016)

Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials – Alternative loading approach for compact tension test.

Dent Mater, 32(7): 847-852.

- Bajaj D., Nazari A., Eidelman N., Arola D. D. (2008)
A comparison of fatigue crack growth in human enamel and hydroxyapatite.
Biomaterials, 29(36): 4847-4854.
- Balkenhol M. (2009a)
Klinisch relevante Aspekte der temporären Versorgung präparierter Zähne - Ein Überblick.
Quintessenz, 60(9): 1011-1020.
- Balkenhol M. (2008)
Temporäre Kronen- und Brückenwerkstoffe in der Zahnheilkunde: Eine Standortbestimmung.
Med. Habilitationsschrift, Giessen.
- Balkenhol M., Behr M., Handel G. (2009b)
Temporäre Versorgung für festsitzenden Zahnersatz.
Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW)
- Balkenhol M., Ferger P., Mautner M. C., Wöstmann B. (2007)
Provisional crown and fixed partial denture materials: Mechanical properties and degree of conversion.
Dent Mater, 23(12): 1574-1583.
- Balkenhol M., Köhler H., Orbach K., Wöstmann B. (2009c)
Fracture toughness of cross-linked and non-cross-linked temporary crown and fixed partial denture materials.
Dent Mater, 25(7): 917-928.
- Balkenhol M., Mautner M. C., Ferger P., Wöstmann B. (2008)
Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: Chemical-curing versus dual-curing systems.
J Dent, 36(1): 15-20.
- Balkenhol M., Meyer M., Michel K., Ferger P., Wöstmann B. (2008)
Effect of surface condition and storage time on the reparability of temporary crown and fixed partial denture materials.
J Dent, 36(11): 861-872.
- Balkenhol M., Michel K., Stelzig J., Wöstmann B. (2009d)
Reparability of cross-linked biopolymers.
J Dent Res, 88(2): 152-157.
- Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D. (2008)
Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations.
Br Dent J, 204(9): 505-511.

- Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D. (2010)
CAD/CAM-bearbeitete Hochleistungspolymere als Langzeitprovisorien in der Implantologie.
Implantologie, 18(4): 397-404.
- Bieniek K. W., Marx R. (1994)
Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien.
Schweiz Monatsschr Zahnmed, 104: 284-289.
- Boeckler A. F., Setz J. M. (2006)
A comparison of the surface quality of provisional crowns after chairside polish.
Int Poster J Dent Oral Med, 8(4): Poster 340.
- Bollen C. M., Lambrechts P., Quirynen M. (1997)
Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature.
Dent Mater, 13(4): 258-269.
- Borchers L., Jung T. (1986)
Schlagbiege Zähigkeit und Biegefestigkeit von Materialien für provisorische Kronen und Brücken.
Dtsch Zahnärztl Z, 41: 1073-1076.
- Bowen R. L. (1962)
Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of Bis-phenol and glycidyl acrylate.
United States Patents No. 3066112.
- Bowen R. L. (1965)
Silica resin direct filling material and method of preparation.
United States Patents No. 3194783 and No. 3194784.
- Bral M. (1989)
Periodontal Considerations for Provisional Restorations.
Dent Clin North Am, 33(3): 457-477.
- Burduroğlu H. D. (2015)
Çeşitli Geçici Kron Materyallerinin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin İn-Vitro Karşılaştırılması.
Dissertation, Ankara.
- Burke F., Murray M., Shortall A. (2005)
Trends in indirect dentistry: 6. Provisional restorations, more than just a temporary.
Dent Update, 32(8): 443-444, 447-448, 450-452.

Burke F., Sands P. (2009)

Use of a novel resin composite crown as a long-term provisional.
Dent Update, 36(8): 481-484, 486-487.

Burns D. R., Beck D. A., Nelson S. K. (2003)

A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics.
J Prosthet Dent, 90(5): 474-497.

Cheng W., Rusin R. P., Karim N., Delong R., Jacobs D. W., Carufel R. J., Jones T. D. (2006)

Fracture Toughness of a New Temporary Crown Material.
AADR Meeting & Exhibition Orlando, Florida (March 8-11, 2006), Abstract #0368.

Chung K., Lin T., Wang F. (1998)

Flexural strength of a provisional resin material with fibre addition.
J Oral Rehabil, 25(3): 214-217.

Coldea A., Swain M. V., Thiel N. (2013)

In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation.
J Mech Behav Biomed Mater, 26(8): 34-42.

Cook R., Pharr G. (1990)

Direct Observation and Analysis of Indentation Cracking in Glasses and Ceramics.
J Am Ceram Soc, 73(4): 787-817.

Diedrichs G., Kiel V., Svoboda R. (1996)

Vergleichende Festigkeitsprüfung laborgefertigter Brückenprovisorien aus Kunststoff.
Dtsch Zahnärztl Z, 51(11): 661-663.

Donovan T. E., Cho G. C. (1999)

Diagnostic provisional restorations in restorative dentistry: the blueprint for success.
J Can Dent Assoc, 65(6): 272-275.

Duymus Z. Y., Karaalioglu F. O., Suleyman F. (2014)

Flexural Strength of Provisional Crown and Fixed Partial Denture Resins both with and without Reinforced Fiber.
J Mater Sci Nanotechnol, 2(1): 102-105.

Edelhoff D., Beuer F., Schweiger J., Brix O., Stimmelmayer M., Güth J. F. (2012)
CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of
complex cases: a case report.
Quintessence Int, 43(6): 457-467.

Elagra M. E., Shalaby Y., F. K. Moustafa, EIFawal N. (2014)
Comparative study of marginal adaptation and mechanical properties of
CAD/CAM versus dual polymerized interim fixed dental prosthesis.
Saudi J Oral Sci, 1(2): 71-78.

Ferencz J. L. (1981)
Fabrication of provisional crowns and fixed partial dentures utilizing a "shell"
technique.
N Y J Dent, 51(7): 201-206.

Ferracane J. L., Berge H. X., Condon J. R. (1998)
In vitro aging of dental composites in water - Effect of degree of conversion,
filler volume, and filler/matrix coupling.
J Biomed Mater Res, 42(3): 465-472.

Fischer H., Marx R. (2000)
Festigkeit von Dentalkeramik.
ZWR, 109: 240-244.

Fischer H., Waindich A., Telle R. (2008)
Influence of preparation of ceramic SEVNB specimens on fracture toughness
testing results.
Dent Mater, 24(5): 618-622.

Foussekis K., Kern M., Ludwig K. (2001)
Vergleichende Untersuchung zur Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit von
direkten Brückenprovisorien.
Dtsch Zahnärztl Z, 56(10): 612-615.

Franz G. (1982)
Zahnärztliche Werkstoffkunde.
Zahn-Mund-Kieferheilkunde Edn., Stuttgart: Thieme.

Fujishima A., Miyazaki T., Takatama M., Suzuki E., Miyaji T. (1989)
Chemical durability of composite resins.
Shika Zairyo Kikai, 8(2): 242-253.

Galindo D., Soltys J., Graser G. (1998)
Long-term reinforced fixed provisional restorations.
J Prosthet Dent, 79(6): 698-701.

Gaspar M., Weichert F., Reitel D. (2012a)
Dentales Feinwerk – Teil 1: Die CAM-Herstellung prothetischer Restaurationen.
ZAHNTECH MAG, 16(9): 493-500.

Gaspar M., Weichert F., Reitel D. (2012b)
Dentales Feinwerk – Teil 2: Die CAM-Herstellung prothetischer Restaurationen.
ZAHNTECH MAG, 16(10): 590-599.

Gausmann M. (2002)
Untersuchung zur Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit von temporären
Kronen- und Brückenmaterialien.
Dissertation, Gießen.

Gausmann M., Keller P., Wöstmann B., Ferger P. (1999)
Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit chemisch unterschiedlicher temporärer
Kronen- und Brücken-Materialien.
ZWR, 108(12): 720-724.

Gegauff A. G., Holloway J. A. (2006)
Interim Fixed Restorations.
Contemporary Fixed Prosthodontics Edn., St. Louis: Mosby Elsevier.

Gegauff A. G., Pryor H. G. (1987)
Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics.
J Prosthet Dent, 58(1): 23-29.

Göbel S. (2008)
Polymerisationstemperaturen, Härte- und Biegefestigkeit von provisorischen
Kronen- und Brückenmaterialien.
Dissertation, Berlin.

Gojowy T. (2002)
Zwischen Handwerk und industrieller Fertigung - Wie arbeitet ein CAD/CAM-
Fräszentrum.
Quintessenz Zahntech, 28(6): 648-653.

Götte H., Leissing M. (2008)
Abdruckfreie Praxis.
Dental Magazin, (1): 54-57.

Gough M. (1994)
A review of temporary crowns and bridges.
Dent Update, 21(5): 203-207.

Gratton D. G., Aquilino S. A. (2004)
Interim restorations.
Dent Clin North Am, 48(2): 487-497.

Güth J. F., Almeida E. S., Ramberger M., Beuer F., Edelhoff D. (2012)
Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations.
J Esthet Restor Dent, 24(5): 310-318.

Handel G. (2002)
Langzeitprovisorien.
Dtsch Zahnärztl Z, 57(8): 450.

Haselton D. R., Diaz-Arnold A. M., Vargas M. (2002)
Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins.
J Prosthet Dent, 87(2): 225-228.

Hernandez E. P., Oshida Y., Platt J. A., Andres C. J., Barco M. T., Brown D. T. (2004)
Mechanical properties of four methylmethacrylate-based resins for provisional fixed restorations.
Biomed Mater Eng, 14(1): 107-122.

Heying J. J. (2009)
Flexural strength of interim fixed prosthesis materials after simulated function.
Dissertation, Iowa City.

Huettig F., Prutscher A., Goldammer C., Kreutzer C. A., Weber H. (2016)
First clinical experiences with CAD/CAM-fabricated PMMA-based fixed dental prostheses as long-term temporaries.
Clin Oral Invest, 20(1): 161–168.

Hyde J., Bader J., Shugars D. (2007)
Provisional Crown Failures in Dental School Predoctoral Clinics.
J Dent Educ, 71(11): 1414-1419.

EN ISO 6872:2015-11 D (2015)
Zahnheilkunde - Keramische Werkstoffe.

EN ISO 20795-1:2013 D (2013)
Zahnheilkunde - Kunststoffe - Teil 1: Prothesenkunststoffe.

Jacob G. C., Starbuck J. M., Fellers J. F., Simunovic S., Boeman R. G. (2005)
The Effect of Loading Rate on the Fracture Toughness of Fiber Reinforced Polymer Composites.
J Appl Polym Sci, 96(3): 899-904.

Jaikumar R. A., Karthigeyan S., Ali S. A., Naidu N. M., Kumar R. P., Vijayalakshmi K. (2015)
Comparison of flexural strength in three types of denture base resins: An in vitro study.

J Pharm Bioallied Sci, 7(6): 461-464.

Jiang Y., Akkus A., Roperto R., Akkus O., Li B., Lang L., Teich S. (2016)
Measurement of J-integral in CAD/CAM dental ceramics and composite resin by
digital image correlation.

J Mech Behav Biomed Mater, 62(1): 240-246.

Joda T., Pieger S., Heydecke G. (2009)

Kronen- und Brückenprovisorien.

Zahnmedizin up2date, 3(5): 515-536.

Kaneshima R. H. (2016)

Estudo in vitro das Propriedades físicomecânicas de Resinas Bisacrílicas.

Dissertation, Londrina.

Karaokutan I., Sayin G., Kara O. (2015)

In vitro study of fracture strength of provisional crown materials.

J Adv Prosthodont, 7(1): 27-31.

Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung (2013)

KZBV Jahrbuch. Köln: Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung.

Kerby R. E., Knobloch L. A., Sharples S., Peregrina A. (2013)

Mechanical properties of urethane and bis-acryl interim resin materials.

J Prosthet Dent, 110(1): 21-28.

Kim S., Watts D. C. (2007)

In vitro study of edge-strength of provisional polymer-based crown and fixed
partial denture materials.

Dent Mater, 23(12): 1570-1573.

Kishimoto A., Fujita H. (1957)

Diffusion-controlled stress-relaxation in polymers, I.

Colloid & Polymer Science, 150(1): 24-34.

Knapp M. (2008)

Auswirkung der Polymerisationsschrumpfung auf die Passgenauigkeit von
Interimsversorgungen.

Dissertation, Gießen.

Knobloch L. A., Kerby R. E., Pulido T., Johnston W. M. (2011)

Relative fracture toughness of bis-acryl interim resin materials.

J Prosthet Dent, 106(2): 118-125.

Kohen D. (2015)

Einfluss der Oberflächenvorbehandlung von PMMA-basierten CAD/CAM-
Kunststoffkronen auf die Verbundfestigkeiten im Kronenabzugsversuch.

Dissertation, München.

- Körber K. H., Ludwig K. (1983)
Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen.
Dent Lab, 31(1): 55-60.
- Koumjian J. H., Holmes J. (1990)
Marginal accuracy of provisional restorative materials.
J Prosthet Dent, 63(6): 639-642.
- Koumjian J. H., Nimmo A. (1990)
Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations.
J Prosthet Dent, 64(6): 654-658.
- Lang R., Rosentritt M., Handel G. (2002)
Die provisorische Versorgung. Aufgaben, Materialkunde und Herstellung.
Quintessenz, 53(1): 27-36.
- Lauvahutanon S., Takahashi H., Shiozawa M., Iwasaki N., Asakawa Y., Oki M.,
Finger W. J., Arksornnukit M. (2014)
Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM.
Dent Mater J, 33(5): 705–710.
- Lawn B. R., Deng Y., Thompson V. P. (2001)
Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic
crownlike layer structures: a review.
J Prosthet Dent, 86(5): 495-510.
- Lenhard D. (2012)
Klinische Untersuchungen zu Verfärbungsneigung & Überlebensrate
temporärer Kronen- und Brückenmaterialien.
Dissertation, Gießen.
- Leung B. T. W., Tsoi J. K. H., Matinlinna J. P., Pow E. H. N. (2015)
Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an
experimental fluorophlogopite glass ceramic.
J Prosthet Dent, 114(3): 440–446.
- Liebenberg W. (1995)
Reducing marginal flash in the fabrication of direct provisional restorations: a
new technique using light-cured resin and transparent silicone.
J Can Dent Assoc, 61(8): 708-713.
- Lohbauer U., Müller F. A., Petschelt A. (2008)
Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite
versus glass ceramic materials.
Dent Mater, 24(2): 250-256.

Liebermann A., Wimmer T., Schmidlin P. R., Scherer H., Löffler P., Roos M., Stawarczyk B. (2016)

Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media.

J Prosthet Dent, 115(3): 321-328.

Luthardt R. G., Stößel M., Hinz M., Vollandt R. (2000)

Clinical performance and periodontal outcome of temporary crowns and fixed partial dentures: A randomized clinical trial.

J Prosthet Dent, 83(1): 32-39.

Maier B. (2013)

Kosteneffizientes Langzeitprovisorium dank CAD/CAM.

Digital_Dental.News, 7(9): 10-16.

Marghalani H. Y. (2016)

Resin-Based Dental Composite Materials.

Handbook of Bioceramics and Biocomposites, 1st ed., Cham: Springer International Publishing.

Martin A. (2015)

Zugverbundfestigkeitsuntersuchungen von Hochleistungskunststoffen nach unterschiedlichen Vorbehandlungsmethoden.

Dissertation, München.

Marx R., Fischer H., Weber M., Jungwirth F. (2001)

Rissparameter und Weibullmodule: Unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien.

Dtsch Zahnärztl Z, 56: 90-98.

Mayer T. (1995)

Mikrostruktur und Materialeigenschaften verschiedener provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien.

Schweiz Monatsschr Zahnmed, 105(9): 1134-1141.

Mehl A. (2010)

CAD/CAM-Technik: Aktuelle Bewertung und Zukunftstrends.

Dental Tribune, 7(10): 4-6.

Mei M. L., So S. Y. C., Li H., Chu C.-H. (2015)

Effect of Heat Treatment on the Physical properties of Provisional Crowns during Polymerization: An in Vitro Study.

Materials, 8(4): 1766-1777.

Meyer A., Müller P. (2006)

Direkte provisorische Versorgung - Ein Kurzer Überblick.

Quintessenz, 57(4): 371-378.

- Miettinen V. M., Vallittu P. K. (1997)
Water sorption and solubility of glass fiber reinforced denture polymethylmethacrylate resin.
J Prosthet Dent, 77(5): 531-534.
- Miyazaki M., Oshida Y., Sugiyama M., Asano T., Kawamura T., Onose H. (1996)
A Study on Light-cured Composite Resins. Effect of crosshead speed on tensile bond strength to dentin.
J Adhes Dent, 14(3): 132-140.
- Nejatidanesh F., Momeni G., Savabi O. (2009)
Flexural strength of interim resin materials for fixed prosthodontics.
J Prosthodont, 18(6): 507-511.
- Oliva G. (2010)
Mechanical properties of provisional restorative materials.
Master of Science Thesis in dentistry, Indiana.
- Osman Y. I., Owen C. P. (1993)
Flexural Strength of provisional restorative materials.
J Prosthet Dent, 70(1): 94-96.
- Pannewig R. (1995a)
Provisorien-Herstellung – funktionell und effizient (1).
Quintessenz, 25: 895-903.
- Pannewig R. (1995b)
Provisorien-Herstellung – funktionell und effizient (2).
Quintessenz, 25: 977-988.
- Parker H. M. (1989)
Psychological implications of provisional prostheses.
Dent Clin North Am, 33(3): 343-353.
- Petschelt A., Lohbauer U., Nikolaenko S. A., Dasch W. (2003)
Strength and Flexural Fatigue Characterization of Improved Temporary Materials.
J Dent Res, 82(Spec Iss A): 1665.
- Pfeiffer P., Schwickerath H. (1988)
Provisorische Kronen- und Brückenmaterialien.
Dtsch Zahnärztl Z, 43: 552-557.
- Pietrobon N., Lehner C., Schärer P. (1996)
Langzeitprovisorien in der Kronen-Brücken-Prothetik.
Schweiz Monatsschr Zahnmed, 106(3): 237-244.

Poonacha V., Poonacha S., Salagundi B., Rupesh P.-L., Raghavan R. (2013)
In vitro comparison of flexural strength and elastic modulus of three provisional crown materials used in fixed prosthodontics.
J Clin Exp Dent, 5(5): 212–217.

Rawls H. R., Esquivel-Upshaw J. (2003)
Restorative Resins.
11 Edn., St. Louis: Saunders.

Rayyan M. M., Aboushelib M., Sayed N. M., Ibrahim A., Jimbo R. (2015)
Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually.
J Prosthet Dent, 114(3): 414-419.

Rieder C. E. (1989)
The use of provisional restorations to develop and achieve esthetic expectations.
Int J Periodontics Restorative Dent, 9(2): 123-139.

Romil S, Kumar A. S., Kumar A. S., Saurabh G., Praveen G., Siddhi T. (2012)
An Evaluation Of Flexural Strength Of Different Provisional Restorative Materials - An In-Vitro Study.
Indian J Dent Sci, 4(3): 17-19.

Rosentritt M., Behr M., Lang R., Handel G. (2004)
Flexural Properties of Prosthetic Provisional Polymers.
Eur J Prosthodont Restor Dent, 12(2): 75-79.

Rosentritt M., Lang R., Behr M., Handel G. (2008)
Fracture Performance of Provisional Crown & Bridge Restoration Materials.
PEF London 2008. #62.

Rzanny A., Welker D., Göbel R. (1996)
Werkstoffkundlicher Vergleich temporärer K&B-Kunststoffe.
Phillip Journal, 13(11-12): 357-366.

Schmidt A., Walter M., Böning K. (1998)
CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin.
Quintessenz, 49: 1111-1122.

Schwedhelm E. R. (2006)
Direct technique for the fabrication of acrylic provisional restorations.
J Contemp Dent Pract, 7(1): 157-173.

Schweiger J., Beuer F. (2007)
CAD/CAM gefertigte Langzeitprovisorien.
Quintessenz Zahntech, 33(5): 558-568.

- Seghi R. R., Denry I. L., Rosenstiel S. F. (1995)
Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics.
J Prosthet Dent, 74(2): 145-150.
- Sham A., Chu F., Chai J., Chow T. (2004)
Color stability of provisional prosthodontic materials.
J Prosthet Dent, 91(5): 447-452.
- Singh A., Garg S. (2016)
Comparative Evaluation of Flexural Strength of Provisional Crown and Bridge Materials - An In vitro Study.
J Clin Diagn Res, 10(8): 72-77.
- Söderholm K.-J. M. (1988)
Die hydrolytische Degradation von Composites. Teil I: Physikalisch-chemische Grundlagen.
Phillip Journal, 5(6): 323-328.
- Söderholm K.-J. M. (1989)
Die hydrolytische Degradation von Composites. Teil II: Folgen für die Anwendung in der Praxis.
Phillip Journal, 6(1): 75-78.
- Stawarczyk B. (2013a)
Langzeitstabilität von CAD/CAM-Kunststoffen.
Dissertation, München.
- Stawarczyk B., Ender A., Trottmann A., Özcan M., Fischer J., Hämmerle CH. (2012)
Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens.
Clin Oral Investig, 16(6): 1669-1677.
- Stawarczyk B., Özcan M., Trottmann A., Schmutz F., Roos M., Hämmerle C. (2013b)
Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists.
J Prosthet Dent, 109(5): 325-332.
- Strub J. R., Rekow E. D., Witkowski S. (2006)
Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities.
J Am Dent Assoc, 137(9): 1289-1296.
- Takamizawa T., Barkmeier W. W., Tsujimoto A., Scheidel D., Erickson R. L., Latta M. A., Miyazaki M. (2015)
Mechanical Properties and Simulated Wear of Provisional Resin Materials.
Operative Dentistry, 40(6): 603-613.

- Terry D. A. (2005)
The interim restoration.
Pract Proced Aesthet Dent, 17(4): 263-264.
- Thompson J. Y., Bayne S. C., Heymann H. O. (1996)
Mechanical properties of a new mica-based machinable glass ceramic for CAD/CAM restorations.
J Prosthet Dent, 76(6): 619-623.
- Thompson G. A., Luo Q. (2014)
Contribution of postpolymerization conditioning and storage environments to the mechanical properties of three interim restorative materials.
J Prosthet Dent, 112(3): 638–648.
- Thornton I. (2014)
Mechanical properties of dental resin composite CAD/CAM blocks.
Dissertation, Vancouver.
- Tinschert J., Natt G., Hassenpflug S., Spiekermann H. (2004)
Status of Current CAD/CAM Technology in Dental Medicine.
Int J Comput Dent, 7(1): 35-45.
- Trommsdorff E. (1976)
Dr. Otto Röhm, Chemiker und Unternehmer.
1. Auflage Edn., Düsseldorf, Wien: Econ-Verlag.
- Vahidi F. (1987)
The provisional restoration.
Dent Clin North Am, 31(3): 363-381.
- Vallittu P. K. (1996)
Peak temperatures of some prosthetic acrylates on polymerization.
J Oral Rehabil, 23(11): 776-781.
- Vichi A., Sedda M., Del Siena F., Louca C., Ferrari M. (2013)
Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials.
Am J Dent, 26(5): 255-259.
- VITA-Zahnfabrik (2015)
VITA CAD-Temp monoColor/multiColor for InLab.
Verarbeitungsanleitung, https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=45705&sprache=de&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1, zuletzt geprüft am 20.01.2017.

- Vollert M. (2011)
Herstellungsmethoden provisorischer Kronen und Brücken - Eine repräsentative Umfrage unter deutschen Zahnärztinnen und Zahnärzten.
Dissertation, Gießen.
- von Mohrenschildt S. (2009)
Untersuchung zur Bruchfestigkeit von CAD/CAM-gefertigten Seitenzahnbrücken aus Hochleistungs-Polymer-Kunststoffen: Eine In-vitro-Untersuchung.
Dissertation, München.
- Walker M. P., Haj-Ali R., Wang Y., Hunziker D., Williams K. B. (2006)
Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties.
Dent Mater, 22(11): 1002-1007.
- Waltimo A., Könönen M. (1993)
Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients.
Acta Odont Scand, 53(4): 254-258.
- Wassel R., St. George G., Ingledew R., Steele J. (2002)
Crowns and other extra-coronal restorations: Provisional restorations.
Br Dent J, 192(11): 619-630.
- Watanabe H., Kim E., Piskorski N. L. , Sarsland J., Covey D. A., Johnson W. W. (2013)
Mechanical properties and color stability of provisional restoration resins.
American Journal of Dentistry, 26(5): 265-270.
- Weber H. (1993)
Präparation und temporäre Versorgung.
Praxis der Zahnheilkunde, Bd. 5, Festsitzender Zahnersatz Edn., München:
Urban und Schwarzenberg.
- Weibull W. (1951)
A Statistical Distribution Function of Wide Applicability.
J Appl Mech, 18(3): 293-297.
- Welker D., Rzanny A., Göbel R. (1999)
Interimsversorgung bei Kronen- und Brückenersatz - Indikation, Werkstoffe, biologische Aspekte, Methodik.
Quintessenz Zahntech, 25(10): 1133-1144.
- Weyhrauch M., Wentaschack S., Igiel C., Scheller H., Lehmann K. M. (2015)
Influence of abutment-configuration on fracture strength of CAD/CAM-fabricated ceramic crowns.
J Res Dent, 3(3): 80-82.

Wiegand A., Stucki L., Hoffmann R., Attin T., Stawarczyk B. (2015)
Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers.
Clin Oral Invest, 19(8): 2007-2013.

Wirz J., Bangert R., Jäger K. (1992b)
Kronen- und Brückenprovisorien - Teil II: Übersicht und Herstellung.
Quintessenz, 43(8): 1457-1463.

Wirz J., Bangert R., Jäger K. (1992a)
Kronen- und Brückenprovisorien. Teil I: Anforderungen.
Quintessenz, 43(8): 1297-1305.

Wirz J., Bangert R., Schmidli F. (1992c)
Kronen- und Brückenprovisorien. Teil III: Provisorienkunststoffe und ihre
Eigenschaften.
Quintessenz, 43(10): 1647-1661.

Wirz J., Nigg N., Schmidli F. (1995)
Moderne Provisorienkunststoffe. Teil II: Resultate und Diskussion.
Quintessenz, 46(2): 245-255.

Wörle P. (2005)
Provisorium - und der Erfolg wird vorstellbar.
Bayer Zahnärztebl, 44(4): 53-54.

Yanikoğlu N. D., Bayindir F., Kürklü D., Beşir B. (2014)
Flexural Strength of Temporary Restorative Materials Stored in Different
Solutions.
Open Journal of Stomatology, 4(6): 291-298.

Yao J., Li J., Wang Y., Huang H. (2014)
Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and
CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling.
J Prosthet Dent, 112(3): 649-657.

Yilmaz C., Korkmaz T. (2007)
The reinforcement effect of nano and microfillers on fracture toughness of two
provisional resin materials.
Mater Des, 28(1): 2063-2070.

8 Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift

Die Arbeit wurde in der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen in der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie unter Betreuung von Herrn Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer durchgeführt.

Die Konzeption und wissenschaftliche Betreuung der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Frau Christine Schille in ihrer Funktion als Physikalisch Technische Assistentin.

Die Herstellung und Vermessung der Probekörper erfolgte eigenständig nach Einweisung von Frau Schille.

Sämtliche Bruchversuche wurden in Zusammenarbeit mit Frau Christine Schille durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig.

Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den 08.03.2017

Konstantin Johanning

9 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Jürgen Geis-Gerstorfer für die Überlassung des Themas, die hilfreiche Unterstützung durch Beratung und Korrektur des Manuskripts und die nicht enden wollende Geduld über die Dauer der Erstellung dieser Arbeit. Vielen Dank, dass Sie auch nach langen Durststrecken die Hoffnung nicht aufgegeben haben. Das habe ich zu keiner Zeit als selbstverständlich angesehen.

Ich danke weiterhin Frau Christine Schille, die mir stets sämtliche Fragen beantworten und Unklarheiten beseitigen konnte. Sie hat mich bei den Arbeiten im Forschungslabor instruiert und geduldig unterstützt. Vielen Dank auch für die zahlreichen theoretischen Anregungen.

Der Firma VITA Zahnfabrik danke ich für die freundliche Bereitstellung der Probestkörper.

Weiterhin danke ich meiner Lebensgefährtin Naemi Härle, die nicht nur das jahrelange auf und ab vor dem Hintergrund dieser Arbeit ertragen hat, sondern auch viele kritische Hinweise geben konnte und nie müde war, wieder und wieder Korrektur zu lesen.

Außerdem möchte ich mich bei meinen Freunden und Kollegen bedanken, die mich während der Erstellung dieser Arbeit immer wieder motiviert und mir Denkanstöße gegeben haben. Mein besonderer Dank gilt hier meinem lieben ehemaligen Arbeitskollegen Edmund Ursan, der mir stets eine große Hilfe war.

Zuletzt danke ich meiner Familie für alles, was Sie mir im Laufe der Jahre ermöglicht hat. Ohne Sie hätte ich das Studium und den Beruf nicht ergriffen und hätte niemals diese Arbeit vollendet. Herzlichsten Dank für eure ständige großartige Unterstützung.