

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

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Vanessa Alt

aus Bruchköbel

Gießen 2013

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH

Standort Gießen

Leiter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Markus Balkenhol

Gutachter: Prof. Dr. Christian Heiß

Tag der Disputation: 15. 11. 2013

*Meinen Eltern*

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>3</b>
2.1	Anforderungen .....	3
2.1.1	Klinische und werkstoffkundliche Anforderungen.....	3
2.2	Zusammensetzung temporärer K&B Werkstoffe .....	6
2.2.1	Konventionelle Pulver/Flüssigkeits-Systeme auf der Basis von Mono- Methacrylaten .....	7
2.2.2	Temporäre K&B Werkstoffe auf der Basis von Kompositen.....	9
2.2.3	Vergleich der temporären K&B Werkstoffe.....	9
2.3	Herstellungstechniken von temporären Versorgungen.....	10
2.3.1	Direkte Herstellung.....	10
2.3.2	Indirekte Herstellung .....	12
2.4	Bruchfestigkeit.....	16
2.4.1	Untersuchungen zur Bruchfestigkeit.....	16
2.4.2	CAD/CAM-Untersuchungen .....	19
2.4.3	Resümee .....	20
<b>3</b>	<b>ZIEL DER ARBEIT .....</b>	<b>21</b>
<b>4</b>	<b>MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>22</b>
4.1	Rahmenbedingungen .....	22
4.2	Materialbeschreibung .....	22
4.3	Versuchsaufbau.....	22
4.3.1	Herstellung des Mastermodells.....	23

4.3.2	Lagerung der Probekörper .....	27
4.3.3	Versuchsdurchführung .....	27
4.4	Rasterelektronenmikroskopische Analyse .....	28
4.5	Datenerhebung und statistische Auswertung .....	28
<b>5</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>29</b>
5.1	Einfluss der verschiedenen Variablen .....	29
5.2	Bruchfestigkeiten .....	30
5.2.1	Luxatemp Automix Plus .....	30
5.2.2	Cercon Base PMMA .....	31
5.2.3	Trim .....	32
5.3	Vergleich und Einfluss der Werkstoffe .....	33
5.4	Auswertung der Rasterelektronenmikroskopbilder .....	34
<b>6</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>37</b>
6.1	Diskussion des Versuchsaufbaus .....	37
6.2	Diskussion der Ergebnisse .....	40
6.3	Schlussfolgerung .....	43
<b>7</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>44</b>
7.1	Zusammenfassung .....	44
7.2	Summary .....	45
<b>8</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>46</b>

<b>9</b>	<b>ERKLÄRUNG</b> .....	<b>53</b>
<b>10</b>	<b>DANKSAGUNG</b> .....	<b>54</b>
<b>11</b>	<b>LEBENS LAUF</b> .....	<b>54</b>

# 1 Einleitung

Sobald es notwendig wird einen Zahn für eine Krone oder Brückenkonstruktion zu beschleifen, muss eine temporäre Versorgung des präparierten Zahnes bis zur Eingliederung des definitiven Ersatzes vorgenommen werden (Abb. 1.1).<sup>10, 52, 72, 77, 79</sup>



**Abb. 1.1 Präparation der Zähne (links) und eingesetzte temporäre Brücke (rechts)**

Die temporäre Versorgung muss grundsätzlich eine Reihe von Aufgaben erfüllen. Sie soll die beschliffene Zahnhartsubstanz und die Pulpa vor chemischen, thermischen, mikrobiellen und mechanischen Noxen schützen, sowie Schutz vor Zahnfrakturen und Karies bieten.<sup>10, 11, 25, 35, 37, 38, 41, 42, 47, 71, 73, 79, 80</sup>

Die temporäre Versorgung fixiert und stabilisiert die Zahnposition und verhindert, dass es zu einer Elongation, Kippung oder Zahnwanderung, vor allem bei Brücken und kombiniert fest-sitzend-herausnehmbaren Zahnersatz, kommt.

Der Erhalt und die Wiederherstellung der Kaufunktion spielen vor allem bei der Änderung der Bisslage eine wichtige Rolle. Der Interimsersatz kann als funktionsdiagnostisch-therapeutische Maßnahme dienen und z.B. beim Wiederaufbau einer fehlenden Front-/ Eckzahnführung von großem Nutzen sein. Außerdem sorgt er für eine störungsfreie statische und dynamische Okklusion.<sup>10, 11, 35, 37, 41, 47, 66, 71, 73, 77, 79, 80</sup>

Vor allem bei Frontzahnrestorationen sind der Erhalt und die Wiederherstellung des ästhetischen Erscheinungsbildes und der phonetischen Funktion wichtig, beides psychisch überaus bedeutende Faktoren für den Patienten. Außerdem dienen tK&B (temporäre Kronen- und Brücken) Versorgung dem Schutz des Parodontiums vor Verletzungen und vermeidet Gingivawucherungen.<sup>11, 73, 77, 78, 80</sup>

Um diesen Aufgaben gerecht zu werden, erlebt die Dentalindustrie in den letzten Jahren einen besonderen Aufschwung in der Entwicklung der Computer- und Fertigungstechnologie. Die

sogenannte „CAD/CAM Technik“ (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) dient zur Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten, Inlays, Onlays und vollanatomischen Kronen oder Brücken.<sup>65</sup> Diese werden am Computer mit Hilfe eines 3D - Programmes konstruiert und an eine computergesteuerte Fräsmaschine zur Fertigung übermittelt. Das steigende Interesse an diesen Technologien liegt begründet in einem wachsenden Bedarf an vollkeramischen Restaurationen als auch günstig zu fertigendem edelmetallfreiem Zahnersatz.<sup>19, 62</sup>

Mit der fortschreitenden Entwicklung und Verbesserung der physikalischen Materialeigenschaften z.B. von Zirkon oder Komposits, können diese auch in Regionen höherer Kaubelastung zum Einsatz kommen.<sup>81</sup> Abgesehen vom CEREC System (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics; Sirona, Bensheim), bei dem die Restauration direkt am Behandlungsstuhl gefräst wird, benutzen die meisten CAD/CAM gestützten Technologien nach wie vor ein indirektes Verfahren für den Herstellungsprozess.<sup>18</sup> Daraus ergibt sich, dass man eine temporäre Versorgung als Zwischenlösung benötigt, bis die definitive Arbeit im Labor hergestellt werden kann.

Maschinell gefertigte temporäre Kronen und Brücken weisen unmittelbar nach der Herstellung bereits optimale mechanische Eigenschaften auf, da die industriell gefertigten Komposit-Rohlinge unter standardisierten Bedingungen hergestellt werden. Daraus ergeben sich höhere Bruchfestigkeiten der gefrästen Restaurationen als bei der direkten Herstellung.<sup>7</sup> Man erreicht eine bessere Passgenauigkeit, da bei der Verwendung bereits auspolymerisierter Rohlinge keine polymerisationsbedingte Schrumpfung auftritt und somit kein Ausschleifen der temporären Versorgung erforderlich ist.<sup>45, 62</sup> Mit der Möglichkeit dieses Verfahrens, bekommt der Patient nun das Angebot, seine ästhetischen Wünsche und Vorstellungen auch schon bei der temporären Versorgung zu erhalten.<sup>57</sup>



## 2 Literaturübersicht

„Die einwandfrei gefertigte provisorische Restauration kann über Erfolg und Misserfolg der zahnärztlichen Therapie entscheiden“<sup>72</sup>

### 2.1 Anforderungen

Aus den Aufgaben einer temporären Versorgung ergeben sich viele Anforderungen an die tK&B Werkstoffe. Um diesen Aufgaben gerecht zu werden, müssen die Materialien klinische wie auch werkstoffkundliche Anforderungen erfüllen, die zum Teil einander bedingen<sup>4</sup>:

#### 2.1.1 Klinische und werkstoffkundliche Anforderungen

An eine temporäre Versorgung sind ähnliche Anforderungen wie an den endgültigen Zahnersatz zu stellen. Lediglich die Tragedauer und die zur Herstellung benötigten Werkstoffe, unterscheiden sich von denen, der definitiven Versorgung.<sup>11</sup>

Die Wiederherstellung einer störungsfreien statischen und dynamischen Okklusion ist eine der wichtigsten Ziele einer temporären Versorgung,<sup>34, 37</sup> Um einen ausreichenden Widerstand (Abrasionsfestigkeit) gegen auftretende Kaukräfte zu erhalten, ist die mechanische Festigkeit des Werkstoffes unverzichtbar. Die Langlebigkeit ist abhängig von der Stabilität während der gesamten Tragedauer. Je höher die mechanische Festigkeit, desto größer auch die Stabilität beim wiederholten Abnehmen und Wiederbefestigen der temporären Versorgung.<sup>4, 11, 24, 29, 37</sup> Ist diese nicht gegeben, kann es zu Frakturen kommen. Deshalb muss auf gute Reparaturfähigkeit geachtet werden. Es ist wichtig einen Werkstoff zu verwenden, der mit dem identischen Material oder einem Reparatursystem zuverlässig zu reparieren ist.<sup>3, 11, 41, 79, 80</sup>

Weiterhin sollten eine einfache Handhabung, d.h. eine gute, gleichmäßige Mischbarkeit durch Automischsysteme gegeben sein. Die klinikgerechten Verarbeitungs- und Abbindezeiten müssen eine ausreichend lange Verarbeitungszeit bei möglichst geringer Mundverweildauer aufweisen.<sup>11, 80</sup>

Um die Biokompatibilität sicherzustellen, sollte von der temporären Versorgung weder eine allergisierende noch reizende oder toxische Wirkung (z.B. Methylmethacrylat in Form von Restmonomer) auf die Zahnpulpa sowie die umliegenden oralen Gewebe ausgehen.<sup>11, 29, 79, 80</sup> Auf eine möglichst geringe Reaktionswärme während einer exothermen Polymerisation ist

besonders zu achten, da bei Temperaturen über 42 °C am präparierten Zahnstumpf irreversible Pulpaschädigungen zu erwarten sind.<sup>4, 54, 66, 78</sup>

Zur Gesunderhaltung der Gingiva ist es wichtig, dem Patienten eine effiziente Plaqueentfernung zu ermöglichen. Hierzu muss die vorübergehende Restauration einen korrekten Randschluss und das richtige Emergenzprofil aufweisen.<sup>4, 49, 66, 78</sup> Zur Formgebung ist eine gute Bearbeitbarkeit des Werkstoffes Voraussetzung, um eine hochglanzpolierte und porenfreie Oberfläche zu erhalten. Zudem führt eine glatte Oberfläche nicht zu lokalen Gewebeschädigungen und Irritationen der Zungen- und Wangenschleimhaut.<sup>4, 78</sup> Gewünscht ist eine geringe Polymerisationskontraktion für die genaue Passung des Randschlusses und einem daraus resultierenden geringen Korrekturbedarf nach Fertigstellung der temporären Versorgung.<sup>4</sup>

Zur Wiederherstellung des ästhetischen Erscheinungsbildes, sollte sich die temporäre Versorgung harmonisch und natürlich in die Mundsituation einfügen. Deshalb sollte der Werkstoff zahnfarben und farbstabil sein, sowie eine geringe Verfärbungsneigung besitzen.<sup>11, 41</sup>

Die Röntgenopazität ist eine wichtige Voraussetzung zum Nachweis bei zum Beispiel akzidentellem Verschlucken oder Aspirieren der Versorgung.<sup>3</sup> Ein geruchs- und geschmacksneutraler Werkstoff, ebenso wie geringe thermische Leitfähigkeit führt zu einer höheren Akzeptanz der temporären Restauration seitens des Patienten.<sup>4, 29</sup>

In Tab. 2.1 sind werkstoffkundliche Anforderungen, die an die temporären K&B Werkstoffe zu stellen sind, aufgeführt. Diese leiten sich aus den dargestellten klinischen Anforderungen an eine temporäre Versorgung ab.<sup>4</sup>

**Tab. 2.1: Werkstoffkundliche Anforderungen an temporäre K&B-Werkstoffe<sup>4</sup>**

<b>Anforderung</b>	<b>Erläuterung / Ergänzung</b>
Gute mechanische Eigenschaften	<ul style="list-style-type: none"> <li>• mechanische Festigkeit und Oberflächenhärte</li> <li>• kantenstabil</li> <li>• zerstörungsfrei abnehmbar</li> </ul>
Natürliche Farbgebung	<ul style="list-style-type: none"> <li>• zahnfarben</li> <li>• farbstabil</li> <li>• geringe Verfärbungsneigung</li> <li>• Fluoreszenz</li> </ul>
Gute Bearbeitbarkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gute Fräsbarkeit</li> <li>• Geringe Inhibitionsschicht</li> </ul>
Hochglanzpolierbarkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Porenfreiheit (dichte Struktur)</li> <li>• beständiger Oberflächenglanz</li> </ul>
Geringe Polymerisationstemperatur	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Schutz vor thermischen Schädigungen der Pulpa</li> </ul>
Biologische Verträglichkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• keine Abgabe toxischer Substanzen</li> <li>• geringes allergenes Potential</li> <li>• keine lokalen Gewebeschädigungen</li> </ul>
Einfache Verarbeitbarkeit / Handhabung	<ul style="list-style-type: none"> <li>• gute Mischbarkeit</li> <li>• Automischsysteme</li> </ul>
Gute Reparaturfähigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• mit identischem Material oder spezifischen Reparatursystemen zu reparieren</li> </ul>
Klinikgerechte Verarbeitungs- und Abbindezeiten	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ausreichend lange Verarbeitungszeit bei möglichst geringer Mundverweildauer</li> </ul>
Abrasionsfestigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ausreichend abrasionsstabil bei längerer Tragedauer</li> </ul>
Röntgenopazität	<ul style="list-style-type: none"> <li>• nachweisbar auf einer Röntgenaufnahme bei akzidentellem Verschlucken / Aspiration</li> </ul>
Geringe Polymerisationskontraktion	<ul style="list-style-type: none"> <li>• geringer Korrekturbedarf nach Fertigstellung</li> </ul>
Gummielastische Phase	<ul style="list-style-type: none"> <li>• zerstörungsfreie Abnahme bei der Herstellung</li> </ul>
Geringe thermische Leitfähigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vermeidung von Überempfindlichkeiten</li> <li>• Tragekomfort</li> </ul>
Geringe Löslichkeit und Wasseraufnahme	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Verfärbungsneigung</li> <li>• Freisetzung von Inhaltsbestandteilen</li> <li>• Mundbeständigkeit</li> </ul>
Geruchs- und Geschmacksneutral	<ul style="list-style-type: none"> <li>• keine Geruchs- und Geschmacksirritationen des Patienten</li> </ul>
Gute Fließfähigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ausfließen auch dünnwandiger Bereiche</li> </ul>
Kompatibel mit temporären Befestigungszementen	<ul style="list-style-type: none"> <li>• keine Verfärbung</li> </ul>

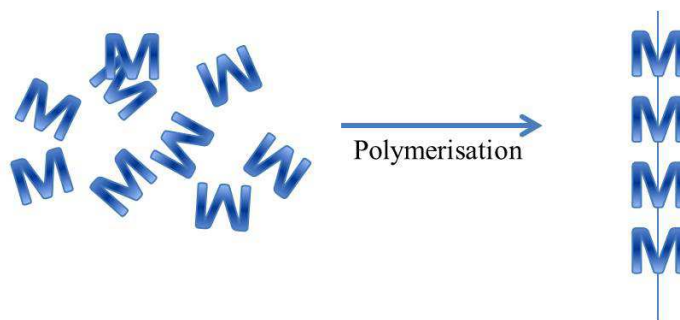
## 2.2 Zusammensetzung temporärer K&B Werkstoffe

Temporäre Kronen- und Brückenwerkstoffe sind in ihrer chemischen Struktur sehr unterschiedlich zusammengesetzt.<sup>52</sup> Die derzeit zur Verfügung stehenden Werkstoffe sind in zwei unterschiedliche Systeme bzw. Materialgruppen einzuordnen.<sup>41, 66, 78</sup>

1. Klassische Pulver/Flüssigkeits-Systeme auf der Basis von Mono-Methacrylaten, welche ausschließlich selbsthärtend (redox-härtend) sind
2. Komposit-Werkstoffe (Di- oder mehrfunktionelle Methacrylate), die sowohl chemisch als auch dualhärtend sein können

Der Aufbau dieser Kunststoffe ist sehr komplex. Sie sind aus unterschiedlichen Einzelkomponenten zusammengesetzt, die jedoch nicht grundsätzlich immer alle enthalten sein müssen wie z. B. Katalysatoren, Inhibitoren, Copolymere, Comonomere, Weichmacher, Vernetzer, Akzeleratoren und UV-Absorber. Diese müssen nicht zwingend an der Reaktion teilnehmen, sondern beeinflussen nur partiell den chemischen Aushärtungsprozess und die physikalischen Eigenschaften des Materials.<sup>60, 63</sup>

Der Kunststoff, sogenannte Polymere entstehen, indem sich zahlreiche Monomere nach bestimmten Prinzipien miteinander zu einer Molekülkette verknüpfen.<sup>33</sup> Ein vereinfachtes Schema ist in Abb. 2.1 dargestellt.<sup>17</sup>



**Abb. 2.1 Schematische Darstellung der Polymerisationsreaktion**

Die Polymere bestehen aus linearen, verzweigten oder quervernetzten Makromolekülen (Abb. 2.2). Bei den linearen und verzweigten Molekülen beruht der Zusammenhalt auf einfachen Kohäsionskräften (z.B. van-der-Wals-Kräfte). Die räumliche Anordnung der quervernetzten

Moleküle entsteht durch ein Vernetzer. Es ist ein Molekül, das mindestens zwei Doppelbindungen aufweist und sich in eine wachsende Kette einbaut. So ein Polymer besitzt gute mechanische Eigenschaften und eine hohe Resistenz gegenüber Lösungsmitteln<sup>17, 29</sup>

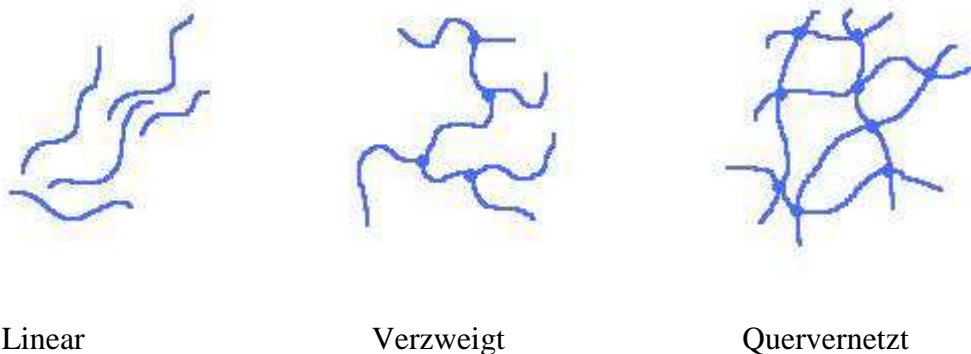


Abb. 2.2 Schematische Darstellung der verschiedenen Polymerarten

### 2.2.1 Konventionelle Pulver/Flüssigkeits-Systeme auf der Basis von Mono-Methacrylaten

Mono-Methacrylate leiten sich von den klassischen Prothesenbasispolymeren ab. Im Gegensatz zum darin verwendeten Methylmethacrylat (MMA) werden in temporären K&B-Werkstoffen zumeist höhermolekulare Methacrylate (z.B. Ethylmethacrylate und Iso-Butylmethacrylate) eingesetzt. Gegenüber MMA<sup>82</sup> haben diese den Vorteil einer geringeren Temperaturentwicklung und Polymerisationsschrumpfung und diffundieren nicht so leicht in die Pulpa, weil sie größer sind.<sup>9, 25, 73</sup>

Den Pulver-Flüssigkeitssystemen ist gemein, dass sie nach den Prinzipien einer radikalischen Polymerisation aushärten, daher soll diese Reaktion in ihren drei Phasen im Folgenden näher betrachtet werden:<sup>17, 48</sup>

#### 1. Die Startreaktion

Die **Startreaktion** beginnt durch Energiezufuhr (Wärmeenergie, Lichtenergie oder Aktivatoren), welche die Kohlenstoffdoppelbindung des Initiators aufbricht. Dadurch entstehen Radikale. Diese sind energiereiche Verbindungen mit einem ungepaarten Elektron.<sup>17, 29</sup>

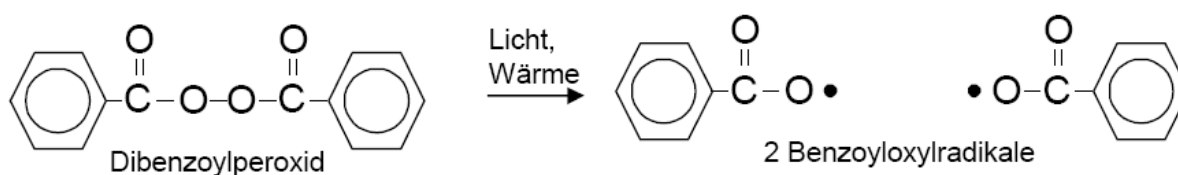


Abb. 2.3: Radikalbildungsreaktion einer radikalischen Polymerisation<sup>75</sup>

Diese Radikale greifen die Doppelbindungen der Methacrylat-Monomere an. Das verbleibende Elektron verfügt nun somit über die Möglichkeit, weitere Methacrylat-Moleküle an die Kettenstruktur anzulagern.<sup>17, 33</sup> In Abb 2.3 ist der Kettenstart dargestellt.

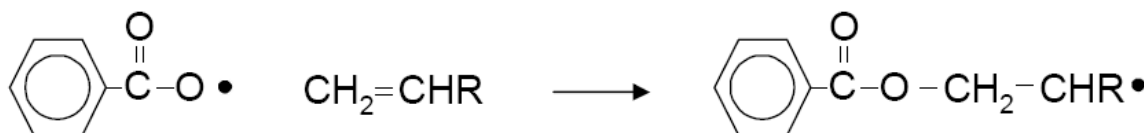


Abb. 2.4: Startreaktion einer radikalischen Polymerisation<sup>75</sup>

## 2. Das Kettenwachstum

Ausgehend vom Initiator-molekül und dem ersten angelagerten Monomerbaustein setzt sich das **Kettenwachstum** fort. Dieses Startmolekül stellt seinerseits wieder ein Radikal dar, das die Doppelbindung eines weiteren Monomerbausteins angreift. (Abb. 2.5)

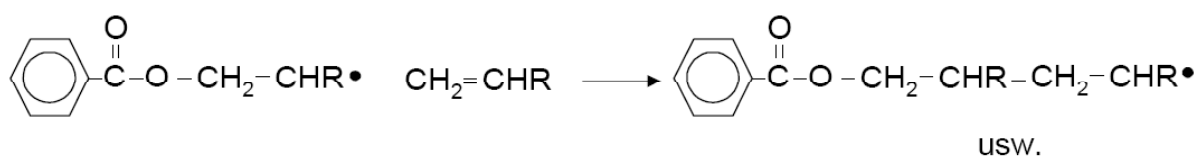


Abb. 2.5: Kettenreaktion innerhalb einer radikalischen Polymerisation und Bildung eines polymeren Makromoleküls<sup>75</sup>

## 3. Der Kettenabbruch

Die Polymerisation kann enden

1. durch eine Rekombination, d.h. wenn zwei Kettenenden miteinander reagieren (**Abb. 2.6**)
2. wenn keine Monomere (freie Radikale) mehr vorhanden sind
3. wenn die Konzentration der Monomere zu gering ist, um zu reagieren oder
4. die Radikale durch Reaktion mit Inhibitoren oder Luftsauerstoff abreagieren.

Inhibitoren (Stabilisatoren, Antioxidantien) agieren als Radikalfänger und schließen die Reaktion durch Energiemangel ab.<sup>29</sup> Ein solcher Inhibitor ist beispielsweise Hydrochinon, Luftsauerstoff kann ebenfalls als Radikalfänger fungieren.<sup>17</sup>

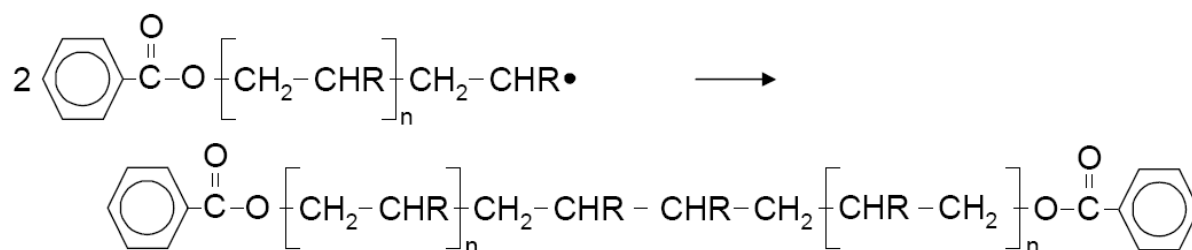


Abb. 2.6: Abbruchreaktion einer radikalischen Polymerisation am Beispiel einer Rekombination<sup>75</sup>

### 2.2.2 Temporäre K&B Werkstoffe auf der Basis von Kompositen

Es handelt sich hier um t-K&B-Werkstoffe die in ihrer Zusammensetzung den Füllungskompositen ähneln.<sup>4, 11, 37</sup> Sie basieren auf einer Matrix polymerisierbarer Monomere. In diese Matrix sind chemisch Füllstoffe eingebunden.<sup>4</sup> Als Verbundsystem zwischen Matrix und Füllstoffen dienen Haftvermittler, sogenannte Silane.<sup>63</sup> Als Monomere werden höhermolekulare, multifunktionelle Methacrylate (z.B. Di-Methacrylate) eingesetzt. Klassische Monomere sind Bisphenol-A-glycidyl-dimethacrylat (Bis-GMA), Triethylenglycol-dimethacrylat (TEGDMA) und Urethan(ethylen)glycol-dimethacrylat (UDMA).<sup>80</sup>

Die Initiierung der Polymerisationsreaktion kann, wie auch bei den Mono-Methacrylaten, chemisch (selbsthärtende Komposite), durch Licht (lichthärtende Komposite) oder durch eine Kombination aus beiden (dualhärtende Komposite) erfolgen.<sup>66</sup>

### 2.2.3 Vergleich der temporären K&B Werkstoffe

Trotz der prinzipiellen Gemeinsamkeiten hinsichtlich der Abbindereaktion lassen sich folgende Unterschiede zwischen den Materialklassen ausmachen:<sup>3, 49</sup>

Monomethacrylate sind Pulver-Flüssigkeits-Systeme und werden von Hand und ohne Dosierhilfen angemischt. Das hat zur Folge, dass es häufig zu Luftpfeinschlüssen während des Mischvorgangs kommt,<sup>49</sup> die zu einer schlechten Farbstabilität, einer geringeren Oberflächenhärte und einer geringeren Abrasionsfestigkeit führen.<sup>3, 76</sup> Außerdem kommt es bei diesen Systemen zu einer stärkeren Wärmeentwicklung während der Aushärtung.<sup>3, 25, 41</sup> Da die Pulver-Flüssigkeits-Systeme keine anorganischen Füllstoffe enthalten, können sie zwar gut hochglanz poliert werden und besitzen eine gute Reparaturfähigkeit,<sup>13</sup> sind aber nicht röntgenopak und haben eine höhere Polymerisationsschrumpfung.<sup>3, 10</sup>

Im Gegensatz dazu bieten die Werkstoffe auf Kompositbasis wesentliche Vorteile. Sie werden in Automix-Kartuschen angeboten, was für eine gleichmäßige Materialqualität sorgt und für

die Zahnmedizinische Fachangestellte und den Behandler eine einfachere Verarbeitung ermöglicht.<sup>10, 11</sup> Aufgrund der zugesetzten Füllstoffe erreicht man eine höhere Abrasionsfestigkeit,<sup>10, 77</sup> eine geringere Polymerisationsschrumpfung,<sup>6, 77</sup> die eine bessere marginale Randpassung bedingt<sup>4</sup> und eine niedrigere Polymerisationstemperatur.<sup>10, 13, 25, 41, 77</sup> Werden als Füllstoffe Bariumgläser verwendet<sup>4</sup>, erhält man eine gewisse Röntgenopazität.<sup>11</sup> Jedoch sind Paste-Paste-Systeme teurer und nicht gut zu reparieren.<sup>8, 25, 77, 80</sup>

## 2.3 Herstellungstechniken von temporären Versorgungungen

Bei der Herstellung von temporären Restaurationen gilt es grundsätzlich zwei Wege zu unterscheiden: Die direkte Herstellung, hierbei erfolgt die Versorgung des präparierten Zahnes am Behandlungsstuhl und die indirekte Herstellung, bei der eine Abformung genommen wird und das weitere Vorgehen im Labor erfolgt.

Die Auswahl der jeweiligen Herstellungsart ist zum einen abhängig von der anvisierten Tragedauer. Mit direkt hergestellten Versorgungungen lassen sich Zeiträume von ein paar Tagen oder Wochen überbrücken. Hierbei spricht man von einem Kurzzeitinterimsersatz. Dauert die Phase, in der nur temporär versorgt werden kann länger, wird ein indirekt hergestellter Langzeitinterimsersatz angefertigt. Zum anderen bedient man sich gerne einer laborgefertigten Zwischenversorgung, wenn umfangreichere Veränderungen an der Bisslage des Patienten geplant sind. Dies können z.B. Veränderungen der vertikalen Dimension (Bisshebung) oder ein Diastemaschluß sein.<sup>37, 41, 79</sup>

### 2.3.1 Direkte Herstellung

Dem Anwender stehen mehrere Techniken für die direkte Herstellung einer temporären Versorgung zur Verfügung:<sup>10, 11, 71</sup>

- Eine Überabformung vor der Präparation
- Laborgefertigte Tiefziehschienen auf einem Situationsmodell oder Wax-up
- Umarbeiten und Unterfüttern von alten Kronen und Brücken
- Der Gebrauch von vorgefertigten Hülsen/Kronen

In der Praxis kommt am häufigsten eine Überabformung zum Einsatz.<sup>75</sup> Diese kann aus einem Alginate oder elastischen Werkstoff auf Silikon- oder Polyetherbasis erstellt werden.<sup>37, 41</sup> Um



eine genaue Reposition zu ermöglichen, sollten vor dem Befüllen mit Kunststoff die Interdentalsepten wie auch untersichgehende Bereiche entfernt werden. Die mit Kunststoff befüllte Abformung wird über den zuvor präparierten Zahn des Patienten gesetzt und nach der herstellerseits empfohlenen Abbindezeit wieder entnommen. Nun muss der gewonnene Rohling nach Überprüfung auf suffiziente Approximal- und Okklusionskontakte ausgearbeitet und poliert werden.<sup>47, 78</sup> Sodann wird die fertige Restauration mit Hilfe eines temporären Befestigungszementes eingegliedert.

Des Weiteren können temporäre Versorgungen mit Hilfe einer Tiefziehschiene hergestellt werden. Diese wird im Labor auf einem Situationsmodell aus Polyethylen tiefgezogen.<sup>77</sup> Anschließend hat sie nach der Präparation die gleiche Funktion wie die vorher genannte Überabformung. Bei dieser Variante ist es jedoch für den Zahntechniker möglich vor der Erstellung der Hohlform Modifikationen an der Modellsituation vorzunehmen, um funktionelle oder ästhetische Veränderungen simulieren zu können.<sup>25, 37, 78</sup>

Wird eine defekte Krone oder Brücke vor der Präparation entfernt, kann man diese auch als temporäre Versorgung danach verwenden. Dazu wird die Krone versäubert, angeraut und anschließend mit dem temporären K&B-Werkstoff beschickt. Um Blasen und Lufteinschlüsse zu vermeiden, sollten die Lumina von okklusal nach zervikal aufgefüllt werden, ohne die Applikationsspritze abzusetzen. Die befüllte Krone wird unmittelbar im Anschluss in situ reponiert. Durch das Umarbeiten und/oder Unterfüttern der alten Krone erhält man eine sehr stabile temporäre Versorgung,<sup>37</sup> die nicht unbedingt eine Versorgungsabformung fordert.

Des Weiteren können vorgefertigte Kronen aus Metall oder Kunststoff zum Einsatz kommen. Ihr Vorteil liegt zum einen in der Festigkeit. Sie bieten einen hohen Abrasionswiderstand und eine ausreichende Härte<sup>37</sup>, können aber nur als Einzahnrestorationen verwendet werden.<sup>52</sup> Zum anderen bietet sich mit diesen Hilfsmitteln eine anatomisch geformte Hohlform, wenn der zu versorgende Zahn vor der Präparation eine solche aufgrund eines starken Zerstörungsgrades nicht mehr aufweist und insofern nicht mit einer Überabformung gearbeitet werden kann. In Tab. 2.2 sind die gängigsten Produkte gelistet.

**Tab. 2.2: Produktauswahl vorgefertigter Kronen<sup>53</sup>**

Material	Produkt	Hersteller
Kunststoffkronen	• 3M Espe Polycarbonatkronen	• 3M Espe
	• Frasaco-Kronen	• Frasaco
	• Stripkronen Standard	• SDI
	• Protemp™ Crown®	• 3M Espe
Metallkronen	• Edelstahlkronen	• 3M Espe
	• Isoformkronen	• 3M Espe
	• Zinn- / Aluminiumhülsen	• Hahnenkratt
	• Directa Zinnkronen	• SDI

### 2.3.2 Indirekte Herstellung

Eine laborgefertigte Versorgung ist vor allem indiziert, bei

- Einer Versorgung von drei oder mehr Zähnen<sup>25</sup>
- Änderungen der horizontalen oder vertikalen Lagebeziehungen der Kiefer<sup>14, 25, 26, 30, 64</sup>
- Einer Tragezeit von mehr als 3-4 Wochen<sup>25, 64</sup>
- Der Überprüfung von Ästhetik und Phonetik<sup>14, 25, 26</sup>
- Palliativen Versorgungen von Tumorpatienten<sup>26</sup>
- Überbrückung von Ausheilzeiten (parodontalchirurgisch/chirurgisch) und Unklarheiten bezüglich des Pfeilererhaltes<sup>14, 26, 30, 64, 67</sup>

Hat der Zahnarzt sich für eine temporäre Versorgung mit einer laborgefertigten Restauration entschieden, stehen ihm im Hinblick auf die Werkstoffe und die Herstellungsverfahren weitere Möglichkeiten zur Verfügung. Diese werden bei der indirekten Variante immer über ein zahntechnisches Labor geführt (Lab-side). In Tab. 2.3 wird ein Überblick der vorhandenen Herstellungsmethoden gegeben. Ausführliche Beschreibungen können der entsprechenden Fachliteratur entnommen werden, in dieser Arbeit wird speziell nur auf CAD/CAM gefertigte tK&B Versorgungen eingegangen.

**Tab. 2.3: Herstellungsmöglichkeiten von festsitzenden indirekten temporären Restaurationen**<sup>26, 30, 70</sup>

<b>Langzeitprovisorien laborgefertigt (ohne Gerüst)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• freies Schichten</li> <li>• Schlüsseltechnik</li> <li>• Küvettentchnik</li> <li>• CAD/CAM-gefertigt indirekt</li> </ul>
<b>Langzeitprovisorien laborgefertigt (mit Gerüst und Verblendung)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• NEM-Gerüst (gegossen)</li> <li>• Glasfaser-Gerüst (CAD/CAM-gefertigt) indirekt</li> </ul>

Seit 2006 bieten verschiedene Dentalhersteller auch Komposit-Blöcke für das CAD/CAM-Verfahren an.<sup>67</sup> Diese Hochleistungs-Komposit-Rohlinge werden industriell gefertigt und bieten somit einige Vorteile gegenüber konventionellen Kunststoffen. In Tab. 2.4 wird eine kurze Übersicht der Vorteile von CAD/CAM gefertigten temporären Versorgung gegeben.

Die Weiterverwendung der Datensätze für die spätere definitive Arbeit ist gegeben und ermöglicht somit eine 1:1 Übertragung der probatorisch getragenen Situation.<sup>3, 67</sup> Die Herstellung ist im Gegensatz zu den in Tab. 2.3 aufgeführten Techniken kostengünstiger<sup>67</sup> und zeitsparender.<sup>43, 50</sup>

**Tab. 2.4: Vorteile von CAD/CAM Kunststoffen**

<b>materialbezogene / herstellungsbedingte Vorteile</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• sehr hohe Materialhomogenität</li> <li>• hohe Formstabilität</li> <li>• keine Veränderung der Materialeigenschaften</li> <li>• keine Polymerisationsschrumpfung</li> <li>• keine Polymerisationswärmeentwicklung</li> <li>• keine Anmischfehler möglich</li> <li>• kein Verklemmen in Unterschnitten</li> <li>• gute Schleifbarkeit / Polierbarkeit</li> <li>• einfache und schnelle Reproduzierbarkeit</li> <li>• röntgentransluzent</li> <li>• Befestigung mit sämtlichen temporären Zementen möglich</li> </ul>
<b>patientenbezogene Vorteile</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• MMA-freies Komposit, keine Reizung der Gingiva oder der Pulpa</li> <li>• geruchsneutral</li> <li>• dauerhafte Farbstabilität und Ästhetik</li> <li>• natürliche Fluoreszenz</li> <li>• individualisierbar mit lichthärtendem Verblendkomposit</li> </ul>

Die indirekte Herstellung temporärer Versorgung mittels des CAD/CAM Verfahren verläuft in drei aufeinander folgenden Schritten:<sup>51</sup>

## 1. Dreidimensionales Digitalisieren der Präparation

Die Datenerfassung erfolgt mit einem extraoralen Scanner (Abb. 2.7) (auf die intraorale Digitalisierung wird im Folgenden nicht eingegangen), der das Arbeitsmodell mit seinen präparierten Stümpfen optisch erfasst. Relevante Informationen sind in diesem Zusammenhang die Relationen der Stümpfe zueinander, zu den Nachbarzähnen und zur antagonistischen Zahnreihe.<sup>45</sup> Das entstandene virtuelle Modell wird dreidimensional am Bildschirm wiedergegeben.<sup>43</sup> (Abb. 2.8)

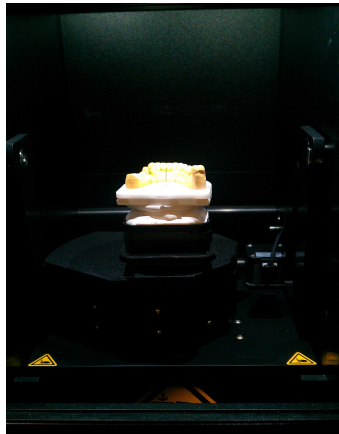


Abb. 2.7: Modell im Scanner

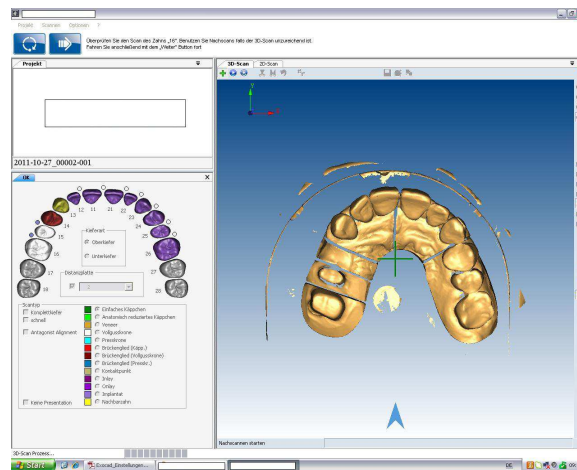


Abb. 2.8: dreidimensionales Modell

## 2. CAD Modellation

Im zweiten Schritt können die Daten mit Hilfe der Software aufbereitet werden, um fehlende Außenflächen, Kauflächen, Brückenglieder und Verbinder zu rekonstruieren (Abb. 2.9). Dies kann mit gespeicherten Zahnformen aus einer Bibliothek oder dem Situationsmodell des Patienten vor der Präparation geschehen.<sup>45</sup> Weiterhin können verschiedene individuelle Parameter bei der Konstruktion berücksichtigt werden wie z.B. die Materialschichtdicke oder der Stei-

gungswinkel an der Präparationsgrenze.<sup>44</sup> Sind die Datensätze konstruiert, können diese direkt an das CAM Programm übermittelt werden.

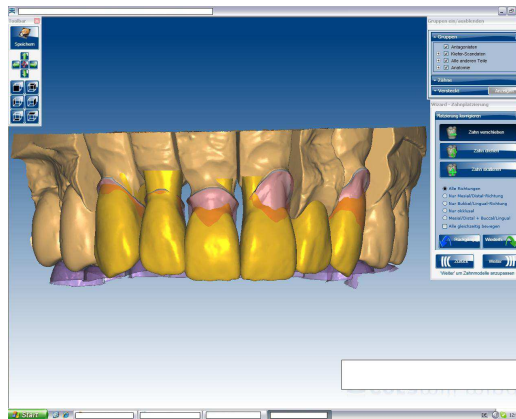


Abb. 2.9 Modellation

### 3. Herstellung der Restauration

Mit den erhaltenen Daten des CAD-Moduls wird in dem CAM-Modul die Fräsbahn für die CNC-Fräsmaschine (computerized numerical control = Maschinensteuerung durch eingebauten Rechner) generiert. Hier erfolgt auch die Festlegung aller technologischen Parameter, wie z.B. die Bearbeitungsstrategie, Vorschübe oder Werkzeuge.<sup>46</sup> Der substraktive Abtrag erfolgt aus einem präfabrizierten Rohling. Damit die Fertigung schnell und ohne Schädigung des Materials stattfinden kann, sind u.a. Berechnungen der Fräsengröße notwendig.<sup>44</sup>

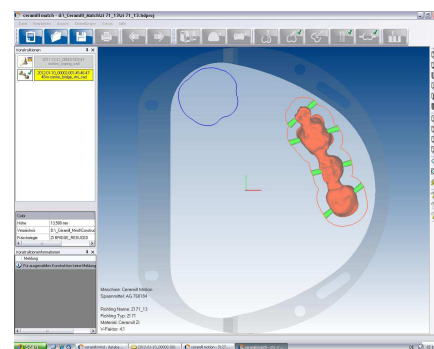


Abb. 2.10 Eingespannter Rohling in Fräsmaschine (links) und Anordnung im Blank (rechts)

Die gefertigte temporäre Kunststoffkrone oder –Brücke muss nun vom Zahntechniker ausgearbeitet und poliert werden.

## 2.4 Bruchfestigkeit

Eine wichtige materialtechnische Anforderung an temporäre K&B Werkstoffe ist die Bruchfestigkeit. Unter Festigkeit versteht man den Widerstand eines Stoffes gegenüber Formveränderungen und Frakturen. Die Bruchfestigkeit ist definiert als Kraft pro Fläche ( $\text{N}/\text{mm}^2$ ), der ein Probekörper Widerstand leisten muss bis es zum Bruch kommt.<sup>29</sup> Geprüft wird diese Eigenschaft häufig in einem 3-Punkt-Biegeversuch.

### 2.4.1 Untersuchungen zur Bruchfestigkeit

DIEDRICHS *et al.*<sup>14</sup> prüften laborgefertigte dreigliedrige Seitenzahnbrücken aus drei verschiedenen Kunststoffen (Biodent K+B plus, Luxatemp Automix, Triad VLC) auf ihre Bruchfestigkeit in Anlehnung an die Situation in der Mundhöhle. Die Probekörper wurden nach Herstellerangaben präzise gefertigt, 66 Bücken lagerten drei Monate in Wasser und 35 unter Temperaturwechselbelastung von  $5^\circ$  auf  $55^\circ\text{C}$ . Unter Verwendung einer Spezialfinne mit mittiger Krafteinwirkung wurde die Bruchfestigkeit in einer ZWICK-Universalprüfmaschine getestet. Die besten Ergebnisse zeigt Triad VLC, gefolgt von Luxatemp Automix und Biodent. Die Temperaturwechselbelastungen zeigten dabei keinen mindernden Einfluß auf die Bruchfestigkeit.

FOUSSEKIS *et al.*<sup>22</sup> untersuchten 2001 anhand von den Materialien Trim, Tab 2000 und Luxatemp Automix die Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit von direkt gefertigten temporären Brücken. Mit der Universalprüfmaschine wurde die Bruchfestigkeit der viergliedrigen Brücken mit einer Vorschubgeschwindigkeit von  $1\text{ mm}/\text{min}$  geprüft. Das getestete Komposit (Luxatemp) erreichte bessere Bruchfestigkeitswerte als die PMMA Materialien (Trim, Tab 2000). Luxatemp Automix wies allerdings keinen signifikanten Unterschied zu Tab 2000 auf.

KOUMJIAN and NIMMO<sup>39</sup> analysierten die jeweilige Biegefestigkeit sieben temporärer Werkstoffe: Cold Pac, Duralay, Protemp, Snap, Triad, Trim und Tru Kit. Hergestellt wurden die Prüfkörper ( $N = 10$ ) gemäß ADA Spezifikation Nr.12 und nach Herstellerangaben. Die Prüfkörper waren  $65\text{ mm}$  lang,  $10\text{ mm}$  hoch und  $2,5\text{ mm}$  breit. Die erste Testgruppe wurde sofort nach Herstellung geprüft, die zweite nach sieben Tagen Trockenlagerung bei einer Raumtemperatur von  $25^\circ\text{C}$ , die dritte Gruppe nach sieben Tagen Wasserlagerung bei  $37^\circ\text{C}$ . Geprüft wurde die Biegefestigkeit in einer Instron-Maschine (Instron Corp., Canton). Bei der ersten Testgruppe war eine große Abweichung zwischen den Materialien zu erkennen.

Bei der zweiten Testgruppe war keine Abweichung zu verzeichnen. Snap und Trim (PMMA's) hatten bei allen Gruppen die niedrigsten Werte.

OSMAN and OWEN<sup>55</sup> testeten zwei Mono-Methacrylate (Caulk's, Unifast), ein höhermolekulares Mono-Methacrylat (Snap), ein Epimin-Material (Scutan) und ein Di-Methacrylat (Protemp) auf deren Biegefestigkeiten. Die Prüfkörper (N = 11) mit den Maßen 3 x 5 x 90 mm wurden in einer Messing-Form gemäß Herstellerangaben hergestellt und die ersten zwanzig Minuten mit einer Masse von 500 g belastet. Anschließend wurden sie für 24 h bei Raumtemperatur und danach 24 h in physiologischer Kochsalzlösung bei 37 °C gelagert. Die Biegeprüfung wurde in einer J.J. Dehnungsprüfmaschine Typ T5001 durchgeführt. Der Autor hat in der Studie gezeigt, dass das Polyethylmethacrylat (Snap) die höchsten Biegefestigkeiten aufwies.

POLANSKY *et al.*<sup>61</sup> testeten die Materialien Protemp II, Protemp Garant, Structur II, Provipont, Temdent und Trim auf ihre Biegefestigkeit. Die Probekörper hatten die Maße 2 x 2 x 25 mm. Sie wurden nach Herstellerangaben gemäß EN ISO 10477 in einer rostfreien Stahlform hergestellt. Nach Ende der Polymerisation wurden die Probekörper für 24 h in einem Wasserbad bei 37 °C gelagert. Der Versuch erfolgte an einem Autographen Shimadzu (AGS-10kND). Die Autoren fanden heraus, dass Provipont (Di-Methacrylat) unter der Belastung am geeignetsten ist. Aber auch Protemp II (Di-Methacrylat), Temdent (Mono-Methacrylat) und Protemp Garant (Di-Methacrylat) wiesen gute Resultate auf und sind daher seitens der Autoren zu empfehlen.

HASELTON *et al.*<sup>27</sup> studierten die Biegefestigkeit von fünf Mono-Methacrylaten (Alike, Caulk, Jet, Unifast, Zeta C&B-Acrylic) und acht Di-Methacrylaten (Instatemp, Integrity, Luxatemp, Protemp Garant, Protemp 3 Garant, Provipont, Provitec, Temphase). Die Prüfkörper hatten die Dimension 25 x 2 x 2 mm (American National Standards Institut/American Dental Assoc. No. 27). Hergestellt wurden sie in einer teilbaren Form aus Aluminium und mit 2,5 kg belastet. Gelagert wurden sie in künstlichem Speichel bei 37 °C für zehn Tage. Die Testung fand in einer Universalprüfmaschine statt. Die Materialien Provipont, Integrity, Protemp 3 Garant und Luxatemp zeigten die besten Ergebnisse. Laut der Autoren sind jedoch nicht die Material-Gruppen ausschlaggebend, sondern die Materialien selbst.

GAUSMANN<sup>23</sup> untersuchte in seiner Dissertation vier Materialien: Drei Di-Methacrylate (Provipont DC, Luxatemp Solar, Cronsin Duopast) und ein Mono-Methacrylat (Tab 2000) auf ihre Bruchfestigkeit. Die Prüfung der Materialien erfolgte in Anlehnung an die

ISO 10477 in Form eines 3-Punkt-Biegeversuchs in einer Universalprüfmaschine. Die Probekörper wurden in einer Silikonform hergestellt, zu deren Vorgabe ein Aluminiumstab diente. Sie wurden während der Polymerisation mit 5 kg belastet. Die Prüfkörper (N = 10) hatten die Maße 80 x 10 x 4 mm. Die Biegefestigkeitsprüfung erfolgte 30 min nach Start der Polymerisation und nach siebentägiger Lagerung in isotoner Kochsalzlösung bei 37 °C. GAUSMANN kam ebenso wie andere Autoren zu dem Ergebnis, dass die Di-Methacrylate den Mono-Methacrylaten in Bezug auf die Bruchfestigkeit überlegen sind.

PFEIFFER und GRUBE<sup>58</sup> prüften die Bruchfestigkeiten verschiedener Materialien in Hinblick auf ihre Pontichöhen. Die viergliedrigen Brücken mit einer Spanne von 19 mm wurden in zwei Gruppen mit unterschiedlichen Höhen (4,3 mm und 5,8 mm) eingeteilt. Die Prüfkörper aus (Promysan Star, Promysan Star/Vita Zeta, Ribbond/Sinfony, Vectris/Targis, Bio-dent K+B Plus) wurden für 24 h bei TWB (5 °C/55 °C, 5000 Zyklen) gelagert. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass verstärkte Brückenkonstruktionen signifikant höhere Bruchfestigkeiten aufweisen wie unverstärkte, diese aber nicht von der Pontichöhe beeinflusst werden.

BALKENHOL *et al.*<sup>5</sup> prüften bei vier K&B Materialien (CronMix, Protemp III Garant, Structur Premium, Systemp. c&b) die mechanische Festigkeit in Abhängigkeit von der Lagerungszeit in Bezug zu den umgesetzten Doppelbindungen. Die Probengrößen hatten eine Dimension von 2 x 2 x 25 mm (N=10) und wurden in 9 Gruppen (10 min, 1 h, 2 h, 4 h, 8 h, 16 h, 24 h, 3 d und 7 d TWB) gelagert. Der 3-Punkt-Biegeversuch wurde mit 500 N Belastung und einem Vorschub von 1mm/min gefahren. Laut der Autoren sind die Biegefestigkeiten 10 min nach Mischbeginn sehr niedrig, nach der TWB weisen die meisten Di-Methacrylate einen signifikant höheren Wert auf als die Mono-Methacrylate.

BALKENHOL *et al.*<sup>7</sup> untersuchten die Bruchfestigkeit und E-Moduli von temporären Kunststoffen mit unterschiedlichen Aushärtungsmechanismen. Es wurden Trim, Luxatemp AM Plus, Luxatemp AM Plus Solar und Cool Temp für die Versuche verwendet. Die Probekörper hatten die Maße 2 x 2 x 25 mm. Sie wurden nach Herstellerangaben gemäß EN ISO 4049:2000 hergestellt. Nach dem Befüllen der Metallformen wurden die Probekörper in einem Wärmeschrank für 10 min ausgehärtet und anschließend in sechs Gruppen unterteilt. Pro Gruppe lagerten 10 Probekörper für 10 min, 2 h, 16 h, 24 h, 72 h oder im TWB. Die Autoren haben in dieser Studie gezeigt, dass die Komposite den PMMA Kunststoffen in ihren mechanischen Eigenschaften zu bevorzugen sind und die Bruchfestigkeit abhängig ist von der Zeit



nach Herstellungsbeginn, d.h. benötigt man eine hohe Härte direkt nach Beginn, ist ein dualhärtendes Material zu empfehlen.

LANG *et al.*<sup>40</sup> testeten die Bruchfestigkeit verschiedener temporärer Materialien in einem künstlichen Mundmilieu. Für die Herstellung der dreigliedrigen Brücken verwendeten sie zwei PMMA (Trim und Cronsin) und vier Kunststoffe auf Kompositbasis (Protemp III Garant, Protemp Garant, Luxatemp, Tempofit). Die Prüfkörper wurden in zwei Gruppen (N=10) aufgeteilt. In der ersten Gruppe lagerten die Prüfkörper für 14 d in künstlichem Speichel, in der anderen für 24 h (Kontrollgruppe). Geprüft wurde die Bruchfestigkeit in einer ZWICK 1446 mit einem Vorschub von 1 mm/min. Bei den temporären Brücken aus PMMA kam es zu Fehlversuchen, da die Last zu einer irreversiblen Auslenkung und nicht zum Bruch führte. LANG *et al.* kamen zu dem Ergebnis, dass die Prüfkörper aus PMMA und Tempofit eine schlechte Stabilität nach der Lagerung haben. Die Testbrücken aus Protemp III Garant wiesen eine niedrige Bruchrate auf und sind deswegen auch gut für Langzeitprovisorien geeignet.

### 2.4.2 CAD/CAM-Untersuchungen

Die laborgefertigte Herstellung von temporären Restaurationen durch neue CAD/CAM Technologien und die mechanischen Eigenschaften weiterentwickelter Materialien wurde 2008 von STAWARCZYK *et al.*<sup>70</sup> in einer Studie zur Bruchfestigkeit bearbeitet. Es wurden zwei CAD/CAM Kunststoffe (PMMA Heisspolymerisat (artBloc Temp) und ein mikrogefülltes Komposit (VITA CAD-Temp)) verwendet. Als Kontrollgruppe wurden direkt gefertigte temporäre Versorgungen aus den Materialien CronMix K (UDMA) und Unifast (PMMA) hergestellt. Die Prüfungen der dreigliedrigen Brücken erfolgten in der Universalprüfmaschine ZWICK Z010 mit einem Vorschub von 1 mm/min. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass die Werte der direkt gefertigten temporären Restauration signifikant geringere Festigkeiten aufwiesen.

In seiner Dissertation untersuchte MOHRENSCHILDT<sup>53</sup> die Bruchfestigkeit von CAD/CAM gefertigten Seitenzahnbrücken aus Kunststoff. Als Prüfkörper wurden 16 temporäre Brücken aus KaVo Everest C-Temp Blank (faserverstärkt) und 16 aus Vita CAD-Temp for InLab hergestellt. Diese wurden auf dem Prüfkörper-Modell mit einem Glasionomermzement befestigt. Nach 14tägiger Lagerung in 0,9%iger Kochsalzlösung wurde die Hälfte der Prüfkörper jeder

Gruppe (n=8) einer künstlichen Alterung unterzogen. Bei axialer Belastung mittels der Universalprüfmaschine Zwick 1445 wurde für die CAD-Temp-Kompositbrücken ohne Alterung eine mittlere Bruchlast von 721 N und für die KaVoEverest C-Temp-Kompositbrücken eine mittlere Bruchlast von 1723 N gemessen. Bei thermozyklisch gealterten Brücken betragen die entsprechenden Werte 610 N für CAD-Temp- bzw. 1479 N für C-Temp-Kompositbrücken. Der Autor kam zu dem Ergebnis, dass sich faserverstärkte Kompositbrücken signifikant von den unverstärkten Probekörpern unterscheiden.

Die Bruchfestigkeitswerte des faserverstärkten Werkstoffes veränderten sich im Gegensatz zum unverstärkten Material unter künstlicher Alterung signifikant.

PALECZEK<sup>56</sup> verglich in seiner Dissertation dreigliedrige Brücken, welche rein starr (auf zwei Implantaten) bzw. starr-beweglich (Implantat – Zahn), gelagert waren. Nach einer künstlichen Alterung (14tägige Wasserlagerung bei 37 °C + thermomechanischer Kausimulation) erfolgte eine Bruchfestigkeitsprüfung. Es kamen sieben Kompositmaterialien zum Einsatz: Protemp 4 Garant, Protemp 3 Garant, Kanitemp, Luxatemp, Integrity, Struktur Premium und Acrytemp. Vita CAD-Temp wurde für das indirekte CAD/CAM Verfahren benutzt. Die Implantat – Zahn gelagerten Brücken zeigten bei der Festigkeitsprüfung im Median zwischen 903 N und 1382 N. Bei der starren Lagerung kamen Werte von 1035 N bis 1368 N und kein signifikanter Unterschied heraus. Nur Vita CAD-Temp hatte hier eine wesentlich niedrigere Bruchkraft von 778 N. Somit lässt sich festhalten, dass alle getesteten Komposits für den klinischen Einsatz zur Langzeitversorgung geeignet sind.

### **2.4.3 Resümee**

In der Literatur sind bislang noch wenig validierte Angaben über die mechanischen Eigenschaften industriell gefertigter Polymere zu finden, die zur Herstellung von temporären Brückenkonstruktionen in Frage kommen. Diese Tatsache legt den weiteren Forschungsbedarf auf diesem Gebiet nahe.

### 3 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Bruchfestigkeit temporärer, dreigliedriger Seitenzahnbrücken mit unterschiedlichen Herstellungsarten (direkte vs. indirekte Fertigung) zu vergleichen (Hauptzielkriterium). Als Nebenzielkriterien wurden zusätzlich der Einfluss der verwendeten Materialklasse (Komposits vs. MMA/PMMA) sowie der Lagerdauer untersucht.

## 4 Material und Methode

### 4.1 Rahmenbedingungen

Alle Versuche wurden in Laborräumen bei konstanter Luftfeuchtigkeit und einer Raumtemperatur von  $23\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$  durchgeführt. Alle Materialien wurden nach Herstellerangaben verarbeitet.

### 4.2 Materialbeschreibung

Tab. 4.1 zeigt einen Überblick über die verwendeten Werkstoffe:

**Tab. 4.1** Verwendete temporäre K&B Werkstoffe

Produkt	Hersteller	MV <sup>&amp;</sup>	Farbe	Charge	Zusammensetzung
Luxatemp AM Plus	DMG, Hamburg	10:1	A2	605703 910935	Urethandiacrylate, Glycolmethacrylate, Farbstoffe, Additive, Stabilisatoren, Siliziumdioxid, Glasfüllstoffe (44 Gew. %)
Cercon Base PMMA	Degudent, Hanau	k.A.	B2	0053661222 20	Hochvernetztes Methylmethacrylate, Farbstoffe, Benzoylperoxid (< 1 Gew%)
Trim	Bosworth, Skokie, Illinois	1:2,3	light	P: 0708-475 F: 0612-600	P: Prä-Polymerisate aus Ethylmethacrylat, Benzoylperoxide, Farbstoffe, TiO <sub>2</sub> F: Isobutylmethacrylat, Dibutylphthalat, Dimethyl-p-toluidine

<sup>&</sup>Komposit - Basis : Katalysator [Gew%]; Mischungsverhältnis

Monomethacrylat - Flüssigkeit : Pulver [Gew%]; P = Pulver; F = Flüssigkeit; Mischungsverhältnis Alle Angaben gemäß den Herstellerangaben

### 4.3 Versuchsaufbau

Zur Herstellung der Prüfkörper wurde ein Urmodell aus einer edelmetallfreien Legierung hergestellt. Das Modell bestand aus einer Basis, den präparierten Stümpfen, die eingefaßt in einer Silikonschicht waren und einer dreigliedrigen Vollgussbrücke.

#### 4.3.1 Herstellung des Mastermodells

Zur Herstellung der Basis wurde eine Vorabformung (Panasil Putty, Kettenbach, Eschenburg) eines Frasacomodells (Frasaco, Tettang) der Region 25-27 gemacht. Die Abformung wurde mit einem rückstandslos verbrennendem Kaltpolymerisat (Palavit G, Heraeus, Hanau) ausgegossen und durch beschleifen und antragen von Wachs modifiziert, um sie später in der Prüfmaschine (1454 Zwick/Roell, Ulm) fixieren zu können.

Als Grundform für die Stümpfe dienten zwei Kunststoffmodellzähne 25 und 27 (Frasaco), deren Wurzeln zunächst mit Wachs auf eine durchschnittliche Prämolaren- und Molarenlänge von 16 mm verlängert wurden. Anschließend wurden die Wurzeln mit einer Wachsschicht (Schichtdicke 1 mm) ummantelt. Beide Zähne wurden samt der Wachsschicht in die ausgeschliffenen Alveolen der Basis in Kunststoff eingelassen. Der Abstand zwischen den Alveolen betrug 12 mm.

Dann wurden die Pfeilerzähne für die Aufnahme einer Vollgußbrücke in einem Präparationswinkel von  $6^\circ$  (Hohlkehlpräparation) mit einer Fräse (HM 460KX 036, Hager & Meisinger, Neuss) präpariert. Es erfolgte eine Verschlüsselung der präparierten Modellzähne zueinander mit lichthärtendem Kunststoff (Palatray XL, Heraeus). Die Stümpfe wurden anschließend mittels Silikon doubliert (Dubli-Gum, Wieland, Pforzheim).

In der Silikonform (Abb. 4.1) wurde ein Duplikat der präparierten und mit Wachs verlängerten Kunststoffzähne aus Palavit G hergestellt. Anschließend wurden die Kunststoffstümpfe und der Sockel (Abb. 4.2) mittels einer Kobalt-Chrom-Legierung (Brealloy C+B 270, Bredent, Senden) in ihren vorhergesehenen Ursprungszustand für den Prüfkörper überführt.



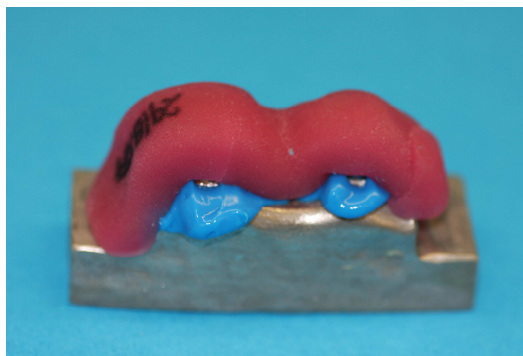
Abb. 4.1 Doublierform der Stümpfe



Abb. 4.2 Sockel aus Kunststoff

Um die Beweglichkeit natürlicher Zähne im Parodontium auf dem Modell wiederzugeben, wurde der Spalt von 1 mm Breite zirkulär um die Wurzel mit einem Silikon (Monopren transfer, Kettenbach) befüllt, das sich in Vorversuchen am geeignetsten erwiesen hatte.

Die physiologische Beweglichkeit der Metallstümpfe wurde mit Hilfe eines Periotest Gerätes (Medizintechnik Gulden, Modautal) bestimmt. Periotest Werte zwischen -8 und +9 entsprechen einem Lockerungsgrad 0, Monopren Transfer erreichte Werte von -2 bis +2. Mit Hilfe des Kunststoffschlüssels (Abb. 4.3) konnten die Stümpfe nach dem Einfüllen des Silikons (Abb. 4.4) eindeutig auf dem Modell reponiert werden.



**Abb. 4.3 Kunststoffschlüssel zum reponieren der Metallstümpfe**



**Abb. 4.4 Modell und Stümpfe in Metall mit nachgeahmten Parodont**

### ***Prüfkörperform***

Auf dem Modell aus Metall wurde eine Wachsmodellation für eine Vollgussbrücke vorgenommen, bei der darauf geachtet wurde, dass eine Kugel für den Bruchversuch mittig auf dem Brückenglied zur Auflage gebracht werden konnte. Die Brücke von 25 auf 27 war am Übergang zum Brückenzwischenglied mit einem Querschnitt von  $4,05 \times 3,25$  mm definiert, welcher mit einer Messlehre (Mitutoyo Digimatic 500-181-20, Kawasaki, Japan) kontrolliert

wurde. Die Brücke wurde jetzt ebenfalls in Metall überführt (Abb. 4.5) und diente als Masterbrücke für die Herstellung der temporären Brücken-Prüfkörper.

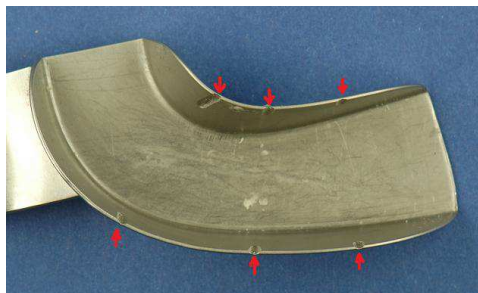


**Abb. 4.5: Masterbrücke von basal (links) und okklusal (rechts)**

Die Masterbrücke wurde eingescannt (3Shape, Wieland, Pforzheim), um einen Datensatz zu generieren, der eine identische Fräsung aus den geprüften Werkstoffen zuließ. Darüber hinaus diente die Brücke als Vorlage zur Erstellung einer Versorgungsabformung aus Silikon (Panasil putty fast & Panasil contact plus) für die individuell hergestellten temporären Brücken.

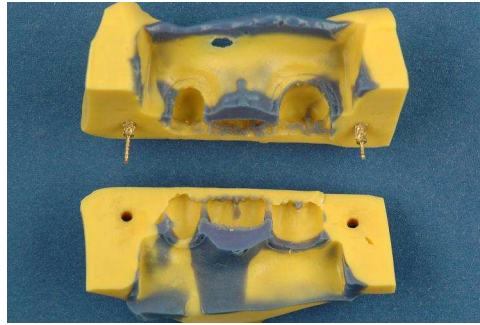
#### ***Erstellung der individuell hergestellten Brückenprovisorien***

Die Versorgungsabformung wurde mit einem halben, glatten Unterkiefer Abformlöffel (Carl Martin C1/2L3, Solingen) genommen, der mit sechs Markierungskerben zur späteren Reposition versehen wurde. (Abb. 4.6)



**Abb. 4.6 Abformlöffel mit Markierungskerben**

Diese Form wurde in der Mitte getrennt um die Brücke entfernen zu können und mesial und distal jeweils mit einem Metallstift versehen (Abb. 4.7), um sie präzise im Abformlöffel repositionieren zu können.



**Abb. 4.7 Versorgungsabformung mit Repositionsstiften**

Für die Herstellung der temporären Brücken wurde zunächst mit Hilfe eines Kartuschensystems Luxatemp AM Plus in die Silikonform eingebracht, die beiden Hälften zusammen gesetzt und im Abformlöffel fixiert. Anschließend wurde die befüllte Abformung auf das Mastermodell aufgesetzt. Nach der vorgeschriebenen Aushärtungszeit von drei Minuten wurde diese entfernt und die provisorische Brücke abgenommen.

Das Anmischen des Pulver/Flüssigkeitssystems erfolgte von Hand nach Abwiegen des Pulvers auf einer Analysenwaage (Mettler XS 205 Dual Range, Mettler-Toledo, Giessen, Messgenauigkeit von 0,01 mg) und Aufziehen der Flüssigkeit in einer Pipette (Eppendorf Research Pipette 3111, Eppendorf, Wesseling), mit einem definierten Bereich von 100-1000 µl, um ein gleichbleibendes Mischungsverhältnis zu gewährleisten. Anschließend wurde das Material unter leicht rüttelnden Bewegungen in die Silikonform eingefüllt, um eine Blasenbildung zu vermeiden. Nach Befüllen der Silikonform konnte die verschlüsselte Abformung auf das Mastermodell aufgesetzt und nach der Aushärtungszeit von 180 s wieder abgenommen werden.

### ***Herstellung der gefrästen Brücken***

Um mit dem Cercon Brain gefräste Brücken aus Trim und Luxatemp herstellen zu können, war es zunächst notwendig eine vorgegebene Form mit den Maßen 50×50×20 mm als Fräsrohling zu erstellen.

Dafür wurde ein Gipsblock mit den definierten Maßen (50×50×20 mm) hergestellt und dieser anschließend mit einem Silikon (Duosil D, Shera, Lemförde) doubliert. Die Doublierform wurde mit Luxatemp AM Plus aus der Kartusche befüllt und 10 min im Wärmeschrank (Ehret, Emmendingen) bei 30 °C auspolymerisiert.

Für die Herstellung der Trim Fräs-Rohlinge wurden ebenfalls für jede Versuchsreihe 4 Kunststoffblöcke benötigt, aus denen jeweils 3 temporäre Brücken herausgefräst werden konnten. Hierzu wurden 48 g Pulver mit 24 ml Monomer angemischt und auf einem Rüttler in die



Doublierform eingebracht, um die Blasenbildung zu verringern. Mit Hilfe des Datensatzes der Masterbrücke wurden aus allen drei Werkstoffen je 12 Probekörper (3x4 Fräs-Rohlinge) mit dem Cercon Brain (Fa. Degudent, Hanau) gefräst.

Die individuell hergestellten und gefrästen Brückenprovisorien wurden anschließend auf ihre Maßhaltigkeit mit der Masterbrücke kontrolliert und danach randomisiert auf die verschiedenen Lagerungsgruppen aufgeteilt.

#### **4.3.2 Lagerung der Probekörper**

Die unterschiedlichen Lagerzeiten und Lagerbedingungen der Rohlinge sind in der folgenden Übersicht zusammengefasst:

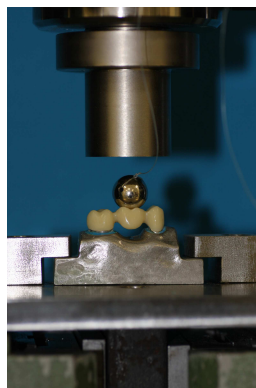
Gruppe I: 24 h Lagerung im Wasserbad bei 37 °C

Gruppe II: 3 Monate Lagerung im Wasserbad bei 37 °C

Gruppe III: 7 Tage thermische Wechselbelastung (TWB) 5.000 Zyklen (5-55 °C, Haltezeit 50 s je Temperatur, Transferzeit 4 s) Gesamtlaufzeit 1 Woche

#### **4.3.3 Versuchsdurchführung**

Vor dem 3-Punkt-Biegeversuch wurden die Prüfkörper getrocknet. Der Modellsockel wurde in den unteren Spannbacken der Universalprüfmaschine (ZWICK 1454) fixiert (Abb. 4.5). Anschließend wurde eine Metallkugel ( $\varnothing$  12,5 mm) auf dem Brückenzwischenglied positioniert. Der senkrecht auf den Probekörper auftreffende Druckstempel wurde mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 200 mm/min bis zum Bruch der Brücke bewegt, da diese Geschwindigkeit die auftretenden Verhältnisse in der Mundhöhle realistisch wiedergeben sollte.



**Abb. 4.8: Prüfkörper auf Mastermodell in eingespannter Prüfmaschine**

Sämtliche Prüfergebnisse wurden mit Hilfe der Software TestXpert (Version 11.1) erfasst. Ausgewertet wurden die maximale Kraft bei Probenbruch sowie die Durchbiegung.

Nach der Prüfung wurden die Bruchstücke auf etwaige Fehlerstellen (Risse, Blasen und andere Beschädigungen) mit einem Mikroskop (M420, Leica, Bensheim) bei 40-facher Vergrößerung untersucht. Die Daten fehlerhafter Proben wurden verworfen und neue Prüfkörper hergestellt.

#### 4.4 Rasterelektronenmikroskopische Analyse

Die Bruchflächen wurden, sorgfältig von den temporären Brücken abgetrennt, auf REM Probeträger geklebt (Plano, Wetzlar, Germany) und anschließend mit Platin besputtert. Die REM Aufnahmen wurden mit einem Elektronenmikroskop (Typ FEI XL 30 ESEM FEG, FEI Company, Eindhoven, Niederlande) bei einer Beschleunigungsspannung von 10-20 kV unter 125- bis 20.000 facher Vergrößerung angefertigt.

#### 4.5 Datenerhebung und statistische Auswertung

Die Ergebnisse wurden in einer Excel Tabelle erfasst und auf Plausibilität geprüft. Daten fehlerhafter Proben wurden verworfen. Sofern keine Ausreißer erkennbar waren, wurden jeweils der niedrigste und höchste Wert verworfen und somit die Anzahl der gültigen Prüfwerte auf  $n=10$  je Prüfgruppe reduziert. Anschließend wurden Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Bruchfestigkeit errechnet.

Die Werteverteilung wurde getrennt für die einzelnen Lagerbedingungen und für die einzelnen Materialien in Form von Boxplots dargestellt (Abb. 5.1 - Abb. 5.3). Der durchgehende Strich in der Mitte der Box gibt den Median an, die Box selbst stellt die inneren 50% der Werteverteilung dar. Die „Arme“ entsprechen dem Bereich der Werteverteilung, in der die mittleren 95% der Daten liegen.

Der Einfluss der unabhängigen Variablen (Material, Lagerung, Herstellungsart) wurde durch eine dreifaktorielle ANOVA geprüft. Als Anschluss-tests wurden parametrische Testverfahren eingesetzt (Tukey-Test bei Varianzhomogenität bzw. Games-Howell-Test bei nicht gegebener Varianzhomogenität). Zur Untersuchung des Einflusses der unterschiedlichen Herstellungsprozesse wurde der T-Test für unabhängige Stichproben verwendet.

Alle statistischen Analysen wurden mit dem Programm SPSS für Windows (Version 15.01, SPSS Inc., Chicago, USA) auf einem Signifikanzniveau von 5% durchgeführt.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Einfluss der verschiedenen Variablen

Die ANOVA zeigte einen signifikanten Einfluß von allen drei Einflußgrößen auf die Bruchfestigkeit (Abb. 5.1). Ferner bestehen signifikante Wechselwirkungen zwischen Material und Herstellungsart sowie Material und Lagerung.

**Tab. 5.1 Ergebnisse der dreifaktoriellen ANOVA**

Unabhängige Variablen	Signifikanz
Material	$p < 0.001$
Herstellungsart	$p < 0.001$
Lagerung	$p < 0.001$
Material * Herstellungsart	$p < 0.001$
Material * Lagerung	$p < 0.01$
Herstellungsart * Lagerung	n.s.
Material * Herstellungsart * Lagerung	n.s.

Abhängige Variablen: Bruchfestigkeit; n.s. = nicht signifikant.

## 5.2 Bruchfestigkeiten

### 5.2.1 Luxatemp Automix Plus

Die Bruchfestigkeit der temporären Brücken aus Luxatemp Automix Plus (Abb. 5.1), welche mittels CAD/CAM Technologie hergestellt wurden, lag deutlich höher als die der individuell hergestellten (sign.,  $p < 0,05$ ; Tukey-Test bzw. Games-Howell Test). Bei beiden Herstellungsarten führte sowohl die dreimonatige Wasserlagerung als auch die TWB zu einer Minderung der Bruchfestigkeit im Gegensatz zur 24 h Wasserlagerung.

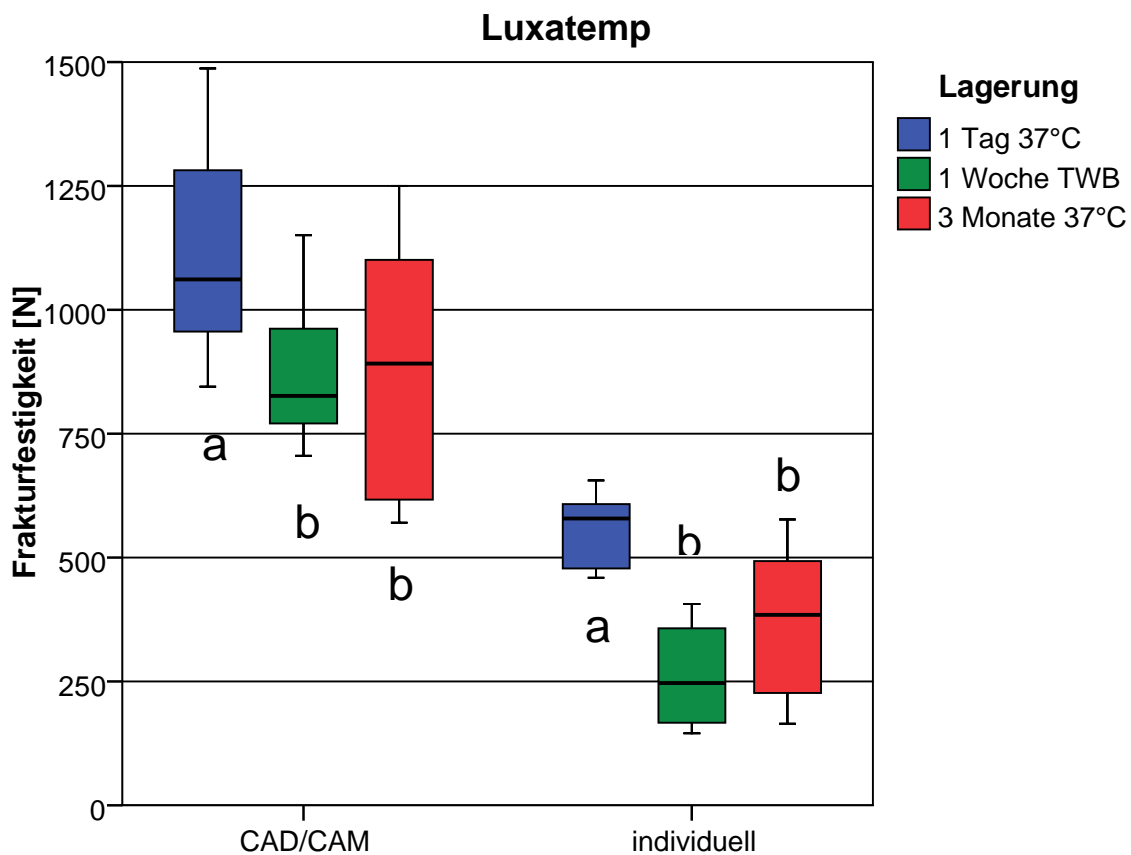


Abb. 5.1: Verteilung der Bruchfestigkeitswerte von Luxatemp Automix Plus bei unterschiedlichen Lagerungs- und Herstellungsbedingungen (CAD/CAM = Tukey-Test  $p > 0,05$ ; individuell = Games-Howell Test  $p > 0,05$ ). Durch gleiche Buschstaben werden die Ergebnisse des Post Hoc Tests angezeigt, die beim Einfluß der Lagerung für die jeweilige Testgruppe entstanden sind.

### 5.2.2 Cercon Base PMMA

In Abb. 5.2 ist die Bruchfestigkeit der gefrästen temporären Brücken, die aus Cercon Base PMMA gefertigt wurden, dargestellt. Sie lag unter 500 N. Die Bruchfestigkeit betrug im Median 431,38 N nach 1 Tag Wasserlagerung bei 37 °C, sank bei einer Woche TWB auf 305,38 N und nahm über die Länge der Lagerung nach drei Monaten Wasserlagerung wieder zu. Die Lagerungsbedingungen hatten keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit ( $p > 0,05$ ; Tukey-Test bzw. Games-Howell Test).

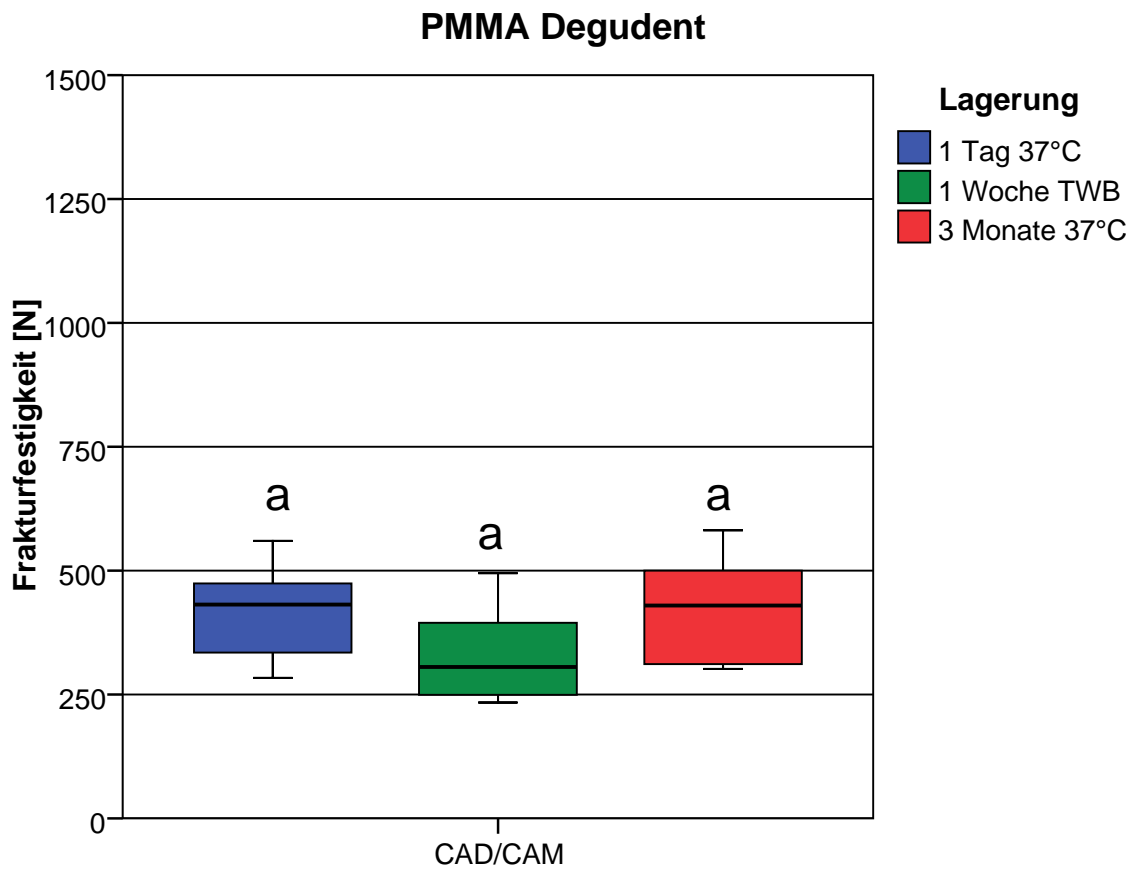


Abb. 5.2: Bruchfestigkeitswerte von Cercon Base PMMA bei unterschiedlichen Lagerungsbedingungen. (CAD/CAM = Tukey-Test  $p > 0,05$ ; individuell = Games-Howell Test  $p > 0,05$ ). Testgruppen die mit gleichen Buchstaben gekennzeichnet sind unterscheiden sich nicht signifikant.

### 5.2.3 Trim

Bei Trim liegen die Werte der Bruchfestigkeit insgesamt deutlich niedriger als bei Luxatemp Automix Plus und dem Cercon Base PMMA (Abb. 5.3). Wobei auch hier die gefrästen Brücken eine höhere Bruchfestigkeit haben als die individuell hergestellten, die Unterschiede sind jedoch nicht signifikant ( $p > 0,05$ ; Tukey-Test bzw. Games-Howell Test). Die Bruchfestigkeitswerte liegen für beide Herstellungsarten eng beieinander.

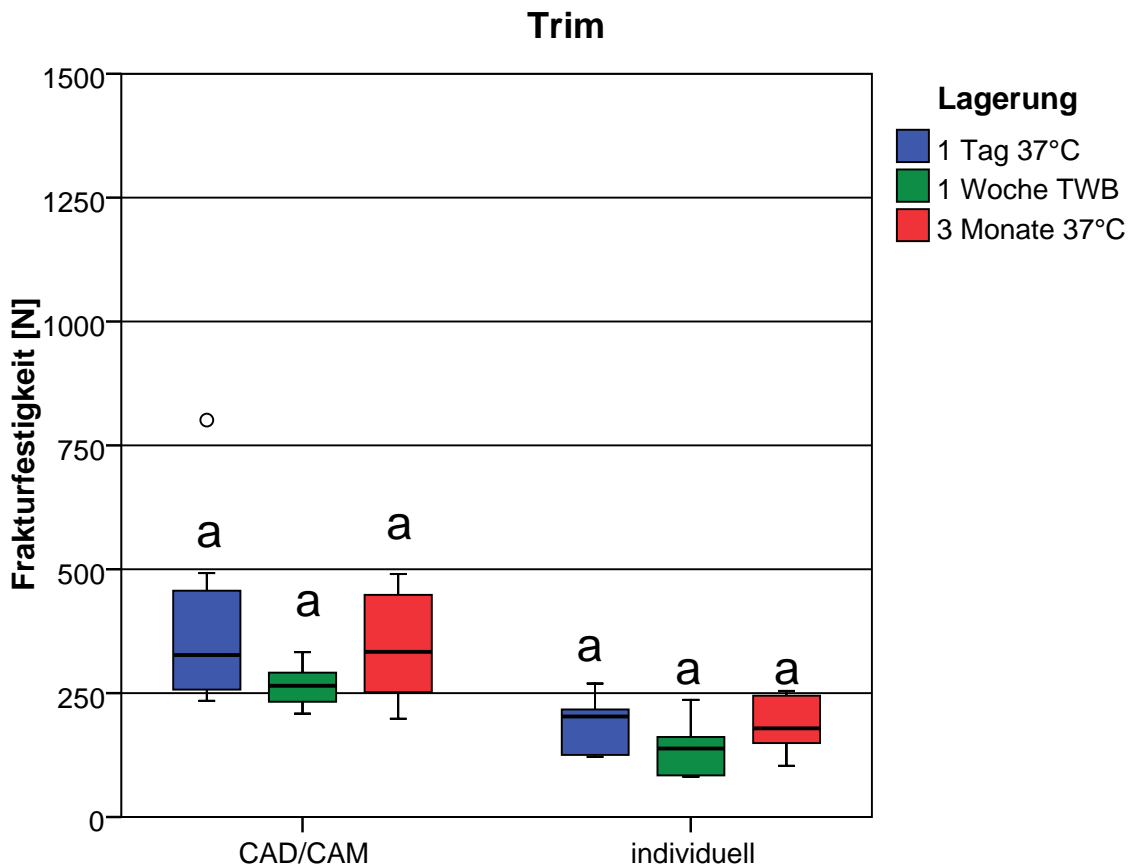


Abb. 5.3: Der Boxplot zeigt die Verteilung der Bruchfestigkeitswerte von Trim bei unterschiedlichen Lagerungs- und Herstellungsbedingungen. (CAD/CAM , individuell = Games-Howell Test  $p > 0,05$ ). Testgruppen die mit gleichen Buchstaben gekennzeichnet sind unterscheiden sich nicht signifikant.

### 5.3 Vergleich und Einfluss der Werkstoffe

Tabelle 5.2 zeigt die Ergebnisse der post-hoc Vergleiche mittels Tukey- bzw. Games-Howell-Test, getrennt nach den drei Lagerungszeiten für die CAD/CAM gefrästen Brücken.

Luxatemp AM Plus zeigte zu allen drei Lagerungszeiten signifikant höhere Bruchfestigkeiten als Trim und Cercon Base PMMA ( $p < 0,01$  bzw.  $p < 0,05$ ).

**Tab. 5.2: Ergebnisse des statistischen Vergleichs zwischen den Materialien der CAD/CAM gefrästen Brücken**

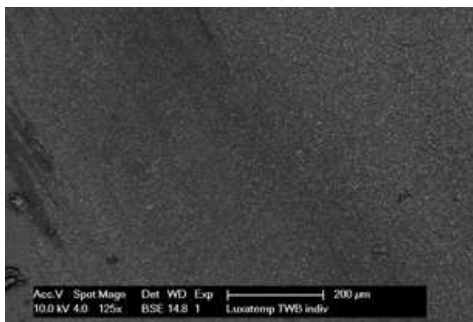
Lagerung		Cercon Base PMMA	Trim
1 Tag 37 °C <sup>#</sup>	Luxatemp AM Plus	$p < 0,001$	$p < 0,001$
	Trim	n.s.	./.
1 Woche TWB*	Luxatemp AM Plus	$p < 0,001$	$p < 0,001$
	Trim	n.s.	./.
3 Monate 37 °C*	Luxatemp AM Plus	$p < 0,01$	$p < 0,01$
	Trim	n.s.	./.

Abhängige Variablen: Bruchfestigkeit = Fmax; n.s. = nicht signifikant, <sup>#</sup>Tukey Test, \*Games-Howell Test.

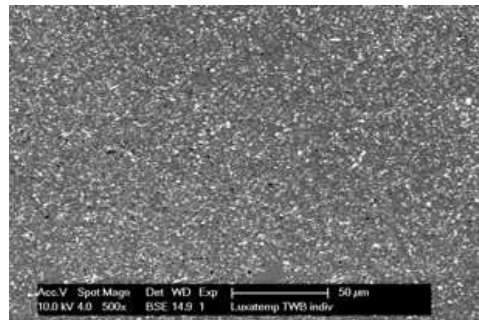
## 5.4 Auswertung der Rasterelektronenmikroskopbilder

Auf den folgenden Abb. 5.4 bis 5.15 werden die Bruchflächen der Rasterelektronenmikroskopbilder dargestellt.

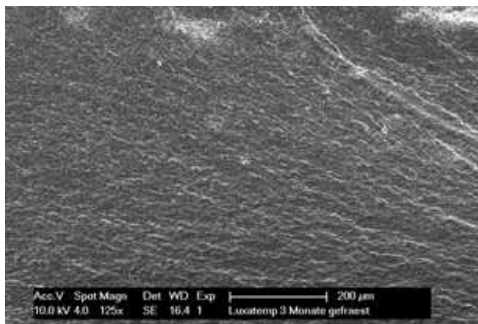
Die Abbildungen 5.4 bis 5.9 zeigen die Bruchfläche einer dreigliedrigen temporären Brücke die aus Luxatemp AM Plus individuell hergestellt (Abb. 5.4 und Abb. 5.5) beziehungsweise CAD/CAM gefräst wurden (Abb. 5.6 und 5.7). Es sind keine Unterschiede in der Morphologie des Frakturmusters ersichtlich. Bei einer höheren Vergrößerung (Abb. 5.8 und 5.9) ist ein inniger Kontakt zwischen den Füllpartikeln und dem Polymer sichtbar. Es ist keine Desintegration der Füllstoffe erkennbar.



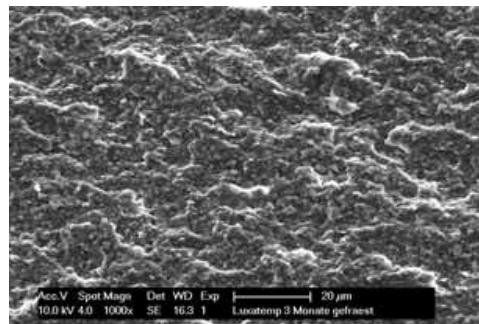
**Abb. 5.4 125fache Vergrößerung (Luxatemp) individuell hergestellt**



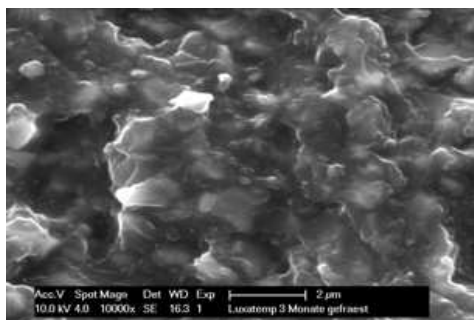
**Abb. 5.5 500fache Vergrößerung (Luxatemp) individuell hergestellt**



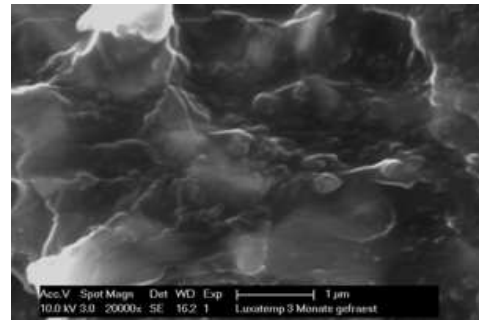
**Abb. 5.6 125fache Vergrößerung (Luxatemp) gefräst**



**Abb. 5.7 1000fache Vergrößerung (Luxatemp) gefräst**



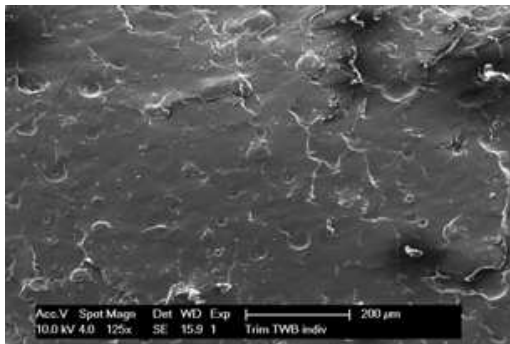
**Abb. 5.8 10000fache Vergrößerung (Luxatemp) gefräst**



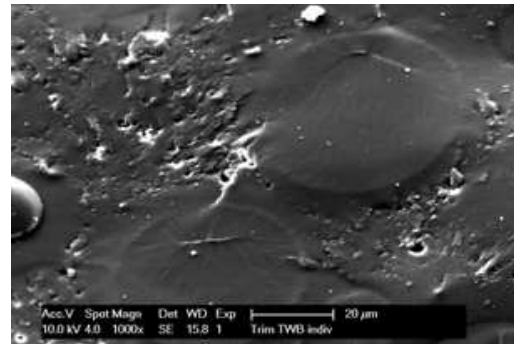
**Abb. 5.9 20000fache Vergrößerung (Luxatemp) gefräst**



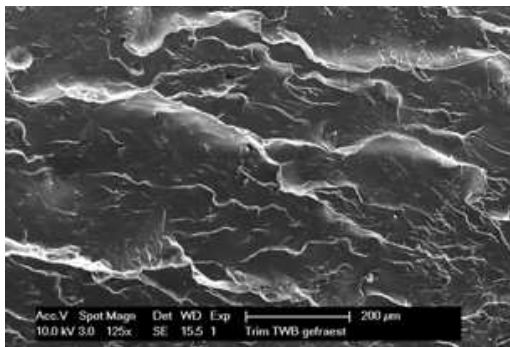
Die Abbildungen 5.10 bis 5.13 zeigen die Oberflächenstruktur der temporären Brücken die individuell (Abb. 5.10 und 5.11) aus Trim hergestellt beziehungsweise gefräst (Abb. 5.12 und 5.13) wurden. Es sind keine Unterschiede in der Morphologie des Frakturpatterns erkennbar. Porositäten in Abb. 4b sind Artefakte, die aufgrund der Röntgenstrahlen entstanden sind. Das bereits vorpolymerisierte Pulver ist dicht in der Matrix eingebettet. Die Bruchlinien verlaufen durch die vorpolymerisierten Partikel.



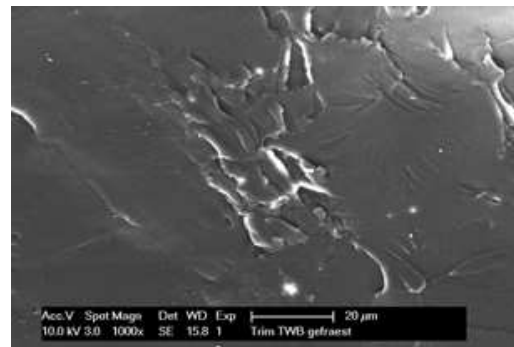
**Abb. 5.10 125fache Vergrößerung (Trim) individuell hergestellt**



**Abb. 5.11 1000fache Vergrößerung (Trim) individuell hergestellt**

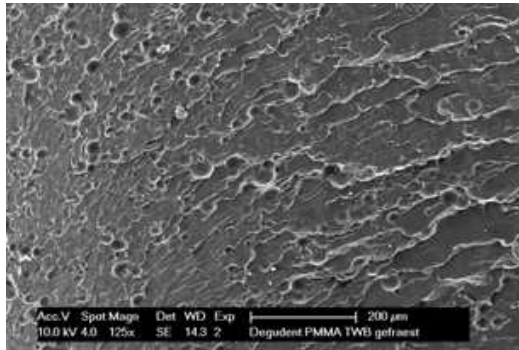


**Abb. 5.12 125fache Vergrößerung (Trim) gefräst**

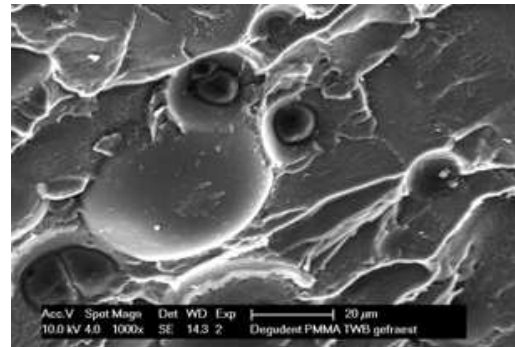


**Abb. 5.13 1000fache Vergrößerung (Trim) gefräst**

In Abb. 5.14 und 5.15 wird die Bruchfläche der gefrästen temporären Brücken aus Cercon Base PMMA gezeigt. Die Morphologie ist ähnlich wie bei den Trimproben. Die teilweise freiliegenden präpolymersierten Kugeln sind nicht vollständig in die Matrix eingebunden.



**Abb. 5.14** 125fache Vergrößerung (PMMA) gefräst



**Abb. 5.15** 1000fache Vergrößerung (PMMA) gefräst

## 6 Diskussion

Ziel der vorliegenden Arbeit war, in einem In-vitro Versuch die Bruchfestigkeit dreigliedriger Brücken nach unterschiedlichen Lagerzeiten zu prüfen, wobei die Art der Herstellung (direkt versus CAD/CAM Herstellung) sowie das Material als Einflussvariablen eingeflossen sind.

### 6.1 Diskussion des Versuchsaufbaus

#### **Materialauswahl**

In der vorliegenden Arbeit wurde ein PMMA-Kunststoff (Trim), ein hochvernetztes PMMA (Cercon Base) und ein auf Komposit basierender Kunststoff (Luxatemp AM Plus) verwendet (Tab. 4.1). In den meisten Studien weisen die Komposit basierenden Werkstoffe eine höhere Bruchfestigkeit auf als die älteren PMMA-Systeme,<sup>5, 22, 23, 40, 61</sup> und bestätigen daher die Ergebnisse der vorliegenden Studie.

HASELTON *et al.*<sup>27</sup> kamen jedoch zu dem Ergebnis, dass nicht die Materialgruppen, sondern die Materialien selbst, ausschlaggebend für die Bruchfestigkeit sind. Dies ist vermutlich auf die unterschiedlichen Einsatzstoffe eines Materials zurückzuführen. Eine weitere Ursache für das unterschiedliche Abschneiden der Materialklassen könnte in den differenten Darreichungsformen liegen. Komposit basierte Systeme werden aktuell fast ausnahmslos in Automisch-Kartuschen angeboten. Die Kartuschen-Systeme zeichnen sich durch eine sicherere Anwendung als die Pulver-Flüssigkeitssysteme aus (Dosierung, Durchmischung). Bei letzteren kann es häufig zu ungenauen Dosierungen und oder fehlerhaftem Befüllen der Versorgungsabformungen kommen. Als Folge sind Porositäten denkbar, die zu einer Einschränkung der Bruchfestigkeit führen.<sup>66</sup> In der vorliegenden Studie wurden offensichtlich fehlerhafte Probekörper verworfen und neue Proben hergestellt.

Um einen direkten Vergleich zu den Kunststoff-Rohlingen von Degudent (Cercon Base PMMA) ziehen zu können, wurden aus den beiden anderen Prüfmaterialien, die üblicherweise für die direkte Anwendung am Patienten eingesetzt werden, Blanks für die Fräsmaschine angefertigt.

Inwieweit der Zeitraum zwischen der Herstellung der Blanks und dem Fräsvorgang dabei die Bruchfestigkeit beeinflussen, wurde nicht geprüft. Ebenso könnte gegebenenfalls eine Nachvergütung durch Temperung der der Blanks einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit haben. Diese Fragen sind weiteren Studien vorbehalten.

## Versuchsaufbau

Bei der Wahl der Prüfkörper wurde bewusst auf den Einsatz geometrischer Prüfkörper (z.B. gem. ISO 4049) verzichtet. Stattdessen wurde auf individualisierte Brückengeometrie zurückgegriffen, da diese näher an der klinischen Situation liegen.

In den Studien von DIEDRICHS *et al.*<sup>14</sup>, PFEIFFER und GRUBE<sup>58</sup>, LANG *et al.*<sup>40</sup>, STAWARCZYK *et al.*<sup>70</sup> und MOHRENSCHILDT<sup>53</sup> wurde ebenfalls ein semiklinisches Modell eingesetzt.

In der vorliegenden Untersuchung wurde eine Seitenzahnbrücke gewählt. Da der Focus nicht auf der Ästhetik lag, konnte somit ein größerer Verbinderquerschnitt von 13 mm<sup>2</sup> gewählt werden. Dies ermöglichte einen reibungslosen Ablauf der Brückenherstellung, vor allem auch im Falle der CAD/CAM-Fräsung. Obwohl laut Herstellerangaben der jeweiligen Materialien ein minimaler Querschnitt von 9 mm<sup>2</sup> als ausreichend angegeben ist, haben die Autoren FOUSSEKIS *et al.*<sup>22</sup> und DIEDRICHS *et al.*<sup>14</sup> den Verbinderquerschnitt mit 16 mm<sup>2</sup> in ihren Studien noch größer gewählt. Jedoch ist die Arbeit von FOUSSEKIS *et al.* mit einer Spannweite von zwei Zwischengliedern dimensioniert, was vermuten lässt, dass es wahrscheinlich zu ähnlichen Bruchfestigkeitswerten führt wie in der vorgelegten Studie.

Von einem temporären Befestigungszement wurde als ergänzende Einflussgröße abgesehen. Man kann drüber spekulieren, dass der Befestigungszement den Effekt auf die Bruchfestigkeit verstärkt hätte und daher die temporären Brücken stabilisieren. Diese Einflussgröße sollte in weiteren Untersuchungen geklärt werden.

Um sicher zu stellen, dass etwaige Verschleißphänomene der eingesetzten Vorabformung die Brückendimensionen nicht verfälschen (z.B. durch Ausrisse), wurde für jede Versuchsreihe eine neue Vorabformung genommen. Gleiches galt für das „artifizielle“ Parodontium (Ummantelung der Wurzeloberfläche mit Monopren Transfer).

## Lagerung

Die Lagerungsbedingungen bestimmen maßgeblich die mechanischen Eigenschaften von t-K&B Werkstoffen.<sup>5</sup> Ziel der unterschiedlichen Lagerbedingungen in der vorliegenden Studie war die Simulation einer klinischen Alterung. Als Lagermedium wurde Wasser verwendet, da es in den meisten anderen Studien auch zum Einsatz kam und man somit einen direkten Vergleich ziehen kann.<sup>14, 31, 39, 40, 61</sup>

Bei der ersten Messreihe wurden die Probekörper für 24 h in Wasser gelagert und anschließend in der Prüfmaschine untersucht. Die daraus resultierenden Werte gelten als Bezug zu den Folgenden und spiegeln den Überbrückungszeitraum wieder, in der eine temporäre Brücke in situ ist.

Eine Langzeitsimulation über einen Zeitraum von drei Monaten wurde in der zweiten Messung simuliert.

Die dritte Messreihe erfolgte nach sieben Tagen Lagerung unter Thermowechselbelastung. In der Literatur werden unterschiedliche Wertebereiche beschrieben: So werden Minimalwerte von  $-8\text{ °C}$  bis Maximalwerte von  $+81\text{ °C}$  für die Mundhöhle angegeben.<sup>16</sup> Diese Extremwerte verursachen an der Grenzfläche zwischen der Restauration und der Zahnoberfläche Schwankungen von  $5\text{ °}$  bis  $55\text{ °C}$ .<sup>16, 59</sup> Um die Vorgehensweise der künstlichen Alterung zu beschreiben, wurde die Lagerung unter Thermowechselbelastung angewendet, wie auch nahezu bei anderen Studien von dentalen Materialien.<sup>15, 40, 58</sup>

### **Versuchsdurchführung**

Für die Abschätzung der Leistungsfähigkeit vieler dentaler Werkstoffe existieren DIN oder ISO Normen. Für temporäre K&B-Werkstoffe sind Normen jedoch bislang nicht definiert worden, weshalb eine Vielzahl von Prüf-Setups existieren, was den Vergleich der Ergebnisse erschwert oder gar unmöglich macht.<sup>14</sup>

In dieser Studie wurde die Bruchfestigkeit unter statischer Bruchlast evaluiert. Die temporären Kunststoffbrücken wurden dabei mit einer kontinuierlichen Vorschubgeschwindigkeit von  $200\text{ mm/min}$  bis zum Bruch belastet. Da die vollständige Fraktur eine der häufigsten Ursachen für das Misslingen dentaler temporärer Konstruktionen darstellt,<sup>74</sup> handelt es sich um einen wichtigen Prüfparameter.<sup>53</sup>

In vielen Studien<sup>7, 22, 40, 70</sup> ist die Vorschubgeschwindigkeit mit  $1\text{ mm/min}$  definiert. Dies ist insbesondere bei Normprüfungen der Fall. In der hier vorliegenden Untersuchung wurde bewusst eine Vorschubgeschwindigkeit von  $200\text{ mm/min}$  gewählt, um einen zügigen Mundschluss, der beim Kauen auftritt, zu simulieren. Der Nachteil einer sehr geringen Vorschubgeschwindigkeit ist darüber hinaus, dass es im Falle der nicht vernetzten PMMA-Werkstoffe zu einem Fließen & damit zu einer umfangreichen plastischen Deformation kommt, bevor die Brücke bricht.

## 6.2 Diskussion der Ergebnisse

Einen entscheidenden Einfluss auf die Bruchfestigkeit von t-K&B Werkstoffen nehmen die Lagerungsbedingungen. Gruppe 1 entspricht einer kurzen Tragezeit und wurde für einen Tag in Wasser gelagert. Um eine langfristige Tragezeit zu simulieren, wurden die Prüfkörper in Gruppe 2 für drei Monate in Wasser gelagert. Gruppe 3 simulierte die klinische Situation und lagerte für sieben Tage unter Thermowechselbelastung.

Durch die Lagerungsbedingungen wurde die Bruchfestigkeit der Komposit basierenden Werkstoffe signifikant beeinflusst ( $p < 0,05$ ), während sich kein signifikanter Unterschied bei den beiden Methacrylaten zeigte ( $p > 0,05$ ). Dennoch lassen sich tendenziell schlechtere Bruchfestigkeitswerte erkennen, wenn die beiden Methacrylate unter Thermowechselbelastung standen. Der Einfluss der Wasserlagerung und der Thermowechselbelastung auf die Bruchfestigkeit lassen Alterungsphänomene vermuten, und stehen im Einklang mit der Literatur.<sup>15, 20, 68, 69</sup>

Dieser Effekt der Alterung kann auf einer Wasseraufnahme bzw. Einlagerung in das polymere Netzwerk der t-K&B Werkstoffe beruhen, da Wasser als Weichmacher wirkt.<sup>40</sup> Es dringt auf molekularer Ebene in den Kunststoff ein und verursacht dort eine erhöhte Beweglichkeit der Molekülketten untereinander.<sup>21, 68</sup> Die Folge ist eine Verringerung der Bruchfestigkeit, welche besonders deutlich bei den direkt gefertigten Versorgungen zu beobachten war. Gleichwohl lassen diese Ergebnisse in den REM-Bildern kein morphologisches Korrelat erkennen.

Weiterhin ist zu vermuten, dass der im Wasser gebundene Sauerstoff den Polymerisationsablauf behindert hat.<sup>5, 32</sup> Derartigen Phänomenen unterliegen die CAD/CAM gefrästen temporären Versorgungen nicht, da die vorgefertigten Kunststoffblöcke unter optimalen Bedingungen produziert wurden. Jedoch kam es zwischen der Herstellung der gefrästen Brücken und dem Aufteilen auf die jeweiligen Lagerungsgruppen zu einem nicht genau definierbaren Zeitraum, da die Probekörper auf dem Postweg versandt wurden.

Daraus ergibt sich vielleicht auch die Beobachtung in dieser Studie, dass es nach dem Polymerisationsprozess zu einem maßgeblichen Anstieg der physikalischen Eigenschaften kommt.<sup>20</sup> In Übereinstimmung mit anderen publizierten Daten, können höhere Bruchfestigkeiten bei Kompositen beobachtet werden, wenn die Probekörper an der Luft gelagert wurden und dort ausgehärtet sind.<sup>15, 36</sup> Sind nämlich die Radikale über einen Zeitraum von sieben Tagen aktiv, führt dies maßgeblich zu einer Nachpolymerisation.<sup>12</sup>

Durch die Weiterentwicklung von gefrästen temporären Kronen und Brücken hat der Zahnarzt die Wahl zwischen mehreren Herstellungsvarianten, um für seine Behandlung eine individuelle Versorgung und damit eine optimale Bruchfestigkeit zu erreichen. Dies ist bei Langzeitversorgungen von besonderer Bedeutung. Im klinischen Alltag hat das zwei positive Effekte:

1. Alle CAD/CAM hergestellten Zwischenversorgungen haben beim temporären Einsetzen von Beginn an eine höhere Beständigkeit gegen Frakturen und
2. sie sind widerstandsfähiger gegen Brüche im Vergleich zu individuell hergestellten Versorgungen.

Die gewonnenen Erkenntnisse über die PMMA Werkstoffe sind bereits umfangreich in der Literatur beschrieben, wenn man die unterschiedliche Anzahl von Brückengliedern oder die Dimensionen der Verbinderquerschnitte berücksichtigt.<sup>27, 28, 58, 64</sup>

Die für Luxatemp AM Plus gemessenen Bruchfestigkeiten nach 24h Wasserlagerung stimmen mit den Ergebnissen von Lang *et.al.* überein.<sup>40</sup> Im Gegensatz zu unseren Ergebnissen haben Lang *et.al.* einen Anstieg der Bruchfestigkeit nach den Thermowechselbädern gefunden.<sup>40</sup> Ausschlaggebend hierfür könnte sein, dass die Lagerung vierzehn Tage betrug und in der Zeit die mechanische Festigkeit zunimmt, aufgrund der weiter umgesetzten Doppelbindungen.<sup>5</sup>

Die direkte Herstellung der dreigliedrigen Brücken beeinflussten signifikant die maximalen Bruchfestigkeitswerte für Luxatemp AM Plus und Trim. Jedoch konnten bei den REM Bildern der Bruchoberfläche keine ersichtlichen Anzeichen für Porositäten oder Blasen in der Gruppe der direkt hergestellten Restaurationen aufgezeigt werden.

Die t-K&B Restaurationen aus Cercon Base PMMA weisen im Vergleich zu denen aus Trim zwar tendenziell höhere Bruchfestigkeitswerte auf, die Unterschiede sind aber ebenfalls nicht signifikant. Die Unterschiede sind vermutlich auf die differenten Zusammensetzungen und Herstellungsarten zurück zu führen.

Der Hersteller von Cercon Base PMMA empfiehlt für die Herstellung von temporären Brücken, eine maximale Spanne von einem Brückenglied. Bei größeren Spannen ist mit einer geringeren mechanischen Belastbarkeit zu rechnen. Er gibt an, dass das Material aus höhermolekularem Polymethylmethacrylat besteht. PMMA hat üblicher Weise eine Glasübergangstemperatur von 125 °C, wenn es nicht vernetzt ist. Vernetzungen führen zu einem Anstieg der Glasübergangstemperatur und somit zu einer Erhöhung der Festigkeit. In den REM Bildern erscheinen die Vorpolymerisate im Cercon Base PMMA nicht vollständig in die Matrix eingebettet zu sein. Wenn man in der Entwicklung den Herstellungsprozess von Cercon Base

PMMA optimiert, z.B. durch eine Wärmebehandlung in der Polymerisationsphase, würden sich die Vorpolymerisate wahrscheinlich vollständiger und dichter einbetten lassen. Dies könnte zu einem weiteren Anstieg der Bruchfestigkeit führen.

Anders als bei dem Cercon Base PMMA besteht Trim aus Iso-Buthylmethacrylat (i-BMA) mit eingeschlossenen Vorpolymerisaten. Bei der Polymerisation kommt es zu unverzweigten Polymerketten die nicht miteinander verzweigt sind. Zusammengehalten werden die Ketten durch sekundäre Bindungskräfte.<sup>2, 5</sup> Der darin enthaltene Weichmacher (di-buthylphthalat) verstärkt den Abfall der mechanischen Eigenschaften und führt zu einer niedrigen Glasübergangstemperatur (70 °C).<sup>2</sup> Dadurch lassen sich die niedrigen Bruchfestigkeitswerte erklären.

Bei längerer Lagerdauer ist ein geringer Anstieg der Bruchfestigkeitswerte zu erkennen, was mit wachsenden Polymerketten nach dem Mischbeginn zu erklären ist. Der geringfügige Mehranstieg bei dem Cercon Base PMMA könnte auf eine minimale Wasseraufnahme zurückzuführen sein, die sonst als weiterer Weichmacher fungiert und die mechanische Festigkeit schwächt.<sup>1, 2, 79</sup>

Im Vergleich zu Cercon Base PMMA, sind hier die Vorpolymerisate fest in die Matrix eingebettet, was auch in den REM Bildern zu erkennen ist. In anderen Untersuchungen berichten die Autoren von geringeren mechanischen Festigkeiten bei Trim.<sup>7, 22, 39, 40</sup> Oft kam es dort zu einer vollständigen Deformation der Probekörper einer gesamten Messreihe, bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min. Ob die Probekörper aus Polymethylmethacrylat sich nur verformen oder eventuell frakturieren, ist abhängig von der Vorschubgeschwindigkeit.<sup>7, 40</sup> Das auf Komposit-Technologie basierende Luxatemp AM Plus zeigte bei der indirekten Herstellung die höchsten Bruchfestigkeiten, die deutlich höher als bei den Restaurationen aus Cercon Base PMMA waren. Das lässt sich durch die unterschiedliche Zusammensetzung der Materialien erklären (siehe Tab. 4.1). Luxatemp AM Plus ist als Komposit aus Dimethacrylaten aufgebaut und mit Füllstoffen verstärkt. Die REM Bilder von Luxatemp AM Plus zeigen eine gute Einbindung der Füllkörper in die Polymermatrix, ohne Hinweise auf Ausbrüche oder Defekte.

Demgegenüber handelt es sich bei Cercon Base & Trim um PMMA Werkstoffe, deren Polymer nicht oder nur gering vernetzt ist. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung stehen damit im Einklang mit den Literaturdaten.<sup>7, 40</sup>



### 6.3 Schlussfolgerung

Unter Berücksichtigung der in-vitro Bedingungen, können für die klinische Anwendung folgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

- CAD/CAM gefertigte temporäre Restauration weisen eine höhere mechanische Festigkeit auf, und sollten individuell hergestellten Restaurationen vorgezogen werden, vor allem wenn die absehbare Tragedauer länger ist.
- Aufgrund der CAD/CAM Fertigung ist eine maximale Belastbarkeit unmittelbar nach Eingliederung der Restauration gegeben.
- Zukünftige Entwicklung von Rohlingen sollten in Richtung komposit-basierter Werkstoffe gehen, da diese deutliche Vorteile bezüglich der mechanischen Festigkeiten gegenüber PMMA-Werkstoffen haben.

## 7 Zusammenfassung

### 7.1 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Studie war die Untersuchung der Bruchfestigkeit von dreigliedrigen temporären Brücken in Abhängigkeit von der Herstellungsmethode, der Lagerung und dem verwendeten Material.

Es wurde ein Mastermodell aus einer CrCo-Legierung mit einer dreigliedrigen Brücke (Pfeilerzähne 25 und 27) hergestellt. Das Mastermodell wurde eingescannt und die Daten an eine CAD/CAM Einheit (Cercon Brain Expert, Degudent, Hanau, Germany) übermittelt. Die temporären Brücken wurden aus vorgefertigten Blanks (Trim, Luxatemp AM Plus, Cercon Base PMMA) oder durch die individuelle Herstellung angefertigt. 10 temporäre K&B pro Gruppe wurden gefertigt und bei 37°C 24h bzw. 3 Monate gelagert oder für 1 Woche TC (5000x, 5-55°C). Die maximale Bruchkraft ( $F_{max}$ ) wurde in einem 3-Punkt-Biegeversuch mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 200 mm/min ermittelt. Die Daten wurden parametrisch analysiert und ausgewertet ( $\alpha=5\%$ ).

Die Werte von  $F_{max}$  bewegten sich von 138,5 bis 1115,5N. Temporäre Versorgung, die maschinell hergestellt wurden, zeigten eine signifikant höhere  $F_{max}$  im Vergleich zu den individuell gefertigten Brücken ( $p<0,05$ ). TC beeinflusste  $F_{max}$  signifikant bei Luxatemp ( $p<0,05$ ) aber nicht die Brücken aus PMMA ( $p>0,05$ ). CAD/CAM gefräste Brücken aus Luxatemp zeigten signifikant höhere  $F_{max}$  Werte im Vergleich zu Trim und Cercon Base PMMA ( $p<0,05$ ).

CAD/CAM gefräste temporäre Brücken weisen eine höhere mechanische Festigkeit auf als vergleichbare individuell hergestellte temporäre Versorgung, wenn sie aus demselben Material gemacht wurden. Komposit Materialien scheinen einen deutlichen Vorteil auf die mechanische Festigkeit zu haben im Gegensatz zu PMMA. Demzufolge sind diese Materialien gut geeignet für die CAD/CAM Fertigung von temporären Kronen und Brücken.

## 7.2 Summary

This study aimed at investigating the influence of fabrication method, storage condition and material on the fracture strength of temporary 3-unit fixed partial dentures (FPDs).

A CrCo-alloy master model with a 3-unit FPD (abutment teeth 25 and 27) was manufactured. The master model was scanned and the data set transferred to a CAD/CAM unit (Cercon Brain Expert, Degudent, Hanau, Germany). Temporary 3-unit bridges were produced either by milling from pre-fabricated blanks (Trim, Luxatemp AM Plus, Cercon Base PMMA) or by direct fabrication (Trim, LuxatempAMPlus). 10 FPDs per experimental group were subjected either to water storage at 37 °C for 24h and 3 months, respectively, or thermocycled (TC, 5000×, 5–55 °C, 1 week). Maximum force at fracture (Fmax) was determined in a 3-point bending test at 200 mm/min. Data was analyzed using parametric statistics ( $\alpha= 5\%$ ).

Fmax values ranged from 138.5 to 1115.5N. FPDs, which were CAD/CAM fabricated, showed a significant higher Fmax compared to the directly fabricated bridges ( $p < 0.05$ ). TC significantly affected Fmax for Luxatemp ( $p < 0.05$ ) but not for the PMMA based materials ( $p > 0.05$ ). CAD/CAM milled FPDs made of Luxatemp showed significantly higher Fmax values compared to Trim and Cercon Base PMMA ( $p < 0.05$ ).

CAD/CAM fabricated FPDs exhibit a higher mechanical strength compared to directly fabricated FPDs, when manufactured of the same material. Composite based materials seem to offer clear advantages versus PMMA based materials and should, therefore, be considered for CAD/CAM fabricated temporary restorations.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Anders A. Untersuchungen von Kronen- und Brückenplasten für die Interimsversorgung. *Dtsch Zahnärztl Z*; 45: 149-153; 1990.
2. Anusavic K.J. Phillips' Science of Dental Materials. 11. Auflage. St. Louis: Saunders 2003.
3. Balkenhol M. Klinisch relevante Aspekte der temporären Versorgung präparierter Zähne. *Quintessenz*; 60: 1011-1020; 2009.
4. Balkenhol M. Temporäre Kronen- und Brückenwerkstoffe in der Zahnheilkunde: Eine Standortbestimmung [Habilitationsschrift]. Giessen: *Justus-Liebig-Universität* 2007.
5. Balkenhol M., Ferger P., Mautner M. C., Wöstmann B. Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion. *Dent Mater*; 23: 1574-1583; 2007.
6. Balkenhol M., Knapp M., Ferger P., Heun U., Wöstmann B. Correlation between polymerization shrinkage and marginal fit of temporary crowns. *Dent Mater*; 24: 1575-1584; 2008.
7. Balkenhol M., Mautner M. C., Ferger P., Wöstmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems. *J Dent*; 36: 15-20; 2008.
8. Balkenhol M., Meyer M., Michel K., Ferger P., Wöstmann B. Effect of surface condition and storage time on the reparability of temporary crown and fixed partial denture materials. *J Dent*; 36: 861-872; 2008.
9. Braden M. Some aspects of the chemistry and physics of dental resins. *Dent Res*; 2: 93-97; 1988.
10. Burke F. J., Murray M. C., Shortall A. C. Trends in indirect dentistry: 6. Provisional restorations, more than just a temporary. *Dent Update*; 32: 443-444, 447-448, 450-442; 2005.
11. Burns D. R., Beck D. A., Nelson S. K. 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: 474-497; 2003.

12. Burtscher P. Stability of radicals in cured composite materials. *Dent Mater*; 9: 218-221; 1993.
13. Christensen G. J. The fastest and best provisional restorations. *J Am Dent Assoc*; 134: 637-639; 2003.
14. Diedrichs G., Kiel V., Svoboda R. Vergleichende Festigkeitsprüfung laborgefertigter Brückenprovisorien aus Kunststoff. *Dtsch Zahnärztl Z*; 51: 661-663; 1996.
15. Drummond J. L., Botsis J., Zhao D., Samyn J. Fracture properties of aged and post-processed dental composites. *Eur J Oral Sci*; 106: 661-666; 1998.
16. Eichner K. . Messung der Kaukräfte bei Kauvorgängen. *DZZ*; 18: 915-924; 1963.
17. Eichner K., Kappert H.F. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1. Grundlagen und Verarbeitung. 8. Auflage. Stuttgart: *Thieme* 2005.
18. Fasbinder D. J. The CEREC system: 25 years of chairside CAD/CAM dentistry. *J Am Dent Assoc*; 141 Suppl 2: 3S-4S; 2010.
19. Fasbinder D. J., Dennison J. B., Heys D., Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc*; 141 Suppl 2: 10S-14S; 2010.
20. Ferracane J. L., Berge H. X., Condon J. R. In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res*; 42: 465-472; 1998.
21. Ferracane J. L., Hopkin J. K., Condon J. R. Properties of heat-treated composites after aging in water. *Dent Mater*; 11: 354-358; 1995.
22. Foussekis K., Kern M., Ludwig K. Vergleichende Untersuchung zur Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit von direkten Brückenprovisorien. *Deutsche Zahnärztl Z*; 56: 612-615; 2001.
23. Gausmann M. Untersuchung zur Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit von temporären Kronen- und Brückenmaterialien [Diss.]. Gießen: *Justus-Liebig-Universität* 2002.
24. Gegauff A. G., Wilkerson J. J. Fracture toughness testing of visible light- and chemical-initiated provisional restoration resins. *Int J Prosthodont*; 8: 62-68; 1995.
25. Gough M. A review of temporary crowns and bridges. *Dent Update*; 21: 203-207; 1994.

26. Handel G. Langzeitprovisorien. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK. *Dtsch Zahnärztl Z*; 57: 2002.
27. Haselton D. R., Diaz-Arnold A. M., Vargas M. A. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent*; 87: 225-228; 2002.
28. Hazelton L. R., Brudvik J. S. A new procedure to reinforce fixed provisional restorations. *J Prosthet Dent*; 74: 110-113; 1995.
29. Hohmann A., Hielscher W. Lehrbuch der Zahntechnik Band III. Berlin: *Quintessenz Verlags-GmbH* 2003.
30. Hopp M. Moderne Verblendtechnik mit Kunststoffmaterialien - geliebt und gehasst: Ein Systemüberblick. *Quintessenz Zahntech*; 28: 460-506; 2002.
31. Ireland M. F., Dixon D. L., Breeding L. C., Ramp M. H. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. *J Prosthet Dent*; 80: 158-162; 1998.
32. Jacobsen T., Soderholm K. J. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater*; 11: 132-136; 1995.
33. Janda R. Kunststoffverbundsysteme. Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung. 7. Auflage. Weinheim: *VCH Verlagsgesellschaft* 1990.
34. Josephson B.A. A technique of temporary acrylicresin coverage in functional occlusal relationship. *J Prosthet Dent*; 39: 158-161; 1974.
35. Käyser A.F., Creugers N.H., Plasmans P.J., Postema N., Snoek P.A. Kronen- und Brückenprothetik. Behandlungsplanung, Indikation, Ausführung, Langzeitbewährung. 1. Auflage. Köln: *Deutscher Ärzte Verlag* 1996.
36. Kildal K. K., Ruyter I. E. How different curing methods affect mechanical properties of composites for inlays when tested in dry and wet conditions. *Eur J Oral Sci*; 105: 353-361; 1997.
37. Koeck B. Praxis der Zahnheilkunde. Kronen- und Brückenprothetik. 4. Auflage. München: *Urban&Fischer* 1999.
38. Körber K-H. Zahnärztliche Prothetik. 3. Auflage. Stuttgart: *Thieme* 1985.
39. Koumjian J. H., Nimmo A. Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. *J Prosthet Dent*; 64: 654-657; 1990.

40. Lang R., Rosentritt M., Behr M., Handel G. Fracture resistance of PMMA and resin matrix composite-based interim FPD materials. *Int J Prosthodont*; 16: 381-384; 2003.
41. Lang R., Rosentritt M., Handel G. Die provisorische Versorgung. *Quintessenz*; 53: 27-36; 2002.
42. Lehmann K. M. Zahnärztliche Propädeutik. 9. Auflage. München: *Urban&Fischer* 2002.
43. Liu P. R., Essig M. E. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*; 29: 482, 484, 486-488 passim; 2008.
44. Luthardt R., Quaas S., Rudolph H. Chancen und Risiken dentaler CAD/CAM-Systeme. *Dentalzeitung*; 34-38; 2010.
45. Luthardt R., Rudolph H., Sandkuhl O., Walter M. Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz - Teil 1. *ZWR*; 110: 747-754; 2001.
46. Luthardt R., Rudolph H., Sandkuhl O., Walter M. Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz - Teil 2. *ZWR*; 110: 797-802; 2001.
47. Mahlendorff M. Provisorische Versorgung in der Kronen- und Brückenprothetik. Klinische Prothetik Band 1: Festsitzender und implantatgetragener Zahnersatz. 1. Auflage. Heidelberg: *Hüthig* 1995.
48. Marxkors R. Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 4. Auflage. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 1998.
49. Mayer T. Mikrostruktur und Materialeigenschaften verschiedener provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien. *Schweiz Monatschr Zahnmed*; 105: 1134-1141; 1995.
50. Mehl A. CAD/CAM-Technik: Aktuelle Bewertung und Zukunftstrends. *ZWP*; 10: 4; 2010.
51. Mehl A., Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*; 2: 9-35; 1999.
52. Meyer A., Müller P. Direkte provisorische Versorgung *Quintessenz*; 57: 371-378; 2006.
53. Mohrenschildt S. Untersuchung zur Bruchfestigkeit von CAD/CAM-gefertigten Seitenzahnbrücken aus Hochleistungs-Polymer-Kunststoffen: Eine In-vitro-Untersuchung [Diss.]. München: *Ludwig-Maximilians-Universität* 2009.

54. Moulding M.B., Teplitsky P.E. Intrapulpal temperature during direct fabrication of provisional restorations. *Int J Prosthodont*; 3: 229-304; 1990.
55. Osman Y. I., Owen C. P. Flexural strength of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*; 70: 94-96; 1993.
56. Paleczek S. Bruchfestigkeit provisorischer Brücken gelagert auf Implantaten bzw. Implantaten und Zähnen [Diss.]. Regensburg: *Fakultät für Medizin der Universität Regensburg* 2010.
57. Perry R., Magnuson B. Provisional Materials: Key Components of Interim Fixed Restorations. *Compend Contin Educ Dent*; 33: Issue 1; 2012.
58. Pfeiffer P., Grube L. Effect of pontic height on the fracture strength of reinforced interim fixed partial dentures. *Dent Mater*; 22: 1093-1097; 2006.
59. Pfeiffer P., Marx R. Temperature loading of resin-bonded bridges and its effect on the composite strength of the adhesive bond. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*; 99: 782-786; 1989.
60. Pfeiffer P., Schwickerath H. Provisorische Kronen- und Brückenmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z*; 43: 552-557; 1988.
61. Polansky R., Penkner K., Wenger S., Haas M., Bratschko O. Belastbarkeit moderner Provisorienkunststoffe. *Dtsch Zahnärztl Z*; 53: 795-798; 1998.
62. Poticny D. J., Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc*; 141 Suppl 2: 5S-9S; 2010.
63. Rawls H.R., Grenier R.J., Smid J., Cabasso I. Thermomechanical investigation of poly(methylmethacrylat) containing an organobismuth radiopacifying additive. *J Biomed Mater Res*; 31: 339-343; 1996.
64. Rosentritt M., Behr M., Lang R., Handel G. Flexural properties of prosthetic provisional polymers. *Eur J Prosthodont Restor Dent*; 12: 75-79; 2004.
65. Rudolph H., Quaas S., Luthardt R.G. CAD/CAM - Neue Technologien und Entwicklungen in der Zahnmedizin und Zahntechnik. *Dtsch Zahnärztl Z*; 58: 559-569; 2003.
66. Rzanny A., Welker D., Göbel R. Werkstoffkundlicher Vergleich temporärer K&B-Kunststoffe. *Phillip J*; 13: 357-366; 1996.



67. Schweiger J., Beuer F. CAD/CAM gefertigte Langzeitprovisorien. *Quintessenz Zahntech*; 33: 558-568; 2007.
68. Soderholm K. J. Water sorption in a bis(GMA)/TEGDMA resin. *J Biomed Mater Res*; 18: 271-279; 1984.
69. Soderholm K. J., Zigan M., Ragan M., Fischlschweiger W., Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res*; 63: 1248-1254; 1984.
70. Stawarczyk B., Trottmann A., Fischer J. Vergleichende Bruchlastuntersuchung von dreigliedrigen Provisorien. *DIGITAL DENTAL NEWS*; 2: 6-13; 2008.
71. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Curriculum Prothetik. 3. Auflage. Berlin: 2005.
72. Trushkowsky R. Fabrication of a fixed provisional restoration utilizing a light-curing acrylic resin. *Quintessenz Int*; 23: 415-419; 1992.
73. Vahidi F. The provisional restoration. *Dent Clin North Am*; 31: 363-381; 1987.
74. Viswambaran M. An evaluation of fracture resistance of interim fixed partial denture fabricated using polymethylmethacrylate and reinforced by different fibres for its optimal placement: an in vitro study. *MJAFI*; 67: 343-347; 2011.
75. Vollert M. Herstellungsmethoden provisorischer Kronen und Brücken [Diss.]. Giessen: *Justus-Liebig-Universität* 2011.
76. Wang R.L. A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. *Int J Prosthodont*; 2: 173-184; 1989.
77. Wassell R. W., St George G., Ingledeew R. P., Steele J. G. Crowns and other extra-coronal restorations: provisional restorations. *Br Dent J*; 192: 619-622, 625-630; 2002.
78. Welker D. Kunststoffe für die temporäre Versorgung. Klinische Materialkunde für Zahnärzte. 1. Auflage. München: *Hanser* 1998.
79. Welker D., Rzanny A., Göbel R. Interimsversorgung bei Kronen- und Brückenersatz - Indikation, Werkstoffe, biologische Aspekte, Methodik. *Quintessenz Zahntech*; 10: 1133-1144; 1999.
80. Wirz J., Banger R., Jäger K. Kronen- und Brückenprovisorien, Teil I - Anforderungen. *Quintessenz*; 43: 1297-1305; 1992.

81. Wittneben J. G., Wright R. F., Weber H. P., Gallucci G. O. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont*; 22: 466-471; 2009.
82. Young H. M., Smith C. T., Morton D. Comparative in vitro evaluation of two provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*; 85: 129-132; 2001.

## 9 Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

---

Ort, Datum

---

Unterschrift

---

## 10 Danksagung

Herrn Prof. Dr. Markus Balkenhol möchte ich an dieser Stelle für die Überlassung des Themas und für die Hilfe der statistischen Auswertung danken. Er hat mich während der gesamten Dauer dieser Arbeit sehr gut betreut.

Ebenso gilt mein Dank dem Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik Prof. Dr.

Bernd Wöstmann für die Bereitstellung der finanziellen Mittel für die Materialien.

Mein Dank gilt auch Prof. Dr. Matthias Hannig für die Unterstützung bei der Anfertigung der REM Bilder im Rahmen der vorgelegten Arbeit.

Herrn Ulrich Heun (Abt. Prothetik, Justus-Liebig-Universität, Giessen) danke ich für die unschätzbare Hilfe an der ZWICK Prüfmaschine und die außerordentliche Geduld in jeglicher Hinsicht.

Bei Herrn N. Pütz (Anatomisches Institut, Universität Saarland, Homburg) möchte ich mich bedanken für die Hilfe bei der Anfertigung der REM Bilder bedanken sowie auch bei Herrn Dr. U. Schusser und Dr. L. Völkl von der Firma Degudent für die Unterstützung und Herstellung der CAD/CAM gefertigten temporären Brücken.

Des Weiteren möchte ich mich bei Dental-Technik Puth & Winter GmbH in Seligenstadt für die fachliche Beratung und technische Umsetzung in der Anfangsphase bedanken.

### **Ein ganz besonderer Dank gilt**

Meinen Eltern, die bei meinen Entscheidungen immer hinter mir gestanden haben, die während des gesamten Studiums mich in jeder erdenklichen Art und Weise unterstützt und immer an mich geglaubt haben. DANKE.

Meinen Freundinnen Anke und Patricia, die mit ihrem Einsatz, ihrer Kritik und Geduld maßgeblich zur Verwirklichung dieser Arbeit beigetragen haben.