

**AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. DR. G. HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG**

**„Provisorische Kronen- und Brückenmaterialien auf Implantaten“-
In vitro-Verschleiß- sowie Bruchfestigkeitsuntersuchung an
standardisierten Probekörpern**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Katharina Schönhammer

2016

**AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. DR. G. HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG**

**„Provisorische Kronen- und Brückenmaterialien auf Implantaten“-
In vitro-Verschleiß- sowie Bruchfestigkeitsuntersuchung an
standardisierten Probekörpern**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Katharina Schönhammer

2016

Dekan:	Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert
1. Berichterstatter:	PD Dr. Reinhold Lang
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. Andreas Faltermeier
Tag der mündlichen Prüfung:	24.10.2016

Diese Arbeit widme ich
in großer Dankbarkeit
meinen Eltern
und
meiner Schwester Franziska

Hinweis:

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen und Gebrauchsbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein patent- oder urheberrechtlicher Schutz besteht.

INHALTSVERZEICHNIS

1.	EINLEITUNG	1
2.	LITERATURÜBERSICHT.....	3
2.1.	Aufgaben und Anforderungen an Provisorien	3
2.1.1.	Biologischer Aspekt	3
2.1.2.	Mechanischer Aspekt	4
2.1.3.	Funktioneller Aspekt	4
2.1.4.	Ästhetischer Aspekt.....	5
2.2.	Kunststoffe in der Zahnmedizin	5
2.2.1.	Pulver-/Flüssigkeitssysteme auf Polymethylmethacrylat (PMMA)-Basis.....	5
2.2.1.1.	Heißpolymerisate	6
2.2.1.2.	Autopolymerisate/Höhermolekulare Acrylate	6
2.2.2.	Komposite	7
2.2.3.	CAD/CAM Technologie	9
2.3.	Befestigungsmöglichkeiten von Provisorien.....	10
2.4.	Grundlagen der Implantologie	11
2.4.1.	Indikationsstellung für die Implantation	11
2.4.2.	Implantatmaterialien.....	12
2.4.2.1.	Anforderungen	12
2.4.2.2.	Implantate aus Titan bzw. Titanlegierungen.....	12
2.4.2.3.	Implantate aus Zirkonoxid	13
2.4.2.4.	Oberflächenmodifikationen.....	14
2.4.3.	Implantatsysteme.....	16
2.4.3.1.	Zweiteilige Systeme	16
2.4.3.2.	Einteilige Systeme.....	17

3.	MATERIAL UND METHODE	19
3.1.	Fragestellung	19
3.2.	Verwendete Materialien	19
3.3.	Herstellung der Probekörper	22
3.3.1.	Sockelung der Implantate	22
3.3.2.	Fräsen des Rotationsschutzes	23
3.3.3.	Herstellung der Einzelzahnkronen	24
3.3.4.	Zementieren der Kronen mit Multilink [®] Implant.....	27
3.4.	Analysemethoden	28
3.4.1.	Wasserlagerung im Brutschrank	28
3.4.2.	Thermomechanische Wechselbelastung (<i>TCML</i>) im Kausimulator	28
3.4.3.	Bruchfestigkeitsuntersuchung	29
3.4.4.	Fotodokumentation.....	30
3.5.	Statistik.....	31
3.5.1.	Allgemeines.....	31
3.5.2.	Auswertung des Bruch-Versuchs	32
4.	Ergebnisse	32
4.1.	Allgemeines zum Boxplot-Diagramm	32
4.2.	Analyse der Boxplot-Diagramme.....	34
4.3.	Auswertung der Signifikanzprüfung	39
4.3.1.	Betrachtung der einzelnen Materialien untereinander	39
4.3.2.	Betrachtung des jeweils einzelnen Materials vor und nach <i>TCML</i>	40
4.4.	Visuelle Auswertung der Fotodokumentation.....	41

5.	DISKUSSION	51
5.1.	Diskussion der Methode.....	51
5.1.1.	In vitro-Untersuchung	51
5.1.2.	Herstellung der Einzelzahnkronen	52
5.1.3.	Zementierung mit Multilink® Implant.....	52
5.1.4.	Wasserlagerung	54
5.1.5.	Kausimulation	55
5.1.5.1.	Mechanische Belastung.....	55
5.1.5.2.	Thermische Belastung	55
5.1.6.	Untersuchung der Bruchfestigkeit.....	56
5.2.	Diskussion der Ergebnisse	57
5.2.1.	Bruchfestigkeitswerte.....	57
5.2.2.	Visuell beurteilbares Verschleißverhalten	60
5.3.	Klinische Schlussfolgerung.....	62
6.	ZUSAMMENFASSUNG	64
7.	LITERATURVERZEICHNIS	66
8.	ANHANG	76
8.1.	Abkürzungsverzeichnis	76
8.2.	Tabellen.....	78
8.3.	Firmen/ Materialien.....	89
9.	DANKSAGUNG	90

1. EINLEITUNG

Umfragen haben ergeben, dass der Anteil der zahnlosen Menschen weltweit abnimmt. Zudem führt eine steigende Lebenserwartung dazu, dass die totale Zahnlosigkeit erst in höherem Alter erreicht wird. Während im Jahr 1975 19% der zahnlosen Menschen jünger als 74 Jahre waren, sind es kurz vor der Jahrtausendwende nur noch 3%. Häufig werden fehlende Zähne in der Molarenregion von den Patienten als wenig störend empfunden. Viele wünschen sich erst einen Lückenschluss, wenn das zahnlose Areal im sichtbaren Bereich liegt, da es dann als ästhetisch störend empfunden wird. Eine wesentliche Aufgabe des Zahnarztes sollte darin liegen, die Patienten über mögliche Folgen von nicht versorgten Schalllücken in hinteren Kieferabschnitten oder einer verkürzten Zahnreihe aufzuklären. Im Bereich der prothetischen Versorgung erfreut sich die Implantologie immer größerer Beliebtheit und verspricht hohe klinische Erfolgsraten. Neben weitreichenden Verbesserungen der Zahngesundheit bringt die Implantologie jedoch auch deutlich höhere Kosten für den Patienten mit sich. Implantate werden oft als zu teuer angesehen und viele Patienten sind der Meinung, dass implantologische Behandlungen eher der reichen Bevölkerung vorbehalten seien [71].

Der Zahnarzt sollte mit seinen Patienten eine individuelle Kosten-/Nutzenabwägung durchführen und somit bei der Suche des für den Patienten optimalen Behandlungskonzeptes unterstützend wirken. Oft werden aber auch vom Patienten Implantate gewünscht, obwohl die Idealbedingungen für eine Implantatinserterion nicht erfüllt sind. In solchen Fällen stellt sich die Frage, ob es möglich wäre, die Versorgung nicht aus Metall, Metallkeramik oder Vollkeramik, sondern aus provisorischen Kunststoffen anzufertigen. Dies ist einerseits für den Patienten mit weniger Kosten verbunden, andererseits kann mit Hilfe einer provisorischen Restauration bei schlecht abschätzbaren Heilungschancen des Implantatbetts, geplanten funktionellen Änderungen, unsicherer Akzeptanz des Patienten oder weiteren Risikofaktoren, welche die Langlebigkeit einer definitiven und teuer angefertigten implantatprothetischen Restauration in Frage stellen, eine Probezeit durchgeführt werden. Gewünschte Änderungen können an Kunststoffmaterial wesentlich einfacher vorgenommen werden, als in Metall oder Keramik.

Im sichtbaren Bereich wird allerdings auch der Ästhetik eine entscheidende Rolle zuteil. Ansprechende ästhetische Ergebnisse sind ein wichtiges Kriterium für einen erfolgreichen Behandlungsabschluss. Die periimplantären Weichgewebsverhältnisse sollen denen der Nachbarregion angeglichen sein und die Versorgung soll sich harmonisch in das Gesamtbild

einfügen [79]. Das Wort „Ästhetik“ kommt aus dem griechischen („aisthesis“) und bedeutet wörtlich übersetzt „Wahrnehmung“ [54]. Ästhetik wird also von jedem anders empfunden und folgt keinen festgelegten Kriterien. Somit muss mit jedem Patienten das für ihn ästhetisch perfekte Ergebnis besprochen und umgesetzt werden. Das Gesicht, insbesondere der orofaziale Anteil, trägt entscheidend dazu bei, ob jemand als ästhetisch „schön“ angesehen wird. Mit einem schönen und gepflegten Lächeln wird automatisch Gesundheit und Vitalität verbunden [54].

Nach implantologischen Eingriffen haben Provisorien u.a. die Aufgabe, das periimplantäre Weichgewebe (Emergenzprofil) auszuformen. Die durchschnittliche Tragedauer beträgt dabei 3 Monate, aber auch längere Tragezeiten von bis zu 12 Monaten kommen vor. Eine gute provisorische Versorgung steigert zudem die psychosoziale Integrität des Patienten [79,95].

Eine häufige Versagensursache der provisorischen Restauration stellt allerdings die Fraktur dar. Um gute klinische Ergebnisse erzielen zu können ist es daher wichtig die Bruchfestigkeit des jeweils verwendeten Provisorienmaterials zu untersuchen [48].

Ziel dieser *in vitro*-Studie war es, verschiedene provisorische Kronen- und Brückenmaterialien auf Langlebigkeit, Ästhetik und Verschleißverhalten hin zu untersuchen und zu prüfen, ob diese in speziellen klinischen Fällen auch als Langzeitalternative zu den konventionellen implantatprothetischen Einzelzahnkronen für den klinischen Einsatz geeignet sind.

2. LITERATURÜBERSICHT

2.1. Aufgaben und Anforderungen an Provisorien

Bei der Wahl des richtigen Provisoriums kann zwischen Lang- und Kurzzeitprovisorien unterschieden werden. Während ein Kurzzeitprovisorium nur die Zeit zwischen Präparation und definitiver Eingliederung überbrücken muss, werden an ein Langzeitprovisorium höhere Anforderungen gestellt. So wird der Biokompatibilität, der ausreichenden mechanischen Festigkeit, der Reparatur- und Erweiterungsmöglichkeit und der Farbstabilität eine noch größere Bedeutung zugemessen [38].

Letztendlich sollte ein Provisorium, auch wenn es oft nur als kurzzeitige Übergangslösung gedacht ist, dieselben Anforderungen wie die definitive Restauration erfüllen [34].

Die Anforderungen lassen sich in biologische, mechanische, funktionelle und ästhetische Aspekte einteilen und werden nachfolgend genauer erläutert.

2.1.1. Biologischer Aspekt

Ein wichtiges Ziel der provisorischen Versorgung ist es, die geschaffene Dentinwunde vor chemischen, thermischen, biologischen und physikalischen Einflüssen zu schützen [34,86], weil es beim Beschleifen des Zahnes mit rotierenden Instrumenten durch die Offenlegung der Odontoblastenfortsätze in den Dentintubuli, welche Dentin und Pulpa zu einer funktionellen Einheit verbinden, zu einer pulpalen Irritation kommt [29,75]. Die provisorische Versorgung soll daher sowohl Schmerzempfindungen durch exogene Noxen, als auch Erkrankungen der Pulpa vermeiden [47].

Das Provisorium muss allerdings auch den durch die Präparation geschwächten Zahn schützen und Schmelzfrakturen verhindern. Diese Gefahr besteht vor allem bei Teilkronenpräparationen, da hierbei der Präparationsrand nahe der Okklusalfäche des Zahnes liegt und es daher beim Kauvorgang leichter zu Schmelzabplatzungen kommen kann [75].

Für die Erhaltung der parodontalen Gesundheit ist eine adäquate Randgestaltung erstrebenswert. Ein insuffizienter Rand der provisorischen Restauration im Sinne von überstehenden oder undichten Rändern kann zu Traumata, Entzündungen des marginalen Parodonts oder Sekundärkaries führen, was das ästhetische Ergebnis der definitiven Versorgung negativ beeinflussen kann. Um die Plaqueentfernung zu erleichtern und eine entzündungsfreie Situation

zu gewähren, sind eine gute Randpassung, eine entsprechende Formgestaltung, die dem Patienten eine optimale Hygienefähigkeit ermöglicht und eine glatte Oberfläche anzustreben. Auf diese Eigenschaften sollte vor allem bei Langzeitprovisorien größter Wert gelegt werden [15,60,75]. Um eine bakterielle Besiedelung der Provisorienoberfläche zu verhindern, zählt die Politur zu den wichtigsten Vorkehrungen, die getroffen werden sollten. Die Oberfläche eines Provisorienmaterials bringt grundsätzlich eine höhere Gefahr der bakteriellen Biofilmbildung als die definitive Restauration mit sich. Dies lässt sich durch die höhere Oberflächenrauheit und eine schlechtere Randpassung erklären [15].

2.1.2. Mechanischer Aspekt

Während des Kauvorgangs erfährt das Provisorium die größte Beanspruchung. Auch wenn der Patient angewiesen wird, das Provisorium beim Essen möglichst nicht zu belasten, besteht im Inneren der Restauration eine ähnlich hohe Belastung wie bei der späteren definitiven Versorgung [75]. Intraoral wirken auf das Provisorium Kaukräfte von 35 bis 70N, die mit einer durchschnittlichen Frequenz von 1,66 Hz auf die Okklusalfäche treffen [24]. Um den auftretenden funktionellen Kräften und Abzugskräften standhalten zu können, sind neben der Auswahl des passenden Materials auch die korrekte Verarbeitung nach Herstellerangaben und eine gute Passform des Provisoriums auf dem Zahnstumpf entscheidend [29,49,75].

2.1.3. Funktioneller Aspekt

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die Sicherung der geschaffenen Situation, insbesondere der okklusalen und approximalen Verhältnisse. Die provisorische Versorgung soll die optimalen Okklusal- und Approximalkontakte erhalten, bzw. entsprechend herstellen, um Zahnelongationen und Kippungen der Nachbarzähne, sowie Fehlbelastungen einzelner Zähne zu vermeiden [29,34,75]. Die Tragezeit eines Provisoriums wird auch als Testphase für die eigentliche Restauration angesehen, in der überprüft werden kann, ob die Pfeilerzähne den Beanspruchungen der geplanten Restauration standhalten können und ob der Patient geplante Änderungen in Okklusion, Ästhetik oder Phonetik toleriert [34,86].

2.1.4. Ästhetischer Aspekt

Ein hoher ästhetischer Anspruch wird vor allem an Provisorien im Frontzahn- und Prämolarenbereich gestellt. Dabei stehen vor allem Oberflächenstruktur, Form, Farbe und Transluzenz der provisorischen Restauration im Vordergrund. Bei einer längeren Tragezeit des Provisoriums spielt die Farbstabilität eine entscheidende Rolle für die Auswahl des richtigen Materials. Das Provisorium dient letztendlich als Orientierungshilfe für ein optimales ästhetisches Ergebnis der definitiven Restauration und sollte daher dieser bereits weitestgehend entsprechen [49,75].

In der Implantatprothetik kann die provisorische Versorgung zusätzlich zur Aufgabe haben, Weichgewebsstrukturen optimal auszuformen [34].

2.2. Kunststoffe in der Zahnmedizin

Der Einsatz von Kunststoffen in der Zahnmedizin bedient sich eines breiten Spektrums. Sie werden unter anderem für künstliche Zähne bei der Herstellung von Prothesen, als Füllungs- und Abformungsmaterial, für die Versiegelung von Zähnen und als Befestigungszement prothetischer Arbeiten verwendet [25]. Mit ca. 95% zählen die Acrylat-Kunststoffe zu den meistverwendeten Kunststoffen in der zahnärztlichen Prothetik [18].

Der Aufbau der Kunststoffe ist grundsätzlich immer ähnlich. Die Monomere werden durch den Einsatz von Initiatoren bzw. Katalysatoren über eine Polyreaktion zu einem Matrixkunststoff, dem Polymer, verknüpft. Zu den Polyreaktionen zählen Polymerisation, Polykondensation und Polyaddition. Dem entstandenen Polymer werden Füllstoffe, Pigmente und Additive (Stabilisatoren, UV-Stabilisatoren, Weichmacher) zugefügt, welche letztendlich die Eigenschaften des jeweiligen Materials bestimmen [25].

2.2.1. Pulver-/Flüssigkeitssysteme auf Polymethylmethacrylat (PMMA)-Basis

PMMA-Materialien zählen zu den ältesten Werkstoffen für die Herstellung von Provisorien [15]. Diese 2-Komponentenmaterialien bestehen aus einem Pulver- und einem Flüssigkeitsanteil, welche in der Regel Pulver zu Flüssigkeit im Verhältnis 2 bzw. 3 zu 1 verarbeitet werden. Hierbei wird das Pulver in die Flüssigkeit gestreut, um die Polymerisations-

schrumpfung zu reduzieren. Das Pulver setzt sich zu 99% aus Polymethylmethacrylat-Polymerisat mit einer mittleren Perlgröße von 30 µm zusammen und ist häufig mit Comonomeren copolymerisiert. Zusätzlich befinden sich Farbpigmente in der Pulvermischung. Die Flüssigkeit beinhaltet 90% Methylmethacrylat-Monomer, 8% Vernetzer und ca. 2% Additive. Verarbeitungstechnisch können Heißpolymerisate von kalthärtenden Autopolymerisaten unterschieden werden [25,29]. Abbildung 1 zeigt die chemische Struktur von Methylmethacrylat, dem Grundbaustein der Pulver-/Flüssigkeitssysteme.

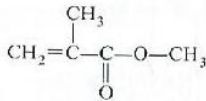


Abbildung 1:
Chemische Formel von Methylmethacrylat = MMA [20]

2.2.1.1. Heißpolymerisate

Bei den Heißpolymerisaten befindet sich der Initiatorbestandteil Dibenzoylperoxid ausschließlich im Pulver, während die Flüssigkeit frei von Initiatoren ist. Da es sich um eine stark exotherme Polymerisationsreaktion handelt, ist diese Materialklasse ausschließlich für die indirekte Provisorienherstellung geeignet. Nach dem Anquellprozess und der Verarbeitung des Kunststoffteiges wird dieser im wassergefüllten Drucktopf bei 95°C und 6 bar für ca. 10 Minuten polymerisiert. Trotz guter Farbstabilität und hoher Festigkeitswerte tritt neben einer hohen Abbindeschrumpfung auch eine gewisse Toxizität gegenüber Dentin, Pulpa und Gingiva, bedingt durch den Restmonomergehalt von ca. 0,1-1,5 Gew.%, auf. Durch den manuellen Anmischvorgang besteht zudem die Gefahr von Luft einschließen [13,25,29,60,81].

2.2.1.2. Autopolymerisate/Höhermolekulare Acrylate

Bei den Autopolymerisaten ist der Initiator sowohl im Pulver als auch in der Flüssigkeit zu finden. Bei den neueren autopolymerisierenden Materialien wird Dibenzoylperoxid im Pulver durch ca. 2-3%-ige Barbitursäure-Verbindungen ersetzt. In der Flüssigkeit finden sich in geringem Maße Kupferionen. Im Gegensatz zu den Heißpolymerisaten werden die autopolymerisierenden bzw. kalthärtenden Pulver-/Flüssigkeitsgemische intraoral angewandt.

Um die Reaktionswärme und den damit verbundenen toxischen Effekt auf die Pulpa zu reduzieren, wird das Methacrylat in der Flüssigkeit durch Acrylate mit höherem Molekulargewicht, wie z.B. i-Butylmethacrylat, ersetzt [25].

Bei Autopolymerisaten auf reiner PMMA-Basis steigt die Temperatur bei der Polymerisationsreaktion auf bis zu 80°C, weshalb sie heutzutage für die Provisorienherstellung nicht mehr zum Einsatz kommen sollten. Bei den höhermolekularen Acrylaten liegt diese kurzfristig bei 40-50°C. Allerdings kann es bereits bei Temperaturen über 42°C zu irreversiblen Pulpaschädigungen kommen. Das Risiko einer thermischen Pulpaschädigung hängt von der Dicke der verbliebenen Dentinschicht und der Menge des verwendeten Kunststoffes bzw. der Größe des Provisoriums ab [54,60]. Neben der niedrigeren Polymerisationstemperatur, die ein direktes Herstellungsverfahren zulässt, ist auch die geringere Abbindeschumpfung im Vergleich zu den Heißpolymerisaten als vorteilhaft zu erwähnen. Nachteilig sind die geringen Festigkeitswerte, die geringe Farbstabilität und ein relativ hoher Restmonomergehalt von ca. 3-5 Gew.%. Zudem kann es zu einer unvollständigen Polymerisation an dünn auslaufenden Rändern kommen. Da der Anmischvorgang wie bei den Heißpolymerisaten manuell verläuft, ist hier ebenso ein erhöhtes Risiko von Luft einschließen gegeben [29,60,81].

2.2.2. Komposite

Ein Kompositmaterial setzt sich aus mindestens 2 Mikrobestandteilen zusammen, die sich in Zusammensetzung und Form unterscheiden und nicht ineinander löslich sind. Durch Beimengung anderer Materialien können Risse gestoppt und die Bruchfestigkeit gesteigert werden. Die jeweiligen Eigenschaften werden von der Matrixzusammensetzung und dem Umsetzungsgrad beeinflusst [66].

Heutzutage zählen Bis-Acryl-Komposite zu den beliebtesten und modernsten Materialien bei der Herstellung von provisorischem Zahnersatz. Das Monomer Bisphenol-A-glycidyl-dimethacrylat (Bis-GMA) ist ein bifunktionelles Molekül, das sich mit anderen Monomerketten quervernetzen kann und somit sowohl in mechanischer, als auch chemischer Hinsicht bessere Eigenschaften als Systeme auf PMMA-Basis aufweist [11,34,48,94]. Diese Provisorienmaterialien sind in Form von 2-Pastensystemen und als dual- bzw. autopolymerisierendes System erhältlich. Die Basispaste besteht aus Bis-GMA und Füllstoffen (30% Kieselsäure), als Initiatoren sind Peroxide und Barbiturate enthalten [54,94].

Sie sind vergleichbar mit Füllungskunststoffen und setzen sich aus einer organischen Matrix und anorganischen Füllkörpern, bestehend aus Quarz, Glas oder Keramikeilchen, zusammen [11,15]. Für den Verbund zwischen organischer Matrix und anorganischen Füllerpartikeln sind Silane enthalten. Diese bifunktionellen Moleküle gehen mit ihren SI-OH Gruppen eine Verbindung mit dem anorganischen Teil ein, während die ungesättigten Methacryl- oder Vinylgruppen für die Polymerisation mit den Monomeren der organischen Matrix verantwortlich sind [18,81]. In der Kunststoffmatrix kann anstelle von Bis-GMA alternativ auch Urethandimethacrylat (UDMA) enthalten sein. Neben diesen zwei Basismonomeren finden sich in der Matrix zusätzlich Comonomere, wie z.B. Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), welches die Viskosität des Kunststoffs deutlich herabsetzen kann [26,81].

Die Vorteile der Kompositmaterialien liegen in der guten Bearbeitbarkeit, der niedrigen Polymerisationstemperatur, der hohen Kantenstabilität, der guten Farbgestaltung und der Oberflächenvergütung durch lighthärtenden Kunststoff [29,54,94]. Durch das vordosierte Kartuschensystem mit Mischkanülen und der entsprechenden Automix-Pistole ist das Risiko von Lufteinschlüssen während der Verarbeitung minimiert [48,60]. Allerdings verhalten sich diese Materialien auch spröde und zeigen oft trotz Politur eine stumpfe Oberfläche, welche die Anheftung von Belägen begünstigt. Zudem ist der Kostenaufwand höher als bei Systemen auf PMMA-Basis [29,48,54,86,94].

Folgende Abbildungen zeigen die chemischen Strukturformeln der drei wichtigsten Vertreter der Kompositmaterialien im Bereich der Provisorienherstellung.

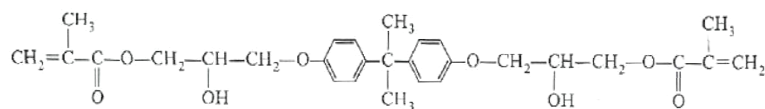


Abbildung 2:

Chemische Formel von 2,2-Bis[4(3'-methacryloyloxy-2'-hydroxy)propoxyphenyl]propan = Bis-GMA [20]

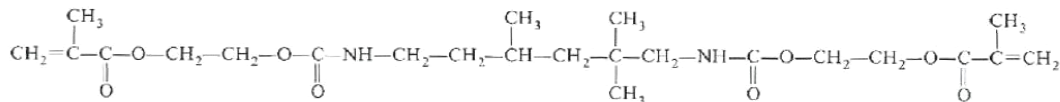


Abbildung 3:

Chemische Formel von 7,7,9-Trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxo-5,12-diazahexadecan-1,16-dioxy-dimethacrylat = UDMA [20]

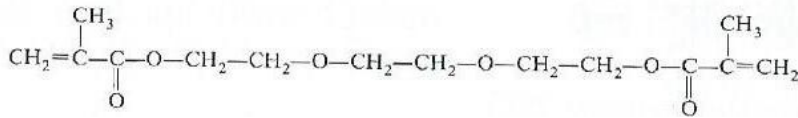


Abbildung 4:
Chemische Formel von Triethylenglycoldimethacrylat = TEGDMA [20]

2.2.3. CAD/CAM Technologie

Durch die Einführung von CAD/CAM Materialien zur Herstellung von provisorischen Restaurationen kann eine zusätzliche Einteilung in industriell hergestellte und vom Zahnarzt bzw. Zahntechniker angefertigte Provisorien vorgenommen werden.

Unter CAD (Computer Aided Design) versteht man die Konstruktion der jeweiligen Restauration am Computer, unter CAM (Computer Aided Manufacturing) die Anfertigung der konstruierten prothetischen Arbeit in einer Schleifmaschine. Die Konstruktion wird aus einem industriell hergestellten Rohling herausgefräst. Die Rohlinge befinden sich bereits in auspolymerisiertem Zustand, wenn sie an den Zahnarzt oder Zahntechniker geliefert werden. Dies hat den Vorteil, dass sowohl zahnärztliches Personal, als auch der Patient keinem allergenen Monomer ausgesetzt werden. Verarbeitungsfehler, wie sie bei der manuellen Provisorienherstellung auftreten können, sind bei diesem industriellen Herstellungsverfahren ausgeschlossen. Zudem können durch die industrielle Fertigung das Gefüge und die Eigenschaften des Kunststoffes besser bestimmt werden. Die Qualität der angefertigten Arbeiten ist bei gleichbleibenden Bedingungen immer identisch. Zusätzlich ist der Restmonomergehalt bei diesen Kunststoffen sehr niedrig. Je nachdem, ob der zu versorgende Zahn intraoral gescannt oder die Mundsituation zunächst abgeformt und letztendlich das Gipsmodell gescannt wird, kann dieses System chairside oder labside angewendet werden.

Durch ständige Verbesserung des Herstellungsverfahrens konnten für diese Kunststoffe gute Bruchfestigkeitswerte nachgewiesen werden, weshalb sie auch für den Einsatz als Langzeitprovisorium geeignet sind [84,85].

2.3. Befestigungsmöglichkeiten von Provisorien

Provisorische Befestigungszemente haben primär die Aufgabe, den präparierten Zahnstumpf abzudecken und Undichtigkeiten im Bereich der Ränder zu verhindern, um keine Reizung der Pulpa zu provozieren. Es ist nicht Aufgabe des provisorischen Zements, Retention zu schaffen oder hohen Zugbelastungen standzuhalten. Wenn sich das Provisorium vorzeitig löst, liegt dies meistens an einer unzureichenden Retention des präparierten Zahnes, einer schlechten Passform des Provisoriums oder einer zu hohen Belastung [49,75]. Bei längerer Inkorporation sollten der Sitz und die Randdichtigkeit regelmäßig überprüft werden [38].

Der Zement soll gewährleisten, dass das Provisorium bis zur Fertigstellung der definitiven Restauration in situ bleibt, aber auch mit wenig Aufwand wieder entfernt und der Zahn von den Zementresten befreit werden kann. Zudem wird eine geringe Löslichkeit, gute Randabdichtung, chemische Verträglichkeit mit dem Provisorienkunststoff, ausreichende Verarbeitungszeit, kurze Abbindezeit und ein verbrauchsfreundlicher Anmischvorgang gefordert [60,75]. Nach dem Zementiervorgang müssen Überschüsse sorgfältig entfernt werden, um die Entstehung einer Gingivitis zu verhindern, welche nachfolgende Abformungen oder die Eingliederung der definitiven Restauration beeinträchtigen kann [49].

Als temporäre Zemente sind Materialien auf Zinkoxid-Eugenol Basis gut geeignet. Sie besitzen eine medikamentöse Wirkung im Sinne einer Pulpasedierung. Wenn später allerdings adhäsiv zementiert werden soll, muss auf Eugenol verzichtet werden, da andernfalls die Polymerisation behindert wird. Die eugenolfreie Variante verhält sich nach dem Abbindevorgang spröder und lässt sich vom Kunststoff leichter entfernen, was das Versäubern von abgenommenen Provisorien erleichtert [29,38,49,60].

2.4. Grundlagen der Implantologie

2.4.1. Indikationsstellung für die Implantation

Für den Zahnarzt stellt sich die Aufgabe, die Notwendigkeit einer Implantation abzuwägen und den Patienten über Alternativen im Bereich der konventionellen Prothetik zu informieren, da diese in den meisten Fällen ebenso in der Lage sind, die oralen Defekte angemessen zu versorgen. Anschließend gilt es zu prüfen, ob unter chirurgischem Aspekt eine Implantation überhaupt möglich bzw. realisierbar ist. Entscheidende Faktoren sind der allgemeine Gesundheitszustand des Patienten, der orale Befund und die Qualität und Quantität des Knochenangebots [52,53].

Zu den Indikationen für einen implantologischen Eingriff zählt u.a. die Versorgung einer Schallücke. Hierbei ergibt sich der Vorteil, dass die Nachbarzähne keiner substanzopfernden Präparation unterzogen werden müssen. Die anspruchsvollste Aufgabe stellt die Versorgung einer Schallücke im Oberkiefer-Frontzahnbereich dar, da in diesem Fall keine ästhetischen Einbußen tolerierbar sind [37,82].

Bei ausgedehnten Freiendsituationen können mit der Insertion von Implantaten häufig herausnehmbare, konventionelle Alternativen, wie z.B. eine Modellgussprothese vermieden und eine festsitzende Brückenkonstruktion ermöglicht werden [37].

Auch im zahnlosen Kiefer können Implantate die Situation entscheidend verbessern. Vor allem im zahnlosen, atrophierten Unterkiefer erzielt man mit der konventionellen, schleimhautgetragenen Prothese oft nur ein wenig zufriedenstellendes Ergebnis, da, bedingt durch die geringe Auflagefläche, der Prothesenhalt meist ungenügend ist. Bereits durch die Insertion von 2 bzw. 4 interforaminal gesetzten Implantaten kann der Halt deutlich verbessert werden. In dieser Region ist zumeist trotz starker Atrophie ein ausreichendes Knochenangebot vorhanden. Dank des vorwiegend kortikalen Knochens bietet hier die Knochenqualität eine gute Voraussetzung für die Langlebigkeit der Versorgung [37,52,82].

Weitere Indikationen für implantologische Maßnahmen stellen der traumatische Zahnverlust, die Nichtanlage von Zähnen, angeborene Fehlbildungen (z.B. Lippen-Kiefer-Gaumenspalten) und die ästhetische und funktionelle Rehabilitation durch Epithesen nach Tumor-chirurgie dar [37].

2.4.2. Implantatmaterialien

2.4.2.1. Anforderungen

Implantatmaterialien müssen zahlreiche Anforderungen erfüllen, da sie im Mund mechanischen und chemischen Belastungen ausgesetzt sind und für den Organismus einen Fremdkörper darstellen, der von diesem im besten Falle inkorporiert wird [52,82].

Die mechanische Beanspruchung entspricht hauptsächlich einer Druck- und Biegebelastung bedingt durch die aufgenommenen Kaukräfte, die vom Implantat auf den Knochen übertragen werden. Da ein Implantat einerseits im Knochen verankert ist und andererseits in die Mundhöhle ragt, muss es sowohl den chemischen Beanspruchungen des Knochengewebes, als auch denen des oralen Milieus der Mundhöhle standhalten. Zudem gilt eine niedrige Korrosionsanfälligkeit als wichtige Voraussetzung, da die Suprakonstruktion oftmals aus einer andersartigen Legierung besteht [82].

Zusammenfassend sind folgende Anforderungen an ein Implantat zu stellen [37,52]:

- Biokompatibilität
- Mechanische Belastbarkeit und Formstabilität
- Sterilisierbarkeit
- Niedrige Korrosionsanfälligkeit
- Röntgenopazität
- Einfache Handhabung des jeweiligen Systems
- Geprüfte industrielle Fertigung mit moderaten Kosten

2.4.2.2 Implantate aus Titan bzw. Titanlegierungen

Heutzutage werden in der dentalen Implantologie nahezu alle metallischen Implantate aus Titan hergestellt. In der Zahnmedizin haben sich als Implantatwerkstoff das Reintitan (Ti-160) und die Titanlegierung Ti-6Al-4V (6 Massenprozent Aluminium, 4 Massenprozent Vanadium) durchgesetzt. Bei dem Namen Reintitan handelt es sich allerdings nicht um ein reines Metall. Es besteht zu etwa 99 Massenprozent aus Titan, kleinen Mengen Sauerstoff und einem geringen Anteil an Karbon, Eisen, Stickstoff und Wasserstoff. Der Sauerstoffgehalt definiert den Reinheitsgrad dieser als Reintitan bezeichneten Legierung. Der Zusatz von

Sauerstoff und Stickstoff trägt maßgeblich zur Stabilität des sogenannten Reintitans bei [8,18,37,82]. Das sehr unedle Titan bildet an der Luft und im Wasser spontan eine schützende, passivierende Titanoxiddeckschicht (α -case), die dem Werkstoff einen bioinerten Charakter und somit Korrosionsbeständigkeit gegenüber Meerwasser, Luft, Alkohol, Säuren und Alkalilaugen verleiht. Nur von Flusssäure und heißen Säuren kann Titan angegriffen werden. Durch seine schützende Oxidschicht, deren größten Anteil Titandioxid (TiO_2) bildet, degradiert Titan wenig. Wenn diese Schicht verletzt wird, kommt es zu einer sofortigen Regeneration. McQueen et al. konnten nachweisen, dass es unter klinischen Bedingungen bei knöchern integrierten Titanimplantaten zu einer stetigen Zunahme der Oxidschichtdicke von ca. 5 nm vor der Implantation bis zu 200 nm nach einer Implantationsdauer von 6 Jahren kommt. Abstoßungsreaktionen und Allergien sind bei dem Werkstoff Titan noch keine beschrieben worden. Als Nachteil muss die dunkelgraue Farbe des Metalls erwähnt werden, welche vor allem im ästhetisch relevanten Frontzahnbereich, insbesondere bei einer hohen Lachlinie und dünnen Weichgewebeverhältnissen, zu einem Durchscheinen des Werkstoffs führen kann [26,37,52,74,82,83].

2.4.2.3. Implantate aus Zirkonoxid

Der Werkstoff Zirkonoxid wird bereits seit etwa 25 Jahren in der Zahnmedizin verwendet und wurde in den letzten Jahren als Materialalternative für Titan in der dentalen Implantologie neu entdeckt. Die ersten Versuche, zahnfarbene Implantatsysteme in der Zahnmedizin zu etablieren, begannen bereits Ende der 1960er Jahre. Als Werkstoff wurde Aluminiumoxid verwendet, welches sich allerdings langfristig nicht durchsetzen konnte. Als entscheidender Nachteil galten die aufgrund von ungünstigen biomechanischen Eigenschaften des Aluminiumoxids erhöhte Frakturanfälligkeit und der dadurch bedingte große Implantatdurchmesser [74]. Dem gegenüber konnte Zirkondioxid durch seine hohen mechanischen Festigkeitswerte mit einer Biegefestigkeit von über 1000 MPa und einer Vickers-Härte von 1200 bis 1400 überzeugen. In der Zahnmedizin wird ein mit Yttrium stabilisiertes Zirkondioxid (Y-TZP) verwendet, in welchem der Keramik 2-3% Yttrium beigemischt wird. Der tetragonale Zirkoniumdioxid-Polykristall ist bei Raumtemperatur stabil. Eine Phasentransformation in die monokline Form geht mit einer Volumenexpansion von 3-4% einher, was als entscheidender Vorteil gilt, da somit ein Risswachstum in der Keramik gestoppt werden kann [26,74]. Die Hochleistungskeramik Zirkoniumdioxid erfüllt zum einen die

Forderung nach zahnfarbenen Implantatsystemen, was vor allem im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahngebiet Vorteile gegenüber den Titansystemen bringt. Bei ungünstigen Gewebeverhältnissen, wie z.B. einer dünnen periimplantären Schleimhaut oder Gingivarezessionen, wirkt ein Implantat bzw. eine Implantat-Abutment Konstruktion aus Zirkonoxid natürlicher und ansprechender, auch aufgrund der Möglichkeit, Zirkonoxid in Zahn- oder Gingivafarben anzufärben [78]. Zum anderen wurde nachgewiesen, dass Zirkonoxid-Implantate mit einer mikrorauen Oberflächentopographie zu einer den Titanimplantaten gleichwertigen Osseointegration führen können. Es konnte zudem gezeigt werden, dass es zu einer deutlich verminderten bakteriellen Adhäsion an der Oberfläche von Zirkonoxid im Vergleich zu Titan kommt. Aus aktuellen klinischen Langzeituntersuchungen sind bisher noch keine Fälle periimplantärer Entzündungen bei Zirkonimplantaten nach langjähriger funktioneller Belastung bekannt [30].

Nichtsdestotrotz haben sich Implantatsysteme aus Titan über viele Jahre bewährt und gelten derzeit immer noch als Goldstandard in der dentalen Implantologie, während sich Implantatsysteme aus Zirkonoxid noch in der Erprobungsphase befinden und zurzeit noch nicht für die routinemäßige, klinische Anwendung empfohlen werden [74,78].

2.4.2.4. Oberflächenmodifikationen

Die makroskopische und mikroskopische Oberflächenbeschaffenheit eines Implantats ist ein entscheidender Faktor für die Osseointegration [82]. Nicht nur die Biokompatibilität des verwendeten Materials, sondern auch die Oberflächenrauigkeit spielen eine wichtige Rolle. Ziel der Oberflächenmodifikationen ist es, die Implantatoberfläche zu vergrößern und damit mehr Implantat-Knochen-Kontakte zu schaffen. Durch die verbesserte Oberflächenbenetzbarkeit kommt es zu einer gesteigerten Zellproliferation und vermehrtem Zellwachstum, das letztendlich in einer schnelleren Osseointegration resultiert.

Bei der Bearbeitung von Titanoberflächen wird hauptsächlich zwischen additiven und subtraktiven Verfahren unterschieden [37,46].

Additive Techniken

Zum einen zählen dazu Beschichtungsverfahren, bei denen das Implantat mit entsprechenden Materialien überzogen wird. Man unterscheidet die Titanplasmabeschichtung, wobei die Gefahr gegeben ist, dass es während der Insertion zur Ablösung von Titanpartikeln kommt, von der Hydroxylapatitbeschichtung, der biomimetischen Calcium-Phosphatbeschichtung und der Aluminiumbeschichtung.

Zum anderen kann die Implantatoberfläche auch imprägniert werden. Hierbei wird das verwendete Agens vollständig in das Implantatmaterial integriert. Es finden z.B. Calcium-Phosphat-Kristalle, die in die Titanoxid-Schicht eingebettet werden, oder auch Fluorid-Ionen, die von der Oberfläche aufgenommen werden, Anwendung [26,37,46].

Substraktive Techniken

Bei den substraktiven Verfahren kann die Materialabtragung durch Sandstrahlen, Ätzen oder anodische Oxidation erfolgen. Die Techniken können auch kombiniert angewendet werden, wobei die Oberfläche primär gestrahlt und anschließend angeätzt wird. Der Vorteil dieser Verfahren liegt darin, dass es während der Implantatinsertion zu keiner Abscherung von aufgeschichteten Partikeln kommen kann [26,37,46].

Bei Keramikimplantaten aus Zirkonoxid kommt es, analog zu Titanoberflächen, durch Erzeugung einer Oberflächenvergrößerung bzw. Mikrorauheit zu einer verbesserten Osseointegration. Die erprobten Bearbeitungsverfahren bei Titanimplantaten müssen allerdings speziell auf den Werkstoff Zirkonoxid angepasst und dementsprechend verändert werden, da es sonst zu einer Bruchfestigkeitserniedrigung und damit zu einer Erhöhung der Frakturgefahr kommen kann. Durch die hohe Härte dieser Keramikimplantate ist es schwierig, eine Mikrorauheit auf der Oberfläche zu erzeugen [10,74].

Laser, wie z.B. ein Femtosekundenlaser, sind bereits in der Anwendung, um eine kontrollierte Oberflächenstruktur mit Mikroporen und -rillen zu erzeugen. Weitere Möglichkeiten sind die Beschichtung der Implantatoberfläche mit einer porösen Zirkonschicht oder eine kombinierte Anwendung aus Sandstrahlen und Ätzung. Bei letzterer Oberflächenmodifikation wird die Implantatoberfläche zunächst mit Aluminiumoxidpulver unterschiedlicher Korngröße sandgestrahlt und anschließend mit Flusssäure oder einer alkalischen Salzbehandlung geätzt [16].

Eine Studie von Fischer et al. [28] ergab, dass die kombinierte Anwendung des Strahlvorgangs mit einem anschließenden Ätzvorgang ein sehr fehlertolerantes System darstellt. In diesen Versuchen wurde die Implantatoberfläche mit einer Korngröße von 105 μm und 6 bar bestrahlt und danach mit einer 38-40%-igen Flusssäure geätzt. Es konnte somit eine Oberflächenrauigkeit von 1,2 μm erzielt werden.

2.4.3. Implantatsysteme

2.4.3.1. Zweiteilige Systeme

Das ursprüngliche Branemark-Protokoll beinhaltet ein zweizeitiges Vorgehen bei zweiteiligen Implantaten. Nach Hebung eines Weichgewebelappens wird das Implantat in den Knochen eingebracht. Anschließend wird der Weichgewebelappen wieder zurückgesetzt und vernäht, sodass das Implantat während der Heilungsphase verdeckt bleibt. Nach dieser Zeit muss ein zweiter Lappen gehoben werden, um ein transgingivales Abutment aufzubringen. Die gewöhnliche Einheilzeit bei konventionellen zweiteiligen Implantaten bis zur funktionellen Belastung beträgt 3 bis 6 Monate [72]. Zweiteilige Implantatsysteme bestehen aus einem Implantat-Abutment-Komplex, der aus einem im Knochen verankerten Implantat und einem Abutment zur Aufnahme der prothetischen Suprakonstruktion besteht. Durch das zweiteilige System dieser Implantate kann die Abutmentgestaltung individuell gewählt werden, indem man entsprechend angulierte Abutments verwendet. Das Abutment wird mit einer Schraube, die mit einem definierten Drehmoment angezogen wird, auf dem Implantat fixiert. Die Schraubenlockerung gilt allerdings als häufigste prothetische Komplikation bei zweiteiligen Implantaten. Die Kontaktfläche zwischen Implantat und Abutment, das Implantat-Abutment-Interface (IAI), kann als Anschlags- oder Konusverbindung konzipiert sein und dient der Höhengsicherung des Abutments. Zudem lassen sich ein externer und ein interner Positionierungsindex unterscheiden, welche für die exakte Repositionierung des Abutments auf dem Implantat und als Rotationsschutz dienen. Bei Systemen mit externem Positionierungsindex besteht dieser meistens aus einer hexagonalen Form, dem sogenannten Außensechskant. Die interne Implantat-Abutment-Verbindung dient der Stabilitätssteigerung [67,72,95]. In der internationalen Literatur wird wiederholt über Knochenverlust um zweiteilige Implantatsysteme berichtet [7,17,36,72].

Nach Alberktsson et al (1986) ist eine Implantation dann erfolgreich, wenn es ein Jahr nach Aufbringen des Abutments zu einem maximalen marginalen Knochenverlust von 1 mm gekommen ist. In den Folgejahren gelten 0,2 mm/Jahr als tolerierbar. Heutzutage gelten diese Kriterien häufig als Goldstandard für einen Implantationserfolg [72].

Diese Knochenresorption findet typischerweise nicht statt, solange das Implantat von Schleimhaut bedeckt ist, sondern erst, wenn in einem zweiten Eingriff das Abutment aufgeschraubt wird, ein einphasiges Vorgehen gewählt wurde, also die Implantatinserterion und das Aufschrauben des Abutments in einem Schritt geschehen, oder falls das Implantat frühzeitig freigelegt wird und mit dem oralen Mundmilieu in direktem Kontakt steht.

Als Ursache für den Knochenverlust wird neben Periimplantitis, chirurgischen und okklusalen Traumata, falscher Gestaltung der biologischen Breite auch das Vorhandensein eines Mikrospalts zwischen Implantat und Abutment diskutiert. Man nimmt an, dass eine bakterielle Besiedelung dieses Mikrospalts und ein daraus resultierendes entzündliches Infiltrat eine Knochenresorption begünstigen kann. Daher wurde das Konzept *Platform switching* entwickelt, bei dem das Abutment einen kleineren Durchmesser als die Implantatschulter aufweist. Hieraus resultiert eine horizontale Stufe und das IAI wird in Richtung Implantatzentrum verschoben und somit vom Knochenrand wegverlagert. Eine bakterielle Infiltration, Mikrobewegungen des Abutments und Belastungen finden weiter entfernt vom Knochen statt und sollen dadurch eine periimplantäre Knochenresorption vermeiden [7,17,95].

Zweiteilige Implantate können zudem auch einphasig verwendet werden, was die Vorteile von zweiteiligen-zweiphasigen und einteiligen-einphasigen Implantatsystemen miteinander kombiniert. Während der Implantatinserterion kann bei auftretenden Komplikationen, wie z.B. unzureichender Primärstabilität, spontan von einem transgingivalen-einphasigen Vorgehen auf ein zweiphasiges-submuköses Vorgehen gewechselt werden. Außerdem besteht die Möglichkeit, durch den transgingivalen Aufbau ein besser angepasstes Emergenzprofil zu erhalten [36].

2.4.3.2. Einteilige Systeme

Bei einteiligen Implantatsystemen sind der Implantatkörper und das Element zur Aufnahme der prothetischen Suprakonstruktion nicht voneinander getrennt. Es handelt sich um transgingival einheilende Implantate, die immer einphasig angewendet werden, also nur eine

Operation benötigen [22,52]. Durch die Entwicklung von einteiligen Systemen kann man nicht nur einen zweiten operativen Eingriff, sondern auch den Mikropalt an der Implantat-Abutment-Schnittstelle vermeiden. Dennoch wurde auch bei diesen Systemen Knochenverlust beschrieben. Des Weiteren besteht neben einem Kosten- und Zeitvorteil die Möglichkeit der Frühbelastung und der Behandler hat während der Einheilphase einen besseren Zugang zur klinischen Überwachung. Das Design der einteiligen Implantatsysteme bietet eine ausreichende Stabilität, um Implantate mit kleinen Durchmessern herzustellen, was vor allem in schmal begrenzten zahnlosen Arealen von Vorteil ist. Durch die Möglichkeit der intraoralen Abutmentpräparation kann diese direkt an den Gingivarand angepasst werden. Trotz einiger Vorteile können diese Systeme nicht in Kombination mit einer Augmentation oder gesteuerten Knochenregeneration angewendet werden, wenn die Wunde postoperativ dicht verschlossen werden muss. Das in die Mundhöhle ragende Abutment kann zudem die Funktionalität und Ästhetik der Suprakonstruktion stören und eine unerwünschte Krafteinwirkung auf das Implantat während der Osseointegration ist möglich, wenn die provisorische Versorgung nicht korrekt eingestellt werden kann. Einteilige Systeme bedürfen zudem einer sehr präzisen Insertion, da eine individuelle Abutmentgestaltung im Gegensatz zu zweiteiligen Systemen nicht möglich ist. Dies stellt vor allem im Oberkiefer-Frontzahnbereich oftmals ein Problem dar, da der realisierbare Neigungswinkel der Implantate durch das vorhandene Knochenangebot festgelegt wird und es dadurch in diesem Bereich häufig zu labialeren Implantatpositionen kommt. Um dies zu vermeiden, sind seit kurzem auch verschiedenartig angulierte einteilige Implantatsysteme erhältlich [35,36,72].

3. MATERIAL UND METHODE

3.1. Fragestellung

Das Ziel dieser in vitro-Studie war es, das Verschleiß- und Frakturverhalten gängiger provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien, die definitiv auf Implantatdummies zementiert und nachfolgend einer 5-Jahresalterung im Kausimulator unterzogen wurden, zu ermitteln.

Zum Vergleich wurde für jedes zu untersuchende Provisorienmaterial jeweils eine Serie angefertigt, die lediglich für 24 Stunden bei 37°C in Wasser gelagert wurde, um anschließend direkt der Bruchfestigkeitsprüfung unterzogen zu werden.

Im Zentrum des Interesses standen die Untersuchung der Bruchfestigkeit und die visuelle Beurteilung von Verschleißstellen auf der Okklusalfäche.

3.2. Verwendete Materialien

In dieser Dissertation wurden die Materialien Protemp™ 4¹, Visalys® Temp², Structur Premium³, Luxatemp® Star⁴, Protemp™ Crown⁵, Telio® CS C&B⁶, Unifast III⁷, MaxiTemp® HP⁸ und Cercon® base PMMA⁹ untersucht. Diese PV-Kunststoffe sollen in der folgenden tabellarischen Auflistung kurz vorgestellt werden. Alle Materialien wurden nach Gebrauchsanweisung vorschriftsgemäß angewendet.

¹ Protemp™ 4, 3M ESPE AG, Seefeld, D

² Visalys® Temp, Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, D

³ Structur Premium, Voco GmbH, Cuxhaven, D

⁴ Luxatemp® Star, DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, D

⁵ Protemp™ Crown, 3M ESPE AG, Seefeld, D







⁶ Telio® CS C&B, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, D





⁷ Unifast III, GC Europe N.V., Leuven, B


⁸ MaxiTemp® HP, Henry Schein Dental Deutschland GmbH, München, D

⁹ Cercon® base PMMA, Dentsply DeguDent, Hanau, D

Tabelle 1:
Materialeigenschaften der verwendeten Kunststoffe und des Befestigungszementes

Material	Hersteller	LOT-Nummer	Mischverhältnis	Bestandteile	Eigenschaften
Protemp™ 4 [5] 	3M ESPE	LOT: 503702	2-Komponenten- material 10:1	-Bis-Acrylat Komposit -Nanofüller -fluoreszierende Pigmente	-Selbsthärtend
Visalys® Temp[50,51] 	Kettenbach	LOT: 120191-23	2-Komponenten- material 10:1	-Multifunktionelles Acrylkomposit	-Bisphenol A-frei -Selbsthärtend
Structur Premium[89–91] 	Voco	LOT: 1320353	2-Komponenten- material 1:1	-Bis-Acrylat-Komposit -Silikate -Initiatoren -Pigmente -Stabilisatoren -Außerdem: Amine, Terpene, Benzoyl- peroxid, BHT	-Selbsthärtend -Fluoreszierend
Luxatemp® Star [23] 	DMG	LOT: 694881	2-Komponenten- material 2:1	-multifunktionelle Methacrylate -Glasfüller -Katalysatoren, Stabilisatoren, Additive -Füllstoffanteil: 44 Gew.-%=24 Vol.-% (0,02-1,5µm)	-Frei von Methyl- methacrylat -Selbsthärtend
Protemp™ Crown [1,4]  	3M ESPE	LOT: N478217	Keine Angabe, da vorgefertigte Kronen	- <u>Monomere:</u> Bis-GMA, Dimethacrylat-Polymer - <u>Anorganische Füller</u> (0,6µm; 78 Gew.%): Zirkonium-Silikat, Fumed-Silikat, Silane, Pigmente	-Lichthärtend (420-500nm, mind.400mW/cm²)

Telio® CS C&B [43] 	Ivoclar Vivadent	LOT: S17237	2-Komponenten- material 2:1	-polyfunktionelle Methacrylate (48 Gew.%) -Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmente (5 Gew.%)	-Selbsthärtend -Abbindezeit bei Raumtemperatur ca. 3 Min.
Unifast III[31,32] 	GC Corporation	LOT Pulver:1304103 LOT Flüssigkeit:1304041	2-Komponenten- material 2(Pulver):1(Flüssigkeit)	-Pulver: Ethyl-methyl- methacrylatepolymer, Polymethylmethacrylate, Barbitursäurederivat, organisches Kupfergemisch, Pigmente -Flüssigkeit: Methylmetacrylate, N,N-dimethyl-p- toluidine, Trimethylolpropan- trimethacrylat, Ethylenglycol- dimethacrylat	-Selbsthärtend
MaxiTemp® HP[40] 	Henry Schein®	LOT: 697027	2-Komponenten- material 4:1	-Mehrfunktionelle Methacrylsäureester -Glaspulver -Siliziumdioxid	-Selbsthärtend
Cercon® base PMMA[19] 	DeguDent	LOT: 18009290	Entfällt, da vorgefertigte Diskette	-Polymethylmeth- acrylate und vernetzte Methacrylsäure- Kopolymere >99% -Pigmente(vorwiegend Eisenoxidpigmente und Benzoylperoxid) <1%	-CAD/CAM- Technologie

Multilink® Implant¹⁰ [42] 	Ivoclar Vivadent	LOT:R85925 LOT:R56681	2-Komponenten- material 1:1	<u>-Monomermatrix:</u> Dimethacrylat, HEMA <u>-Anorganische Füllstoffe:</u> (Gesamtvolumenanteil ca: 40%) Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Sphäroides Mischoxid Partikelgröße 0,25- 3,0µm (mittlere Partikelgröße: 0,9µm)	-Selbsthärtend mit optionaler Licht härtung -Monobond® plus: Kopplungsreagenz für die Haftung an Edelmetall, Nicht edelmetall und Vollkeramiken
--	---------------------	--------------------------	--------------------------------	---	--

3.3. Herstellung der Probekörper

3.3.1. Sockelung der Implantate

Als Vorlage für die Implantatdummies dienten Straumann® Implantate vom Typ ITI Standard Plus¹¹ mit einem Durchmesser im Schulterbereich von 4,8 mm und einem Durchmesser im Gewindebereich von 4,1 mm, einer Länge von 12 mm, einem Abutment mit 6 mm Aufbauhöhe und einem Konus von 6°. Die Implantate wurden in der mechanischen Werkstatt der Vorklinik der Universität Regensburg aus der Kobalt-Chrom-Molybdänlegierung Wisil® D¹² gefräst. Um jedes Implantat achsengleich ausrichten zu können, erfolgte die Sockelung der Implantate mithilfe eines Parallelometers. Der Sockel bestand aus dem autopolymerisierenden Kunststoff Palapress® vario clear¹³. Nach Aushärtung wurde in den Sockel ein Orientierungskeil eingefräst, um bei der späteren Herstellung der Kronen die Abdruck-Hohlform exakt repositionieren zu können. Abschließend wurden die Sockel chronologisch nummeriert.

Abbildung 5 zeigt beispielhaft ein derart gesockeltes Implantat.

¹⁰ Multilink® Implant, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, D

¹¹ ITI Standard Plus, Straumann GmbH, Freiburg, D

¹² Wisil® D, Elephant Dental B.V., Hoorn, NL

¹³ Palapress® vario clear, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D



Abbildung 5:
Fotographische Darstellung eines
Implantatdummies im Kunststoffsockel

3.3.2. Fräsen des Rotationsschutzes

Um die provisorische Krone in einer eindeutigen Position auf das Implantat aufsetzen zu können und eine höhere Stabilität der Konstruktion zu erreichen, wurde jedes Implantat mit einem scharfkantigen Rotationsschutz versehen. Durch die dadurch erreichte exakte Positionierung der Krone auf dem Implantat wurde der Zementiervorgang erleichtert und präziser gestaltet. Um möglichst identische Implantatdummies anzufertigen, wurde nach Anbringen des Rotationsschutzes auf dem ersten Implantat eine passgenaue Kappe mit Haltegriff aufgewachst. Hierbei wurde die gefräste Oberfläche des Verdrehschutzes ausgespart. Anschließend erfolgte die Umsetzung der Aufwachsarbeit in Metall (Co-Cr-Mo-Legierung: Ducera Wirobond LFC¹⁴). Um für die Probekörper gleiche Ausgangsbedingungen zu schaffen, wurde für jedes Implantat mithilfe einer gegossenen Schablone (Abb. 6) ein identischer Rotationsschutz angefertigt.

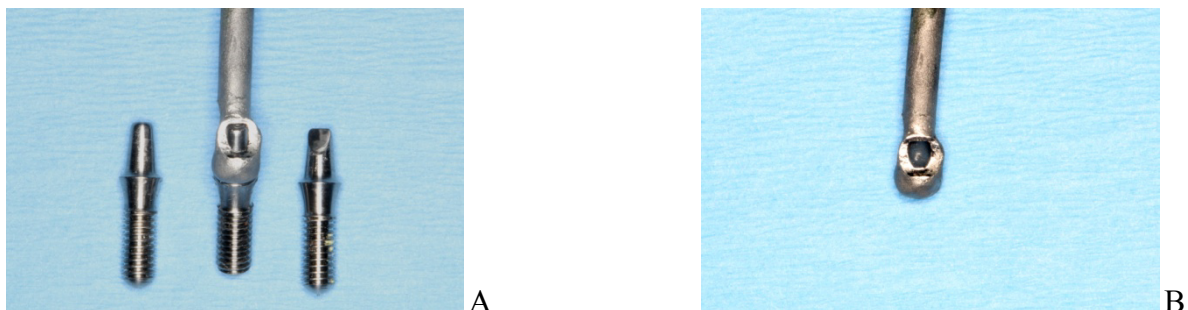


Abbildung 6:
Fotographische Darstellung eines ungefrästen (links auf Bild A) und eines gefrästen (rechts auf Bild A)
Implantats sowie der gegossenen Schablone zur Herstellung des Rotationsschutzes

¹⁴ BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, D

3.3.3. Herstellung der Einzelzahnkronen

Ziel war es, eine Hohlform in Gestalt einer Molarenkrone herzustellen, in welche anschließend das Provisorienmaterial eingebracht werden konnte. Als Vorlage diente der im Inneren ausgehöhlte Kunststoffzahn SR-Orthotyp PE¹⁵, der mit Provisorienmaterial unterfüttert und auf das Abutment aufgesetzt wurde. In erhärtetem Zustand hatte die Krone durch den gefrästen Rotationsschutz eine definitive Position auf dem Abutment. Anschließend wurde die auf dem Implantat sitzende Kunststoffkrone zunächst mit dem Abdruckmaterial Permadyne™ Garant™¹⁶ komplett umspritzt, um den Übergang der Krone zur Implantatschulter und das Okklusalrelief möglichst genau abzuformen. Unmittelbar danach wurde das kompatible Abdruckmaterial Permadyne™ Penta™ H¹⁷ im Sinne einer Doppelmischabformung aufgetragen. Nach einer 5-minütigen Aushärtezeit wurde der Abdruck mit einem scharfen Skalpell halbiert (Abb. 7). Es wurde darauf geachtet, dass der im Sockel angebrachte Orientierungskeil nicht in der Trennlinie, sondern in einer der beiden Hälften zu liegen kam. Somit konnte zunächst die erste Hälfte mithilfe des Orientierungskeils passgenau zurückgesetzt und anschließend die zweite Hälfte eingefügt werden.

Die Hohlform wurde auf vorhandene Blasen oder Abformungsfehler hin untersucht und bei Auftreten derselben verworfen.



Abbildung 7:
Fotographische Darstellung zweier Abdruckhälften zur Herstellung der provisorischen Krone

Vor Herstellung der Krone aus einem Provisorienmaterial wurde das Abutment mit Vaseline benetzt, um die Krone anschließend wieder drucklos abheben zu können, ohne den noch nicht

¹⁵ SR-Orthotyp PE, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, D

¹⁶ Permadyne™ Garant™ (2:1), 3M ESPE AG, Seefeld, D

¹⁷ Permadyne™ Penta™ H, 3M ESPE AG, Seefeld, D

endgehärteten Kunststoff zu beschädigen. Beide Abdruckhälften wurden separat und unmittelbar nacheinander mit dem jeweiligen Provisorienmaterial blasenfrei beschickt. Anschließend wurden die Hälften nacheinander auf den Implantatsockel gesetzt. Es wurde mit der Hälfte der Negativinformation des Orientierungskeils begonnen, da diese exakt repositioniert werden konnte. Durch exaktes Zusammenfügen der beiden Hälften konnte die Pressfahne möglichst gering gehalten werden. Nach der vom jeweiligen Hersteller und in der Gebrauchsanleitung angegebenen Abbindezeit, wurden die Hälften vorsichtig voneinander getrennt und die Pressfahne mit einem scharfen Skalpell entfernt. Die Krone wurde 1-2 Minuten zur Endhärtung auf dem Implantat belassen und anschließend vorsichtig abgehoben. Daraufhin wurde diese sowohl an den Außenflächen als auch auf der Innenseite genauestens auf Blasen bzw. Lufteinschlüsse untersucht und gegebenenfalls verworfen. Falls die Krone den Anforderungen entsprach, wurde sie im Bereich der Pressfahne mit einer Fräse beschliffen, um eine glatte Oberfläche zu erhalten. Anschließend wurde die Krone mit einem Ziegenhaarbürstchen poliert. Die okklusale Schichtstärke am tiefsten Punkt der Zentralfissur betrug 2,7 mm.

Das Herstellungsverfahren variierte bei den Materialien Protemp™ Crown und Cercon® base PMMA. Bei Protemp™ Crown handelt es sich um vorgefertigte Kronen, die sich noch in einem plastischen Zustand befinden. Somit konnte der Kronenrand anatoform modelliert werden. Die Krone wurde mit Protemp™ 4 unterfüttert und in noch flüssigem Zustand auf das Implantat gesetzt. Das weitere Verfahren gestaltete sich analog zu den bereits beschriebenen Materialien. Das Material Cercon® base PMMA wurde mit dem System Cercon® smart ceramics¹⁸ verarbeitet. Zunächst wurde die Scaneinheit mit einer entsprechenden Kalibrierkugel justiert. Anschließend wurde sowohl das gesockelte Implantat, als auch die Vorlagekrone mit dem Modellscanner Cercon® eye gescannt. Die CAD-Software Cercon® art 5.3 verarbeitete die aufgenommenen Daten. Die Spacerfläche wurde auf 70 µm, der Zement-spalt auf 0 µm eingestellt. Die Informationen wurden an die Scaneinheit Cercon® brain übermittelt, welche aus dem eingespannten PMMA-Rohling die Kronen herausfräste. Nach Abschluss des Fräsprozesses wurden die Kronen mit einer dünnen Fräse abgetrennt und mit einem Ziegenhaarbürstchen aufpoliert. Die Abbildungen 8-12 zeigen den Konstruktionsprozess der Probekörper mit dem CAD/CAM-System.

¹⁸ Cercon® smart ceramics, Dentsply DeguDent, Hanau, D

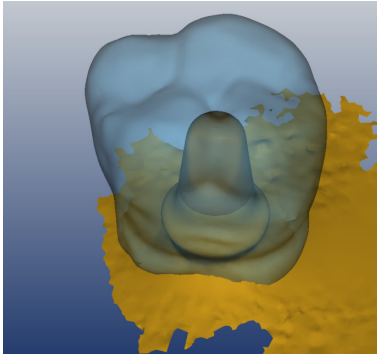


Abbildung 8:
Konstruktionsvorschlag in der Ansicht von okklusal

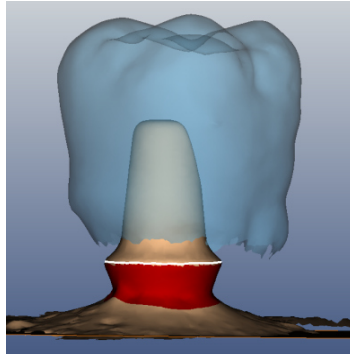


Abbildung 9:
Konstruktionsvorschlag in der Ansicht von disto-bukkal

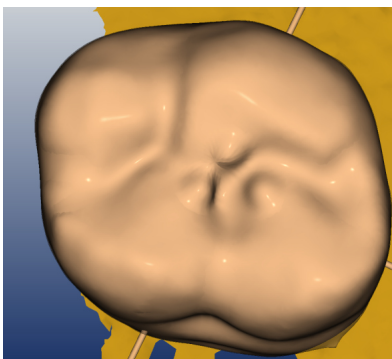


Abbildung 10:
Konstruierte Krone in der Ansicht von okklusal

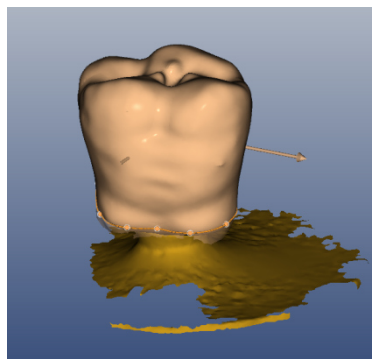


Abbildung 11:
Konstruierte Krone in der Ansicht von vestibulär

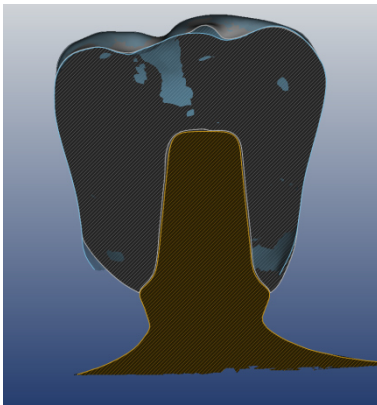


Abbildung 12:
Schnittbild der konstruierten Krone

Von jedem zu untersuchenden Provisorienkunststoff wurden jeweils 16 identische Kronen angefertigt. Jeweils 8 Kronen für die Kausimulation und 8 Kronen für die Vergleichsreihe. Insgesamt gingen somit 144 Kronen in die Testung ein.

Abbildung 13 zeigt eine Krone, die mit dem Provisorienkunststoff ProtempTM 4 hergestellt und bereits auf das Abutment zementiert wurde.



Abbildung 13:
Fotographische Darstellung einer zementierten Krone
aus Protemp™ 4 vor Kausimulation

3.3.4. Zementieren der Kronen mit Multilink® Implant

Zunächst galt es, die Implantatoberfläche für den folgenden Zementiervorgang vorzubereiten. Das Abutment wurde bis zur Implantatschulter mit dem Punktstrahlgerät P-G 400¹⁹ und einer Korngröße von 110 µm abgestrahlt. Der Erfolg konnte visuell anhand der matten, hellgrauen Farbe, die das Implantat nach dem Sandstrahlen annahm, überprüft werden. Die Implantatoberfläche wurde mit Alkohol entfettet. Nach Abwarten der vollständigen Verdunstung des Alkohols wurde das Implantat mit heißem Wasserdampf gesäubert und abschließend erneut entfettet. Die Innenwandung der Krone wurde ebenfalls abgedampft und einmalig mit Alkohol entfettet. Monobond® plus²⁰ wurde mit einem Applikationspinsel auf die Abutmentoberfläche aufgetragen und 60 Sekunden dort belassen. Die Innenwandung der Krone wurde bis knapp zur Hälfte mit Multilink® Implant befüllt. Im Anschluss wurde die Krone auf das Implantat gesetzt. Die Zementüberschüsse wurden mit dem LED-Polymerisationsgerät Elipar™ S10²¹ für wenige Sekunden angeblitzt und mit einem Metallsclaler entfernt. Dadurch konnte das Versäubern wesentlich erleichtert werden. Anschließend wurde die zementierte Krone von allen Seiten lichtgehärtet. Nach mindestens 5-minütigem Warten konnten die Probekörper ins Wasserbad gelegt werden.

¹⁹ Punktstrahlgerät P-G 400, Harnisch + Rieth, Winterbach, D

²⁰ Monobond® plus, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, D

²¹ Elipar™ S10, 3M ESPE AG, Seefeld, D

3.4. Analysemethoden

3.4.1. Wasserlagerung im Brutschrank

Sowohl die Kontrollgruppe, als auch die Serien mit anschließender thermomechanischer Wechselbelastung, wurden nach dem Zementiervorgang so in eine abgeschlossene Box mit Wasser gelegt, dass sich die komplette Kunststoffkrone unter Wasser befand. Die Box mit den Prüfkörpern wurde 24 Stunden in den Brutschrank bei einer Temperatur von 37°C gestellt und danach entweder gleich der Bruchfestigkeitsprüfung unterzogen oder zunächst in den Kausimulator eingebaut.

3.4.2. Thermomechanische Wechselbelastung (TCML) im Kausimulator

Auf Basis bereits existierender Systeme für die Simulation des menschlichen Kauvorgangs [9,20,58,62] hat die Poliklinik für zahnärztliche Prothetik am Universitätsklinikum Regensburg ein Gerät entwickelt, mit dem neben der Kaubelastung auch die thermische und hydrolytische Beanspruchung durch das feuchte Mundmilieu und die physiologische Zahnbeweglichkeit weitestgehend nachempfunden werden kann.

Eine Simulationseinheit besteht aus einem verschraubten Aluminiumgehäuse und einem Sichtschutz aus Plexiglas. An der Oberseite der Probenkammer ist ein pneumatischer Zylinder angebracht, an dem der Antagonist (Stempel oder natürlicher Zahn) befestigt ist. Der Probekörper wird auf einer kugelgelagerten, 15° geneigten Fläche, aufgeschraubt. Über diese schräge Ebene ist eine Abgleitbewegung der Probe unter Kontakt der belasteten Zahnhöcker möglich. Die Überwachung der eingestellten Parameter geschieht über ein Computersystem [62]. Die angefertigten Probekörper wurden im Regensburger Kausimulator sowohl thermischen als auch mechanischen Belastungen ausgesetzt, die eine 5-Jahres Alterung imitieren sollten. Als Antagonist fungierte eine Steatitkugel mit einem Durchmesser von 10-12 mm, welche als Imitation eines Gegenzahnes in Form eines Molaren diente. Die Kugel wurde so positioniert, dass sie mittig auf die Okklusalfäche traf. Der Abhebeweg wurde auf 1 mm eingestellt.

Die Mundtemperatur beim Menschen erreicht Werte zwischen -8 und +81°C, was einer Temperaturschwankung von 5- bis 55°C an den Zähnen entspricht. Die Kunststoffkronen

wurden in 6000 Durchgängen abwechselnd mit 5°C kaltem und 55°C warmem destillierten Wasser umspült. Die Einwirkzeit der Flüssigkeit auf die Prüfkörper betrug jeweils 2 Minuten. Im menschlichen Gebiss gelten Kaukräfte zwischen 35 und 70 N als physiologisch. Um die Realbedingungen bestmöglich imitieren zu können, übte der Antagonist mit einer Kraft von 50 N und einer Frequenz von 1,66 Hz insgesamt $1,2 \times 10^6$ Schläge auf die Okklusalfäche der Kunststoffkronen aus. Dies entsprach einer Versuchsdauer von etwa 8 Tagen je eingebauter Serie. Die eingestellten Parameter waren für jede Versuchsreihe identisch und blieben während der gesamten Laufzeit des Kausimulators konstant [61].

Abbildung 14 zeigt einen Teil des Kausimulators, der für die Versuchsreihen verwendet wurde.



Abbildung 14:
Fotographische Darstellung des verwendeten Kausimulators

3.4.3. Bruchfestigkeitsuntersuchung

Nach der Wasserlagerung bzw. nach erfolgter *TCML* fand der Einbau der Prüfkörper in die Universalprüfmaschine Zwick Z010²² statt. Die Bruchfestigkeitsuntersuchung der Prüfkörper (9 Serien mit jeweils 16 Prüfkörpern) erfolgte bei Raumtemperatur und mittiger Krafteinwirkung in der Universalprüfmaschine Zwick Z010. Die Kronen wurden starr fixiert und eine Traverse auf den jeweiligen Prüfkörper niedergelassen [62]. Die Kraft wurde über eine Stahlkugel ($d=12,5\text{mm}$) mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/Min. auf die Kunststoffkrone übertragen und diese bis zum Bruch belastet. Zwischen Stahlkugel und Okklusalfäche wurde eine 0,4 mm dicke Zinnfolie eingelegt, um Kraftspitzen auf die Höcker

²² Universalprüfmaschine Zwick Z010, Ulm, D

zu vermeiden. Bei einem Abfall der aktuellen Kraft um 10 % wurde die Bruchkraft automatisch registriert [61].

Abbildung 15 zeigt die in den Versuchen verwendete Universalprüfmaschine Zwick Z010 und den angewendeten Versuchsaufbau.

In Abbildung 16 ist exemplarisch eine gebrochene Kunststoffkrone dargestellt.

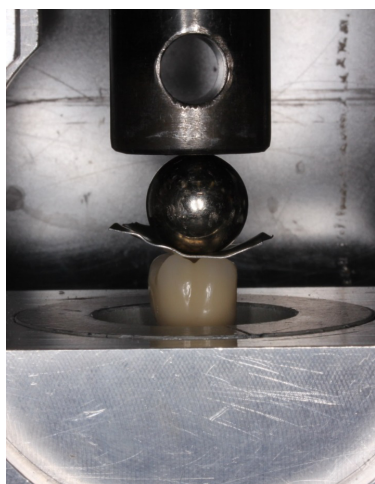


Abbildung 15:
Fotographische Darstellung des Versuchsaufbaus bei der Bruchfestigkeitsprüfung



A



B

Abbildung 16 :
Fotographische Darstellung des Zustands nach Bruchfestigkeitsprüfung einer mit MaxiTemp® HP hergestellten Krone nach Kausimulation (Probekörper 5)

3.4.4. Fotodokumentation

Nach der Wasserlagerung der Prüfkörper wurde sowohl die Testgruppe mit *TCML*, als auch die Kontrollgruppe photographisch dokumentiert. Es wurde immer in der gleichen Reihenfolge nacheinander die okklusale, vestibuläre, mesiale, orale und als letztes die distale Fläche fotografiert. Von der okklusalen Fläche wurden mehrere Aufnahmen mit jeweils unter-

schiedlichen Lichteinfällen angefertigt, da diese Ansicht für die spätere Auswertung der Verschleißfestigkeit der Materialien von besonderer Bedeutung war. Die in den Kausimulator eingebauten Prüfkörper wurden nach dem Ausbau bzw. unmittelbar vor der Testung der Bruchfestigkeit nochmals in gleicher Weise wie oben beschrieben fotografiert. Ziel war es, die visuell beurteilbaren Abnutzungserscheinungen an der Okklusalfäche zu analysieren, um Rückschlüsse auf die ästhetischen (Farbstabilität, Glanz, Oberflächenbeschaffenheit) und abrasiven Eigenschaften (Schliffacetten) des jeweiligen Provisorienmaterials ziehen zu können. Die Bilder der Prüfkörper des jeweiligen Materials wurden in einer tabellarischen Auflistung einander gegenübergestellt (vgl. Tabellen 4-12 im Anhang).

3.5. Statistik

3.5.1. Allgemeines

Ziel der Studie war es, die Verschleiß- und Bruchfestigkeit von 9 verschiedenen Provisorienmaterialien vor und nach *TCML* zu untersuchen. Als Statistikprogramm wurde IBM SPSS Statistics Version 22, als Tabellenkalkulationsprogramm Excel²³ verwendet. Beim Signifikanztest wurde das Signifikanzniveau auf $p=0,05$ festgelegt. Die einzelnen Versuchsserien wurden paarweise mit dem Mann-Whitney U-Test einander gegenübergestellt. Dabei wurde geprüft, ob signifikante Unterschiede bestehen.

Die graphische Darstellung der Ergebnisse erfolgte mittels Boxplot Diagrammen. Dabei wurden oberes (75%) und unteres (25%) Quartil, Medianwerte, Ausreißerwerte, Extremwerte und kleinste und größte nicht extreme Werte, welche nicht mehr als das 1,5-fache des Interquartilsabstandes vom oberen bzw. unteren Boxrand entfernt liegen dürfen, angegeben. Dies ermöglicht einen schnellen Überblick über die Datenverteilung [65].

²³ Excel, 2010, Microsoft, Redmond, USA

3.5.2. Auswertung des Bruch-Versuchs

Nach der Bruchfestigkeitsuntersuchung der 9 untersuchten Provisorienmaterialien mit dem Zwick-Versuch wurden für die jeweiligen Gruppen (n=18) die Median-Werte ermittelt. Mithilfe des Mann-Whitney U-Tests konnten die Werte paarweise auf Signifikanz untersucht werden.

4. Ergebnisse

4.1. Allgemeines zum Boxplot-Diagramm

Die graphische Darstellung der Messwerte erfolgte mittels Boxplot-Diagrammen. Der Vorteil dieser Methode liegt darin, sich möglichst schnell einen Überblick über die Bruchfestigkeitswerte verschaffen und die Materialien miteinander vergleichen zu können. Zudem sind Ausreißer- und Extremwerte zu erkennen und somit auch nicht plausible Messwerte besser zu interpretieren [14]. Es wurden gruppierte Boxplot-Diagramme erstellt - zwei, in denen die untersuchten Materialien jeweils vor und nach *TCML* miteinander verglichen werden konnten und eines, in dem ein gleichzeitiger Vergleich aller gemessenen Werte möglich war. Während auf der x-Achse des Diagramms die verschiedenen provisorischen Kunststoffe aufgereiht wurden, konnte auf der y-Achse der zugehörige Bruchfestigkeitswert in der Einheit Newton [N] abgelesen werden.

Die gruppierten Boxplot-Diagramme ermöglichen einen Vergleich der Medianwerte der untersuchten Materialien. Diese Werte sind durch den waagrechten Strich im Kasten gekennzeichnet und werden auch als 50%-Perzentil oder 2. Quartil bezeichnet. Die Unterkante der Box stellt das 1. Quartil (25%-Perzentil), die Oberkante das 3. Quartil (75%-Perzentil) dar. So stellt z.B. das 1. Quartil denjenigen Wert dar, unter welchem 25 % aller gemessenen Werte liegen. Analoges gilt demnach auch für das 3. Quartil. Durch den Vergleich der Abstände des Medianwertes zum 1. und zum 3. Quartil kann mithilfe des Diagramms eine Schiefe der Verteilung festgestellt werden. Von der oberen und unteren Boxkante gehen senkrechte Linien mit endständigem Querbalken aus, die *whiskers* genannt werden. Diese stellen die größten und kleinsten Werte (außer Extremwerte und Ausreißer) graphisch dar und dürfen maximal das 1,5-fache des Interquartilsabstandes vom oberen bzw. unteren Boxrand entfernt liegen. Werte, die mehr als das 1,5-fache, aber maximal das 3-fache des Interquartilsabstandes

von den Boxrändern entfernt liegen, werden als Ausreißer bezeichnet. Extremwerte sind mehr als das 3-fache des Interquartilsabstandes von den Boxrändern entfernt [45,65,93]. Das Ablesen eines Boxplot-Diagramms wird anhand von Abbildung 17 veranschaulicht.

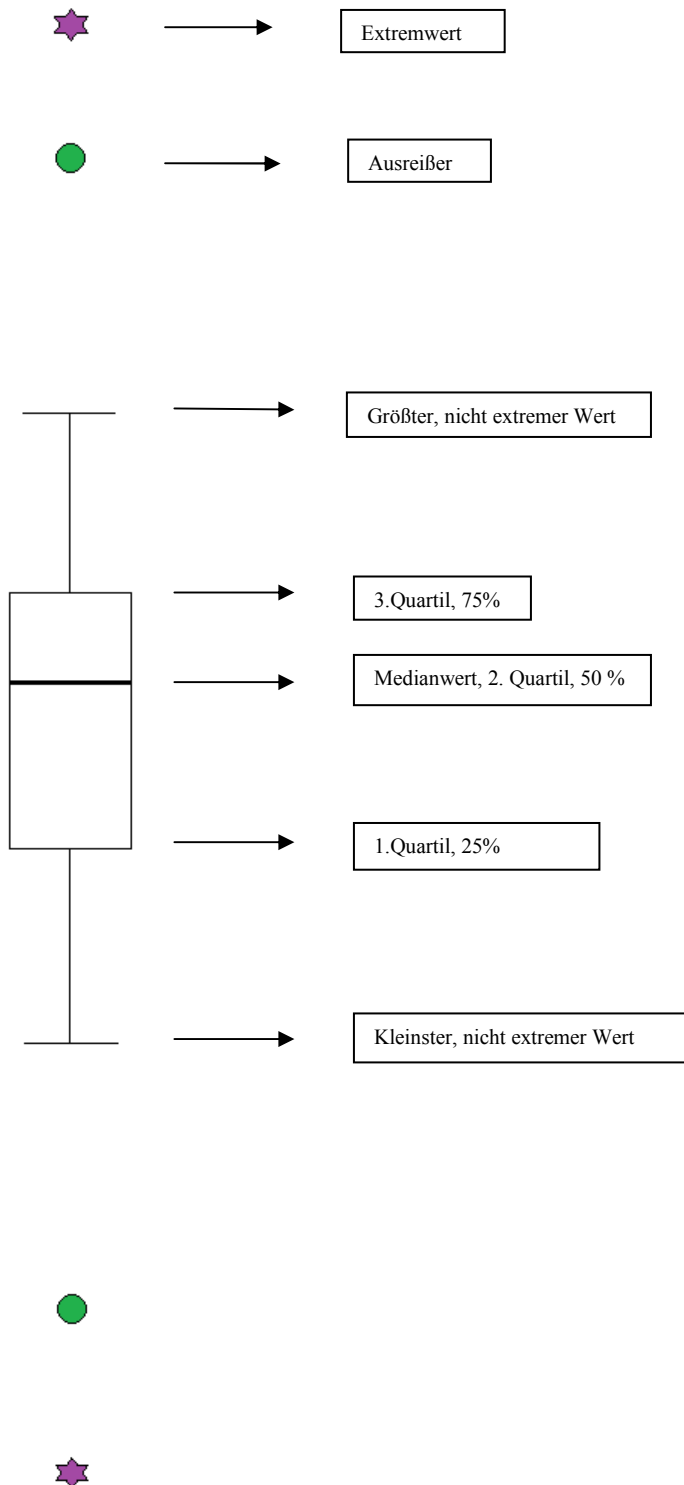


Abbildung 17:
Schematische Darstellung eines einfachen Boxplot-Diagramms

4.2. Analyse der Boxplot-Diagramme

Ergebnisse der Bruchfestigkeitsuntersuchung nach 24h Wasserlagerung

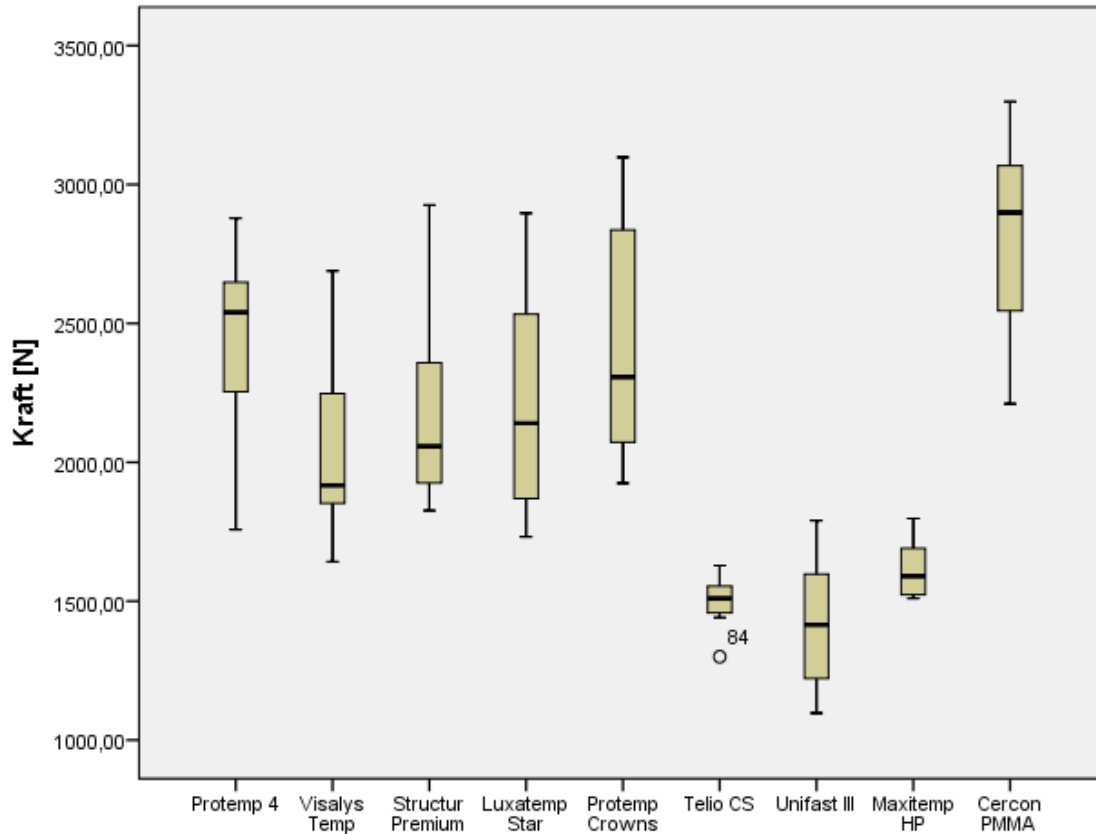


Abbildung 18:
Boxplot-Diagramm mit Darstellung der ermittelten Bruchkraft[N] der verschiedenen Provisorienmaterialien nach 24 h Wasserlagerung

Bei Betrachtung des Boxplot-Diagramms zeigt sich, dass Cercon[®] base PMMA bei der Versuchsreihe ohne thermomechanische Wechselbelastung (vgl. Abb. 18) mit einem Medianwert von 2899 N als das bruchstabilste Material hervorgeht. Der größte nicht extreme gemessene Wert betrug 3298 N, der kleinste nicht extreme Wert 2211 N. 50% der gemessenen Werte lagen zwischen 2545,50 N und 3067,50 N. Wegen Abbruch des Bruchversuchs in der Zwick-Maschine musste ein Wert entfernt werden und ging somit nicht in die Berechnung mit ein.

Als ebenso sehr bruchstabile Materialien zeigten sich Prottemp[™] 4 mit einer mittleren Bruchfestigkeit von 2539,50 N und Prottemp[™] Crown mit 2306,50 N.

Das bruchanfälligste Material war Unifast III, welches mit 1414,50 N nicht nur den niedrigsten Medianwert, sondern mit 1097 N auch den geringsten nicht extremen gemessenen Wert dieser Versuchsreihe aufwies.

Tabelle 2 gibt einen Überblick über die genauen Medianwerte der untersuchten Materialien ohne *TCML*.

Tabelle 2:
Zusammenfassung der berechneten Medianwerte der Provisorienmaterialien ohne *TCML*

Material	Medianwert der Bruchkraft in [N]
Protemp™ 4	2539,50
Visalys® Temp	1916,50
Structur Premium	2057,50
Luxatemp® Star	2141,00
Protemp™ Crown	2306,50
Telio® CS C&B	1510,50
Unifast III	1414,50
MaxiTemp® HP	1590,00
Cercon® base PMMA	2899,00

Ergebnisse der Bruchfestigkeitsuntersuchung nach thermomechanischer Wechselbelastung

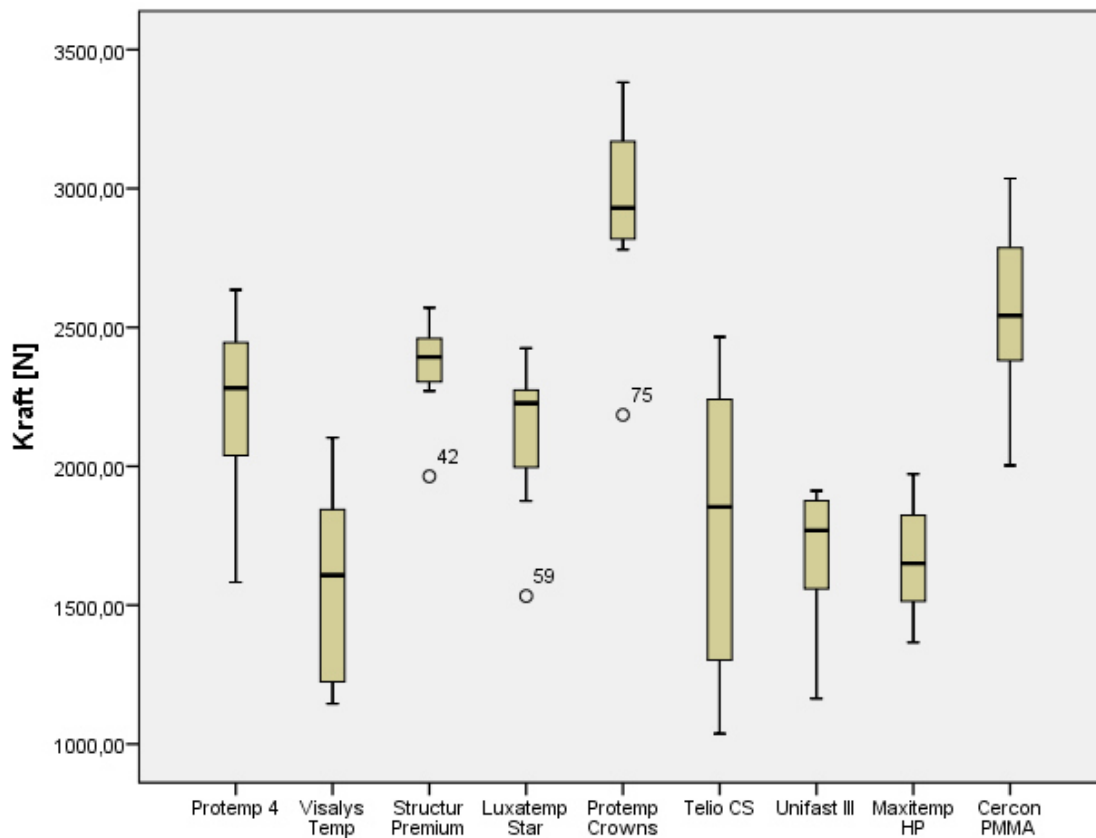


Abbildung 19:
Boxplot-Diagramm mit Darstellung der ermittelten Bruchkraft[N] der verschiedenen Provisorienmaterialien nach thermomechanischer Wechselbelastung (TCML)

Bei der Versuchsreihe mit thermomechanischer Wechselbelastung (vgl. Abb. 19) stellte sich Protemp™ Crown als bruchstabilstes Material heraus, welches auch bei der Versuchsreihe ohne TCML zu den stabilsten Materialien gehörte. Der ermittelte Medianwert betrug 2930 N, der größte nicht extreme Wert 3382 N und der kleinste nicht extreme Wert 2780 N.

50% der Werte lagen zwischen 2837,75 N und 3168 N. Mit 2185 N konnte ein Ausreißer-Wert ermittelt werden.

Der zweithöchste Medianwert wurde mit 2542,50 N bei Cercon® base PMMA, dem bruchstabilsten Material bei der Versuchsreihe ohne TCML, ermittelt.

Der dritthöchste Medianwert konnte bei Structur Premium mit 2393,50 N festgestellt werden.

Als bruchanfälligstes Material stellte sich Visalys® Temp mit einem Medianwert von 1608 N heraus. Als nur geringfügig bruchstabiler zeigten sich MaxiTemp® HP, Unifast III und Telio®

CS C&B. Telio[®] CS C&B zeigte zusätzlich mit seinem niedrigsten, nicht extremen Wert von 1038 N den allgemein niedrigsten gemessenen Wert dieser Versuchsreihe.

Wegen Abbruch des Bruchversuchs in der Zwick-Maschine gingen beim Material Unifast III nur 7 Werte in die Berechnung mit ein.

Zur besseren Übersicht wurde für diese Versuchsreihe ebenfalls eine tabellarische Auflistung (Tabelle 3) der Medianwerte der untersuchten Provisorienmaterialien erstellt.

Tabelle 3:
Zusammenfassung der berechneten Medianwerte der Provisorienmaterialien mit TCML

Material	Medianwert der Bruchkraft in [N]
Protemp [™] 4	2282,00
Visalys [®] Temp	1608,00
Structur Premium	2393,50
Luxatemp [®] Star	2227,00
Protemp [™] Crown	2930,00
Telio [®] CS C&B	1854,00
Unifast III	1769,00
MaxiTemp [®] HP	1650,50
Cercon [®] base PMMA	2542,50

Abbildung 20 zeigt zusammenfassend ein Boxplot-Diagramm, auf dem die jeweiligen Werte für jedes Material einander gegenüber gestellt und farblich gekennzeichnet sind.

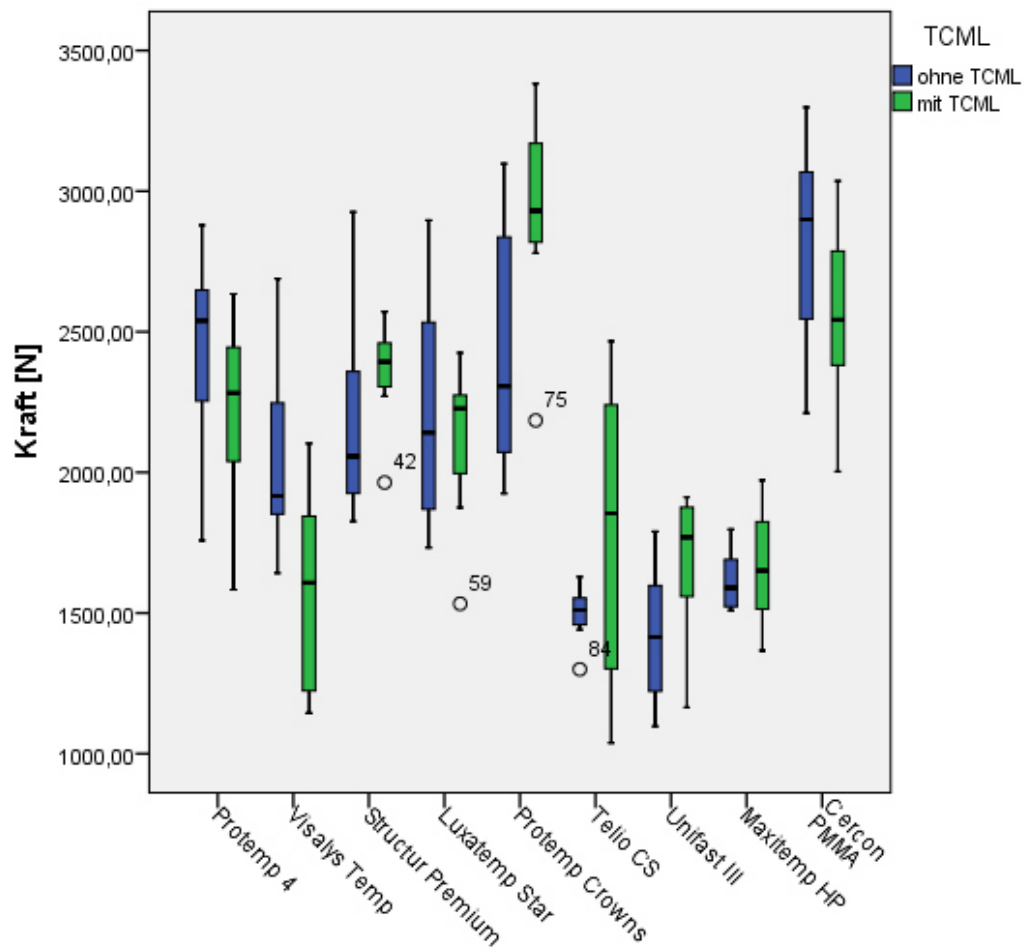


Abbildung 20:
Boxplot-Diagramm mit gemeinsamer Darstellung der ermittelten Bruchwerte in [N] ohne (blau) und mit (grün) thermomechanischer Wechselbelastung (TCML)

4.3. Auswertung der Signifikanzprüfung

vgl. Tabellen 1-3 im Anhang

4.3.1. Betrachtung der einzelnen Materialien untereinander

Betrachtung der Bruchfestigkeitswerte nach 24h Wasserlagerung

Die paarweise Gegenüberstellung der Ergebnisse der Bruchfestigkeitsuntersuchung der verschiedenen Materialien ohne thermomechanische Wechselbelastung ergab einen signifikanten Unterschied von Protemp™ 4 zu Telio® CS C&B, Unifast III und MaxiTemp® HP. Visalys® Temp, Structur Premium und Luxatemp® Star zeigten sich jeweils signifikant unterschiedlich zu Telio® CS C&B, Unifast III, MaxiTemp® HP und Cercon® base PMMA.

Bei Protemp™ Crown wurde ein signifikanter Unterschied zu Telio® CS C&B, Unifast III und MaxiTemp® HP nachgewiesen.

Telio® CS C&B war signifikant unterschiedlich zu MaxiTemp® HP, Cercon® base PMMA, Protemp™ 4, Visalys® Temp, Structur Premium, Luxatemp® Star und Protemp™ Crown.

Bei Unifast III und MaxiTemp® HP bestanden signifikante Unterschiede zu Cercon® base PMMA, Protemp™ 4, Visalys® Temp, Structur Premium, Luxatemp® Star und Protemp™ Crown, wobei MaxiTemp® HP noch zusätzlich einen signifikanten Unterschied zu Telio® CS C&B aufwies. Cercon® base PMMA erwies sich als signifikant unterschiedlich zu Visalys® Temp, Structur Premium, Luxatemp® Star, Protemp™ Crown, Telio® CS C&B, Unifast III und MaxiTemp® HP.

Betrachtung der Bruchfestigkeitswerte nach thermomechanischer Wechselbelastung

Bei der Gegenüberstellung der Ergebnisse mit thermomechanischer Wechselbelastung zeigte sich, dass Protemp™ 4 signifikant unterschiedlich zu Visalys® Temp, Protemp™ Crown, Unifast III, MaxiTemp® HP und Cercon® base PMMA war.

Visalys® Temp war signifikant unterschiedlich zu Structur Premium, Luxatemp® Star, Protemp™ Crown, Cercon® base PMMA und Protemp™ 4.

Structur Premium zeigte einen signifikanten Unterschied zu Luxatemp® Star, Protemp™ Crown, Telio® CS C&B, Unifast III, MaxiTemp® HP und Visalys® Temp, während bei

Luxatemp® Star ein Unterschied zu Protemp™ Crown, Unifast III, MaxiTemp® HP, Cercon® base PMMA, Structur Premium und Visalys® Temp festgestellt werden konnte.

Bei Protemp™ Crown bestand zu allen weiteren getesteten Materialien ein signifikanter Unterschied. Telio® CS C&B war signifikant unterschiedlich zu Cercon® base PMMA, Protemp™ Crown und Structur Premium. Sowohl Unifast III, als auch MaxiTemp® HP waren jeweils signifikant unterschiedlich zu Cercon® base PMMA, Protemp™ Crown, Luxatemp® Star, Structur Premium und Protemp™ 4. Cercon® base PMMA zeigte bis auf Structur Premium zu allen weiteren Kunststoffen einen signifikanten Unterschied.

4.3.2. Betrachtung des jeweils einzelnen Materials vor und nach *TCML*

Bei der Betrachtung jedes einzelnen Materials vor und nach *TCML* konnte lediglich bei Visalys® Temp ein signifikanter Unterschied des Ergebnisses ohne *TCML* und mit *TCML* festgestellt werden.

Bei allen anderen Materialien zeigte sich kein signifikanter Unterschied.

4.4. Visuelle Auswertung der Fotodokumentation

Im Anhang befindet sich die fotografische Gegenüberstellung der Probekörper von allen untersuchten Materialien in der Ansicht von okklusal vor und nach *TCML*.

(siehe Tabelle 4-12)

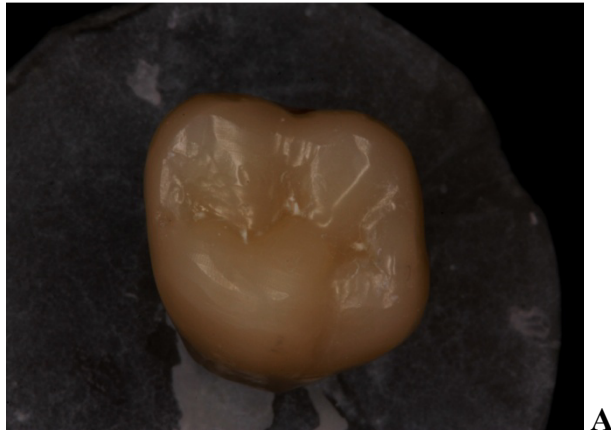
Protemp™ 4



Abbildung 21:
Provisorische Restauration von Probekörper 6 mit Protemp™ 4
A: vor Kausimulation (TCML)
B: nach Kausimulation (TCML)

Das Provisorienmaterial Protemp™ 4 ließ sich gut polieren und die Rekonstruktion des Oberflächenreliefs war ästhetisch ansprechend. Nach der thermomechanischen Wechselbelastung waren deutliche Schliffacetten und Abrasionen mit geringfügigen Ablagerungen zu erkennen. Der Oberflächenglanz ging an diesen Stellen verloren, während an den übrigen Stellen die Politur noch vorhanden war.

Visalys® Temp



A



B

Abbildung 22:
Provisorische Restauration von Probekörper 3 mit Visalys® Temp
A: vor Kausimulation (TCML)
B: nach Kausimulation (TCML)

Das Provisorienmaterial Visalys® Temp wies vor thermomechanischer Wechselbelastung ebenfalls eine gute Polierbarkeit der Oberfläche auf. Das Fissurenrelief konnte gut nachempfunden werden. Nach thermomechanischer Wechselbelastung waren in den Fissuren deutliche weiße Ablagerungen zu erkennen. An den Kontaktstellen mit dem Antagonisten zeigten sich Schliffacetten mit reduziertem Oberflächenglanz.

Structur Premium

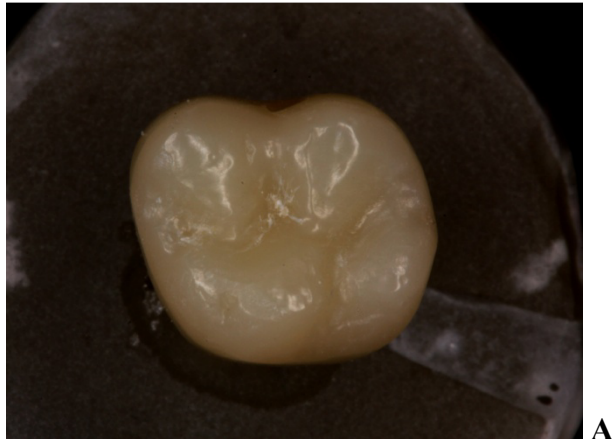
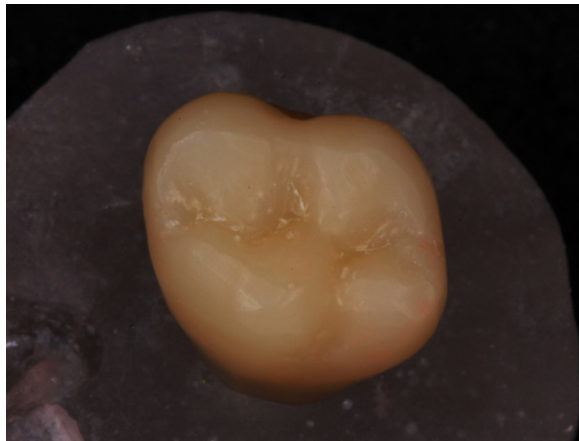


Abbildung 23:
Provisorische Restauration von Probekörper 3 mit Structur Premium
A: vor Kausimulation (TCML)
B: nach Kausimulation (TCML)

Die provisorische Restauration mit Structur Premium wies bereits vor thermomechanischer Wechselbelastung in den Fissuren eine farbliche Inhomogenität auf. Der Oberflächenglanz war ästhetisch ansprechend. Nach thermomechanischer Wechselbelastung zeigten sich deutliche weiße Ablagerungen auf der Okklusalfäche. Zusätzlich waren Schliiffacetten mit vermindertem Oberflächenglanz zu sehen.

Luxatemp® Star



A



B

Abbildung 24:
Provisorische Restauration von Probekörper 6 mit Luxatemp® Star
A: vor Kausimulation (TCML)
B: nach Kausimulation (TCML)

Bereits vor thermomechanischer Wechselbelastung zeigte sich die Okklusalfäche eher matt mit kleinen Einschlüssen im Bereich der Fissuren. Die anatomische Gestaltung der Zahnkrone war gut möglich. Nach thermomechanischer Wechselbelastung waren neben Schliiffacetten deutliche weiße und vereinzelt dunkle Ablagerungen, welche hauptsächlich den Fissurenbereich betrafen, zu erkennen.

Protemp™ Crown



Abbildung 25:
Provisorische Restauration von Probekörper 8 mit Protemp™ Crown
A: vor Kausimulation (TCML)
B: nach Kausimulation (TCML)

Bei der Restauration mit Protemp™ Crown erschien die Oberfläche matt und inhomogen. Des Weiteren war die Gestaltung der Okklusalfäche ungenau und das Fissurenrelief sehr flach. Nach thermomechanischer Wechselbelastung zeigten sich kleinflächige Abrasionen mit geringfügig dunklen Ablagerungen. Da sich das Erscheinungsbild bereits zuvor sehr inhomogen zeigte, sind auf dem Bild B keine Veränderungen diesbezüglich zu beurteilen.

Telio[®] CS C&B

A



B

Abbildung 26:
Provisorische Restauration von Probekörper 4 mit Telio[®] CS C&B
A: vor Kausimulation (TCML)
B: nach Kausimulation (TCML)

Die provisorische Restauration mit Telio[®] CS C&B wies schon vor thermomechanischer Wechselbelastung eine inhomogene Oberflächenstruktur mit zahlreichen Einschlüssen auf. Das Fissurenrelief des Vorlagezahnes ließ sich jedoch naturgetreu nachahmen. Die Oberfläche erschien matt. Nach thermomechanischer Wechselbelastung zeigten sich im Kontaktbereich des Antagonisten deutliche Schliffacetten. Das inhomogene Erscheinungsbild wurde noch stärker ausgeprägt. Sowohl in den Fissuren, als auch im Bereich der Höckerabhänge ließen sich Ablagerungen finden.

Unifast III

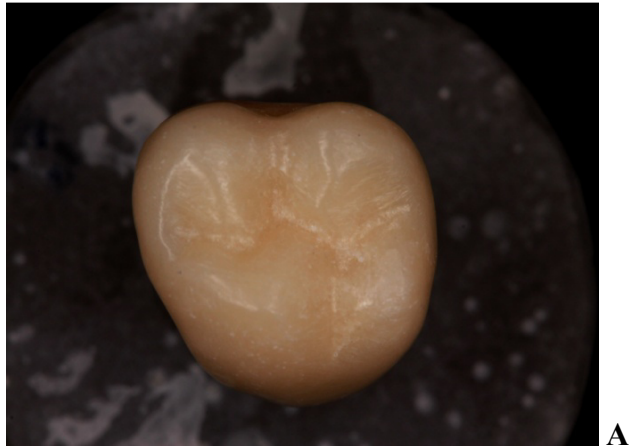


Abbildung 27:
Provisorische Restauration von Probekörper 8 mit Unifast III
A: vor Kausimulation (TCML)
B: nach Kausimulation (TCML)

Vor thermomechanischer Wechselbelastung ließ sich auf der provisorischen Krone aus dem Material Unifast III eine eher matt-glänzende Oberfläche erkennen. Die okklusale Erscheinungsform der Vorlage konnte gut nachempfunden werden. Die Oberfläche zeigte zudem eine homogene Struktur auf. Nach thermomechanischer Wechselbelastung zeigten sich deutliche Schliffacetten mit schwärzlichen Ablagerungen. Der Oberflächenglanz war in diesen Bereichen vermindert.

MaxiTemp® HP

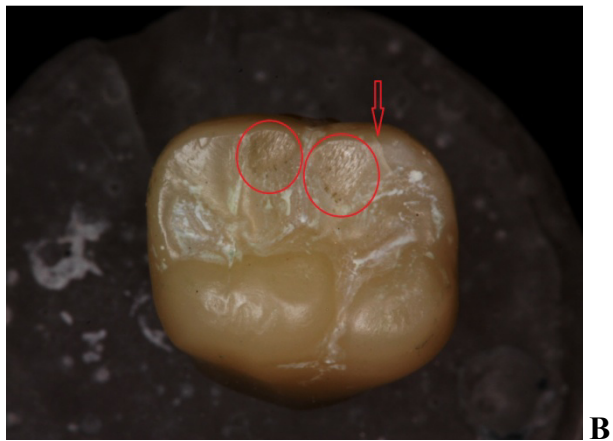
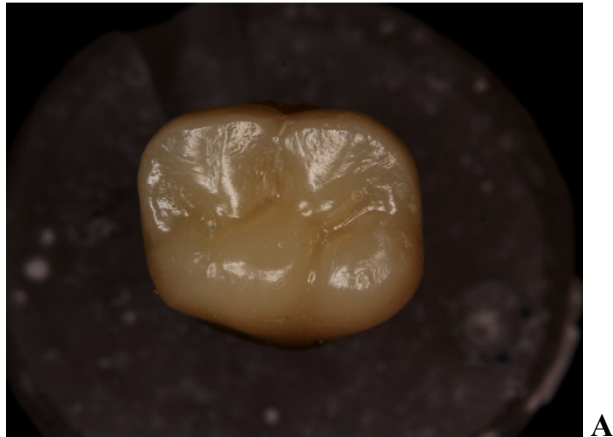


Abbildung 28:
Provisorische Restauration von Probekörper 1 mit MaxiTemp® HP
A: vor Kausimulation (TCML)
B: nach Kausimulation (TCML)

Das Material MaxiTemp® HP wies eine sehr gute Polierbarkeit auf. Die Gestaltung der okklusalen Oberfläche war ebenfalls gut möglich. Nach thermomechanischer Wechselbelastung waren sowohl großflächige Schliffacetten, als auch eine Infraktur am distobukkalen Höcker (siehe roter Pfeil) zu erkennen. In den Fissuren zeigten sich weißliche Ablagerungen und im Bereich der Abrasionsflächen war der Oberflächenglanz reduziert.

Cercon® base PMMA

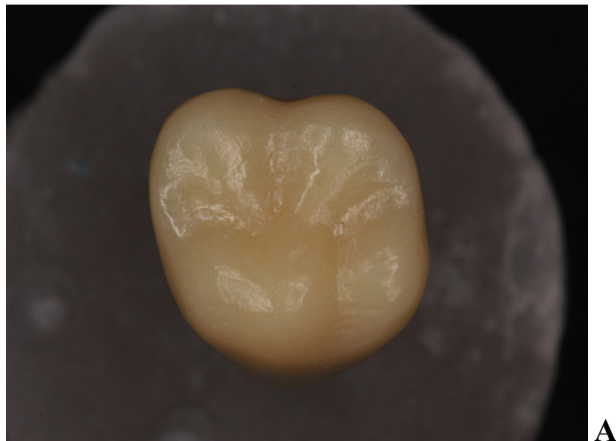


Abbildung 29:
Provisorische Restauration von Probekörper 4 mit Cercon® base PMMA
A: vor Kausimulation (TCML)
B: nach Kausimulation (TCML)

Die gefräste Krone aus dem Material Cercon® base PMMA konnte durch die Abtastung der Oberfläche mittels Laserstrahl naturgetreu umgesetzt werden. Die Oberfläche ließ sich sehr gut auf Hochglanz polieren. Da die Krone aus einem Block gefräst wurde, ist die Oberflächenstruktur homogen, ohne Einschlüsse oder Unebenheiten. Nach thermo-mechanischer Wechselbelastung waren Schliiffacetten und dunkle Ablagerungen im Bereich der Fissuren zu erkennen. Der Oberflächenglanz war im Bereich der abradierten Stellen reduziert, blieb an den übrigen Bereichen aber weitestgehend erhalten.

Beim Vergleich der tabellarischen Übersicht aller Okklusalaufnahmen (vgl. Anhang) ist visuell bezüglich der Verschleißmenge kein Unterschied festzustellen. Bei den Materialien ProtempTM Crown und Cercon[®] base PMMA erschienen die Schliffacetten glatter und weniger matt als bei den anderen untersuchten Kunststoffen. Die angefertigten Bilder zeigten bei den Materialien Unifast III und Telio[®] CS C&B die inhomogensten und ablagerungsreichsten Abrasionsflächen.

Anhand der fotografisch dokumentierten Bruchstücke konnten keine deutlichen Unterschiede zwischen den Materialien bzw. zwischen den Gruppen ohne und mit *TCML* festgestellt werden.

5. DISKUSSION

5.1. Diskussion der Methode

5.1.1. In vitro-Untersuchung

Die Zulassung von neuen Dentalwerkstoffen wird in Deutschland durch das Medizinproduktegesetz (MPG) geregelt. Der Zahnarzt darf sich bei der Auswahl der Materialien aber nicht nur auf geprüfte Normen und Gesetze verlassen, sondern sollte immer auch klinische Daten und weitere Informationen vom Hersteller anfordern [81].

In der Zahnmedizin werden Werkstoffeigenschaften häufig im Rahmen von in vitro-Untersuchungen geprüft. Bedeutsame klinische Untersuchungen sind zum einen häufig mit enormem Kostenaufwand verbunden und erzielen zum anderen aufgrund geringer Probandenzahlen oder großer Abweichungen der gewonnenen Werte nicht selten wenig aussagekräftige Resultate. In vitro-Untersuchungen sind für die Wissenschaft von großem Interesse, weil hierbei neue Materialien im Zeitraffer bereits vorab getestet werden können [77]. Somit ist eine Prognose möglich, wie sich das jeweilige Material unter in vivo-Bedingungen verhalten wird. Um möglichst aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten, die so nah wie möglich an die realen Bedingungen heranreichen, sollten beim Versuchsaufbau sämtliche Einflüsse, die in der Mundhöhle auf den Werkstoff einwirken, berücksichtigt werden [68]. So sind dentale Materialien hydrolytischen Einflüssen durch das feuchte Mundmilieu, wechselnden thermischen Belastungen durch die Nahrungsaufnahme und mechanischen Belastungen, z.B. durch Mastikation und Bruxismus, ausgesetzt [73].

Als Vorteile dieser Testmethode sind die verhältnismäßig niedrigen Kosten, die einfachere Kontrolle der einwirkenden Faktoren und die leichte Reproduzierbarkeit anzuführen [88].

Durch solche Untersuchungen kann beispielsweise geprüft werden, ob sich ein Werkstoff kanzerogen, mutagen, allergen oder toxisch verhält [68]. Mit einer Testmethode können jedoch immer nur Einzelaspekte untersucht werden. Für eine umfangreiche Untersuchung sind immer mehrere Tests erforderlich, bevor der Werkstoff oder die Methode am Patienten angewendet werden kann [81].

Letztendlich kann man durch ein in vitro-Testverfahren maximal eine Annäherung an die klinische Situation erreichen [88].

5.1.2. Herstellung der Einzelzahnkronen

Da die verwendeten Kunststoffe unterschiedlich angemischt bzw. hergestellt werden, ist die Idee 144 identische Prüfkörper mit gleichen Ausgangsbedingungen anzufertigen, kritisch zu hinterfragen.

Während ein Komposit-Kunststoff durch das Kartuschensystem automatisch und immer mit der gleichen Zusammensetzung der 2 Pasten angemischt wird, können die Materialeigenschaften bei Methylmethacrylaten durch das jeweils verwendete Pulver/Flüssigkeitsverhältnis beeinflusst werden. Das Anmischverhältnis differiert daher sowohl bei jedem Anmischvorgang, als auch von Zahnarzt zu Zahnarzt [66].

Dieser Punkt muss auch in Bezug auf die Herstellung der Probekörper aus Unifast III kritisch betrachtet werden. Geringfügig variierende Anmischverhältnisse können zu einer größeren Streuung der Ergebnisse führen.

Neben dem jeweiligen Anmischverfahren kann auch das Überfüllen des Abdrucks bei der Provisorienherstellung zur Blasenbildung beitragen und die mechanische Stabilität des Kunststoffs schwächen. Mit Materialien für die CAD/CAM Verarbeitung kann dieses Problem umgangen werden [48].

Um diesen Einflussfaktor möglichst gering zu halten, wurde bei Herstellung der Einzelzahnkronen mit der Automix-Pistole darauf geachtet, beide Abdruckhälften blasenfrei zu beschicken, indem die Aufsatzspitze während des Befüllens stets im Material verblieb. Zudem wurden alle Probekörper vor der Zementierung mit einer Lupenbrille auf äußerlich sichtbare Lufteinschlüsse genauestens überprüft.

5.1.3. Zementierung mit Multilink[®] Implant

Komposit-Zemente basieren auf der gleichen Technologie wie dentale Füllungswerkstoffe aus Kunststoff. Sie bestehen aus Monomeren, denen anorganische Füllpartikel beigemischt sind. Der Aushärteprozess wird chemisch oder durch Lichtzufuhr aktiviert, wobei es zur Vernetzung der Polymer-Ketten kommt. Bei Multilink[®] Implant handelt es sich um einen Befestigungszement, der chemisch mit optionaler Lichtzufuhr aushärtet. Komposit-Zemente gelten als verschleißfester und widerstandsfähiger gegenüber den Einflüssen des oralen Mundmilieus. Zudem sind sie in verschiedenen Farben erhältlich und bieten daher hervorragende ästhetische Ergebnisse. Die Firma Ivoclar Vivadent hat in einer Untersuchung

[44] belegen können, dass Komposit-Zemente im Vergleich zu Zinkoxid-Phosphat-Zementen, Polycarboxylatzementen, Glasionomorzementen und kunststoffverstärkten Glasionomorzementen die höchste Druckfestigkeit zeigen. Um eine Verbindung zwischen dem Abutmentmaterial, hauptsächlich Titan oder Zirkonoxid, und der Restauration zu schaffen, wird als Haftvermittler Monobond[®] plus verwendet. Dieser setzt sich zusammen aus Silanmethacrylat für die Haftung an Silikatkeramik, Phosphorsäuremethacrylat für den Verbund zu Zirkonoxid, Aluminiumoxid und unedlen Metallen und aus Disulfidmethacrylat für die Befestigung an Gold, weiteren Edelmetallen und deren Legierungen. Im Gegensatz zu Multilink[®] Automix, welches für die Zementierung auf Zahnstümpfen mit zusätzlichem Dentinprimer A und B Verwendung findet, ist bei Multilink[®] Implant die Initiatorkonzentration geringfügig erhöht, um gleiche Verarbeitungs- und Aushärtezeiten zu gewährleisten. Es wurde nachgewiesen, dass sich durch den adhäsiven Verbund die Bruchfestigkeit und Überlebensrate der Restaurationen erhöht. Eine nochmals gesteigerte Festigkeit kann durch eine duale Aushärtung erzielt werden. Während bei rein chemischer Härtung die Biegefestigkeit bei 70 ± 20 MPa liegt, steigt diese bei zusätzlicher Lichtzufuhr auf 110 ± 10 MPa an. Auf E-Modul und Druckfestigkeit zeigt die optionale Lichthärtung einen ebenso positiven Einfluss [44].

Die Tatsache der gesteigerten mechanischen Belastbarkeit durch Verwendung von Multilink[®] Implant als Befestigungszement muss bei der Interpretation der vorliegenden Untersuchungen kritisch mit in Betracht gezogen werden. Es ist daher anzuraten, weiterführende Untersuchungen mit provisorischen und konventionellen Zementen durchzuführen, um den Einfluss des verwendeten Zements auf die Bruchfestigkeit der Provisorienmaterialien zu analysieren.

Im Vergleich zu konventionellen Zementen ist auch die Versäuberung der Überschüsse deutlich zeitintensiver. Für Multilink[®] Implant wird empfohlen, die Zementüberschüsse für 2-4 Sekunden mit einer Polymerisationslampe von mesio-oral, disto-oral, mesio-bukkal und disto-bukkal anzublitzen. Dadurch erhält das Material eine gelartige Konsistenz und kann leicht mit einem Scaler entfernt werden. Bei vollständiger Aushärtung ohne vorherige Versäuberung müssen die Überschüsse mit Schleifinstrumenten entfernt werden, was vor allem im Approximalbereich nur schwer zu realisieren ist. Zudem kann es zur Verletzung der Abutmentoberfläche kommen. Bei Versäuberung in noch weichem Zustand besteht die Gefahr, dass das Material aus der Zementfuge teilweise entfernt wird und somit ein Unterschuss entsteht [44].

Beim Zementieren der Prüfkörper wurden daher die Kunststoffkronen von allen vier Seiten für wenige Sekunden angeblitzt und anschließend der Zementüberschuss mit einem Metallscaler gründlich entfernt. Um gleiche Ausgangsbedingungen zu schaffen und vergleichbare Werte zu erhalten, wurden alle Kronen dual ausgehärtet.

5.1.4. Wasserlagerung

Alle Probekörper wurden nach dem Zementiervorgang für 24 h in 37°C warmen Wasser gelagert. Dadurch sollte die Mundsituation mit dem Vorhandensein von Speichel und der durchschnittlichen Körpertemperatur nachgeahmt werden [68]. Während die Kontrollgruppe unmittelbar nach der Wasserlagerung der Bruchfestigkeitsprüfung unterzogen wurde, ist die Testgruppe auch während der Kausimulation ständig mit Wasser umspült worden. Das permanente Einwirken von Feuchtigkeit auf Kunststoffmaterialien in der Mundhöhle hat einen negativen Einfluss auf die Silanverbindungen. Durch hydrolytische Spaltung wird der Verbund zwischen organischer Kunststoffmatrix und anorganischen Füllkörpern geschwächt. Ob allerdings die Lagerung von 24 Stunden bereits einen schwächenden Einfluss auf den Kunststoffverbund hat, muss kritisch hinterfragt werden, da das Wasser Zeit benötigt, bis es die Kunststoffmatrix bis zum Kopplungsagens durchdrungen hat. Zudem zeigen moderne Kunststoffmaterialien auf Komposit-Basis eine allgemein niedrigere Wasseraufnahme als Systeme auf PMMA-Basis [68].

Für den Befestigungszement sind vom Hersteller nach siebentägiger Wasserlagerung eine Wasseraufnahme $< 40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ und eine Wasserlöslichkeit $< 7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ angegeben. Die Werte sind vom gewählten Aushärtemodus unabhängig. Eine Wasseraufnahme kann zu einer Volumenexpansion und infolgedessen zu herabgesetzten Werkstoffeigenschaften des Restaurationsmaterials führen [44].

Da als Restaurationsmaterial Kunststoff verwendet wurde und die Kontrollgruppe 24 Stunden, die Testgruppe im Durchschnitt 9 Tage in Wasser gelagert wurde, ist von keiner Verfälschung der ermittelten Werte durch eine eventuell geringfügige Wasseraufnahme des Zements auszugehen.

5.1.5. Kausimulation

5.1.5.1. Mechanische Belastung

Die im Regensburger Kausimulator eingestellte mechanische Belastungskomponente sollte die Kaukräfte, die in der Mundhöhle physiologisch auf Zähne einwirken, simulieren.

Untersuchungen von Rosentritt et al. [77] belegten, dass eine Kraftsimulation von 50 N bei $1,2 \times 10^6$ Zyklen ausreichend genaue Schätzungen für die Überlebensrate des getesteten Materials liefern kann. Studien von DeLong und Krejci [21,57,58] konnten ebenfalls belegen, dass im Durchschnitt Kaukräfte von 50 N auf die Okklusalfäche der Zähne einwirken.

Um Ergebnisse verschiedener Studien besser vergleichen zu können, wurde dieser Wert auch für den Regensburger Kausimulator übernommen [13].

Bei der vorliegenden Untersuchung im Kausimulator wurde daher eine Krafteinwirkung des Prüfstempels auf die Okklusalfäche der Prüfkörper von 50 N gewählt, die mit einer Frequenz von 1,66 Hz intermittierend einwirkte. Mit insgesamt $1,2 \times 10^6$ Zyklen konnte eine 5-Jahresalterung erzielt werden.

In der Literatur sind maximale Kaukräfte von 70 bis 909 N, bei Bruxismus-Patienten sogar bis zu 1000 N, angegeben [27,77]. Hierbei sind allerdings Messart, Patientengeschlecht, aufgenommene Nahrung, Zahnbestand und weitere Faktoren zu berücksichtigen [77]. Die in der Mundhöhle auftretenden variablen Kräfte können jedoch durch eine periodische axiale Belastung der Kaufläche mit 50 N nicht naturgetreu nachempfunden werden. Zudem sind verschiedene Ausrichtungen der Kraftvektoren, wie sie beispielsweise bei Laterotrusionsbewegungen vorkommen, bei der Interpretation der Ergebnisse zu beachten [56,80].

5.1.5.2. Thermische Belastung

Intraoral finden Temperaturwechsel zwischen -8 und $+81^\circ\text{C}$ statt. Hieraus ergeben sich Temperaturen zwischen 5 und 55°C an der Zahnoberfläche [61]. Wie häufig solche Extremwerte auf Zähne einwirken ist noch unklar. Berechnet für eine Tragezeit von 10 bis 15 Jahren lassen sich Angaben zwischen 5000 und 50.000 Wechselzyklen finden [68].

Bei der vorliegenden Arbeit wurden 6000 Wechselzyklen gewählt, bei denen sich die Temperatur abwechselnd bei 5 und 55°C befand. Dies entspricht einer Simulation von 5 Jahren.

Eine Untersuchung aus dem Jahre 1998 [12] fand heraus, dass ein Prüfkörper nach ca. 30 Sekunden die Wassertemperatur angenommen hat [12,68].

Bei den Versuchen der vorliegenden Studie verblieb das Wasser bei jedem Zyklus für 2 Minuten in der Simulationseinheit. Daher ist davon auszugehen, dass die Kunststoffkronen bei jedem thermischen Wechsel die jeweilige Temperatur des Wassers erreicht haben. Extreme Temperaturwechsel, wie sie in den Untersuchungen simuliert wurden, können einerseits zu internen Spannungen im Kunststoffmaterial führen, andererseits kann es auch zu Spannungen an der Grenzfläche zwischen Kunststoff und Zement kommen, bedingt durch unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten der Materialien. Der hohe Vernetzungsgrad und homogene Aufbau von Komposit-Materialien dient hierbei als Vorteil [68].

5.1.6. Untersuchung der Bruchfestigkeit

Der Bruch von Provisorien ist nicht nur für den Patienten ärgerlich, sondern bedeutet auch einen wirtschaftlichen Verlust für den Zahnarzt [48]. Reparaturen sind zeitaufwändig und können neben Zahnbewegungen auch funktionelle und ästhetische Probleme hervorrufen. Die Anforderungen an die mechanische Stabilität des Materials sind bei weitspannigen Provisorien mit schmalen Zwischengliedern und Verbindern oder bei Patienten mit Parafunktionen wie Knirschen oder Pressen besonders hoch. Die Festigkeitswerte werden außerdem durch die Provisoriengestaltung, Essgewohnheiten und natürliche Alterungsprozesse in der Mundhöhle beeinflusst [66].

Bei dieser *in vitro*-Studie wurde die Bruchfestigkeit sowohl nach *TCML*, als auch in einer Vergleichsgruppe ohne *TCML* getestet. Die Ergebnisse sollen zeigen, welchen Einfluss die Alterungsprozesse in der Mundhöhle auf die Bruchfestigkeit des jeweiligen Materials ausüben. Da es während *TCML* zu keinem vorzeitigen Materialversagen kam, konnten alle hergestellten Prüfkörper hinsichtlich ihrer Bruchfestigkeit überprüft werden.

Die höchsten Bruchfestigkeitswerte können bei axialer Ausrichtung der Prüfkraft auf die Okklusalfäche der Kunststoffkronen ermittelt werden. Wenn die Kraft in einem 45° Winkel auf den Prüfkörper trifft, kommt es zur Steigerung von Scheranteilen und infolgedessen zur Abnahme der Bruchfestigkeit [13]. Um gleiche Ausgangsbedingungen für alle Prüfkörper zu schaffen, wurden die Kronen in einer speziellen Vorrichtung immer in dieser Weise ausgerichtet, dass die Stahlkugel die Kraft senkrecht auf die Oberfläche übertragen konnte. Dabei ist eine kontinuierliche Kraftzufuhr entscheidend, da dadurch Spannungsspitzen vermieden

werden. Die Kronen wurden dabei mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/Min. belastet [13,61].

Da bis auf die Kronen aus Cercon[®] base PMMA und Protemp[™] Crown alle Prüfkörper manuell angefertigt wurden, sind minimale Unterschiede in Form, Größe und Beschaffenheit des okklusalen Reliefs zu vermuten. Eine unterschiedliche Verteilung von Druck-, Scher- und Zugspannungen und daraus resultierend eine größere Streuung der Ergebnisse ist daher nicht auszuschließen. Um diese Gefahr zu minimieren wurde die Stahlkugel so positioniert, dass eine stabile Dreipunktstützung gewährleistet war. Durch Einlegen einer 0,4 mm dünnen Zinnfolie konnte auch bei ungünstiger Kauflächengestaltung das Auftreten von Spannungsspitzen oder eine ungleichmäßige Kraftverteilung vermieden werden [13].

Es ist allerdings eine unrealistische Annahme, dass eine Restauration im Patientenmund immer an den gleichen Stellen durch Kauvorgänge axial und mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit belastet wird. Des Weiteren konnten komplexe Mahlbewegungen im Regensburger Kausimulator nicht nachempfunden werden. Dennoch kann das verwendete Versuchsdesign mit Kausimulation und anschließender Untersuchung der Bruchfestigkeit eine gute Annäherung an in vivo-Bedingungen liefern [68].

5.2. Diskussion der Ergebnisse

5.2.1. Bruchfestigkeitswerte

9 verschiedene derzeit auf dem Markt befindliche Produkte zur Provisorienherstellung wurden einer Bruchfestigkeitsprüfung unterzogen. Bei der Kontrollgruppe, die lediglich für 24 Stunden bei 37°C in Wasser gelagert wurde, zeigte sich Cercon[®] base PMMA mit einer mittleren Bruchfestigkeit von 2899 N als stabilstes Material. Die zweit- und dritthöchste Festigkeit ohne *TCML* erzielten Protemp[™] 4 mit 2539,50 N und Protemp[™] Crown mit 2306,50 N. Die 3 Materialien wiesen untereinander keine signifikanten Unterschiede auf, zeigten allerdings eine signifikant höhere Bruchfestigkeit u.a. gegenüber dem schwächsten Produkt Unifast III. Bei der Versuchsreihe mit *TCML* bewies Protemp[™] Crown eine signifikant höhere Widerstandsfähigkeit gegenüber den anderen Materialien. Am schlechtesten wurden Visalys[®] Temp, MaxiTemp[®] HP und Unifast III getestet, ohne dass unter den 3 Materialien signifikante Unterschiede bestanden. Bei den Materialien Structur Premium, Luxatemp[®] Star, Protemp[™] Crown, Telio[®] CS C&B, Unifast III und MaxiTemp[®]

HP fiel auf, dass die Bruchfestigkeit durch thermomechanische Wechselbelastung sogar zunahm. Dies ist mit der Tatsache zu begründen, dass, wie in der Literatur beschrieben, die Nachpolymerisation der Kunststoffe noch bis zu 7 Tagen nach Herstellung der Restauration stattfindet. Eine längere Zeitspanne über die 7 Tage hinaus erzielt allerdings keine höheren Festigkeitswerte [55,64,68,69]. Eine Ausnahme besteht bei Materialien für die CAD/CAM Verarbeitung, die bereits in auspolymerisiertem Zustand geliefert werden. In diesem Fall ist ein Nachhärteprozess ausgeschlossen [68].

Dieser Effekt zeigte sich auch in einer Untersuchung von Lang et al. [59], welche dieses Verhalten ebenso mit einer Nachpolymerisation während der Kausimulation und infolgedessen einer höheren mechanischen Stabilität erklärte. Getestet wurden 4 Bis-Acryl-Komposite und 2 PMMA-Materialien, die als Brückenkonstruktionen auf Cobalt-Chrom Aufbauten mit dem provisorischen, eugenolfreien Zement Procem befestigt wurden. Das Versuchsdesign zeigte einige Übereinstimmungen mit dem der vorliegenden Studie. Simuliert wurde eine Tragezeit von einem Jahr, wobei nach 14-tägiger Wasserlagerung die Testung ebenfalls im Regensburger Kausimulator mit gleichen Parametern stattfand. Zum Vergleich wurde eine Kontrollgruppe für 24 Stunden in Wasser gelagert. Das Ergebnis zeigte, dass die PMMA-Kunststoffe eine geringere mechanische Festigkeit und sogar Totalausfälle aufwiesen. Als stabilstes Material zeigte sich in dieser Untersuchung Protemp™ 3 Garant™, das Vorgängerprodukt zu Protemp™ 4. Vor Kausimulation lagen die Bruchfestigkeitswerte der untersuchten Materialien zwischen 500 und 1000 N. Während die Bis-Acryl-Komposite nach Kausimulation Werte zwischen 750 und 950 N aufwiesen, scheiterten beide PMMA-Materialien durch irreversibles Durchbiegen bereits während *TCML*. Zudem zeigten sie eine Wasseraufnahme von bis zu 32 µg/mm. Dies lässt sich durch die polaren Eigenschaften der Kunststoffmoleküle erklären, die als Weichmacher fungieren und dadurch die mechanische Stabilität senken. Über einen längeren Zeitraum zeigen allerdings auch Bis-GMA-Kunststoffe eine Wasseraufnahme von bis zu 0,8 Gew.%. Zudem ist die hohe Bruchfestigkeit dieser Materialien in der Regel mit einer geringen Biegefestigkeit vergesellschaftet, was sich in einem spröden Bruchverhalten bei Kraftausübung zeigt [13,59].

Beim Vergleich der Ergebnisse fällt auf, dass die gemessenen Bruchfestigkeitswerte in der Untersuchung von Lang et al. deutlich niedriger ausfallen. Dabei muss berücksichtigt werden, dass einerseits Brücken als Prüfkörper Verwendung fanden, bei denen die auftretenden inneren Materialspannungen nicht mit denen bei Einzelzahnkronen zu vergleichen sind und andererseits ein provisorischer Befestigungszement verwendet wurde. Dies lässt vermuten,

dass ein adhäsiver Zement auf Komposit-Basis die mechanische Stabilität von Provisorien steigern kann.

Die Arbeitsgruppe Karaokutan et al. [48] untersuchte neben 3 Komposit-Materialien und 3 herkömmlichen PMMA-Kunststoffen auch das auf Methylmethacrylat basierende CAD/CAM Material Cercon[®] base PMMA. Aus den genannten Materialien wurden Einzelzahnkronen hergestellt und auf ihre Bruchfestigkeit untersucht. Um eine Beeinflussung der Testergebnisse durch den Befestigungszement auszuschließen, erfolgte keine Zementierung der Kronen. Die Proben wurden nach 24-stündiger Wasserlagerung in 5000 Thermozyklen mit 5 und 55°C belastet. Eine mechanische Belastungskomponente fehlte. Bei der anschließenden Bruchfestigkeitsprüfung zeigte das Bis-Acryl-Kunststoffmaterial Structur Premium mit $1392,1 \pm 344$ N die höchsten Werte. Cercon[®] base PMMA war unter den getesteten PMMA-Kunststoffen mit $1106 \pm 134,65$ N das beste und insgesamt das zweitstabilste Material der Untersuchung. Gemäß Herstellerangaben ist Cercon[®] base PMMA ein hochvernetztes Polymethylmethacrylat, welches unter Idealbedingungen polymerisiert wird. Dadurch werden Lufteinschlüssen im Material vorgebeugt, was zu einer Steigerung der mechanischen Festigkeit führt. Es ist daher den konventionellen Pulver-/Flüssigkeitssystemen vorzuziehen [48]. Es fällt auf, dass die Bruchfestigkeit von Structur Premium und Cercon[®] base PMMA im Vergleich zu den Untersuchungen von Karaokutan et al bei vorliegender Studie mit einer mittleren Bruchkraft von 2393,50 N und 2542,50 N nach Kausimulation deutlich höher lag. Dies lässt sich erneut mit der Verwendung eines Komposit-Zementes erklären. Durch die fehlende Zementierung sind aber auch Bewegungen der Krone auf dem Zahnstumpf während der Krafteinwirkung bei der Bruchfestigkeitsprüfung möglich, wodurch eine verminderte Stabilität bedingt sein kann. Die Tatsache, dass trotz fehlender mechanischer Belastung und geringerer Anzahl an Thermozyklen die Werte deutlich niedriger waren als bei vorliegender 5-Jahressimulation, lässt vermuten, dass ein kompletter Zementverzicht die Bruchfestigkeit herabsetzen kann.

Die Studie von Nejatidanesh et al. [66] untersuchte die Biegefestigkeit von 7 provisorischen Kunststoffmaterialien. Dabei wurden 5 herkömmliche Pulver-/Flüssigkeitssysteme auf Methylmethacrylat-, Vinylmethacrylat- und Ethylmethacrylatbasis und 2 Bis-Acryl-Kunststoffe analysiert. Nach 14-tägiger Lagerung in künstlichem Speichel bei 37°C wurden die Proben 2500 thermischen Zyklen bei 5 und 55°C ausgesetzt. Bei dem Dreipunkt-Biegeversuch zeigten die Bis-Acryl-Komposite die höchste Biegefestigkeit.

Die mechanische Überlegenheit von Bis-Acryl-Kompositen gegenüber konventionellen Pulver-/Flüssigkeitssystemen, die meistens Polymethylmethacrylate darstellen, konnte in der Literatur durch zahlreiche weitere Studien belegt werden [6,39,41,70,76,87].

Die unterschiedliche mechanische Stabilität von Methylmethacrylaten und Bis-Acryl-Kompositen lässt sich durch die verschiedenartige Monomer-Zusammensetzung erklären. Bis-Acrylate enthalten mehrfunktionelle Monomere, die sich mit weiteren Monomeren quervernetzen können und dadurch einerseits Spannungen im Material verteilen und andererseits eine Rissausbreitung stoppen können. Daher zeigen sie in der Regel höhere Festigkeitswerte. Die Beimengung von anorganischen Füllern erhöht nochmals ihre Festigkeit und Mikrohärtigkeit. Dahingegen sind konventionelle Methylmethacrylate monofunktionell aufgebaut und besitzen ein niedrigeres Molekulargewicht. Durch die lineare Molekulanordnung sind diese Materialien häufig weniger stabil [66,87]. Die Materialien werden von Seiten des Herstellers ständig überarbeitet und in Festigkeit, Ästhetik und Verarbeitung verbessert. So wurde mit Protemp™ 4, dem Nachfolgerprodukt von Protemp™ 3 Garant™, ein Bis-Acrylat-Komposit mit einer neuen Generation hochentwickelter Nanofüller auf den Markt gebracht, welches neben besseren Materialeigenschaften auch mehr Komfort bei der Herstellung verspricht und zudem auch für Langzeitprovisorien freigegeben ist [2,5].

Eine neue Generation des Materials Unifast wurde mit Unifast III, einem selbsthärtenden Acrylkunststoff auf Basis der vom Hersteller entwickelten SURF (Surface Uniformity Revolutionary Fixation)-Technologie, eingeführt. Diese als revolutionäre Polymerverarbeitung propagierte Technologie verspricht Produkte mit besseren physikalischen Eigenschaften und ästhetischen Ergebnissen, sodass kein zusätzliches Füllmaterial erforderlich ist. Das Material wird vom Hersteller sogar für Langzeitprovisorien auf Implantaten empfohlen [33].

Trotz aller Versprechungen des Herstellers befand sich Unifast III bei den vorliegenden Tests sowohl ohne, als auch mit Kausimulation unter den 3 bruchanfälligsten Materialien.

5.2.2. Visuell beurteilbares Verschleißverhalten

Bei Analyse der Bilder mit Abbildung der Okklusalfächen der Probekörper nach Kausimulation konnten bezüglich der Verschleißrate keine Unterschiede festgestellt werden. Für die Verschleißfestigkeit eines Materials ist vermutlich eine Kombination aus seiner Härte

und Bruchfestigkeit verantwortlich [79]. Ein Zusammenhang zwischen Bruchfestigkeit und Materialverlust durch Abrieb war in dieser Untersuchung allerdings nicht zu erkennen.

Bei den Materialien ProtempTM Crown und Cercon[®] base PMMA, welche die bruchfestesten Kunststoffe nach *TCML* darstellten, erschienen die Abrasionsflächen jedoch glatter mit noch teilweise erhaltenem Glanz und es zeigten sich keine Ablagerungen im Bereich der Verschleißstellen. Die größte Oberflächenrauigkeit, soweit dies visuell zu beurteilen war, und zahlreiche schwarze Ablagerungen zeigten die Materialien Unifast III und Telio[®] CS C&B. Da aber während der Kausimulation keine Frakturen oder Abplatzungen auftraten, sind grundsätzlich alle untersuchten Werkstoffe hinsichtlich ihrer Verschleißfestigkeit für den Einsatz als Langzeitprovisorium geeignet. Zu dieser Thematik konnten in der Literatur nur wenige Studien gefunden werden.

Takamizawa et al. [87] untersuchte das Verschleißverhalten von Bis-Acryl-Kompositen und PMMA-Kunststoffen für die Provisorienherstellung. Er analysierte dieses anhand eines berührungslosen Profilometers und einer 3D-Software. Dabei stellten sich die Bis-Acryl-Materialien als widerstandsfähiger gegenüber Abrieb dar. Durch die ziemlich homogene Zusammensetzung von Polymethacrylaten aus Polymerteilchen und Monomer könnte man meinen, dass es zu einem gleichmäßigen Abrieb auf der Oberfläche dieser Materialien kommt. Takamizawa et al konnte allerdings beobachten, dass Polymerpartikel herausgelöst wurden und auf der Oberfläche dunkle Löcher hinterließen. Als mögliche Erklärung wurde ein unzureichender Anmischvorgang mit resultierenden Schwachstellen im Material angegeben. Dahingegen zeigten die Bis-Acryl-Komposite bessere Ergebnisse. Da diese Materialien anorganische Füller enthalten, liegt die Vermutung nahe, dass es bei abrasiven Vorgängen in der Mundhöhle leichter zu einem Herauslösen oder Freilegen dieser Teilchen kommt. Eine ungleichmäßige Abnutzung der Kunststoffmatrix kann somit die Entstehung von Oberflächenporositäten begünstigen. Unterschiedliche Verschleißraten innerhalb dieser Materialgruppe sind am ehesten mit der jeweiligen Füllergröße, -form und -verteilung zu begründen. Als bestes Material zeigte sich ProtempTM Plus (3M ESPE), ein nanogefüllter Komposit. Durch die Verwendung von Nanofüllern kann auch im Falle eines Herauslösens kleinster Partikel eine glatte Oberflächenstruktur beibehalten werden [87].

Der Einfluss des Fülleranteils bei Kompositen auf die Verschleißfestigkeit wurde in einer weiteren Studie [63] untersucht, die ergab, dass Komposite umso verschleißfester werden, desto höher der Fülleranteil, gleichmäßiger die Verteilung und stabiler der chemische Verbund zwischen Füllerpartikel und Kunststoffmatrix ist.

Die rein visuelle Beurteilung der Oberflächen in vorliegender in vitro-Untersuchung lies keine ausreichend genauen Analysen bezüglich der Verschleißfestigkeit der jeweiligen Kunststoffe zu.

Da in Studien [63,87,92] bereits unterschiedliche Verschleißraten verschiedener Kunststoffmaterialien nachgewiesen werden konnten, sind weitergehende Untersuchungen zu den getesteten Materialien, wie z.B. die Betrachtung der Oberflächen unter einem Rasterelektronenmikroskop, sinnvoll.

5.3. Klinische Schlussfolgerung

Durch mechanische Belastungen während des Kauvorgangs kommt es zu Spannungen im Kunststoffmaterial. Materialien mit hoher Biege- und Bruchfestigkeit sind daher am besten für den Einsatz als Langzeitprovisorium geeignet. Durch ein hohes E-Modul kann das Risiko einer Deformation während Krafteinwirkung vermindert werden [70].

Diese Eigenschaften können durch in vitro-Studien vergleichsweise einfach getestet und miteinander verglichen werden und geben eine Prognose für das zu erwartende in vivo-Verhalten ab [68].

Diese Studie beschränkte sich auf die Untersuchung von Bruchfestigkeit und Verschleißverhalten von 9 verschiedenen provisorischen Kunststoffmaterialien mit der Fragestellung, ob diese auch als Langzeitprovisorien über einen Zeitraum von 5 Jahren auf Implantaten bestehen können. Die verwendeten Materialien Protemp™ 4, Protemp™ Crown, Cercon® base PMMA und Unifast III sind vom Hersteller sogar für den Einsatz auf Implantaten freigegeben [2,3,19,33]. Die bei der Bruchfestigkeitsuntersuchung ermittelten Kräfte lagen alle deutlich über den in der Literatur beschriebenen maximalen Kaukräften. Mit Werten zwischen 1038 und 3382 N konnten sogar die für Bruxismus erwarteten Kräfte von 1000 N [27] deutlich übertroffen werden. Es bedarf jedoch weiteren Untersuchungen, wie sich die Langlebigkeit der getesteten Materialien bei dieser Patientengruppe verhält [80].

Dennoch zeigten die untersuchten Materialien bezüglich ihrer Bruchfestigkeit zum Teil signifikante Unterschiede. Nach den Ergebnissen dieser Studie sind die Materialien Cercon® base PMMA und Protemp™ Crown am besten für den mehrjährigen Einsatz als Langzeitprovisorium auf dentalen Implantaten geeignet. Unterschiede im Verschleißverhalten konnten nicht festgestellt werden. Für eine definitive Einschätzung bedarf es allerdings noch genaueren Nachforschungen.

Die Ergebnisse dieser in vitro-Untersuchung konnten zeigen, dass alle getesteten provisorischen Kronen- und Brückenmaterialien für den klinischen Einsatz als Langzeitprovisorium auf Implantaten geeignet sind.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser in vitro-Studie war es, die Verwendbarkeit von 9 verschiedenen Kunststoffmaterialien für die provisorische Kronen- und Brückenherstellung als Langzeitprovisorium auf dentalen Implantaten zu untersuchen. Im Fokus stand hierbei das Bruchfestigkeits- und Verschleißverhalten der Materialien.

Getestet wurden 7 moderne Komposit-Materialien, die als 2-Pastensysteme in Kartuschenform angeboten werden: Protemp™ 4 (3M ESPE), Visalys® Temp (Kettenbach®), Structur Premium (Voco), Luxatemp® Star (DMG®), Telio® CS C&B (Ivoclar Vivadent), MaxiTemp® HP (Henry Schein®). Zusätzlich wurde das Material Protemp™ Crown (3M ESPE), eine vorgefertigte Zahnkrone in noch plastischem Zustand, die durch Lichtzufuhr aushärtet, und Unifast III (GC Corporation), ein Pulver-/Flüssigkeitssystem, getestet. Zudem ging mit Cercon® base PMMA (DeguDent) noch ein Material für die CAD/CAM Verarbeitung in die Untersuchung mit ein.

Insgesamt wurden 144 Einzelzahnkronen hergestellt und mit dem adhäsiven Zement Multilink® Implant auf den Implantaten befestigt. 72 Probekörper dienten als Kontrollgruppe und wurden für 24 Stunden bei 37°C in Wasser gelagert. Die andere Hälfte wurde ebenso in Wasser gelagert und anschließend einer künstlichen 5-Jahresalterung im Regensburger Kausimulator unterzogen. Diese thermomechanische Belastung entsprach 6000 thermischen Zyklen mit abwechselnd 5 und 55°C und $1,2 \times 10^6$ mechanischen Durchgängen mit einer Kraftereinwirkung von 50 N und einer Frequenz von 1,66 Hz. Da während der Kausimulation keine Ausfälle auftraten, konnte anschließend bei allen eingebauten Probekörpern das Verschleißverhalten visuell beurteilt werden. Alle 144 Kronen wurden abschließend einer Bruchfestigkeitsuntersuchung in der Universalprüfmaschine Zwick Z010 unterzogen. Die statistische Auswertung erfolgte mittels Mann-Whitney U-Test. Durch Boxplot-Diagramme konnten die Ergebnisse graphisch dargestellt werden. Bei der Bruchfestigkeitsprüfung ergaben sich Medianwerte zwischen 1414,50 N (Unifast III ohne TCML) und 2930 N (Protemp™ Crown nach TCML). Visalys® Temp zeigte als einziges Material nach thermomechanischer Belastung eine signifikant niedrigere Bruchfestigkeit. Nach Kausimulation erwiesen sich Protemp™ Crown, Cercon® base PMMA und Structur Premium als stabilste Materialien, während Visalys® Temp, MaxiTemp® HP und Unifast III am schlechtesten abschnitten.

Bezüglich der visuell beurteilbaren Verschleißfestigkeit waren keine Unterschiede zwischen den Materialien erkennbar.

Aufgrund der Ergebnisse dieser *in vitro*-Studie kann zusammenfassend festgestellt werden, dass alle untersuchten Materialien für den klinischen Einsatz als Langzeitprovisorien auf Implantaten geeignet sind.

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. 3M ESPE, Seefeld, D:

Allgemeine Produktinformationen zu Protemp Crown

2. 3M ESPE, Seefeld, D:

Lösungen für die Temporäre Versorgung: Protemp 4 Temporäres Kronen- und Brückenmaterial

http://multimedia.3m.com/mws/media/597781O/protemp-4-folder-d.pdf?fn=PTP4_F_D.pdf

3. 3M ESPE, Seefeld, D:

Presseinformation:

Neue Lösungen rund um die Implantation - temporäre Materialien der Protemp (TM) Familie

http://presse.3mdeutschland.de/medizin-und-gesundheit/03_Protemp_Familie_D.html

4. 3M ESPE, Seefeld, D:

Protemp Crown Technical Profile:

<http://multimedia.3m.com/mws/media/602496O/protemp-crown-brochure-germany.pdf>

5. 3M ESPE, Seefeld, D:

Protemp™ 4 Temporäres Kronen- und Brückenmaterial

http://solutions.3mdeutschland.de/wps/portal/3M/de_DE/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/Products/Dental-Indirect-Restorative/Temporary-Dental/Temporary-Dental-Bridge/

6. Akova T., Ozkomur A., Uysal H.:

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

Dent Mater 2006; **22**(12): S.1130-1134

7. Alonso-González R., Aloy-Prósper A., Peñarrocha-Oltra D., Peñarrocha-Diago M. A., Peñarrocha-Diago M.:

Marginal bone loss in relation to platform switching implant insertion depth: An update
J Clin Exp Dent 2012; **4**(3): S.173–179

8. Ananth H., Kundapur V., Mohammed H.S., Anand M., Amarnath G.S., Mankar S.:

A Review on Biomaterials in Dental Implantology

Int J Biomed Sci 2015; **11**(3): S.113–120

9. Anders A. Welker D.:

Untersuchungen von Kronen- und Brückenplasten für die Interimsversorgung
Dtsch Zahnärztl Z 1990; **45**(3): S.149-153

10. Apratim A., Eachempati P., Krishnappa Saliyan K.K., Singh V., Chhabra S., Shah S.:

Zirconia in dental implantology: A review
J Int Soc of Prev Community Dent 2015; **5**(3): S.147–156

11. Balkenhol M., Hannig M., Rupf S.:

Materialeigenschaften temporärer K&B-Werkstoffe: Was ist wichtig für die tägliche Praxis ?
ZMK 2011; **27**(3): S.132-139

12. Barclay C.W.:

Thermocycling: an unrealistic technique for simulating clinical conditions ?
J Dent Res 1998 (77): S.901

13. Bartsch T.:

In vitro-Studie zur Eignung verschiedener temporärer Komposit-Kunststoffe als
langzeitprovisorische Versorgung
Dissertation, Universität Regensburg, 2011

14. Brosius F.:

SPSS 8
MITP Verlag, Bonn, 1998: S. 873–895

15. Buergers R., Rosentritt M., Handel G.:

Bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* to provisional fixed prosthodontic material
J Prosthet Dent 2007; **98**(6): S.461–469

**16. Cattani-Lorente M., Scherrer S.S., Durual S., Sanon C., Douillard T., Gremillard L.,
Chevalier J., Wiskott A.:**

Effect of different surface treatments on the hydrothermal degradation of a 3Y-TZP ceramic
for dental implants
Dent Mater 2014; **30**(10): S.1136–1146

17. Chang C-L., Chen C-S., Hsu M-L.:

Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry:
a three-dimensional finite element analysis
Int J Oral Maxillofac Implants 2010; **25**(2): S.295–304

18. Craig R.G., Powers J.M., Wataha J.C.:

Zahnärztliche Werkstoffe: Eigenschaften und Verarbeitung
Elsevier Urban & Fischer, München, 2006; S.64-68; S.271; S.318-319

19. DeguDent, Hanau, D:

Cercon: Product description and Instructions for Use; S.7–8

20. DeLong R., Douglas W.H.:

An artificial oral environment for testing dental materials
IEEE Trans Biomed Eng 1991; **38**(4): S.339-345

21. DeLong R., Douglas W.H.:

Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives:
bi-axial force and movement control
J Dent Res 1983; **62**(1): S.32-36

22. Dinkelacker W.:

Implantatprothetik: Biomechanische und prothetische Konzepte in der Implantologie
Thieme ,Stuttgart, 2014; S.68-69

23. DMG, Hamburg, D:

Allgemeine Produktinformationen zu Luxatemp Star

24. Eichner K.:

Messung der Kräfte bei Kauvorgängen
Dtsch Zahnärztl Z 1963; **18**: 915–924

25. Eichner K., Kappert H.F.:

Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
Band 1: Grundlagen und Verarbeitung
Hüthig, Heidelberg, 1996; S.173-209

26. Eichner K., Kappert H.F.:

Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten
Thieme, Stuttgart, 2008; S.214-215; S.360-370

27. Ferrario V.F., Sforza C., Zanotti G., Tartaglia G.M.:

Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography
J Dent 2004; **32**(6): S.451-457

28. Fischer J., Schott A., Martin S.:

Surface micro-structuring of zirconia dental implants
Clin Oral Implants Res 2015; S.162-166

29. Freesmeyer:

Klinische Prothetik Band 1:
Festsitzender und implantatgetragener Zahnersatz
Hüthig, Heidelberg, 1995; S. 116-129

30. Gahlert M., Röhling S.:

Periimplantitis und Keramikimplantate:
Erste klinische Beobachtungen
Implantologie 2015; **23**(3): S.305–310

31. GC CORPORATION, Leuven, B:

Allgemeine Produktinformationen zu Unifast 3

32. GC CORPORATION, Leuven, B:

Material Safety Data Sheet

33. GC Europe, Leuven, B:

GC Unifast III: Prospekt
http://www.gceurope.com/pid/134/leaflet/de_Leaflet.pdf

34. Gernet W., Biffar R., Beuer F.:

Zahnärztliche Prothetik
Thieme, Stuttgart, 2007; S.48-50

35. Ghaleh Golab K., Balouch A., Mirtorabi S.:

One-Year Multicenter Prospective Evaluation of Survival Rates and Bone Resorption in One-Piece Implants
Clin Implant Dent Relat Res 2015; S.392-400

36. Gulati M., Govila V., Verma S., Rajkumar B., Anand V., Aggarwal A., Jain N.:

In Vivo Evaluation of Two-Piece Implants Placed Following One-Stage and Two-Stage Surgical Protocol in Posterior Mandibular Region. Assessment of Alterations in Crestal Bone Level
Clin Implant Dent Relat Res 2015; **17**(5): S.854–861

37. Gutwald R., Gellrich N.C., Schmelzeisen R.:

Einführung in die zahnärztliche Chirurgie und Implantologie:
Für Studium und Beruf
Dt. Zahnärzte-Verlag, Köln, 2010; S.383-432

38. Handel G.:

Langzeitprovisorien
Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK
Dtsch Zahnärztl Z; 2002; **57**(8)

39. Haselton D.R., Diaz-Arnold A.M., Vargas M.A.:

Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins
J Prosthet Dent 2002; **87**(2): S.225-228

40. Henry Schein, München, D:

MaxiTemp HP: Allgemeine Produktinformationen und Sicherheitsdatenblatt

41. 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 1998; **80**(2): S.158-162

42. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D:

Allgemeine Produktinformationen zu Multilink Implant

43. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D:

Allgemeine Produktinformationen zu Telio CS C&B

44. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D:

Scientific Documentation, 2010

<http://media.dentalcompare.com/m/25/Downloads/Multilink%20Implant%20Scientific%20Documentation.pdf>

45. Janssen J., Laatz W.:

Statistische Datenanalyse mit SPSS:

Eine anwendungsorientierte Einführung in das Basissystem und das Modul Exakte Tests
Springer, Berlin, Heidelberg, 2013; S.706-708

46. Jemat A., Ghazali M.J., Razali M., Otsuka Y.:

Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants
Biomed Res Int. 2015; S.1-11

47. Jüde H.D., Kühl W., Roßbach A.:

Einführung in die zahnärztliche Prothetik
Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 1997; S.50-60

48. Karaokutan I., Sayin G., Kara O.:

In vitro study of fracture strength of provisional crown materials
J Adv Prosthodont 2015; **7**(1): S.27–31

49. Käyser A.F., Creugers N.H., Plasmans P.J., Postema N., Snoek P.A.:

Kronen- und Brückenprothetik:

Behandlungsplanung, Indikation, Ausführung, Langzeitbewährung
Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 1997; S.159-172

50. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenbach, D:

Allgemeine Informationen zu Visalys Temp

51. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenbach, D:

Visalys Temp

http://www.kettenbach.de/dental/produkte/temporaere-kronen-und-bruecken/visalys-temp_904.html

52. Koeck B., Wagner W.:

Implantologie:

Praxis der Zahnheilkunde 13

Urban & Schwarzenberg, München, 1996; S.9-30; S.31-40; S.41-54; S.64

53. Koeck B., Wagner W.:

Implantologie

Elsevier Urban & Fischer, München, 2004; S.10-12

54. Koeck B.:

Kronen- und Brückenprothetik:

Praxis der Zahnheilkunde 5

Urban & Fischer, München, 1999; S. 121-134

55. Koumjian J.H., Nimmo A.:

Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations

J Prosthet Dent 1990; **64**(6): S.654-657

56. Krejci I., Albertoni M., Lutz F.:

In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme

Schweiz Monatschr Zahnmed 1990; **100**: S.1164-1168

57. Krejci I., Heinzmann J.L., Lutz F.:

Untersuchung des Verschleißverhaltens von Schmelz, Amalgam und ihrer Antagonisten im computergesteuerten Kausimulator

Schweiz Monatschr Zahnmed 1990; **100**: S.1285-1291

58. Krejci I., Reich T., Lutz F., Albertoni M.:

In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme:

1. Computergesteuerter Kausimulator

Schweiz Monatschr Zahnmed 1990; **100**: S.953-960

59. Lang R., Rosentritt M., Behr M., Handel G.:

Fracture resistance of PMMA and resin matrix composite-based interim FPD materials

Int J Prosthodont 2003; **16**(4): S.381-384

60. Lang R., Rosentritt M., Handel G.:

Die provisorische Versorgung:
Aufgaben, Materialkunde und Herstellung
Quintessenz; 2002; **53**(1): 27–36

61. Lang R., Rosentritt M., Handel G.:

Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Brückenprovisorien - eine In-vitro-Studie
Dtsch Zahnärztl Z 2005; **60**(12): S.665–668

62. Langer C.:

Vergleichende Untersuchungen der Materialeigenschaften und Struktur verschiedener
provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien
Dissertation, Universität Regensburg, 2003

63. Lim B.S., Ferracane J.L., Condon J.R., Adey J.D.:

Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites
Dent Mater 2002; **18**(1): S.1-11

64. Mayer T.:

Mikrostruktur und Materialeigenschaften verschiedener provisorischer Kronen- und
Brückenmaterialien
Schweiz Monatschr Zahnmed 1995; **105**(9): S.1134-1141

65. Muche R., Lanzinger S., Rau M.:

Medizinische Statistik mit R und Excel:
Einführung in die RExcel- und R-Commander-Oberflächen zur statistischen Auswertung
Springer, Berlin, Heidelberg, 2011; S.56-57

66. Nejatidanesh F., Momeni G., Savabi O.:

Flexural Strength of Interim Resin Materials for Fixed Prosthodontics
J Prosthodont 2009; **18**(6): S.507–511

67. Nelson K., Zabler S., Wiest W., Schmelzeisen R., Semper-Hogg W.:

Die Implantat-Abutment-Verbindung
Implantologie 2013; **21**(4): S.355–363

68. Paleczek S.:

Bruchfestigkeit provisorischer Brücken gelagert auf Implantaten bzw. Implantaten und
Zähnen
Dissertation, Universität Regensburg, 2010

69. Pfeiffer P., Schwickerath H.:

Provisorische Kronen- und Brückenmaterialien
Dtsch Zahnärztl Z 1988; **43**: S.552-557

70. Polansky R., Penkner K., Wenger S., Haas M., Bratschko R.O.:

Belastbarkeit moderner Provisorienkunststoffe:
Eine experimentelle In-vitro-Untersuchung
Dtsch Zahnärztl Z 1998; **53**(11): S.795-798

71. Pommer B., Zechner W., Watzak G., Ulm C., Watzek G., Tepper G.:

Progress and trends in patients' mindset on dental implants
II: implant acceptance, patient-perceived costs and patient satisfaction
Clin Oral Implants Res 2011; **22**(1): S.106–112

72. Prithviraj D.R., Gupta V., Muley N., Sandhu P.:

One-piece implants:
placement timing, surgical technique, loading protocol, and marginal bone loss
J Prosthodont 2013; **22**(3): S.237–244

73. Reis J.:

In-vitro Untersuchungen zur Randschlussqualität und Bruchfestigkeit adhäsiv zementierter
Vollkeramikronen aus IPS-Empress
Dissertation, Universität Regensburg, 2001

74. Röhling S., Gahlert M.:

Keramische Zahnimplantate
Zahnmedizin up2date 2015; **9**(5): S.425–444

75. Rosenstiel S.F., Land M.F., Fujimoto J.:

Contemporary fixed prosthodontics
Mosby, St. Louis, 1988; S.235-260

76. Rosentritt M., Behr M., Lang R., Handel G.:

Flexural properties of prosthetic provisional polymers
Eur J Prosthodont Restor Dent 2004; **12**(2): S.75-79

77. Rosentritt M., Behr M., van der Zel J. M., Feilzer A. J.:

Approach for valuating the influence of laboratory simulation
Dent Mater 2009; **25**(3): S.348–352

78. Rosentritt M., Hagemann A., Hahnel S., Behr M., Preis V.:

In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior
application
J Dent 2014; **42**(8): S.1019–1026

79. Santing H. J., Kleverlaan C.J., Werner A., Feilzer A.J., Raghoobar G.M., Meijer H.J.A.:

Occlusal wear of provisional implant-supported restorations
Clin Implant Dent Relat Res 2015; **17**(1): S.179–185

80. Schäfer L.:

Fraktur- und Randschlussverhalten von Zirkoniumdioxid-Kronen zementiert auf
Implantatdummies mit verschiedenen dentalen Zementen
Dissertation, Universität Regensburg, 2010

81. Schmalz G., Arenholt-Bindslev D.:

Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe
Elsevier Urban & Fischer, München, 2005; S. 100- 125; S. 246- 258

82. Schwenzer N., Ehrenfeld M.:

Zahnärztliche Chirurgie
Thieme, Stuttgart, 2009; S.227-271

83. Spiekermann H.:

Farbatlanten der Zahnmedizin 10:
Implantologie
Thieme, Stuttgart, 1994; 11-24

84. Stawarczyk B., Schmutz F., Fischer J., Hämmerle C.H.F.:

Abrasionsbeständigkeit von Provisorien-Kunststoffen:
Sind CAD/CAM-Kunststoffe abrasionsbeständiger?
Quintessenz Zahntech 2010; **36**(7): S.954-962

85. Stawarczyk B., Trottmann A., Fischer J.:

Bruchlast konventionell oder mittels CAD/CAM hergestellter Brücken-Provisorien
Quintessenz Zahntech 2008; **34**(4): S.412-421

86. Strub J.R., Türp J.C, Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern M.:

Curriculum Prothetik Band 2:
Artikulatoren, Ästhetik, Werkstoffkunde, festsitzende Prothetik
Quintessenz Verlag, Berlin, 2005; S.405-427

87. Takamizawa T., Barkmeier W.W., Tsujimoto A., Scheidel D., Erickson R.L., Latta M.A., Miyazaki M.:

Mechanical Properties and Simulated Wear of Provisional Resin Materials
Oper Dent 2015; **40**(6): S.603-613

88. Thaller C.:

In-Vitro Vergleich der Bruchfestigkeit und Randschlussverhalten von CAD- CAM-
gefertigten Zirkoniumdioxidkronen, lasergesinterten und gegossenen Metallkeramikronen
Dissertation, Universität Regensburg, 2008

89. Voco, Cuxhaven, D:

Allgemeine Produktinformationen zu Structur Premium

90. Voco, Cuxhaven, D:

Sicherheitsdatenblatt Structur Premium

91. Voco, Cuxhaven, D:

Structur 2 SC/ Structur Premium: Exzellente Provisorien mit Structur

92. Wang R.L., Moore B.K., Goodacre C.J., Swartz M.L., Andres C.J.:

A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations
Int J Prosthodont; 1989; **2**(2): S.173-184

93. Wikipedia:

<https://de.wikipedia.org/wiki/Quantil#Perzentil>

94. Windmüller B.:

Direkte provisorische Versorgung - ein kurzer Überblick
Quintessenz Zahntech 1999; **25**(10): S.1145-1154

95. Wolfart S.:

Implantatprothetik:
Ein patientenorientiertes Konzept
Quintessenz-Verlag, Berlin, 2014; S.59-69; S.197-220

8. ANHANG

8.1. Abkürzungsverzeichnis

B	Belgien
Bis-GMA	2,2-Bis[4(3'-methacryloyl-oxy-2'-hydroxy)propoxyphenyl]propan
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CAD/CAM	Computer-aided designed / Computer-aided manufactured
Co-Cr-Mo-Legierung	Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung
D	Deutschland
d	Durchmesser
E-Modul	Elastizitätsmodul
Gew. %	Gewichtsprozent
°	Grad
°C	Temperatur in Grad Celsius
h	Stunde
Hz	Hertz
IAI	Implantat-Abutment-Interface
LED-Polymerisationsgerät	Leuchtdioden-Polymerisationsgerät (light-emitting diode)
MPa	Mega-Pascal
µg	Mikrogramm
µg/mm³	Mikrogramm pro Kubikmillimeter
µm	Mikrometer
MMA	Methylmethacrylat
mm	Millimeter
mm/Min.	Millimeter pro Minute
mm³	Kubikmillimeter
Min	Minute

mW/cm²	Milliwatt pro Quadratcentimeter
n	Anzahl der Probekörper
N	Newton
NL	Niederlande
nm	Nanometer
p	Signifikanzniveau
PMMA	Polymethylmethacrylat
PV-Kunststoffe	Provisorienkunststoffe
%	Prozent
SI-OH-Gruppen	Silanol-Gruppen
TCML	Thermo-cycling and mechanical loading: Thermomechanische Wechselbelastung
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
TiO₂	Titandioxid
u.a.	unter ander[e]m
UDMA	7,7,9-Trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diazahexadecan-1,16-dioxy-dimethacrylat
USA	United States of America
UV-Licht	Ultraviolettes Licht
UV-Stabilisatoren	Ultraviolette Stabilisatoren
vgl.	vergleiche
Y-TZP	yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystals (Yttrium stabilisiertes Zirkonoxid)
z.B.	zum Beispiel

Tabelle 4: Protemp™ 4
















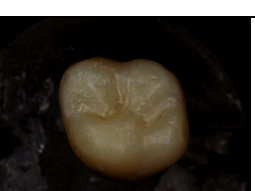
		Probekörper 1
		Probekörper 2
		Probekörper 3
		Probekörper 4
		Probekörper 5
		Probekörper 6
		Probekörper 7
		Probekörper 8

Tabelle 5: Visalys® Temp

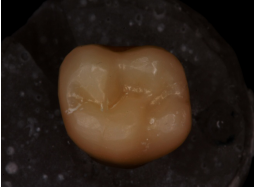

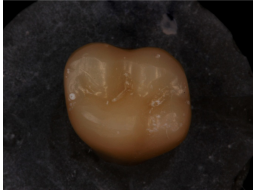

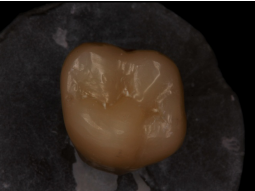
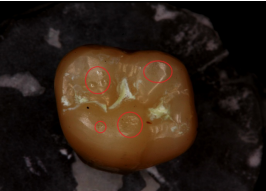
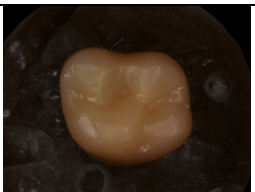



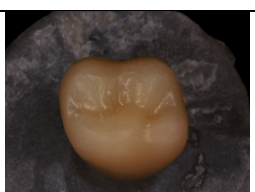

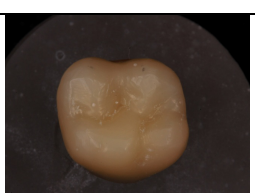
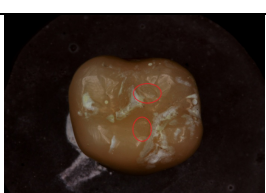


		Probekörper 1
		Probekörper 2
		Probekörper 3
		Probekörper 4
		Probekörper 5
		Probekörper 6
		Probekörper 7
		Probekörper 8

Tabelle 6: Struktur Premium



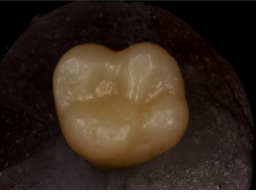



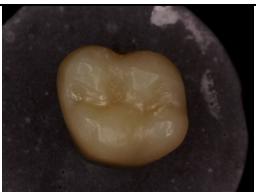
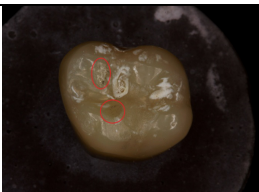




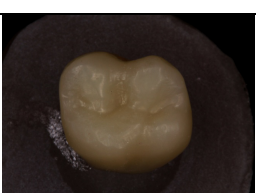



		Probekörper 1
		Probekörper 2
		Probekörper 3
		Probekörper 4
		Probekörper 5
		Probekörper 6
		Probekörper 7
		Probekörper 8

Tabelle 7: Luxatemp® Star

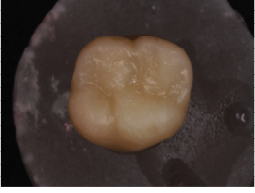
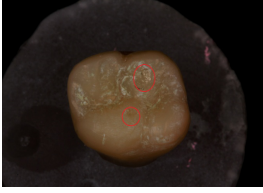
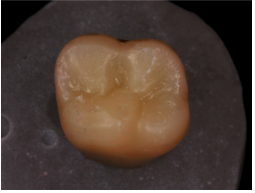


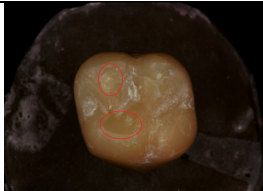
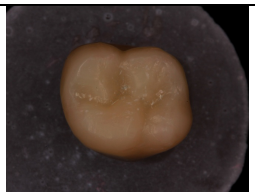

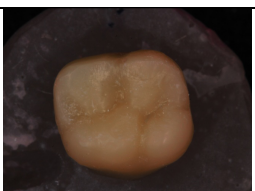

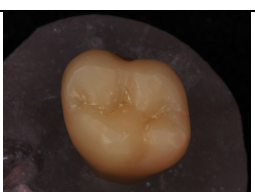



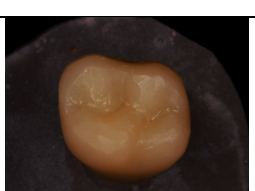

		Probekörper 1
		Probekörper 2
		Probekörper 3
		Probekörper 4
		Probekörper 5
		Probekörper 6
		Probekörper 7
		Probekörper 8

Tabelle 8: Protemp™ Crown




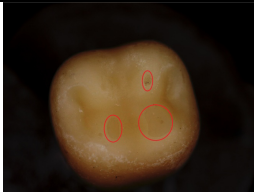
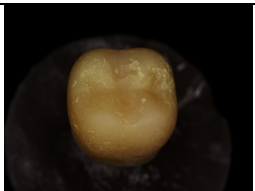

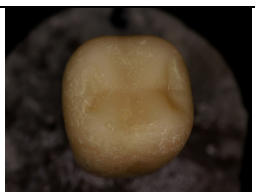

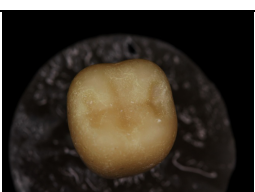





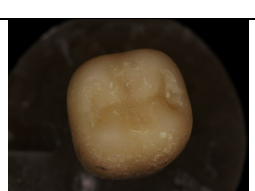
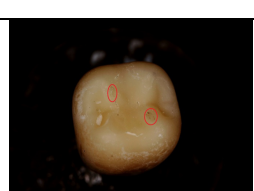
		Probekörper 1
		Probekörper 2
		Probekörper 3
		Probekörper 4
		Probekörper 5
		Probekörper 6
		Probekörper 7
		Probekörper 8

Tabelle 9: Telio® CS C&B

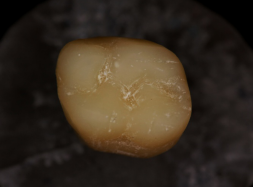

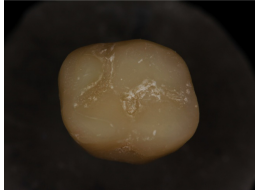

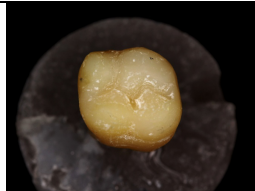





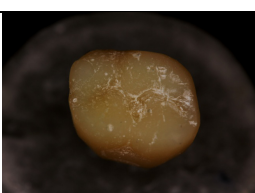

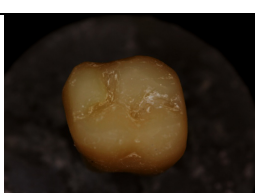

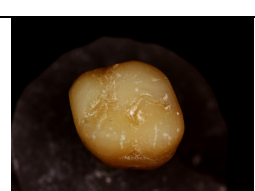

		Probekörper 1
		Probekörper 2
		Probekörper 3
		Probekörper 4
		Probekörper 5
		Probekörper 6
		Probekörper 7
		Probekörper 8

Tabelle 10: Unifast III












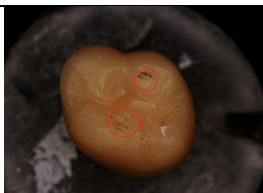




		Probekörper 1
		Probekörper 2
		Probekörper 3
		Probekörper 4
		Probekörper 5
		Probekörper 6
		Probekörper 7
		Probekörper 8

Tabelle 11: MaxiTemp® HP


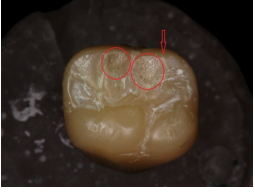
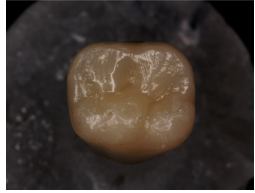

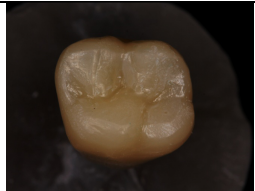











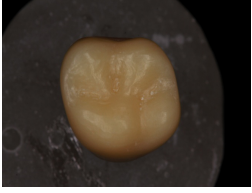

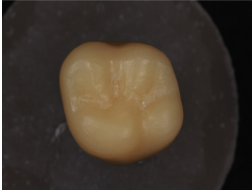

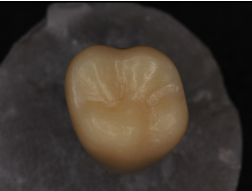



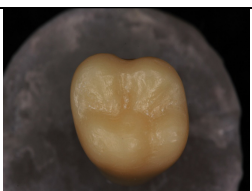

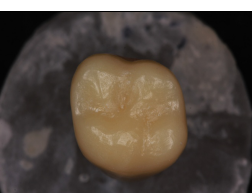





		Probekörper 1
		Probekörper 2
		Probekörper 3
		Probekörper 4
		Probekörper 5
		Probekörper 6
		Probekörper 7
		Probekörper 8

Tabelle 12: Cercon[®] base PMMA

		Probekörper 1
		Probekörper 2
		Probekörper 3
		Probekörper 4
		Probekörper 5
		Probekörper 6
		Probekörper 7
		Probekörper 8

8.3. Firmen/ Materialien

- 1) ProtempTM 4, 3M ESPE AG, Seefeld, D
- 2) Visalys[®] Temp, Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, D
- 3) Structur Premium, Voco GmbH, Cuxhaven, D
- 4) Luxatemp[®] Star, DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, D
- 5) ProtempTM Crown, 3M ESPE AG, Seefeld, D
- 6) Telio[®] CS C&B, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, D
- 7) Unifast III, GC Europe N.V., Leuven, B
- 8) MaxiTemp[®] HP, Henry Schein Dental Deutschland GmbH, München, D
- 9) Cercon[®] base PMMA, Dentsply DeguDent, Hanau, D
- 10) Multilink[®] Implant, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, D
- 11) ITI Standard Plus, Straumann GmbH, Freiburg, D
- 12) Wisil[®] D, Elephant Dental B.V., Hoorn, NL
- 13) Palapress[®] vario clear, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D
- 14) BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, D
- 15) SR-Orthotyp PE, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, D
- 16) PermadyneTM GarantTM (2:1), 3M ESPE AG, Seefeld, D
- 17) PermadyneTM PentaTM H, 3M ESPE AG, Seefeld, D
- 18) Cercon[®] smart ceramics, Dentsply DeguDent, Hanau, D
- 19) Punktstrahlgerät P-G 400, Harnisch + Rieth, Winterbach, D
- 20) Monobond[®] plus, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, D
- 21) EliparTM S10, 3M ESPE AG, Seefeld, D
- 22) Universalprüfmaschine Zwick Z010, Ulm, D
- 23) Excel, Version 7, Microsoft, Redmond, USA

9. DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. Handel danke ich sehr herzlich für die zur Verfügung Stellung der zahn-technischen Laborräume, um die für meine wissenschaftlichen Daten nötigen Laborarbeiten anzufertigen.

Ein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Lang für die Überlassung des Themas, die Anleitung und Hilfe sowohl bei den praktischen Arbeiten als auch bei der statistischen Auswertung und die großartige Betreuung.

Bei Herrn Dipl. Ing. PD Dr. Rosentritt und Herrn Laberer möchte ich mich für die Einweisung und Unterstützung am Kausimulator und der Universalprüfmaschine Zwick Z010 sehr herzlich bedanken.

Dem gesamten Laborteam um Herrn ZTM Hüttner danke ich für die freundliche Hilfestellung und Unterstützung bei jeglichen Fragen und Problemen während der Anfertigung der Laborarbeiten. Ein ganz besonderer Dank gilt hierbei Herrn ZTM Stemmer, der mich tatkräftig bei der Anfertigung der Cercon-Kronen unterstützte.

Herrn Laberer, Frau Dipl. Ing. Sybille Schneider-Feyrer und Frau Langer möchte ich für die nette Betreuung während der Anfertigung der Probekörper, den Versuchen und der Auswertung ein ganz besonderes Dankeschön aussprechen.

Zuletzt gilt der Dank auch meiner Familie und meinen Freunden, die mich während der Anfertigung dieser Studie immerzu moralisch unterstützt und motiviert haben.

Katharina Schönhammer