

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

**BRUCHFESTIGKEIT PROVISORISCHER BRÜCKEN
GELAGERT AUF IMPLANTATEN BZW. IMPLANTATEN UND ZÄHNEN**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Stefan Paleczek
aus Untergriesbach

2010

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

**BRUCHFESTIGKEIT PROVISORISCHER BRÜCKEN
GELAGERT AUF IMPLANTATEN BZW. IMPLANTATEN UND ZÄHNEN**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Stefan Paleczek
aus Untergriesbach

2010

Dekan: Prof. Dr. Bernhard Weber
1. Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
2. Berichterstatter : Prof. Dr. Dr. Peter Proff
Tag der mündlichen Prüfung: 16.02.2011

Meinen Eltern in großer Dankbarkeit gewidmet

Hinweis:

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

Inhaltsverzeichnis:

1.	Einleitung	
1.1.	Festsitzende Provisorien: Aufgaben und Anforderungen	01
1.2.	Implantologie in Deutschland	02
2.	Grundlagen	
2.1.	Werkstoffliche Grundlagen	
2.1.1.	Temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe	03
2.1.2.	Implantatmaterialien	07
2.2.	Herstellung der temporären Versorgung	
2.2.1.	Konventionelle Provisorienherstellung	10
2.2.2.	CAD/ CAM-Verfahren für Provisorien	11
2.3.	Untersuchungen von temporärem Zahnersatz in der Literatur	13
3.	Material und Methode	
3.1.	Fragestellung	15
3.2.	Versuchsdesign im Überblick	16
3.3.	Einteilung der Prüfgruppen	17
3.4.	Herstellung der Situationsmodelle	
3.4.1.	Prüfsituation „I“ in „Echtesituation“	
3.4.1.1.	Präparation der Pfeilerzähne	18
3.4.1.2.	Schaffung eines künstlichen Parodontiums	18
3.4.1.3.	Pfeilerposition der dreigliedrigen Brücke	20
3.4.2.	Prüfsituation „II“ in „Echtesituation“	21
3.4.3.	Prüfsituation „I“ als „Nachbau“	21
3.4.4.	Prüfsituation „II“ als „Nachbau“	22
3.5.	Herstellung und Kontakt der Antagonisten	
3.5.1.	Echtzahnantagonist	23

3.5.2.	Keramikkugel als Antagonist	23
3.5.3.	Kontaktposition der Antagonisten	24
3.6.	Herstellung der provisorischen Brücken	
3.6.1.	Direktes Verfahren	25
3.6.2.	Indirektes Verfahren	27
3.7.	Zementierung	27
3.8.	Dokumentation vor und nach künstlicher Alterung	
3.8.1.	Scans Bilder	28
3.8.2.	Digitalphotos	28
3.9.	Künstliche Alterung	
3.9.1.	Wasserlagerung	29
3.9.2.	Kausimulation	29
3.10.	Auswertung der Untersuchung	
3.10.1.	Abnutzung des Kaureliefs	30
3.10.2.	Bruchfestigkeit	31
3.10.3.	Bruchspaltverlauf	32
3.11.	Material	33
3.12.	Statistische Auswertung	35
4.	Ergebnisse	
4.1.	Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung nach Kausimulation	
4.1.1.	Vergleich zwischen der „Echtsituation“ und dem „Nachbau“	36
4.1.2.	Vergleich zwischen der Prüfsituation „IZ“ und „II“	37
4.1.3.	Vergleich der Kunststoffe verschiedener Hersteller	
4.1.3.1.	Prüfsituation „IZ“	40
4.1.3.2.	Prüfsituation „II“	42
4.2.	Bruchspaltanalyse	
4.2.1.	Prüfsituation „IZ“ als „Nachbau“	45
4.2.2.	Prüfsituation „II“ als „Nachbau“	47
4.2.3.	Prüfsituationen „IZ“ und „II“ in „Echtsituation“	48
4.3.	Abnutzung und Ausfälle	49

5.	Diskussion	
5.1.	Diskussion der Methode	
5.1.1.	In-vitro-Untersuchungen allgemein	51
5.1.2.	Künstliche Alterung der Proben	
5.1.2.1.	Wasserlagerung	53
5.1.2.2.	Thermische Wechselbelastungen	54
5.1.2.3.	Mechanische Belastungen	55
5.1.3.	Untersuchung der Bruchfestigkeit	57
5.2.	Diskussion der Ergebnisse	
5.2.1.	Bruchfestigkeitswerte	59
5.2.2.	Bruchspaltverlauf	65
5.2.3.	Visuell sichtbare Abnutzung und Ausfälle	67
5.3.	Klinische Schlussfolgerung	68
6.	Zusammenfassung	69
7.	Anhang	73
8.	Literaturverzeichnis	85
9.	Abbildungsverzeichnis	96
10.	Tabellenverzeichnis	98
11.	Danksagungen	99
12.	Lebenslauf	100

1. Einleitung

„Das Provisorium ist das Definitive“, so lautet ein altes Sprichwort aus Frankreich. Die Gültigkeit dieser Aussage findet sich in vielen Lebensbereichen und nicht zuletzt auch in der Zahnmedizin wieder. Hier stellen Provisorien einen wesentlichen Bestandteil einer erfolgreichen prothetischen Therapie dar [1] und müssen alle Funktionen einer definitiven Versorgung für einen gewissen Zeitraum erfüllen [2, 5].

1.1 Festsitzende Provisorien: Aufgaben und Anforderungen

Bei der Versorgung des Patienten mit festsitzendem Zahnersatz muss die zeitliche Spanne zwischen Präparation und Eingliederung der definitiven Restauration durch ein Provisorium überbrückt werden. Hierbei ergeben sich etliche Aufgaben und Anforderungen, die eine Übergangsversorgung erfüllen soll:

Zum einen müssen die provisorischen Kronen und Brücken der beschliffenen Zahnhartsubstanz Schutz vor physikalischen, chemischen und biologischen Reizen bieten [3]. Zum anderen ist es wichtig, die abgetragene Zahnhartsubstanz in ihrer ursprünglichen Dimension zu ersetzen, um die Kaufunktion und die Stabilisierung des präparierten Zahnes in der Zahnreihe gewährleisten zu können. Ein Provisorium muss Kippungen der Nachbarzähne bzw. Elongationen der Antagonisten vermeiden. Somit soll ein Provisorium in der statischen und in der dynamischen Okklusion mit den restlichen Zähnen harmonieren und sich in das stomatognathic System einfügen. Daher ist es auch die Aufgabe eines Provisoriums bei Auflösungen der Stützzone die vertikale und die transversale Kieferrelation zu bewahren [4].

Einen weiteren wichtigen Punkt stellt das Wohlbefinden des Patienten dar. Die Aspekte der Ästhetik und der Phonetik müssen im Sinne des Patienten Beachtung finden.

Darüber hinaus kommen den provisorischen Versorgungen noch Aufgaben in der exspektativen Diagnostik zu [2]. Durch eine zeitlich begrenzte Versorgung lässt sich die Erhaltungswürdigkeit von Pfeilerzähnen testen. Somit kann der Erfolg von präprothetischen Maßnahmen (Endodontie, Parodontosetherapie, chirurgische Vorbehandlung, etc.) vor einer endgültigen Versorgung überprüft werden.

Provisorien können auch funktionstherapeutische Maßnahmen übernehmen, beispielsweise im Rahmen einer okklusalen Neugestaltung. Somit dienen sie hier der Erprobung eines neuen Okklusionskonzeptes [6].

Um all diese Aufgaben in adäquater Weise erfüllen zu können, sind viele Anforderungen an den Werkstoff zu stellen. Diese lassen sich in herstellungstechnische und klinische Anforderungen unterteilen. Die Tabelle 1 zeigt einen kurzen Überblick [7].

Klinische Anforderungen	Herstellungstechnische Anforderungen
• Mechanische Festigkeit	• Einfache, schnelle Verarbeitung
• Biokompatibilität	• Gute Polierbarkeit
• Mundbeständigkeit/ Farbstabilität	• Reparaturfähigkeit
• Hygienefähigkeit	• Wirtschaftlichkeit
• Geringe Polymerisationstemperatur/ Schrumpfung	

Tab. 1: Auszug aus den Anforderungen an provisorische Werkstoffe [7]

1.2 Implantologie in Deutschland

Der Anfang der modernen Implantologie in der Zahnmedizin begann mit den Untersuchungen von Schröder und Branemark in der zweiten Hälfte des letzten Jahrhunderts. Bereits im Jahre 1966 prägte Branemark den Begriff der „Osseointegration“, wohingegen Schröder von einer „funktionellen Ankylose“ der Implantate im Kieferknochen sprach [8]. Branemark definierte die Osseointegration als direkten Verbund zwischen dem lebenden Knochen und der Implantatoberfläche. Histologisch gesehen handelt es sich dabei um ein direktes Aufwachsen von Knochen auf das Metall [9].

Erst im Jahre 1982 wurde die Implantologie durch die DGZMK wissenschaftlich anerkannt [8]. Seither stieg die Zahl der gesetzten Implantate enorm an. So lag die Zahl im Jahre 2000 für Deutschland noch bei etwa 200.000 gesetzten Implantaten [10]. Gegenwärtig geht man von 500.000 bis 1,2 Millionen Implantaten aus. Die Prognosen für die nächsten Jahre sagen noch weit größere Gesamtzahlen voraus [11]. Dieser enorme Anstieg zeigt, dass die prothetische Versorgung von Implantaten in der Zukunft immer wichtiger wird.

2. Grundlagen

2.1 Werkstoffliche Grundlagen

2.1.1 Temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe

Zur provisorischen Versorgung von präparierten Zähnen werden heutzutage hauptsächlich Kunststoffe verwendet (vgl. 2.2.1). Kunststoffe sind hochmolekulare Verbindungen, die durch chemische Umwandlung von Naturstoffen, oder durch Synthese aus niedermolekularen Substanzen erzeugt werden [12, 13]. Sie besitzen chemisch gesehen in ihrer Hauptkette ein Kohlenstoffgerüst und haben somit organischen Charakter. Die niedermolekularen Substanzen, aus denen die Kunststoffe aufgebaut sind, bezeichnet man als Monomere. Aus diesen reaktionsfähigen Einzelmolekülen entstehen durch Polymerisation, durch Polykondensation oder durch Polyaddition Makromoleküle, die man als Polymere bezeichnet. Die Kombination dieser Polymere mit anderen organischen und anorganischen Stoffen führt zu einer Vielfalt an Materialien mit unterschiedlichen Eigenschaften, je nach dem gewünschten Verwendungszweck.

Der Aufbau dieser Materialien ist sehr komplex [13] und besteht im Grunde aus folgenden Bestandteilen (vgl. Abb. 2.1):

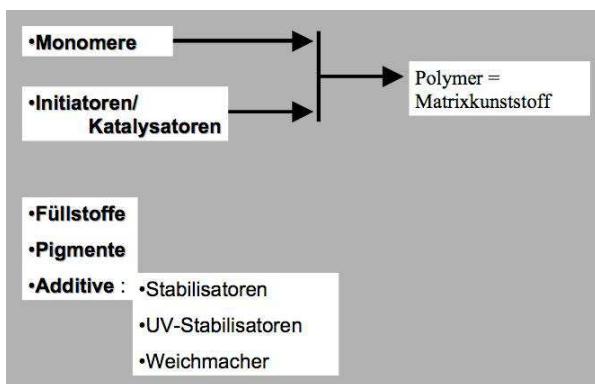


Abb. 2.1: Grundsätzlicher Aufbau eines Verbundpolymers [13]

Zur Auslösung der Kettenreaktion (Polymerisation) benötigt man Startermoleküle, so genannte Initiatoren. Diese zerfallen nach Aktivierung in energiereiche Moleküle (Radikale, vgl. Abb. 2.2). Im Gegenzug zu Katalysatoren nehmen sie an der Reaktion teil und werden verbraucht. Katalysatoren hingegen setzen die Aktivierungsenergie

herab und beschleunigen so die Reaktion und liegen nach der Reaktion unverbraucht vor [14]. Grundsätzlich gibt es drei Möglichkeiten Energie zuzuführen und somit eine Kettenreaktion zu starten [13]. Diese Einteilung erfolgt nach dem Aktivierungstyp (Initiatortyp):

1. Heißpolymerisate: Reaktionsstart durch Wärme

Bei diesen Kunststoffen wird Dibenzoylperoxid (DBPO) als Initiator verwendet.

2. Autopolymerisate oder Kaltpolymerisate: Start durch Mischung zweier Komponenten

Hier basiert das Initiatorsystem auf einem Redoxsystem auf Amin/ Peroxidbasis oder auf Barbitursäurebasis.

3. Photopolymerisate: Start durch Lichtzufuhr

Als Initiator kommt hier Kampherchinon zur Anwendung.

Die hierbei entstehenden Radikale reagieren mit den ungesättigten Doppelbindungen der Monomere. Sie spalten diese auf und lösen so den Kettenstart aus, wobei das Monomer nun selbst als Radikal wirkt.

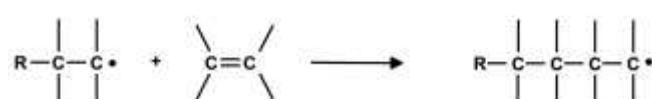


Abb. 2.2: Start einer Polymerisation [13]

Durch Zusammenschluss von mehrfunktionellen Monomeren kommt es zum Kettenwachstum und zur Vernetzung. Hierbei werden die Monomere durch dieses Wachstum und durch die Querverbindungen in einen polymeren Zustand übergeführt. Es entsteht eine Matrix, in welche Füllstoffe, Pigmente und Additiva eingebaut werden. Auf diese Weise bildet sich ein neuer Werkstoff mit unterschiedlichen physikalischen und chemischen Eigenschaften im Vergleich zu den Ausgangsstoffen.

Zum Abbruch dieser Kettenreaktion (vgl. 2.3) kommt es, wenn Radikale und aktivierte Monomere miteinander reagieren oder der Monomergehalt für eine weitere Reaktion zu gering geworden ist. Dieser verbleibt im Kunststoff und wird als Restmonomer bezeichnet.

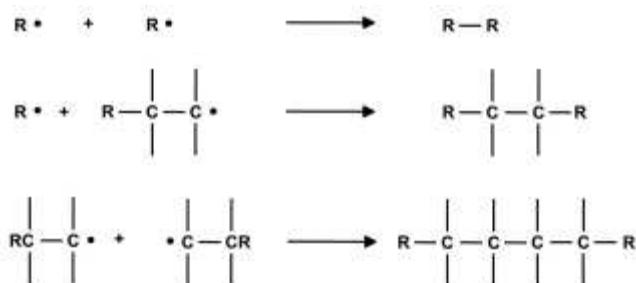


Abb. 2.3: Abbruch einer Polymerisation [13]

Um eine ungewollte, vorzeitige Polymerisation zu vermeiden und somit beispielsweise die Lagerzeit zu verlängern, werden dem Kunststoff Inhibitoren zugesetzt. Sie werden auch als Antioxidantien bzw. als Stabilisatoren bezeichnet und wirken als Radikalfänger. Als Beispiel ist Hydrochinon zu nennen [13].

Zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften (Abrasions-, Biege-, Druckfestigkeit, Vickershärte etc.) [15] werden Füllstoffe in die Kunststoffmatrix eingebettet. Diese anorganischen Partikel bestehen aus Quarz, Glas oder Keramik in unterschiedlicher Größe. Um einen dauerhaften Verbund zur organischen Matrix gewähren zu können, müssen sie über eine Verbundphase (sog. Silane, Copolymeren) in die Matrix eingebunden werden. Derartige Kunststoffe bezeichnet man als Verbundwerkstoffe oder auch als Komposite.

Damit die Kunststoffe zahnfarben und natürlich wirken, werden noch Pigmente in Form von Eisenoxiden zugegeben.

Speziell für den Verwendungszweck eines festsitzenden Provisoriums finden sich drei Gruppen von Kunststoffsystemen [7, 16, 42]:

1. Kunststoffe auf Basis von Polymethylmethacrylat/ Methylmethacrylat:

Diese Gruppe der Kunststoffe besteht aus auspolymerisiertem PMMA in Pulverform (Korndurchmesser ca. 0,02 mm), welches mit monomerer Flüssigkeit (MMA) angemischt wird. Die Flüssigkeit verkettet das Pulver miteinander. Je nach Initiatorsystem entstehen Heiß- oder Kaltpolymerisate.

2. Höhermolekulare Acrylate:

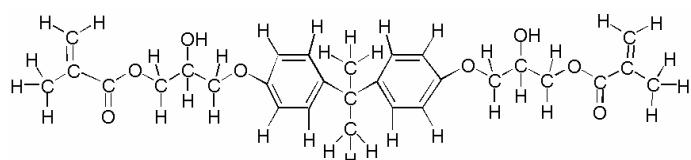
Dabei handelt es sich um selbsthärtende Pulver-Flüssigkeitspräparate aus Monomeren mit hohem Molekulargewicht, beispielsweise die Mischung aus Polyethylmethacrylat-Pulver (PEMA) mit iso-Butylmethacrylat-Flüssigkeit.

3. Kunststoffe auf Diacrylat-Basis:

Zur Verwendung kommen Monomere wie das Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (bisGMA, vgl. Abb. 2.2), Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), Urethandimethacrylat (UDMA) und weitere. In Kombination mit anorganischen und organischen Füllstoffen entstehen Verbundwerkstoffe, so genannte Komposite.

In der Regel handelt es sich dabei um ein Zweikomponentensystem, das jeweils in Pastenform vorliegt und durch eine Kartusche mit aufgesetzter Mischkanüle automatisch gemischt wird (Paste-Paste System). Es sind Autopolymerisate, die selber (chemisch) hären. Diese Art der Provisorienkunststoffe ist bedienerfreundlich, materialspezifisch den anderen überlegen und hat sich heutzutage mit einem Marktanteil von 75% in den meisten Zahnarztpraxen durchgesetzt [17, 100].

Wesentlich seltener sind lichthärtende Einkomponentenmaterialien zur Provisorienherstellung zu finden.



bisGMA

Abb. 2.4: Chemische Strukturformel von Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (bisGMA, „Bowen-Monomer“)

Durch zweierlei Initiatorensysteme entstehen so genannte dualhärtende Materialien (z.B. Luxatemp Solar, DMG®, Hamburg, D). Genau betrachtet handelt es sich um eine Kombination aus lichthärtendem und autopolymerisierendem Kunststoff. Die Polymerisation ist somit zweigeteilt. Eine erste partielle Härtung erfolgt im Mund des Patienten durch eine Autopolymerisation. Nach Entnahme vollzieht sich die Endpolymerisation dann außerhalb der Mundhöhle durch Lichtzufuhr. Auf diese Weise

kommt es zu einer Teilung der Reaktionstemperatur [7, 16]. Dies beugt einer Pulpaschädigung des präparierten Zahnes durch Wärme vor, welche bereits bei 42°C irreversibel ist [18].

2.1.2 Implantatmaterialien

Seit mittlerweile 30-40 Jahren gibt es Untersuchungen zu Implantaten. In dieser Zeit haben sich Design und Vorgehensweise laufend weiterentwickelt. Als Beispiele seien hier am Rande die subperiostalen Implantate oder Blattimplantate aus den Anfängen der Implantologie zu nennen. Einige Autoren sprechen sogar von der bedeutendsten Entwicklung in der Zahnmedizin [8]. Nicht nur an der Form, sondern auch am Material und an der Oberfläche werden laufend Neuerungen vorgestellt und erprobt. An den Werkstoff für enossal verankerte Implantate werden hohe Anforderungen gestellt. Beispielsweise sind die Biokompatibilität, das heißt die Fähigkeit eines Fremdkörpers im Knochengewebe aufgenommen zu werden und die mechanische Kompatibilität (z.B. Korrosionsstabilität, Bruchfestigkeit) [19] zu nennen. So muss ein Implantat in den Organismus integriert werden und zugleich den auftretenden Kaukräften standhalten. Nach Strunz (1985) besteht folgende Einteilung von alloplastischen Implantaten in Abhängigkeit der histologischen Reaktion des umgebenden Knochens (vgl. Tab. 2.1) [9].

	Histologische Reaktion	Materialbeispiele
Typ 1	Fibröse Narbe	- Stahllegierungen - Acrylate
Typ 2	Osteoidkontakt, Chondroidkontakt	- Stahllegierungen - Acrylate
Typ 3	Knochenkontakt	- Titan - Tantal - Aluminiumoxidkeramik - Zirkonoxid-Keramik
Typ 4	Knochenkontakt	- plasmabeschichtetes Titan - geätztes und gestrahltes Titan
Typ 5	Physiko-chemischer Knochenverbund	- Gesintertes Apatit - Tricalciumphosphatkeramik - Hydroxylapatitkeramik - Biogläser/ Biokeramiken

Tab. 2.1: Einteilung von Implantaten nach Strunz (1985) [9]

Bei der fibrösen Narbenbildung handelt es sich um eine Distanzosteogenese. Darunter versteht man die bindegewebige Umscheidung des Implantats mit evtl. Chondroit- oder Osteoidkontakt. Materialien, die auf diese Weise in den Körper eingebaut werden sind biotoleriert.

Beim Knochenkontakt lagert das Implantat reaktionslos im Gewebe (bioinert). Es liegt eine so genannte Kontaktosteogenese mit Druck- und Scherfestigkeit im Übergangsbereich vom Implantat zum umliegenden Gewebe vor.

Der physiko-chemische Knochenverbund stellt histologisch eine Verbundosteogenese dar. Es ist der aktive, bindegewebsfreie Einbau des Implantats in das umliegende Gewebe (bioaktiv). Dieser Knochenkontakt ist auf Zugfestigkeit belastbar.

Stahl, Edelmetalllegierungen und Acrylate haben in der heutigen Implantologie aufgrund der fehlenden Integration und der Korrosionsanfälligkeit keine Bedeutung mehr [9]. Die überwiegende Anzahl der Implantate besteht aus reinem bzw. legiertem Titan (Ti-6Al-4V oder Ti-6Al-Nb). Titan hat eine hohe Bruchfestigkeit, ist korrosionsfest und bildet mit dem Luftsauerstoff sofort eine passivierende Oxidschicht. Zur Vergrößerung der Knochenanlagerungsfläche sind die Implantatoberflächen unterschiedlich strukturiert [20]. Im Vergleich zu einer additiven Titanplasmabeschichtung haben sich Implantate mit geätzter oder gestrahlter Oberfläche (subtraktive Oberflächenvergrößerung [8]) durchgesetzt. Darüber hinaus kommen noch Titanimplantate mit unterschiedlichen Beschichtungen aus Hydroxylapatit oder anderen speziellen Stoffen vor [9]. Heutzutage gibt es rund 80 größere Hersteller, die ungefähr 300 Implantatvarianten aus Titan anbieten [22]. Somit kann der Werkstoff Titan zurzeit als Material der Wahl angesehen werden. In zahlreichen klinischen Studien weist er hohe Erfolgsraten sowohl medizinisch, als auch physikalisch auf [20].

Bei ungünstigen Weichgewebsverhältnissen oder dünner vestibulärer Knochenlamelle kann jedoch das graue Metall vor allem im Frontzahnbereich durchscheinen und ein ästhetisches Problem darstellen [23, 24]. Eine Lösung scheinen Implantate bzw. Implantataufbauten aus Keramik zu sein. Ihre Biokompatibilität ist mit der des Titans vergleichbar [25].

Eine Keramik, die früher als Implantatwerkstoff genutzt wurde, war das Aluminiumoxid (Al_2O_3 , vgl. das Tübinger Sofortimplantat). Diese Implantate wiesen jedoch schlechte Ergebnisse in der Bruchfestigkeit auf und hielten den Kaukräften nicht stand [26]. Erst in den letzten Jahren mit den Fortschritten in der Keramik wurde sie auch wieder für den Einsatz in der Implantologie interessant.

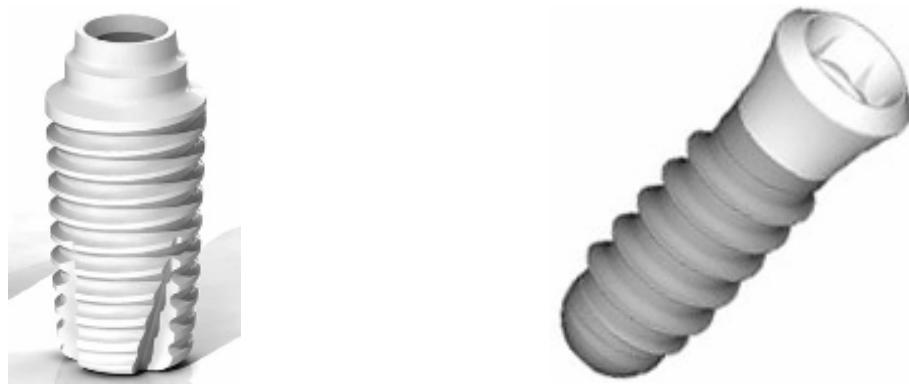


Abb. 2.5: Zirkonoxidimplantat Zeramex® von Dentalpoint (links) und ein Titanimplantat Standard® von Straumann (rechts);

Im Gegensatz zu früher kommt diesmal der Werkstoff Zirkoniumdioxid (ZrO_2) zum Einsatz. Dieses Material zeichnet sich durch eine hohe Biegefestigkeit von über 1000 MPa und einer Härte von 1200-1400 Vickers aus [27]. Um solch hohe mechanische Belastbarkeitswerte zu erreichen, wird das Zirkonoxid mit Yttriumoxid (Y_2O_3) partiell stabilisiert. Diese Hochleistungskeramik findet auch in Form von Stiften und als vollkeramische Kronen- und Brückenversorgung in der zahnärztlichen Prothetik Verwendung und hat sich in diesen Bereichen bewährt.

In-vitro-Untersuchungen zeigten, dass dieses Material in der Implantologie offensichtlich auch langfristigen Belastungen standhalten kann [28]. Das erste komplett aus Zirkonoxid hergestellte Implantat (Sigma) kam in den 90iger Jahren auf den Markt. Es war noch einteilig, wodurch es zu Störungen in der sensiblen Einheilphase kam. Aufgrund der noch ungenügenden Materialeigenschaften und der daraus resultierenden hohen Frakturrate wurde es jedoch wieder vom Markt genommen.

Durch die stetige Weiterentwicklung des Zirkonoxides haben mittlerweile mehrere Implantatsysteme die Marktreife erreicht. 2001 kam beispielsweise das Z-System (Z-Systems AG, Oensingen, CH) auf dem Markt. Zu diesen Zirkonoxidimplantaten gibt es mittlerweile zwar erste Untersuchungen, aber Langzeiterfahrungen fehlen noch [21, 22, 29, 30]. Das Implantat Zeramex® vom Zürcher Unternehmen Dentalpoint (vgl. Abb. 2.5, links) ist hingegen zweiteilig aufgebaut. Die Trennung von Implantat und Abutment soll eine ungestörte Einheilung garantieren.

Zu den Zirkoniumdioxidimplantaten lässt sich abschließend folgendes sagen: Erste klinische Studien scheinen viel versprechend zu sein, dennoch müssen noch Langzeitergebnisse abgewartet werden, bis sie in der Praxis empfohlen werden können [22, 23].

2.2 Herstellung der temporären Versorgung

2.2.1 Konventionelle Provisorienherstellung

Dem Zahnarzt stehen mehrere Möglichkeiten zur Verfügung, eine beschliffene Zahnhartsubstanz provisorisch zu versorgen. In der Tabelle 2.2 ist ein kurzer Überblick über mögliche Verfahren aufgezeigt [3]. Die detaillierte Beschreibung und Vorgehensweise ist einem Lehrbuch zu entnehmen. Hier bieten sich Bücher von K. Körber (1995) oder J. R. Strub (2005) an.

Grundsätzlich lassen sich zwei Vorgehensweisen unterscheiden [3]: Die direkte Herstellung von Provisorien erfolgt im Mund des Patienten. Dazu wird ein Abdruck des Zahnes vor der Präparation gemacht, welcher nachher als Negativform dient und mit Kunststoff aufgefüllt wird.

Bei der indirekten Methode wird die provisorische Versorgung nicht am Zahnarztstuhl, sondern in einem zahntechnischen Labor gefertigt. Der Zahntechniker stellt sie am einartikuliertem Modell her. Diese Vorgehensweise wird vor allem bei Langzeitprovisorien angewendet.

Direkt	1. Anfertigung im Mund <ul style="list-style-type: none">• Verwendung einer vor der Präparation am Patienten hergestellten Situationsabformung, z.B. aus Alginat oder Silikon• Verwendung vorgefertigter Einzelkronen, z.B. Frasaco®-Strip-Kronen• Umarbeiten alter Kronen und Brücken• Verwendung von auf Gipsmodellen tiefgezogenen Polyäthylenfolien, z.B. Erkolen®-Folien• Verwendung von im Labor über ein Wax-up bzw. eine Zahnaufstellung hergestellten Silikonschlüssel• Adhäsivprovisorien
Indirekt-direkt	2. Schalenprovisorien <ul style="list-style-type: none">• Präparationstechnik• Ausschleiftechnik• Dünnschichttechnik
Indirekt	3. laborgefertigtes Langzeitprovisorium (mit/ ohne NEM-Gerüst)

Tab. 2.2: Herstellungsmöglichkeiten von festsitzenden Provisorien [3]

2.2.2 CAD/ CAM-Verfahren für Provisorien

Computer werden in unserer Zeit immer wichtiger. Im alltäglichen Leben ist ihr Einsatz heutzutage nicht mehr wegzudenken. So hält das Computerzeitalter auch in der Zahnmedizin bzw. Zahntechnik immer mehr Einzug.

Eine wichtige Position nimmt dabei das CAD/ CAM-Verfahren zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz ein. Dabei steht CAD für computer aided design. Darunter versteht man die digitale, dreidimensionale Konstruktion des Zahnersatzes am Computer. Mit Hilfe von CAM (computer aided manufacturing) erfolgt mit den entsprechenden Daten von CAD die Herstellung des Zahnersatzes durch eine automatisierte Frä-/ Schleifeinheit [32]. In vielen Bereichen des Maschinen- und Werkzeugbaus haben sich derartige CNC Bearbeitungsmaschinen (computerized numerical control) seit Jahren bewährt und mit großem Erfolg durchgesetzt.

In der Zahnmedizin gibt es aber keine gleichen „Werkstücke“, so dass jede Versorgung eine individuelle Einzelanfertigung darstellt. Voraussetzung für die Herstellung ist eine exakte Erfassung des präparierten Zahnes. Dies funktioniert sowohl im Chairside-, als auch im Labside-Verfahren. Die Chairside-Methode kommt ohne konventionelle Abformung aus. Mit Hilfe einer Intraoralkamera wird von der Präparation ein optischer Abdruck erstellt. Dies ermöglicht ein direktes Einsetzen der fertigen Versorgung noch in derselben Sitzung [31, 34]. Beim Labside-Verfahren geschieht die Datenerfassung durch Einstellen des Zahnes außerhalb der Mundhöhle. Dazu sind eine konventionelle Abformung und ein Meistermodell aus Gips notwendig [35]. In beiden Fällen erfolgt die Datenerfassung in der Regel über einen optischen Abdruck. Dies funktioniert über eine Laserabtastung oder über Streulichtverfahren [33]. Das Prinzip der Triangulation funktioniert, indem der präparierte Stumpf aus einer Richtung beleuchtet und aus einer anderen optisch erfasst wird. Diese Signale werden von einem Sensor aufgefangen und digitalisiert.

Durch unterschiedliche Softwareprogramme wird dieser Datensatz dann dazu verwendet, um die jeweilige prothetische Versorgung am Bildschirm zu konstruieren. Diese virtuell gestaltete Versorgung wird an eine vollautomatisierte Frä-/ Schleifeinheit gesendet, welche sie dann umsetzt. Als Pionier auf diesem Gebiet wurde bereits im Jahre 1988 das Cerec®-System in die Zahnmedizin eingeführt [32]. Ein Hauptproblem der damaligen Systeme war die noch zu geringe Rechnerleistung der Personalcomputer. Die große Datenmenge konnte noch nicht adäquat verarbeitet

werden. Mit Fortschritt in der Computertechnologie stieg in den letzten Jahren auch das Interesse der Dentalindustrie an solchen Systemen. So finden sich immer mehr CAD/CAM Systeme auf dem Markt (vgl. Abb. 2.6). Der Hauptverwendungszweck solcher Systeme besteht heute in der Verarbeitung von Hochleistungskeramiken, insbesondere von Zirkoniumdioxid und Glaskeramiken. Ihr Indikationsbereich ist weit gefächert [36]: Er umschließt die Möglichkeit Inlays, Kronen- und Brückengerüste, aber auch Kronen mit anatomisch gestalteter Kaufläche zu fertigen. Laut Hersteller können Brückengerüste mit bis zu 14 Gliedern aus einem Rohling herausgefräst werden.

Seit einiger Zeit bieten namhafte Hersteller (z.B. Vita®, Bad Säckingen, D) auch Kompositblöcke zur Anfertigung von Provisorien an. Gegenüber den konventionell gefertigten Provisorien im direkten und indirekten Herstellungsverfahren ergeben sich durch die CAD/ CAM-Systeme einige Vorteile [37]:



Abb. 2.6: CAD/ CAM System inLab® der Firma Sirona mit Scanner, Computer und Fräseinheit;

Bei den Materialblöcken handelt es sich um Hochleistungs-Polymer-Kompositblöcke, welche unter konstanten, optimalen Bedingungen industriell gefertigt werden. Verarbeitungsfehler durch den Zahnarzt bzw. Zahntechniker sind somit ausgeschlossen. Die Qualität der Materialien ist standardisiert und weist eine hohe Homogenität auf. Es sind auspolymerisierte Rohlinge, welche einen geringen Restmonomergehalt aufweisen und keiner Polymerisationsschrumpfung mehr unterliegen. Als ein großer Vorteil ist auch zu nennen, dass die Daten einer solchen Restauration gespeichert werden und so jederzeit abrufbar sind. Daher ist eine Neuanfertigung, z.B. nach Bruch in sehr kurzer Zeit und sogar in Abwesenheit des Patienten möglich.

2.2 Untersuchungen von temporärem Zahnersatz in der Literatur

In der zahnmedizinischen Fachliteratur finden sich viele Publikationen, die sich mit festsitzenden Provisorien beschäftigen. Oftmals werden neue Materialien und Herstellungstechniken miteinander verglichen. Ein häufig ausgewähltes Untersuchungsziel stellt die Messung der Bruchfestigkeit dar. Sie spielt für die Beurteilung der Haltbarkeit eines Kunststoffes eine sehr wichtige Rolle [38].

Das Grundproblem solcher In-vitro-Untersuchungen besteht darin, dass die Ergebnisse nur schwer miteinander zu vergleichen sind und stark voneinander abweichen können [39] (vgl. 5.1 Diskussion der Methode). Nachfolgend finden sich Zusammenfassungen aus aktuellen Publikationen:

Pfeiffer und Grube veröffentlichten im Jahre 2006 eine Studie über die Bruchfestigkeit von viergliedrigen provisorischen Brücken. Getestet wurden Brücken aus verschiedenen Materialien mit einer unterschiedlichen Höhe des Brückenzwischengliedes. Die durchschnittliche Bruchfestigkeit reichte von 83,0 bis 625,9 N für eine Höhe des Brückengliedes von 4,3 mm und von 97,2 bis 893,7 N für eine Höhe von 5,8 mm.

Es zeigte sich, dass die Festigkeit signifikant vom Material, nicht aber von der Höhe des Zwischengliedes abhängig war. Die höchsten Werte erreichte das faserverstärkte Kompositsystem Targis/ Vectris [40].

Rosentritt et al. testeten im Jahre 2005 die Dauer- bzw. die Frakturfestigkeit von dreigliedrigen provisorischen Brücken vor und nach künstlicher Alterung. Simuliert wurde eine Tragedauer von zwei Jahren. Die Kontrollgruppe, ohne thermomechanische Belastung wies Festigkeitswerte von 553 bis 1001 N auf. Nach Kausimulation waren bei den Brücken aus bis-Acrylatkomposit keine signifikanten Unterschiede zu der Kontrollgruppe erkennbar. Die Polymethylmethacrylat-Brücken hingegen hielten den Belastungen im Kausimulator nicht stand und brachen schon vor der Bruchfestigkeitsmessung.

Alle getesteten bis-Acryl-Komposite zeigten ähnlich hohe Bruch- und Dauerfestigkeitswerte. Im Gegensatz zu den aus PMMA hergestellten Brücken, würden sie sich auch als Langzeitprovisorien eignen. Unter den getesteten Kunststoffen erreichte das Material Struktur Premium die höchsten Werte [41].

Stawarczyk et al. verglichen in einer Studie aus dem Jahre 2008 die Bruchlast von dreigliedrigen provisorischen Brückengerüsten. Verwendet wurden traditionell hergestellte Direktprovisorien (CronMix K), unterfütterte Eierschalenprovisorien (Integral esthetic press mit Temp 2000) und zwei mittels moderner CAD/ CAM-Technik gefertigter Provisorien (artBloc Temp, CAD-Temp). Nach der Herstellung fand sofort die Bruchfestigkeitsprüfung statt.

Die Werte der Eierschalenprovisorien und die des CAD/ CAM-Kunststoffes artBloc Temp lagen im Bereich von etwa 350 N und waren nicht signifikant verschieden. Der zweite, im Fräsvorfahren verarbeitete Kunststoff CAD-Temp wies niedrigere Werte (etwa 300 N) auf. Diese waren aber noch signifikant höher als die Festigkeit der Direktprovisorien (ca. 180 N) [42].

3. Material und Methode

3.1 Fragestellung

Das Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war es, verschiedene provisorische Kronen-/Brückenmaterialien miteinander zu vergleichen.

Die Untersuchung umfasste zum einen eine starr-bewegliche, zum anderen eine rein starre Lagerung einer dreigliedrigen Kunststoffbrücke. Als Brückenpfeiler kamen echte Implantate bzw. Implantatnachbauten und Humanzähne bzw. Kunststoffzähne zum Einsatz.

Beurteilt wurden die Überlebens- und die Ausfallrate der Prüfkörper während einer künstlichen Alterung von einem Jahr (Kausimulation) und die visuell erkennbaren Verschleißstellen am Höckerrelief. Beim anschließenden Bruchtest wurden die Bruchfestigkeitswerte ermittelt und der Verlauf des Bruchspaltes analysiert.

3.2 Versuchsdesign im Überblick

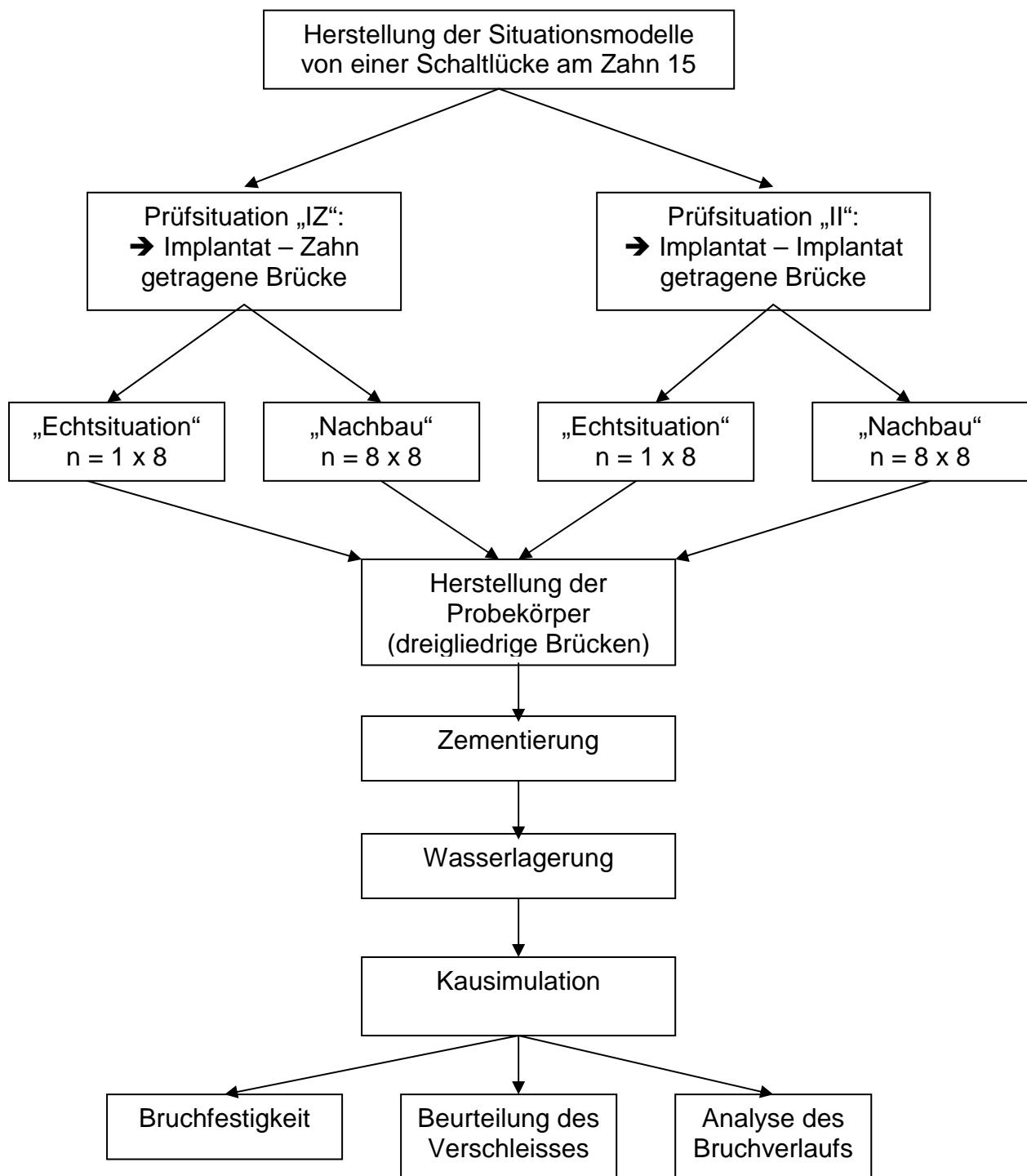


Abb. 3.1: Ablauf der Untersuchung, n gleich Anzahl der Prüfkörper

3.3 Einteilung der Prüfgruppen

Der vorliegenden Untersuchung lag die Modellsituation einer einspannigen, dreigliedrigen Brücke (14 auf 16) zu Grunde. Der erste Brückenpfeiler in Regio 14 stellte ein Implantat dar. Der zweite Pfeiler in Regio 16 war entweder ein beweglich gesockelter Zahn (Prüfsituation „IZ“) oder auch ein Implantat (Prüfsituation „II“). Die Schaltlücke am 15 wurde durch ein frei schwebendes Brückenglied geschlossen (vgl. Abb. 3.2).

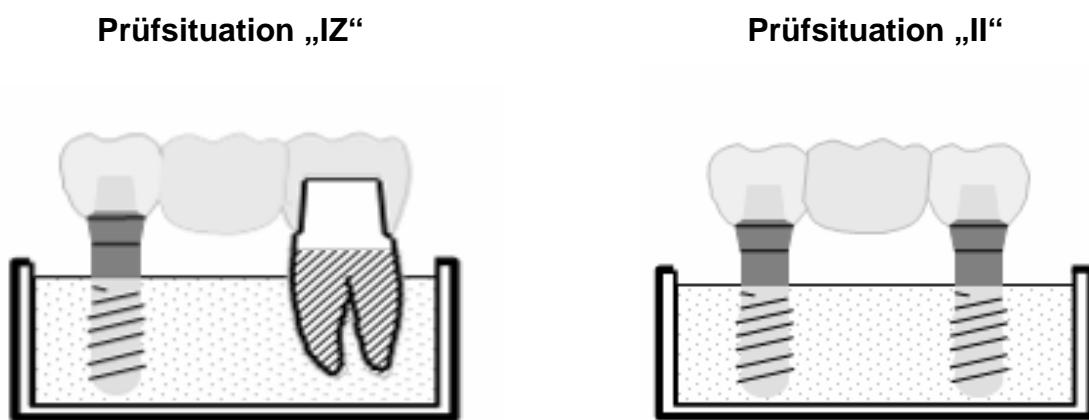


Abb. 3.2: Prüfsituation „IZ“ = Implantat – Zahn getragene Brücke, Prüfsituation „II“ = Implantat – Implantat getragene Brücke

Darüber hinaus erfolgte eine weitere Unterteilung in eine „Echtsituation“ und in einen „Nachbau“.

Bei der „Echtsituation“ dienten entweder zwei original Straumann® Standard Implantate (Straumann, Freiburg, D, enossaler Durchmesser von 3,3 mm) als Pfeiler oder ein Straumann® Standard Implantat zusammen mit einem echten Humanzahn (Oberkiefermolar). Alle Implantate wurden mit einem aufschraubbaren Sekundärteil versehen (RN solid abutment 6° Höhe 5,5 mm, grey, Ti).

Beim „Nachbau“ hingegen wurden statt den originalen Implantaten „Ersatzimplantate“ verbaut. Dabei handelte es sich um einteilige Titanstifte, welche durch den mechanischen Vorgang der Zerspannung in Implantatform mit identischen Abmessungen gebracht worden sind. Statt den echten Zähnen wurden Kunststoffzähne aus Palapress Vario® (Heraeus Kulzer, Hanau, D) verwendet. Hierbei diente ein Moritazahn® (Morita Europe, Dietzenbach, D) als Vorlage.

Um die verschiedenen Kunststoffe gleichzeitig testen und eine effizientere Auslastung des Kausimulators gewährleisten zu können, wurden insgesamt 60 Modelle dieser Schaltlückensituation angefertigt.

3.4 Herstellung der Situationsmodelle

3.4.1 Prüfsituation „IZ“ in „Echtesituation“

Neben einem Implantat wurde hier ein Oberkiefermolar als zweiter Pfeiler verwendet. Diese Zähne, die in einer 0,5%igen Chloraminlösung gelagert waren, durften weder Karies noch Füllungen aufweisen. Konkremeante und Reste des natürlichen Zahnhalteapparates wurden mechanisch mit einer Universalkürette entfernt und anschließend mögliche Verfärbungen mit einer Polierpaste (Nupro®, mittel, Dentsply, Konstanz, D) beseitigt.

3.4.1.1 Präparation der Pfeilerzähne

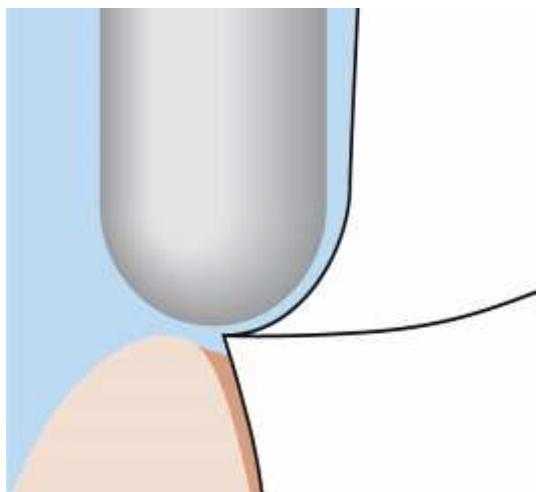


Abb. 3.3: Hohlkehle als Präparationsform

Als Präparationsform kam eine zirkulär ausgeprägte Hohlkehle von 1 mm zum Tragen (vgl. Abb.3.3). Der Abtrag an Zahnhartsubstanz betrug okklusal 1 mm, am tragenden Höcker 1,5 mm. Zusätzlich bekam der palatinale Höcker noch eine funktionelle Abdachung. Präpariert wurde mit einem Diamanttorpedo und mit einer Walze (mittlere Körnung 107-126 µm, Henry Schein, Melville, USA) unter Wasserkühlung mit einem roten

Winkelstück (Schnellläufer 5:1, Sirona T1 classic, Bensheim, D) am Behandlungsstuhl (Sirona M1, Bensheim, D).

Die Drehzahl lag hochtourig bei etwa 120.000 Umdrehungen pro Minute. Anschließend wurden die präparierten Stümpfe noch finiert (roter Torpedo, 40µm, Henry Schein, Melville, USA) und mit Chlorhexamed® (Fluid, 0,1%, Bühl, D) desinfiziert.

3.4.1.2 Schaffung eines künstlichen Parodontiums

Die physiologische horizontale Zahnbeweglichkeit beträgt bei Molaren, gemessen an der Zahnkrone bei einer Auslenkungskraft von 5 N etwa 60 µm [43]. Zur Nachahmung

dieser Mobilität musste ein künstliches Parodontium aus Polyether (Impregum®, 3M Espe, Seefeld, D) geschaffen werden. Dieses Verfahren geht auf Untersuchungen von Scharnagl et al. aus dem Jahre 1998 zurück [44] und wurde hier folgendermaßen durchgeführt:

Zunächst säuberte man die Wurzeln der Zähne mit einem Sandstrahlgerät bei einem Druck von 3 bis 5 bar. Danach wurden die Wurzeln der Zähne mit einem Platzhalter für den Polyether versehen. Dies geschah mit Hilfe von Tauchwachs (Fa. Bredent, Senden, D), das in einem Tauchofen (Micro Dura Dip, Fa. Girrbach, Pforzheim, D) aufgeheizt wurde. Dort hinein versenkte man die Wurzeln der Zähne bis zur Schmelz-Zement-Grenze ein erstes Mal für zwei Sekunden und dann noch zweimal für je eine Sekunde, um eine definierte Stärke an Wachs zu erhalten. Im Anschluss daran wurde überschüssiges Wachs bis kurz unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze (2-3 mm) mit einem scharfen Skalpell zurück geschnitten. Oberhalb dieser Wachsgrenze umschloss man den Zahn mit Boxingwachs® (KerrHawe, Bioggio, CH) ringförmig, um eine sichere Position des Zahnes in einer zylinderförmigen Silikonform zu gewährleisten. Diese Form füllte man bis zum Rand mit einem Kaltpolymerisat (Palapress Vario®, transparent, Heraeus Kulzer, Hanau, D) auf und positionierte die Zähne darin senkrecht. Grobe Überschüsse wurden zusammen mit dem Boxingwachs® noch im schneidbaren Zustand des Kunststoffes mit einer Kronenschere entfernt. Wichtig war, die natürlichen Zähne während der Sockelung feucht zu halten und somit vor Austrocknung zu schützen.

Nach Abschluss der Polymerisation des Kunststoffes (Autopolymerisat, etwa 20 min) wurde die Oberfläche noch mit einer kreuzverzahnten Hartmetallfräse (rot, Henry Schein, Melville, USA) glatt geschliffen. Anschließend schuf man einen Konter aus Hartgips (Moldano® blau, Heraeus Kulzer, Hanau, D). Dazu wurde die Silikonform diesmal mit Gips angefüllt und die Zähne mit der Krone voran darin versenkt. Nach Aushärten des Gipses brachte man noch eine Markierungsline, senkrecht über den Kunststoffsockel und den Gips verlaufend an, um die spätere Repositionierung zu erleichtern.

Dann legte man die gesockelten Zähne mit dem Gipskonter für eine Minute in heißes Wasser (90°C), um das Tauchwachs zu erweichen. So ließen sich die Wurzeln leicht aus dem Kunststoff lösen. Das noch erweichte Wachs entfernte man von der Wurzel und aus der Kunststoffform (PalapressVario®, Heraeus Kulzer, Hanau, D) mechanisch mit einem Handinstrument bzw. mit einem Dampfstrahler (Aquaclean 3, Degussa

Dental, Essen, D). Auf diese Weise erhielt man einen gleichmäßigen Abstand zwischen Wurzeloberfläche und Kunststoffsockel.

Anschließend wurden noch die Wurzeln und der dazugehörige Kunststoffblock mit einem Sandstrahlgerät (Harnisch und Rieth, P-G 360/3, Winterbach, D) mit Korund der Partikelgröße 120 µm (Harnisch und Rieth, Winterbach, D) 15 Sekunden lang mit 2 bar Druck angeraut und mit einem Polyetheradhäsiv (3M Espe, Seefeld, D) bestrichen. Mit rosa Modellierwachs (Vorbereitungswachs, Henry Schein, Melville, USA) verschloss man noch das Foramen apikale aller Zähne.

Daraufhin wurden die Lumini der Kunststoffsockel mit dem Polyether Impregum® (3M ESPE, Seefeld, D) angefüllt und der im Konter gefasste Zahn darin reponiert.

Nach Aushärten des Polyethers (20 min) wurde der Gipskonter mit einer Gipsschere abgesprengt und überschüssiger Polyether mit einem Skalpell entfernt.

Durch dieses Verfahren konnte eine definierte Schichtdicke von etwa 0,75 mm an Abformmaterial sichergestellt werden. Das elastisch bleibende Impregum® gewährleistete somit eine Beweglichkeit der Molaren in annähernd physiologischen Grenzen.

3.4.1.3 Pfeilerposition der dreigliedrigen Brücke

Neben dem beweglich gesockelten Molar wurde als zweiter Brückenpfeiler ein Straumann® Standard Implantat (Straumann, Freiburg, D) starr in die Brückensituation mit einbezogen. Dazu wurden zylindrische Edelstahltöpfe mit einer Dimension von 5 auf 3 cm bis zum oberen Drittel mit einer Silikonknetmasse (Giroform®-putt, Amann Girrbach, Koblach, A) angefüllt. Diese Metalltöpfe konnten später dann im Kausimulator eingebaut werden.

In dieses Knetsilikon positionierte man das Implantat und den Humanzahn zusammen mit seinem künstlichen Parodont in gleicher Höhe, senkrecht und in einem Abstand von 15 mm zueinander (Schieblehre, Metallwinkel, Mitutoyo, Kawasaki, J). Dies gewährleistete eine gemeinsame Einschubrichtung und den vorgegebenen Abstand der beiden Brückenpfeiler.

Man fixierte beide Brückenpfeiler in dieser Position zueinander, indem man auf das Knetsilikon in die Metalltöpfe eine dünne Schicht (etwa 2 mm) flüssiges Palapress Vario® (Heraeus Kulzer, Hanau, D) gab. Der Kunststoff wurde im Drucktopf (Polymax1®, Dreve Dentamid, Unna, D) unter zwei bar Druck 20 Minuten lang

polymerisiert. Anschließend löste man vorsichtig die dünne Kunststoffschicht mit den darin fixierten Pfeilern aus dem Metalltopf. Daraufhin entfernte man das gesamte Knetsilikon und säuberte die dünne Kunststoffschicht mit dem Sandstrahler. Dann wurde der Metalltopf mit Palapress Vario® aufgefüllt und die fixierte Brückensituation darauf gesockelt. Nach dem Aushärten des Kunststoffes (20 min) lag ein Situationsmodell vor, bei dem das Implantat starr und der Humanzahn beweglich gelagert waren. Auf diese Weise wurden acht Einzelmodelle hergestellt.

3.4.2 Prüfsituation „II“ in „Echtsituation“



Abb. 3.4: Situationsmodell „II“

Bei der Prüfsituation „II“ wurden als Brückenpfeiler zwei echte Straumann® Standard Implantate (Straumann, Freiburg, D) verwendet. Diese Implantate wurden in gleicher Höhe und in einem Abstand von 15 mm zueinander gesockelt. Sie standen unbeweglich und parallel zueinander. Als Trägermaterial verwendete man wieder Palapress Vario® (transparent, Heraeus Kulzer, Hanau, D). Es wurde wie unter 3.4.1.3 beschrieben in analoger Weise vorgegangen. Hier wurden acht Modelle angefertigt.

3.4.3 Prüfsituation „IZ“ als „Nachbau“

Anstelle eines echten Molars wurde hier der Moritazahn® 16 (Morita Europe, Dietzenbach, D) verwendet. Dieser wurde in der gleichen Weise wie die Humanzähne mit einer ausgeprägten, zirkulären Hohlkehle präpariert (vgl. 3.4.1.1). Nach Politur dieses Kunststoff Zahnes mit einem Ziegenhaarbürrstchen musste dieser vervielfältigt werden:

Dazu wurde an den Wurzeln jeweils ein Gusskanal (Wachsdraht, 3,5 mm, YETI DENTAL, Engen, D) angebracht und der Zahn mit seiner Krone voran in einer Kunststoffdose fixiert. Diese Dose wurde mit blauer Silikondubliermasse (Additionsvernetzendes Silikon, Deguform®, Degudent, Hanau, D) bis zum Rand aufgefüllt. Im erhärtenden Zustand schnitt man diese Duplierform mit einem scharfen

Skalpell von zwei Seiten auf und entfernte den Moritazahn® (Morita Europe, Dietzenbach, D) samt dem Wachsdraht.



Abb. 3.5: Kunststoffpfeiler

In diese Hohlform füllte man flüssigen Kunststoff (Palapress Vario®, farblos, Heraeus Kulzer, Hanau, D) und ließ ihn im Drucktopf (Polymax1®, Dreve Dentamid, Unna, D, 2 bar, 20 min) aushärten.

Den so entstandenen Zähnen wurden mit einer kreuzverzahnten Hartmetallfräse (Henry Schein, Melville, USA) die Gusskanäle abgetrennt und die Gussfahnen entfernt. Im Anschluss polierte man sie mit einem Ziegenhaarbürtchen bei 10.000 Umdrehungen pro Minute. Rund 50 Stück solcher

Kunststoffzähne wurden hergestellt (vgl. Abb. 3.5). Auch für diese Ersatzzähne wurde entsprechend der Methode nach Scharnagl et al. (1998) ein künstliches Parodont aus Polyether (vgl. 3.4.1.2) geschaffen [44].

Nach analogem Vorgehen zur „Echtsituation“ (vgl. 3.4.1.3) wurden diese Kunststoffzähne zusammen mit den Ersatzimplantaten (einteilige Titanstifte) zu einer Brückensituation gesockelt. Insgesamt 32 solcher Einzelmodelle wurden angefertigt.

3.4.4 Prüfsituation „II“ als „Nachbau“

Aus 32 Ersatzimplantaten (einteilige Titanstifte) wurden 16 Situationsmodelle hergestellt. Als Brückenpfeiler dienten demnach zwei starr gelagerte Implantate. Das Vorgehen war entsprechend dem der „Echtsituation“ (vgl. 3.4.2).

3.5 Herstellung und Kontakt der Antagonisten

Im Rahmen der künstlichen Alterung wurden die provisorischen Brücken (vgl. 3.6) im Kausimulator durch Antagonisten belastet. Hierbei unterschied man wieder zwischen einer „Echtsituation“ und einem „Nachbau“.

3.5.1 Echtzahnantagonist

Als Echtzahnantagonisten wurden acht karies- und füllungsfreie Unterkiefermolare verwendet. Diese Zähne fixierte man mit Palapress Vario® (Heraeus Kulzer, Hanau, D) in kleinen Metalltöpfchen. Über ein M6-Gewinde ließen sie sich in den Kausimulator einbauen und konnten so während der thermomechanischen Belastung als Antagonisten auf die Brücken einwirken.

3.5.2 Keramikkugel als Antagonist



Beim „Nachbau“ wirkte statt eines echten Zahnes eine Keramikkugel auf die Prüfkörper ein. Hierzu wurde eine genormte Steatit-Keramikkugel mit einem Durchmesser von 6 mm verwendet. Dabei handelt es sich um einen anorganischen Werkstoff auf der Basis natürlicher Rohstoffe, der überwiegend Magnesiumsilikat enthält. Die Konstanz (Form, Größe und Härte) der Keramikkugeln gewährleistete eine eindeutige, reproduzierbare Zuordnung zwischen Agonist und Antagonist.

Zu deren Aufnahme wurden Metallstempel verwendet, die sich in den Kausimulator einbauen ließen. Die Befestigung der Keramikkugel in diesen Metallstempeln erfolgte adhäsiv mit einem dualhärtenden (chemisch und lichthärtend) Befestigungskomposit (Variolink II®, Ivoclar Vivadent, Schaan, Fl):

Zur Vorbereitung wurden die Stempel und die Keramikkugeln gesäubert und mit 70%igem Alkohol entfettet. Dann ätzte man die Kugeln mit 5%iger Flusssäure für zwei Minuten an einer Seite an. Im Anschluss daran wurde das Ätzgel mit Wasser abgespült und mit Druckluft getrocknet. Nach der Trocknung erfolgte die Silanisierung, indem Monobond S (Ivoclar Vivadent, Schaan, Fl) aufgetragen wurde und 60 Sekunden lang einwirkte. Somit schuf man einen Verbund zwischen Keramik und Befestigungskomposit. Dann trug man ein Bonding (Excite®, Ivoclar Vivadent, Schaan, Fl) auf und bewahrte die Keramikkugel vor Licht.

Die Metallstempel wurden mit 37%iger Phosphorsäure (Total Etch®, Ivoclar Vivadent, Schaan, Fl) für 20 Sekunden angeätzt und abgespült. Nach dem Trocknen brachte man dünnsschichtig ein Bonding (Excite®, Ivoclar Vivadent, Schaan, Fl) auf, ließ es 10 Sekunden einwirken und härtete es anschließend 20 Sekunden lang mit Blaulicht

(Heliolux DLX, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL). Dann bereitete man den Befestigungskomposit vor. Dazu wurden die Base und der dünn fließende Katalysator im Verhältnis 1:1 angemischt und mit einem Heidemannspatel in den Stempel eingebracht. Ohne die vorbehandelte Seite der Keramikkugel zu berühren, wurde diese in den Stempel hineingesetzt und grobe Überschüsse sofort entfernt. Anschließend erfolgte die endgültige Aushärtung für 2 x 40 Sekunden. Nach zwei Einsätzen im Kausimulator wurden die Keramikkugeln jeweils ausgetauscht und durch neue ersetzt.

3.5.3 Kontaktposition des Antagonisten

Während der Kausimulation wirkte der Antagonist zwischen dem Brückenzwischenglied (Regio 15) und dem Molar bzw. dem Implantat (Regio 16) auf die provisorischen Brücken ein (vgl. Abb. 3.7). An diesem Belastungszentrum wurden nach der künstlichen Alterung auch die Bruchwerte ermittelt (vgl. 3.10.2).



Abb. 3.7: Ausschnitt der Situationsmodelle „I“ und „II“ mit aufgesetzten provisorischen Brücken (Prüfkörper) und Andeutung der Position der einwirkenden Antagonisten (Pfeile)

3.6 Herstellung der provisorischen Brücken

Insgesamt standen nun 60 Modelle der Brückensituation 14 auf 16 zur Verfügung. Nach diesen Vorbereitungen konnte nun mit deren Versorgung durch provisorische Brücken begonnen werden. Sie stellten die eigentlichen Prüfkörper der vorliegenden Untersuchung dar und wurden aus Kunststoffen unterschiedlicher Hersteller sowohl in direkter, als auch in indirekter Weise angefertigt (vgl. 3.11 Material).

3.6.1 Direktes Herstellungsverfahren

Für die direkte Herstellung der Brückenprovisorien musste eine Negativform geschaffen werden. Hierzu diente ein Situationsmodell als Vorlage. Dieses wurde mit Alginat (Alginat quick, plus, Henry Schein, Melville, USA) abgeformt und mit Superhartgips (Primus Plus apricot®, Klasse 4 Dental, Augsburg, D) ausgegossen. Auf diesem Gipsmodell wurde eine geschlossene Zahnreihe aus Wachs modelliert (IQ Modellierwachs, grau, Yeti-Dental, Engen, D). Auf dem Implantat wurde der erste Prämolar (14), als Brückenzwischenglied ein zweiter Prämolar (15) und auf dem präparierten Stumpf der erste Molar (16) aufgewachst. Im Anschluss daran formte man die modellierte Wachsbrücke erneut mit Alginat (Alginat quick, plus, Henry Schein, Melville, USA) ab und goss die Abformung mit Superhartgips (Primus Plus apricot®, Klasse 4 Dental, Augsburg, D) aus, um so ein temperaturbeständiges Modell einer fertigen Brücke zu erhalten. Auf dem entstandenen Gipsmodell wurde eine erhitzte Tiefziehfolie (Erkolen®, opak, 1 mm, Erkopress® ES 2004, Erkodent, Pfalzgrafenweiler, D) adaptiert und so ausgeschnitten, dass sie die Zähne vollständig umgab. Diese Tiefziehfolie ergab die Negativform für die provisorischen Brücken und konnte wieder verwendet werden. Somit ließ sich sicherstellen, dass alle direkt hergestellten Brücken dieselbe Dimension besaßen.



Abb. 3.8: Ausgeblocktes Situationsmodell

Mit Hilfe dieser Form konnte nun mit der Herstellung der Prüfkörper begonnen werden. Zuerst musste man die unter-sich-gehenden Stellen an den Implantaten und den Molaren ausblocken (vgl. Abb. 3.8). Das starr gelagerte Implantat wurde bis zu seiner Schulter mit Wachs (Modellierwachs Standard Medium, Henry Schein, Melville, USA) ausgeschwemmt. Am Molar hingegen wurde Knetsilikon (Girofrom®-putt, Amann Girrbach, Koblach, A)

zum Schutz des Zahnes vor thermischen Schäden verwendet. Dieses umschloss das künstliche Parodont und endete an der Präparationsgrenze.

Bei den verschiedenen Provisorienkunststoffen (Kunststoff 1 bis 7, vgl. 3.11 Material) handelte es sich um Autopolymerisate, welche gebrauchsfertig in Kartuschenform zur Verfügung standen. Man applizierte diese Zweikomponenten-Systeme mit einer

Mischpistole (Dispenser Gun, Melville, USA) mit aufgesetzten Einmalmischkanülen (Mixing Tips) in die ausgeschnittene Tiefziehfolie und setzte sie auf die beiden Brückenpfeiler. Diese Negativform musste waagerecht auf dem Modell positioniert werden und weder das Implantat noch der Molar durften durchgedrückt sein. Zeitgleich wurde eine Kunststoffprobe auf den Tisch gegeben, um den Fortschritt der Autopolymerisation besser verfolgen zu können. Sobald sich diese Probe mit einem Skalpell schneiden lies, ohne dabei noch Fäden zu ziehen wurde die Provisorienform zusammen mit der Kunststoffbrücke vorsichtig vom Modell abgehoben. Sogleich wurde von der noch leicht klebrigen, noch nicht ganz auspolymerisierten Kunststoffbrücke der grobe Überschuss mit einer Kronenschere entfernt. Nach Abschluss der Autopolymerisation (ca. 10 min) wurde mit einer Hartmetallfräse (kreuzverzahnt, rot) mit einem Handstück die Brücke ausgearbeitet.

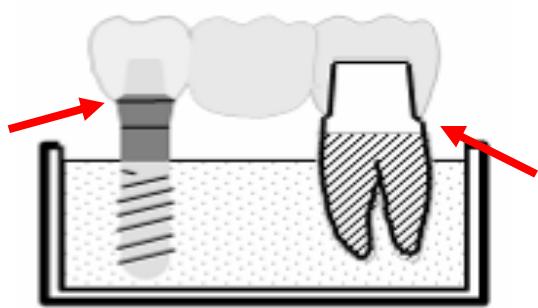


Abb. 3.9: Randschlusskontrolle

Ein besonderes Augenmerk legte man dabei auf einen exakten Randschluss der Brücke zur Präparationsgrenze. Das Provisorium musste die präparierte, freiliegende Zahnhartsubstanz vollständig bedecken. Außerdem durften die Kronenränder nicht überdimensioniert sein, um keine Plaqueprädilektionsstelle darzustellen oder eine mögliche Zahnfleischirritation in vivo hervorzurufen. Des Weiteren musste die Brücke das Implantat bis zu seiner Schulter fassen und exakt abschließen (vgl. Abb. 3.9).



Abb. 3.10: Abgenommene, ausgearbeitete Brücke

Dieser Randschluss wurde visuell mit Lupenbrille (2-fache Vergrößerung, Zeiss® Objektiv, Oberkochen, D) und taktil mit einer zahnärztlichen Sonde kontrolliert. Nach Ausarbeitung der provisorischen Brücken wurde noch mit einem Tasterzirkel (Tasterzirkel nach Iwanson für Metall) die Stärke des Materials überprüft. Die Brücken mussten okklusal eine Mindestschichtstärke von 1-1,5 mm aufweisen (vgl. Abb. 3.10). Abschließend

wurden die Kunststoffbrücken noch mit einem Ziegenhaarbürtchen bei 10.000 Umdrehungen pro Minute auf Hochglanz poliert (vgl. Abb. 3.11). Auf diese Weise wurden insgesamt 128 Prüfkörper aus sieben verschiedenen Kunststoffen hergestellt.

3.6.2 Indirektes Herstellungsverfahren

Bei der indirekten Herstellung wurden die Brücken nicht direkt auf dem Situationsmodell hergestellt, sondern auf einem Gipsmodell. Hierzu wurde die Brückensituation (Prüfsituation „IZ“ und „II“) zuerst mit einem Polyether (Permadyne®, 3M ESPE, Seefeld, D) abgeformt und anschließend mit Superhartgips (Primus Plus apricot®, Klasse 4 Dental, Augsburg, D) ausgegossen. Mit Hilfe der so entstandenen Gipsmodelle stellte die Firma 3M ESPE (Seefeld, D) im CAD/ CAM-Verfahren die fertigen Brücken aus Kompositrohlingen her. Auf diese Art wurde ein Kunststoff (vgl. 3.11 Material) anhand von 16 Prüfkörpern getestet.



Abb. 3.11 Beispiel eines fertigen, polierten Provisoriums

3.7 Zementierung

Nach erneuter Kontrolle des Randspaltes und des spannungsfreien Sitzes wurden die Brücken mit einem provisorischen Zement auf den Situationsmodellen befestigt. Hierzu griff man auf Rely X Temp NE (Temporary Cement Zinc Oxide Non Eugenol, 3M ESPE, Seefeld, D) zurück. Laut Herstellerangaben wurden die Base (Lot: B 272616) und der Katalysator (Lot: C 275812) im Verhältnis 1:1 auf einem Mischblock angemischt. Mit Hilfe eines Püschels (Bendable Brush, Henry Schein, Melville, USA) wurden die Brückenanker von innen her gleichmäßig mit diesem Zement dünn bestrichen und unter Druck auf die Situationsmodelle gesetzt. Nach Aushärten (10 min) entfernte man grobe Zementüberschüsse mit einem Handinstrument (zahnärztliche Sonde) und versäuberte den Randspalt noch unter Wasserkühlung mit einem Gummipolier (Composite Polierer,

Henry Schein, Melville, USA) mit dem grünen Winkelstück (Sirona T1 classic, 1:5, Bensheim, D). Mit der Zementierung endete die Herstellung der Probekörper.

3.8 Dokumentation

Um die Auswirkung der thermomechanischen Belastung im Kausimulator auf die provisorischen Brücken nachvollziehen zu können, musste die Situation vor und nach der künstlichen Alterung festgehalten werden. Dies geschah folgendermaßen:

3.8.1 3D-Scanner

Mit Hilfe eines 3D-Scanners (3D-Pro, WILLYTEC, SD Mechatronik, Feldkirchen Westerham, D) wurden alle Brücken vor und nach der Kausimulation bildlich erfasst und digitalisiert. Dazu musste zuerst das okklusale Relief abgeformt werden. Als Abdruckmaterial wurde ein Polyether in der Doppelmischartdrucktechnik verwendet (Permadyne® Penta H und Permadyne® Garant, 3M ESPE, Seefeld, D). Dabei war besonders die Stelle von Bedeutung, an der die Antagonisten während der Kausimulation einwirkten und mit Veränderungen zu rechnen war (vgl. 3.5.3).

Nach Erhärten der Polyetherabformmasse (10 min) wurden die Abdrücke vorsichtig von den Brücken abgenommen, beschriftet und mit einem Skalpell zugeschnitten. Nach Beachten der Rückstellzeit (2 h) goss man die Abdrücke mit einem Gips (Tewestone®, Kettenbach, D) aus, scannte sie ein und stellte die Bilder in Tabellen gegenüber (vgl. 7. Anhang).

3.8.2 Digitalphotos

Zusätzlich wurden alle Brücken noch mit einer Digitalkamera photographiert (Canon Ixus 55, fünf Megapixel, Tokio, J). Auf diese Weise konnte der Verlauf des Bruchspaltes, der entweder schon während der Kausimulation oder erst nach der Bruchfestigkeitsmessung auftrat, dokumentiert werden.

3.9 Künstliche Alterung

Die Simulation der Tragedauer von einem Jahr umfasste neben einer Wasserlagerung auch eine thermomechanische Belastung durch den Kausimulator.

3.9.1 Wasserlagerung

Hierzu wurden die auf ihren Situationsmodellen festzementierten, provisorischen Brücken für 14 Tage bei 37°C unter Wasser in einem Brutschrank (Heraeus Kulzer, Hanau, D) gelagert. Nach dieser Zeit folgte sofort die Kausimulation.

3.9.2 Kausimulation

Der zweite Teil des künstlichen Alterungsprozesses stellte die thermomechanische Belastung (TCML: thermally cycled and mechanically loaded) dar.



Abb. 3.12: Regensburger Kausimulator

Dazu baute man die Prüfkörper, zementiert auf den dazugehörigen Situationsmodellen in den Kausimulator der Abteilung Prothetik der Universitätsklinik Regensburg (4. Generation, Rosentritt et al. 1997, vgl. Abb. 3.12) ein. Als Antagonisten kamen echte Unterkieferzähne bzw. genormte Keramikkugeln zum Einsatz (vgl. 3.5). Simulierte wurde eine durchschnittliche Belastung des Provisoriums bei einer

Tragedauer von einem Jahr ($240.000 \times 50\text{N}$, $1,66\text{Hz}$, $1200 \times 5\text{ °C}/55\text{ °C}$, $2\text{ min}/\text{Zyklus}$). Dazu trafen die Antagonisten von okklusal, senkrecht auf die eingebauten Proben mit einer maximalen Kraft von 50 N. Es wurden 240.000 Kauzyklen mit einer Frequenz von 1,66 Hz durchgeführt. Neben der mechanischen wurden die Brücken zeitgleich auch einer thermischen Wechselbelastung unterzogen. Entionisiertes Wasser umspülte die Proben in 1.200 Wechselzyklen abwechselnd mit einer Temperatur von 5°C und 55°C für jeweils 2 min. Diese kombiniert thermisch-mechanische Belastung dauerte rund 40 Stunden.

Der verwendete Kausimulator arbeitete mit Luftdruck (pneumatisches System) mit flutbaren Probekammern. Die Konstanz von Kraft und Wassertemperatur kontrollierte stets ein Computer. Um unter allen Proben ein gleich bleibendes Belastungsmoment garantieren zu können, betrug in der Ausgangsposition der Abstand zwischen Antagonist und Brücke immer konstant 4 Millimeter. Da der Kausimulator mit 16 Kammern bestückt war, konnten jeweils zwei Serien mit je 8 Brücken gleichzeitig getestet werden.

3.10 Auswertung der Untersuchung

Die Auswertung beinhaltete neben der Messung der Bruchkraft auch die okklusale Abnutzung und den Verlauf des Bruchspaltes.

3.10.1 Abnutzung am Kaurelief

Um die Auswirkung der Antagonisten auf die Kaufläche der Brücken bildlich darstellen zu können, wurden die 3D-Scanbilder und die Digitalphotos (vgl. 3.8.) von der Situation „vor“ mit der „nach“ der Kausimulation verglichen. Dazu ordnete man die Photos in Tabellen an und stellte sie gegenüber (vgl. 7. Anhang).

Dabei konnte die unterschiedlich starke Abnutzung (Materialabtrag) visuell beurteilt und mit Pfeilen markiert werden (vgl. Abb. 3.13).

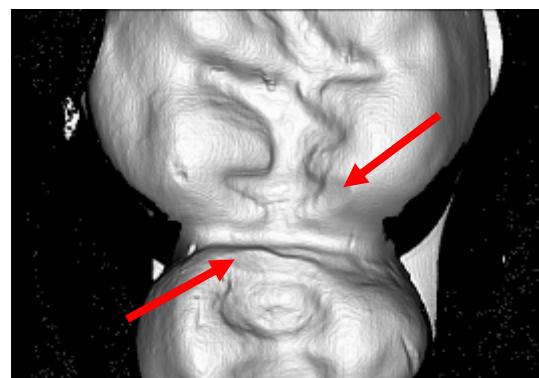
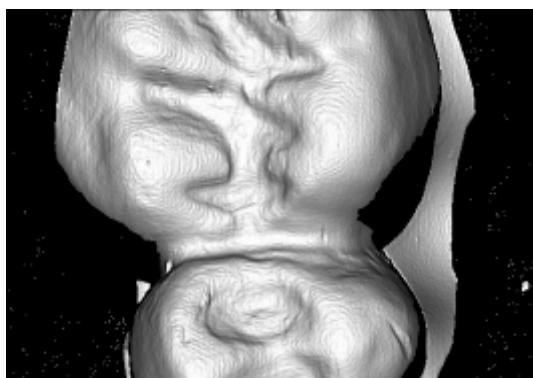


Abb. 3.13: Scanbild des Provisoriums vor (links) und nach (rechts) der thermomechanischen Belastung (TCML)

3.10.2 Bruchfestigkeit

Nach „überstandenen“ 240.000 Belastungszyklen im Kausimulator wurde die verbliebene Bruchfestigkeit der Brücken mit der Universalprüfmaschine Zwick 1446 (Zwick, Ulm, D) gemessen (vgl. Abb. 3.14). Hierzu befestigte man die Situationsmodelle zusammen mit den zu testenden Brücken in einer dafür vorgesehenen Vorrichtung auf dem Objektisch. Mit Hilfe eines Stahlzylinders baute das Prüfgerät mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/ min kontinuierlich Kraft auf. Dieser Zylinder traf von oben, senkrecht kommend eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 12,5 mm. Dieser axiale Vorschub sollte die Hauptbelastungsrichtung im Seitenzahngebiet nachahmen (vgl. 5.1 Diskussion der Methode). Die Stahlkugel wurde durch eine 0,3 mm starke Zinnfolie genau in der Position gehalten, an der schon der Antagonist während der Kausimulation einwirkte (vgl. 3.5.3).

Das Prüfgerät baute so lange kontinuierlich Kraft auf, bis die Kunststoffbrücke nachgab und frakturierte. Ein Computer zeichnete dazu die Kraft-Verformungskurve auf (vgl. Abb. 3.15) und gab die Bruchkraft [N] und die Maximalkraft [N] in einer Tabelle an. Die Prüfmaschine wurde so programmiert, dass ein Kraftabfall von 10% des momentanen Wertes als Brucherkennung angesehen wurde. Für die statistische Auswertung wurde auf die Bruchkraft zurückgegriffen.

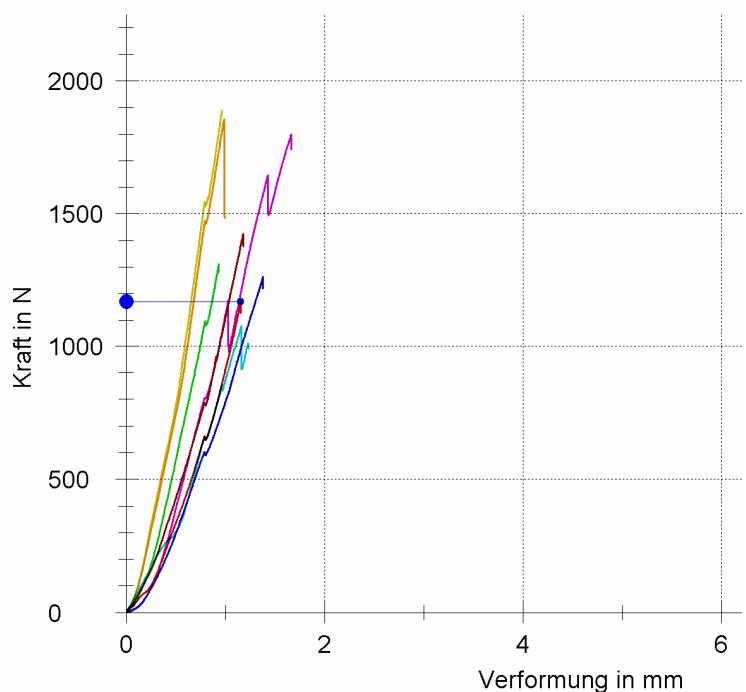


Abb.3.15: Universalprüfmaschine Zwick mit Brücke

Abb. 3.16: Aufgezeichnete Kraft-Verformungskurve

3.10.3 Verlauf des Bruchspaltes

Nach der Bruchtestung wurden die Probekörper unter vierfacher Vergrößerung mit dem Stereolichtmikroskop SV 8 (Zeiss, Oberkochen, D) analysiert und photographiert (Digitalkamera, Canon Ixus 55, fünf Megapixel, Tokio, J). Dabei wurden vier typische Bruchstellen (vgl. Tab. 3.1, Abb. 3.16 und 3.17) definiert, wobei auch Mehrfachbrüche auftreten konnten. In einer Tabelle wurden die Ergebnisse zusammengefasst (vgl. Tab. 4.6).

Bruchstelle A	Fraktur in Regio des ersten Brückenpfeilers
Bruchstelle B	Fraktur zwischen ersten Brückenpfeiler und Brückenzwischenglied
Bruchstelle C	Fraktur zwischen Brückenzwischenglied und zweiten Brückenpfeiler
Bruchstelle D	Fraktur in Regio des zweiten Brückenpfeilers

Tab. 3.1 Positionen des Bruchspaltes A-D

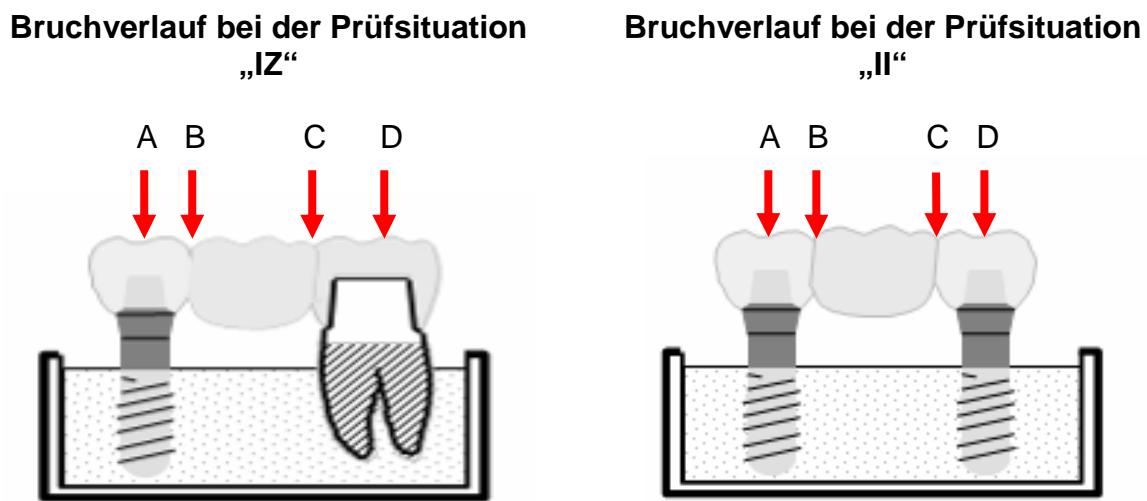


Abb. 3.16: Positionen des Bruchspaltes A-D



Beispiel für Bruchstelle A



Beispiel für Bruchstelle B und C



Beispiel für Bruchstelle C



Beispiel für Bruchstelle D

Abb. 3.17: Beispiele für mögliche Brüche

3.11 Material

Bei den getesteten Materialien handelte es sich um Verbundwerkstoffe (sog. Komposite, vgl. 2.1.1 Temporäre Kronen- und Brückenkunststoffe). Sie wurden von unterschiedlichen Herstellern speziell für den Verwendungszweck eines Kronen-Brückenprovisoriums entwickelt. In der Tabelle 3.2 findet sich die Auflistung der Materialien mit den dazugehörigen Herstellern und Chargennummern. Die Kunststoffe eins bis sieben wurden direkt verarbeitet.

Der Kunststoff Nummer acht war ein bereits fertig polymerisierter Kompositblock, aus dem die Brücken mit Hilfe des CAD/ CAM-Verfahrens gefräst wurden (vgl. 3.6 Herstellung der provisorischen Brücken). Diese Vita CAD-Temp Blöcke bestehen aus einem homogenen, faserfreien, hochmolekularen Acrylatpolymer mit Mikropartikelfüllstoffen. Diesen Werkstoff bezeichnet man als MRP-Material (Microfiller Reinforced Polyacrylic). Bei der Herstellung werden anorganische Mikrofüller in das Netzwerk einpolymerisiert und durch Nachpressen schafft man ein homogenes,

methylmethacrylatfreies Material [45]. Dadurch erhält man sehr gute Materialeigenschaften. Indiziert sind diese Blöcke laut Hersteller für voll- und teilanatomische Kronen- und Brückenprovisorien mit bis zu zwei Zwischengliedern und als Langzeitprovisorium in der Implantologie.

Kunststoff:	Hersteller:	LOT:	Material:
Prottemp 4 Garant	3M ESPE®, Seefeld, D	B #PNG-B-0603 C #PNG-K-0084	Komposit
Prottemp 3 Garant	3M ESPE®, Seefeld, D	B 279384 C 277084 B 323514 C 320814	mehrfunktionelle Methacrylsäureester
Kanitemp	KANIEDENTA®, Herford, D	580703	Bis-Acryl-Basis
Luxatemp	DMG®, Hamburg, D	604484	Mehrfunktionelle Methacrylatester, Bis Acrylat-Komposit
Integrity	DENTSPLY®, Konstanz, D	581516	multifunktionelle Methacrylatester
Struktur Premium	VOCO®, Cuxhaven, D	711470	Komposit
Acrytemp	ZHERMACK®, Badia Polesine, I	49671	Bis-Acrylharz
Vita CAD-Temp	VITA® Zahnfabrik, Bad Säckingen, D	11580	Acrylatpolymer mit Microfüllstoff

Tab. 3.2: Verwendete Kunststoffe mit Angabe des Herstellers und der Chargennummer

Aus diesen acht verschiedenen Kunststoffen wurden insgesamt 18 Prüfserien angefertigt und getestet. Im Anhang findet sich ein Auszug aus den dazugehörigen Tabellen (vgl. 7. Anhang). Dabei bestand jede Serie aus acht Einzelbrücken.

3.12 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung und graphische Darstellung erfolgte mit dem Programm SPSS für Windows, Version 17 (SPSS Inc., Chicago, USA) und dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel, Version 7 (Microsoft, Redmond, USA).

Für die Häufigkeitsverteilung der ermittelten Bruchfestigkeiten wurde der Median, die untere (25%) und die obere (75%) Quartile bestimmt. Im Gegensatz zum arithmetischen Mittel ist der Median robust und deckt Ausreißwerte besser auf.

Da eine Normalverteilung nicht vorausgesetzt werden konnte, wurden statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen mit dem nicht parametrischen Kruskal Wallis Test ermittelt und ein paarweiser Signifikanztests mit dem Mann Whitney U-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

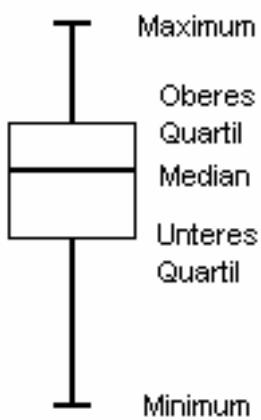


Abb. 3.18 Boxplot

Die graphische Darstellung der Verteilung der Ergebnisse erfolgte mittels Boxplots. Sie geben die Quartile, extreme Werte und Ausreißer, sowie den größten (Maximum) und kleinsten (Minimum) nicht extremen Wert wieder. Extrem große Werte zeichnen sich dadurch aus, dass ihr Abstand zum 75% Perzentil größer ist, als der 1,5 fache Abstand zwischen 75% und 25% Perzentil. Extrem kleine Werte sind dadurch gekennzeichnet, dass der Abstand zum 25% Perzentil das 1,5 fache des Abstandes des 25% Perzentils zum 75% Perzentil ausmacht (Brosius & Brosius 1995). Ein Boxplot besteht aus einem Kasten, der 50% aller Werte enthält, die zwischen dem 25% und 75% Perzentil fallen und einer Linie, die sich vom Kasten zum höchsten und niedrigsten Wert erstreckt. Die Linie in der Box legt den Median fest (vgl. Abb. 3.18). Boxplots geben somit auch Auskunft über die Streuung.

4. Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung nach thermomechanischer Belastung

Mithilfe der Universalprüfmaschine Zwick 1446 wurde die verbliebene Bruchfestigkeit der Brücken nach vierzehntägiger Wasserlagerung und anschließender Kausimulation geprüft (vgl. Kapitel 3.9 Künstliche Alterung).

4.1.1 Vergleich zwischen der „Echtsituation“ und dem „Nachbau“

Ziel dieser ersten Untersuchung war es, die Bruchfestigkeitswerte der provisorischen Brücken der „Echtsituation“ mit denen des „Nachbaus“ zu vergleichen (vgl. Kapitel 3.3 Einteilung der Prüfgruppen). Als Provisorienmaterial diente der Kunststoff Protemp 4 Garant (3M ESPE, Seefeld, D). Es wurden vier Serien zu je acht Prüfkörpern hergestellt. In der Abbildung und in der Tabelle 4.1 sind die Ergebnisse der Prüfung als Medianwerte mit den dazugehörenden Perzentilen (25 und 75%) aufgeführt.

Bei der Prüfsituation „IZ“ (Implantat – Zahn getragene Brücke) lagen die Bruchfestigkeitswerte zwischen der „Echtsituation“ (1256 N) und dem „Nachbau“ (1265 N) auf etwa gleichem Niveau. Diese Werte zeigten keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,834$).

Im Gegensatz dazu war bei der Situation Implantat – Implantat getragene Brücke (Prüfsituation „II“) ein signifikanter Unterschied festzustellen ($p = 0,016$). Bei der „Echtsituation“ lagen die Werte mit 1694 N deutlich höher als beim „Nachbau“ (1102 N).

Perzentile	Echtsituation „IZ“	Nachbau „IZ“	Echtsituation „II“	Nachbau „II“
25%	995	1030	1310	945
Median	1256	1265	1694	1102
75%	1559	1428	2005	1372

Tab. 4.1: Bruchkraft [N] nach Kausimulation, getesteter Kunststoff Protemp 4 Garant

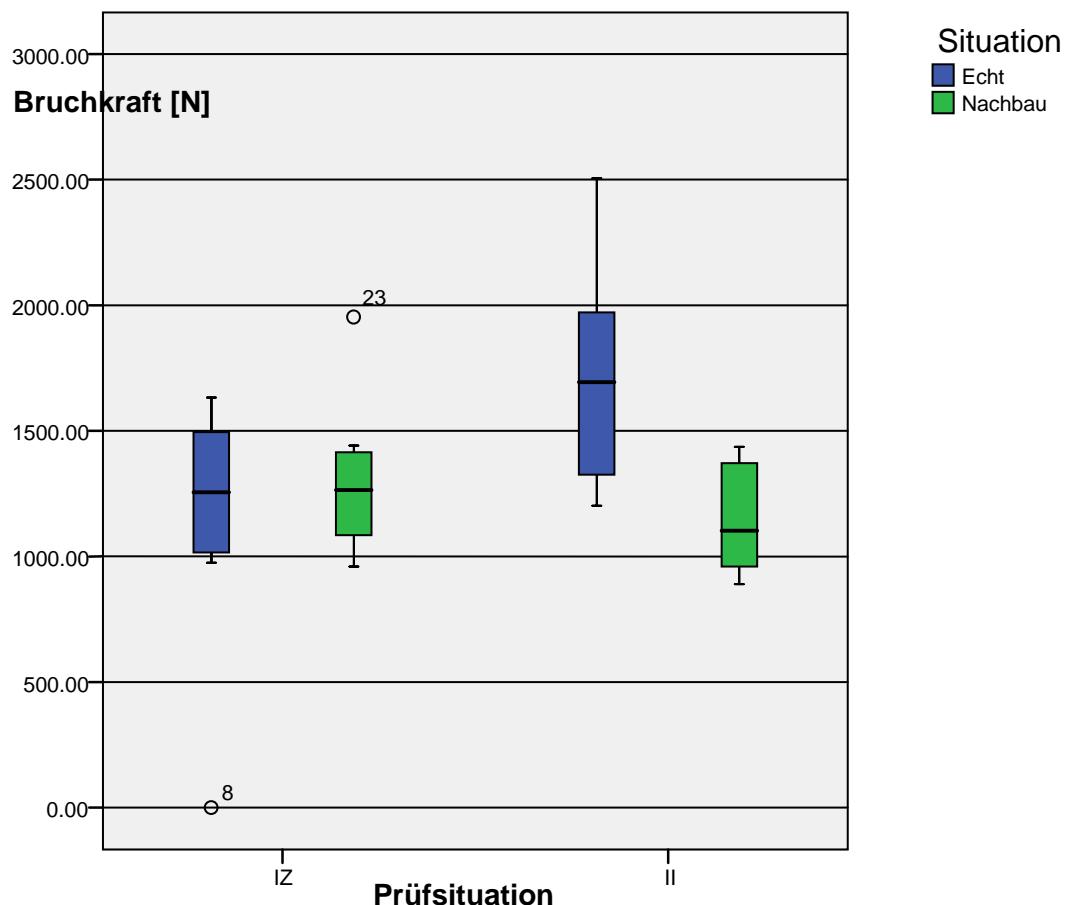


Abb. 4.1: Bruchfestigkeitswerte in Newton nach Kausimulation, Angabe der Medianwerte mit 25% und 75% Perzentilen. Verwendeter Kunststoff Protemp 4 Garant, „IZ“ = Implantat – Zahn getragene Brücke, „II“ = Implantat – Implantat getragene Brücke, „Echtsituation“ = Straumann® Implantat – Humanzahn getragene Brücke, „Nachbau“ = Implantatnachbau – Kunststoffzahn getragene Brücke, O = Ausreißer

4.1.2 Vergleich zwischen der Prüfsituation „IZ“ und „II“

Im zweiten Teil der vorliegenden Studie wurden die Prüfsituationen gegeneinander getestet. Eine Hybridbrücke (Prüfsituation „IZ“) wurde also mit einer rein starr gelagerten Brücke (Situation „II“) aus demselben Material verglichen.

Aus jedem der acht getesteten Kunststoffen wurde eine Serie ($n = 8$) der Prüfsituation „IZ“ und „II“ hergestellt und die jeweilige Bruchkraft (vgl. Tab. 4.2 und 4.3) nach Kausimulation miteinander verglichen. Die graphische Darstellung erfolgte wieder mit Boxplots (vgl. Abb. 4.2). Aus organisatorischen Gründen wurden alle Prüfkörper auf Modellen vom Typ „Nachbau“ verbaut.

„IZ“		Perzentile 25%	Median	Perzentile 75%
1.	Protemp 4 Garant	1030	1265	1428
2.	Protemp 3 Garant	276	1377	1633
3.	Kanitemp	450	903	1292
4.	Luxatemp	896	1071	1419
5.	Integrity	702	1032	1253
6.	Struktur Premium	0	0	677
7.	Acrytemp	676	808	843
8.	Vita CAD-Temp	824	1382	1802

Tab. 4.2: Bruchfestigkeitswerte in Newton nach Kausimulation mit dazugehörigen 25 und 75% Perzentilen, „IZ“ = Hybridbrücke mit starrem Implantat und beweglich gelagertem Molaren als Pfeiler

„II“		Perzentile 25%	Median	Perzentile 75%
1.	Protemp 4 Garant	945	1102	1371
2.	Protemp 3 Garant	1141	1368	1706
3.	Kanitemp	843	1035	1225
4.	Luxatemp	1077	1275	1692
5.	Integrity	1040	1186	1231
6.	Struktur Premium	1151	1330	1678
7.	Acrytemp	929	1099	1450
8.	Vita CAD-Temp	0	778	984

Tab. 4.3: Bruchfestigkeitswerte in Newton nach Kausimulation mit dazugehörigen 25 und 75% Perzentilen, „II“ = rein Implantat, starr gelagerte Brücke

Bei den folgenden Kunststoffen ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen einer rein starren und einer starr-beweglichen Brückensituation:

Das Material Protemp 4 Garant ($p = 0,328$) wies Bruchkräfte von 1265 N (Prüfsituation „IZ“) und 1102 N (Situation „II“) auf. Beim Kunststoff Protemp 3 Garant ($p = 0,645$) lagen die Medianwerte bei 1377 N („IZ“) bzw. bei 1368 N („II“). Auch beim Werkstoff Kanitemp fanden sich keine signifikant ($p = 0,442$) unterschiedlichen Werte (903 N für „IZ“ und 1035 N für „II“). Ebenso wiesen die Kunststoffe Luxatemp (1071 N für „IZ“ und 1275 N für „II“, $p = 0,130$) und Integrity (1032 N für „IZ“ und 1186 N für „II“, $p = 0,328$) keinen signifikanten Unterschied auf.

Im Gegensatz dazu zeigten Struktur Premium ($p = 0,005$), Acrytemp ($p = 0,001$) und Vita CAD-Temp ($p = 0,028$) einen signifikanten Unterschied auf.

Das Material Struktur Premium ergab für eine Implantat – Implantat („II“) getragene Brücke eine Bruchkraft von 1330 N, wohingegen der Medianwert für die Situation „IZ“, bedingt durch die Totalausfälle während der Kausimulation (vgl. 4.3 Abnutzung und Ausfälle) bei 0 N lag.

Auch beim Kunststoff Acrytemp lag der Medianwert für die starr gelagerten Brücken (1099 N) signifikant über dem der Hybridbrücken (808 N).

Abweichend davon zeigte das Material Vita CAD-Temp für die starr-beweglich gelagerte Situation (1382 N) signifikant höhere Werte als für die starre Situation (778 N).

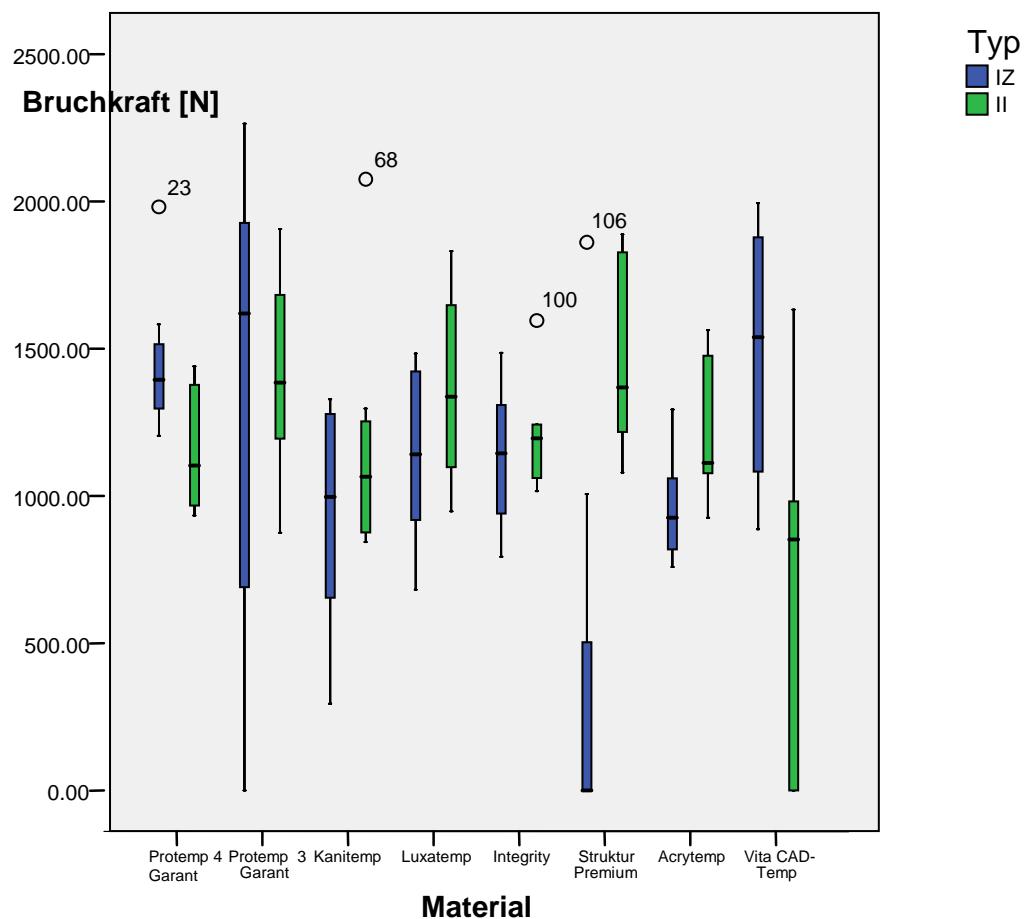


Abb. 4.2: Bruchfestigkeitswerte in Newton (Median, 25% und 75% Perzentile) nach Kausimulation von acht verschiedenen Kunststoffen (vgl. 3.11 Material), O = Ausreißer, „IZ“ = Implantat – Zahn getragene Brücke, „II“ = Implantat – Implantat getragene Brücke, alle „Nachbau“ = Implantatnachbau – Kunststoffzahn getragene Brücke

4.1.3 Vergleich der Kunststoffe verschiedener Hersteller

Unter diesem Aspekt wurden nun die provisorischen Kunststoffe der verschiedenen Hersteller miteinander verglichen. Die Hybridbrücken (vgl. Tab. 4.2) und die rein starr gelagerten Brücken (vgl. Tab. 4.3) wurden separat voneinander betrachtet.

4.1.3.1 Vergleich der Prüfsituation „IZ“

Im Vergleich der Hybridbrücken (vgl. Prüfsituation „IZ“, Tab. 4.2 und Abb. 4.3) untereinander erzielten die Materialien Vita CAD-Temp mit einem Medianwert von 1382 N und Protemp 3 Garant mit 1377 N die höchsten Bruchfestigkeitswerte. Es folgten die Kunststoffe Protemp 4 Garant (1265 N), Luxatemp (1071 N), Integrity (1032 N), Kanitemp (903 N) und Acrytemp (808 N). Abgeschlagen mit einem Medianwert von 0 N, bedingt durch die sechs Ausfälle während der Kausimulation landete das Material Struktur Premium (vgl. 4.3 Abnutzung und Ausfälle) auf dem achten Platz.

Statistik (vgl. Tab. 4.4):

Der Provisorienkunststoff Protemp 4 Garant zeigte gegenüber Protemp 3 Garant ($p = 0,291$), Kanitemp ($p = 0,093$), Luxatemp ($p = 0,383$), Integrity ($p = 0,106$) und Vita CAD-Temp ($p = 0,834$) keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf die Bruchkraft. Signifikant niedrigere Werte ergaben sich nur für Struktur Premium ($p = 0,005$) und für Acrytemp ($p = 0,001$).

Bei dem Material Protemp 3 Garant fand sich ein signifikanter Unterschied zu Kanitemp ($p = 0,038$), zu Integrity ($p = 0,045$), zu Struktur Premium ($p = 0,006$) und zu Acrytemp ($p = 0,003$). Kein signifikanter Unterschied ergab sich zu den Kunststoffen Luxatemp ($p = 0,093$) und Vita CAD-Temp ($p = 0,834$).

Kanitemp zeigte gegenüber Luxatemp ($p = 0,195$), Integrity ($p = 0,645$), Acrytemp ($p = 0,721$) und Vita CAD-Temp ($p = 0,105$) keinen signifikanten Unterschied. Ein wesentlicher Unterschied war nur gegenüber dem Kunststoff Struktur Premium ($p = 0,038$) zu verzeichnen.

Der Provisorienkunststoff Luxatemp wies einen signifikanten Unterschied gegen Struktur Premium ($p = 0,021$) und gegen Acrytemp ($p = 0,010$) auf, hingegen ließ sich kein deutlicher Unterschied gegenüber Integrity ($p = 0,382$) und Vita CAD-Temp ($p = 0,328$) feststellen.

Bei Integrity ergab sich gegenüber Struktur Premium ($p = 0,028$) ein deutlicher Unterschied, der gegenüber Acrytemp ($p = 0,195$) und Vita CAD-Temp ($p = 0,234$) jedoch als nicht signifikant ausfiel.

Struktur Premium war gegenüber Acrytemp ($p = 0,083$) signifikant gleich und gegenüber Vita CAD-Temp ($p = 0,007$) signifikant verschieden.

Die Bruchfestigkeit von Acrytemp war gegenüber der von Vita CAD-Temp ($p = 0,028$) signifikant verschieden.

„IZ“	Protemp 4 Garant	Protemp 3 Garant	Kanitemp	Luxatemp	Integrity	Struktur Premium	Acrytemp	Vita CAD-Temp
Protemp 4 Garant	-							
Protemp 3 Garant	0,291	-						
Kanitemp	0,093	0,038	-					
Luxatemp	0,383	0,093	0,195	-				
Integrity	0,106	0,045	0,645	0,382	-			
Struktur Premium	0,005	0,006	0,038	0,021	0,028	-		
Acrytemp	0,001	0,003	0,721	0,010	0,195	0,083	-	
Vita CAD-Temp	0,834	0,834	0,105	0,328	0,234	0,007	0,028	-

Tab. 4.4: Statistik, paarweiser statistischer Vergleich der Bruchfestigkeitswerte mit dem Mann-Whitney U-Test; Prüfsituation „IZ“ (Implantat – Zahn gelagerte Brücke)

■	signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$)
■	kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$)

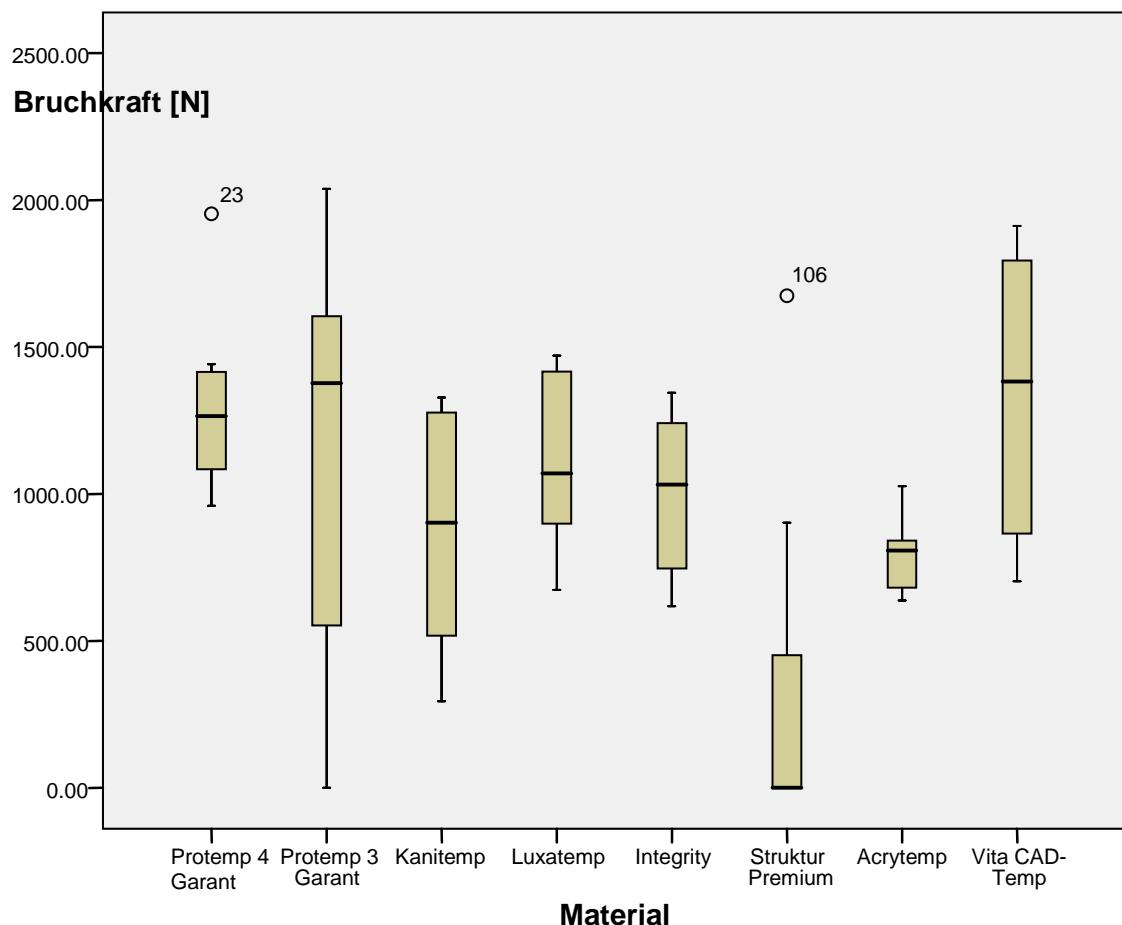


Abb. 4.3: Auszug aus Abb. 4.2, Bruchfestigkeitswerte in Newton (Median, 25% und 75% Perzentile) nach Kausimulation von acht verschiedenen Kunststoffen (vgl. 3.11 Material), O = Ausreißer, „IZ“ = Implantat – Zahn getragene Brücke, alle „Nachbau“ = Implantatnachbau – Kunststoffzahn getragene Brücke

4.1.3.2 Vergleich der Prüfsituation „II“

Im zweiten Teil des Vergleichs der Kunststoffe wurden alle starr gelagerten Brücken betrachtet (vgl. Tab. 4.3 und Abb. 4.4).

Die höchsten Bruchfestigkeitswerte erzielten dabei Prottemp 3 Garant (1368 N) und Struktur Premium mit einem Medianwert von 1330 N.

Es folgten Luxatemp (1275 N), Integrity (1186 N) und Prottemp 4 Garant (1102 N). Acrytemp erzielte einen Wert von 1099 N und Kanitemp von 1035 N. Der Medianwert von Vita CAD-Temp betrug 778 N.

Statistik (vgl. Tab. 4.5):

Die Bruchkräfte des Kunststoffes Prottemp 4 Garant wiesen gegenüber denen von Prottemp 3 Garant ($p = 0,976$), Kanitemp ($p = 0,052$), Luxatemp ($p = 0,787$), Integrity (p

= 0,214), Struktur Premium ($p = 0,928$) und Acrytemp ($p = 0,214$) keinen signifikanten Unterschied auf. Allein das Material Vita CAD-Temp zeigte signifikant niedrigere Werte ($p = 0,001$).

Der Medianwert von Protemp 3 Garant war im Vergleich zu Kanitemp ($p = 0,105$), Luxatemp ($p = 0,721$), Integrity ($p = 0,105$), Struktur Premium ($p = 1,000$) und Acrytemp ($p = 0,161$) nicht signifikant verschieden. Nur das Material Vita CAD-Temp wies deutlich kleinere Werte auf ($p = 0,010$).

Keinen signifikanten Unterschied zeigten die Bruchwerte von Kanitemp im Vergleich zu Luxatemp ($p = 0,161$), Integrity ($p = 0,328$), Struktur Premium ($p = 0,083$) und Acrytemp ($p = 0,328$). Wesentlich niedrigere Werte fand man beim Kunststoff Vita CAD-Temp ($p = 0,050$). Luxatemp wies im Vergleich zu Integrity ($p = 0,645$), Struktur Premium ($p = 0,645$) und Acrytemp ($p = 0,195$) keinen deutlichen Unterschied auf. Die Werte von Vita CAD-Temp lagen aber signifikant darunter ($p = 0,007$). Bei Integrity ließ sich bezogen auf Struktur Premium ($p = 0,161$) und Acrytemp ($p = 0,645$) kein signifikanter Unterschied finden. Die gemessenen Werte von Vita CAD-Temp lagen deutlich darunter ($p = 0,010$). Die Festigkeit von Struktur Premium war im Vergleich zu Acrytemp ($p = 0,195$) signifikant gleich, nicht jedoch zu Vita CAD-Temp ($p = 0,005$). Auch die Werte von Acrytemp waren gegenüber denen von Vita CAD-Temp ($p = 0,028$) signifikant verschieden.

„II“	Protemp 4 Garant	Protemp 3 Garant	Kanitemp	Luxatemp	Integrity	Struktur Premium	Acrytemp	Vita CAD-Temp
Protemp 4 Garant	-							
Protemp 3 Garant	0,976	-						
Kanitemp	0,052	0,105	-					
Luxatemp	0,787	0,721	0,161	-				
Integrity	0,214	0,105	0,328	0,645	-			
Struktur Premium	0,928	1,000	0,083	0,645	0,161	-		
Acrytemp	0,214	0,161	0,328	0,195	0,645	0,195	-	
Vita CAD-Temp	0,001	0,010	0,050	0,007	0,010	0,005	0,028	-

Tab. 4.5: Statistik, paarweiser statistischer Vergleich der Bruchfestigkeitswerte mit Mann-Whitney U-Test; Prüfsituation „II“ (Implantat – Implantat gelagerte Brücke);

 signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$)

 kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$)

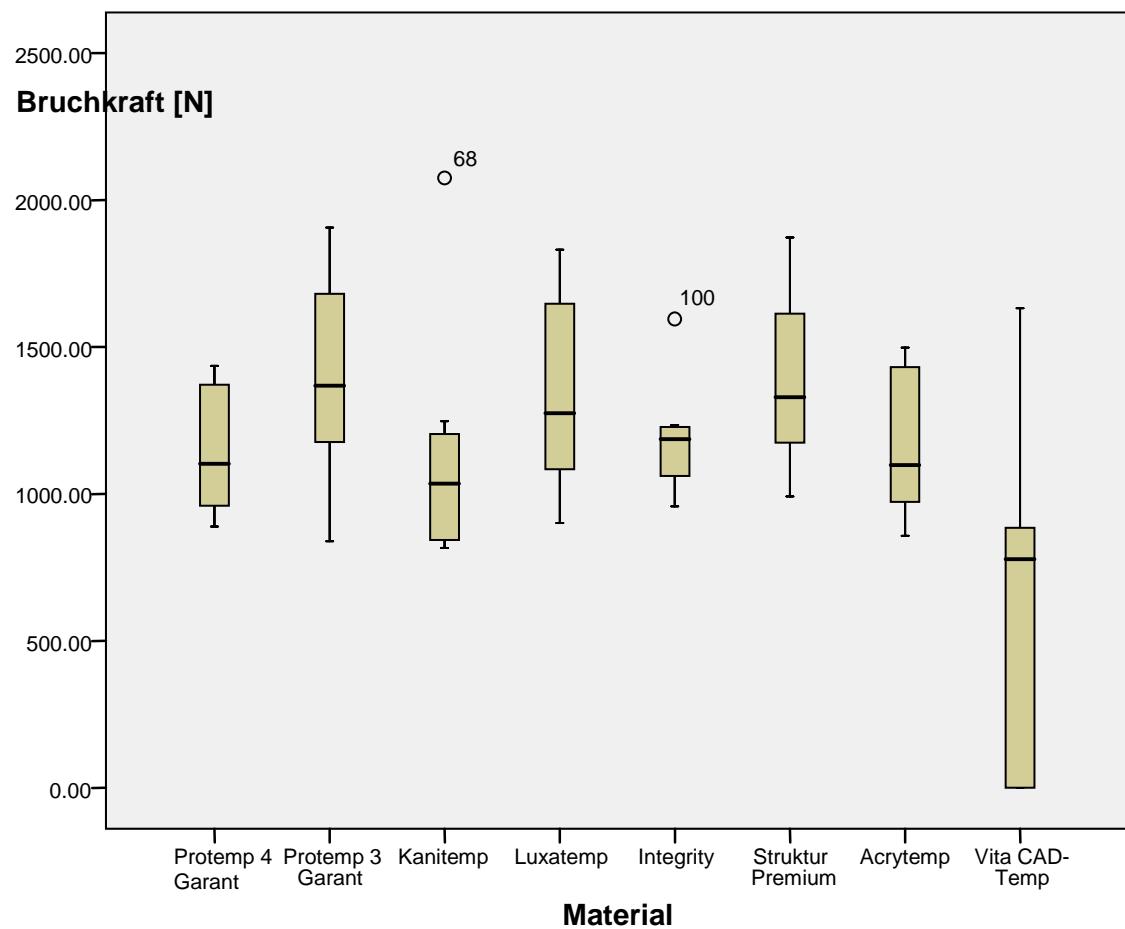


Abb. 4.4: Auszug aus Abb. 4.2, Bruchfestigkeitswerte in Newton (Median, 25% und 75% Perzentile) nach Kausimulation von acht verschiedenen Kunststoffen (vgl. 3.11 Material), O = Ausreißer, „II“ = Implantat – Implantat getragene Brücke, alle „Nachbau“ = Implantatnachbau – Kunststoffzahn getragene Brücke

4.2 Bruchspaltanalyse

Am Belastungszentrum, auf das der Antagonist während der Kausimulation einwirkte, wurde auch die anschließende Bruchfestigkeitsmessung durchgeführt (vgl. 3.5.3 Kontakt des Antagonisten). Aus diesem Grund wurden auch die Ausfälle, die schon während der Kausimulation auftraten als Ergebnisse hier miteinbezogen.

Im Rahmen der möglichen Bruchverläufe wurden vier Positionen definiert (vgl. 3.10.3 Verlauf des Bruchspaltes). Dabei traten auch Kombinationen von Bruchstellen (Mehrfachbrüche) innerhalb eines Prüfkörpers auf.

Kunststoff:	Prüfsituation:	Bruchstelle A	Bruchstelle B	Bruchstelle C	Bruchstelle D
Protemp 4 Garant	„IZ“	2	1	4	6
	„II“	0	0	0	8
Protemp 3 Garant	„IZ“	2	1	4	5
	„II“	1	2	4	8
Kanitemp	„IZ“	3	2	2	5
	„II“	2	2	4	8
Luxatemp	„IZ“	6	3	4	2
	„II“	4	1	4	8
Integrity	„IZ“	3	1	8	7
	„II“	0	2	1	7
Struktur Premium	„IZ“	5	0	5	5
	„II“	0	1	1	8
Acrytemp	„IZ“	3	2	4	4
	„II“	1	0	1	8
Vita CAD-Temp	„IZ“	1	0	5	7
	„II“	2	0	6	5

Tab. 4.6: Anzahl und Position der Bruchstellen während TCML (Ausfälle) bzw. nach Testung der Bruchfestigkeit; „IZ“: Implantat – Zahn getragene Brücke, „II“: Implantat – Implantat getragene Brücke, A: Bruch in Regio des ersten Brückenpfeilers, B: Bruch zwischen ersten Brückenpfeiler und Brückenzwischenglied, C: Bruch zwischen Brückenzwischenglied und zweiten Brückenpfeiler, D: Bruch in Regio des zweiten Brückenpfeilers; alle „Nachbau“ = Implantatnachbau – Kunststoffzahn getragene Brücke

Die starr-bewegliche (vgl. Prüfsituation „IZ“) und die rein starr gelagerte (Prüfsituation „II“) Brückensituation wurden gesondert voneinander betrachtet. Die Anzahl der Brüche bezog sich immer auf eine ganze Serie, bestehend aus acht Einzelbrücken.

4.2.1 Prüfsituation „IZ“ als „Nachbau“

Bei der Hybridsituation bezüglich der Brückenpfeiler ergaben sich für den „Nachbau“ folgende Bruchhäufigkeiten (vgl. Tab. 4.6 und Abb. 4.5):

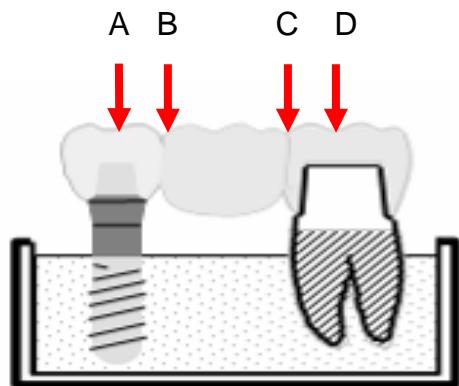


Bild aus Abb. 3.17: Prüfsituation „IZ“, Positionen des Bruchspaltes (A-D);

Die Kunststoffe Protemp 4 Garant (sechs von insgesamt 13 Brüchen), Protemp 3 Garant, Kanitemp (jeweils mit fünf von 12 Brüchen) und Vita CAD-Temp (sieben von 13 Brüchen) frakturierten am häufigsten an der Position D, also direkt am beweglich gelagertem Molar. Bei den Materialien Integrity (acht und sieben von insgesamt 19 Brüchen), Struktur Premium (mit zweimal fünf von 15 Brüchen) und Acrytemp (mit zweimal vier Brüchen von 13) trat am häufigsten eine Kombination von den

Bruchstellen C und D auf.

Allein das Provisorienmaterial Luxatemp wies mit sechs von insgesamt 15 Brüchen am häufigsten einen Bruch an Position A auf. An der Position D brach dieser Kunststoff insgesamt nur zweimal.

Somit fielen zwischen 58% und 92% aller Brüche auf die Positionen C und D. Bei dem Material Luxatemp lag dieser Wert nur bei 40%.

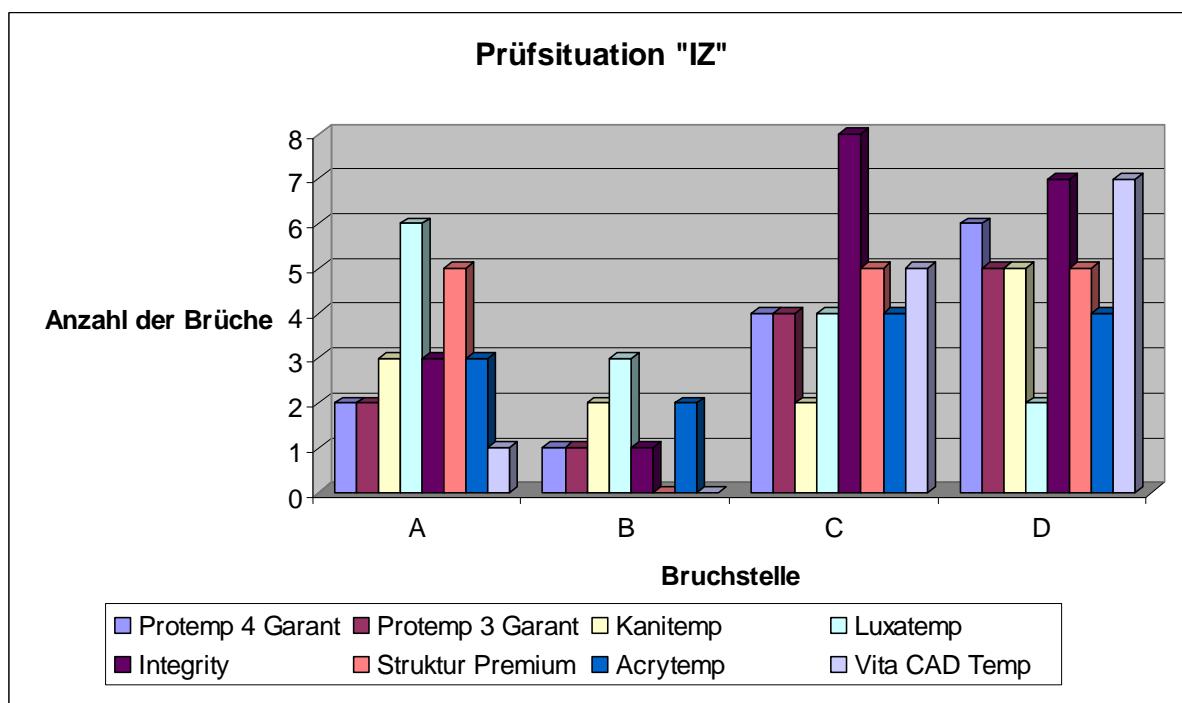


Abb. 4.5: Kunststoffe verschiedener Hersteller (vgl. 3.11 Material), „IZ“ = Implantat – Zahn getragene Brücke, Anzahl und Position der Brüche (A – D), alle „Nachbau“ = Implantatnachbau – Kunststoffzahn getragene Brücke

4.2.2 Prüfsituation „II“ als „Nachbau“

Bei den rein starr gelagerten Brücken fanden sich für den „Nachbau“ folgende Ergebnisse (vgl. Tab. 4.6 und Abb. 4.6):

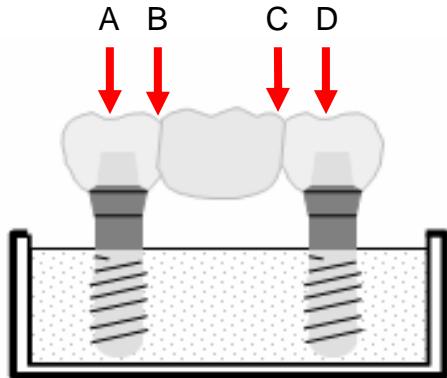


Bild aus Abb. 3.17 : Prüfsituation „II“, Positionen des Bruchspaltes (A-D)

Fast alle getesteten provisorischen Kunststoffe zeigten am häufigsten einen Bruch an der Position D. Eine kleine Ausnahme stellte das Material Vita CAD-Temp dar. Es frakturierte mit sechs von insgesamt 13 Brüchen noch häufiger an der Position C. Jedoch brach es auch fünfmal am zweiten Brückenpfeiler (Position D). Somit fielen bei Vita CAD-Temp 84% aller Brüche auf die Positionen C und D.

Das Material Luxatemp wies mit 47% die meisten Brüche an der Position D auf (acht von insgesamt 17 Brüchen), jedoch brach es auch jeweils viermal an den Stellen A und C.

Bei Kanitemp lagen 50% aller Brüche an der Position D (acht von insgesamt 16) und viermal war ein Bruch an der Position C zu erkennen.

Bei Protemp 3 Garant lag die Häufigkeit eines Bruches am zweiten Pfeiler bei 53% (acht von 15), bei Integrity bei 70% (sieben von zehn), bei Struktur Premium und Acrytemp bereits bei 80% (jeweils acht von insgesamt zehn festgestellten Brüchen). Der Kunststoff Protemp 4 Garant brach ausschließlich (100%) am zweiten Brückenpfeiler (Position D).

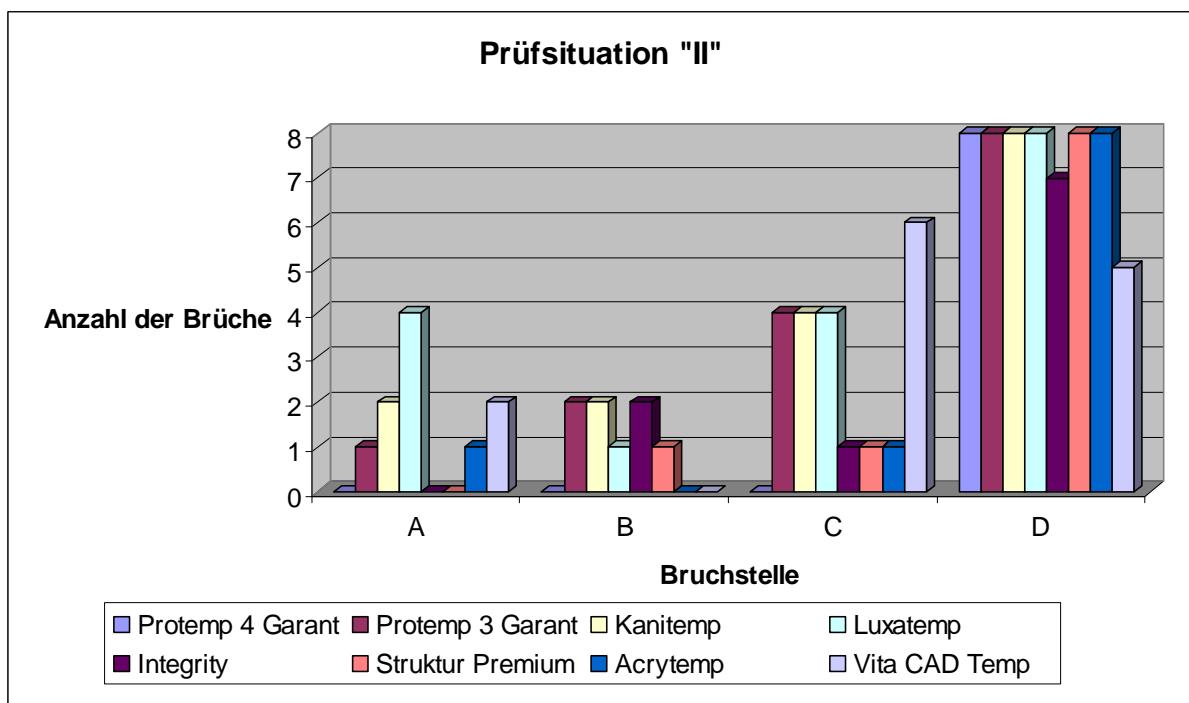


Abb. 4.6: Kunststoffe verschiedener Hersteller (vgl. 3.11 Material), „II“ = Implantat – Implantat getragene Brücke, Anzahl und Position der Brüche (A – D), alle „Nachbau“ = Implantatnachbau – Kunststoffzahn getragene Brücke

4.2.3 Prüfsituation „IZ“ und „II“ in der „Echtesituation“

Die Prüfkörper für die „Echtesituation“ wurden ausschließlich aus dem Provisorienkunststoff Prottemp 4 Garant gefertigt (vgl. 4.1.1). Hier konnten folgende Bruchhäufigkeiten beobachtet werden (vgl. Tab. 4.7):

Die auf einem echten Zahn und einem Straumann® Implantat starr-beweglich gelagerten Brücken frakturierten mit fast 64% am häufigsten an der Position A (sieben von insgesamt elf Brüchen). Bei der rein starren Lagerung (Prüfsituation „II“) dominierte ein Bruch an der Stelle D (acht von 13 Brüchen).

Kunststoff:	Prüfsituation:	Bruchstelle A	Bruchstelle B	Bruchstelle C	Bruchstelle D
Prottemp 4 Garant	„IZ“ „II“	7 1	2 1	1 3	1 8

Tab. 4.7: Anzahl und Position der Bruchstellen nach Testung der Bruchfestigkeit; „IZ“: Implantat – Zahn getragene Brücke, „II“: Implantat – Implantat getragene Brücke, A: Bruch in Regio des ersten Brückenpfeilers, B: Bruch zwischen ersten Brückenpfeiler und Brückenzwischenglied, C: Bruch zwischen Brückenzwischenglied und zweiten Brückenpfeiler, D: Bruch in Regio des zweiten Brückenpfeilers, „Echtesituation“ = Straumann® Standard Implantat – Echtzahn getragene Brücke

4.3 Abnutzung und Ausfälle

Zur Beurteilung der Veränderungen an der Oberfläche der Prüfkörper wurde diese vor und nach der Kausimulation abgeformt, eingescannt und in Tabellen gegenübergestellt (vgl. 3.8 Dokumentation und 7. Anhang). Jede visuell erkennbare Verschleißstelle, verursacht durch den Antagonisten während der Kausimulation wurde mit einem Pfeil markiert. Die durchschnittliche Summe der Verschleißstellen pro Prüfkörper lässt einen Überblick über die Abnutzungserscheinung des Materials erahnen (vgl. Tab. 4.8). Dabei wurden nur diejenigen Brücken beobachtet, welche die Kausimulation ohne Schaden überstanden.

Die stärkste Abnutzung verursachte die Keramikkugel bei dem Kunststoff Vita CAD-Temp, gefolgt von Struktur Premium und Protemp 3 Garant. Bei diesen Materialien konnten die meisten Verschleißstellen eingezeichnet und somit die stärkste Veränderung der Oberfläche nachgewiesen werden.

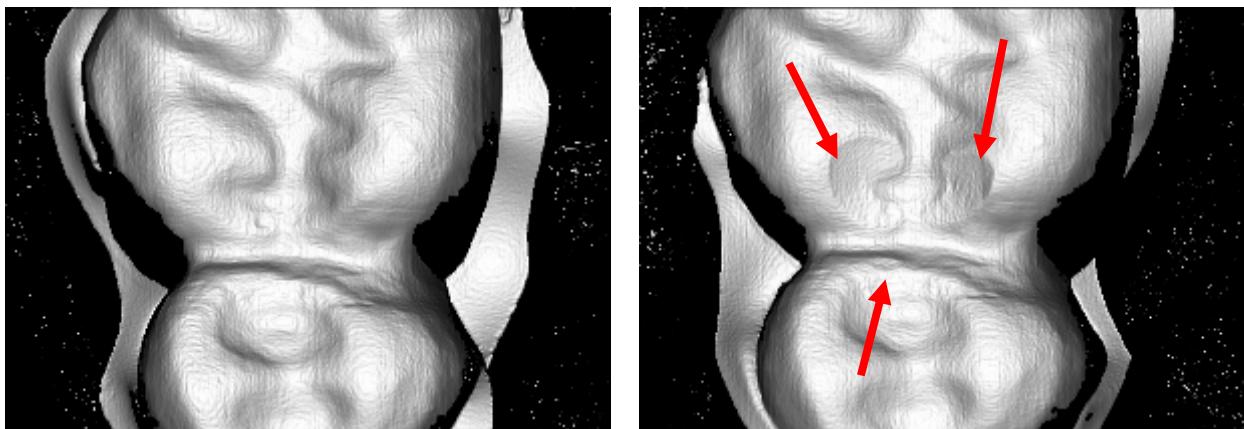


Abb. 4.7: Beispiel eines Scanbildes, Kunststoff VITA CAD-Temp vor (links) und nach (rechts) TCML, vgl. 7. Anhang

Im Gegenzug fand man bei Kanitemp die geringste Veränderung des Höckerreliefs. Hier ließen sich insgesamt nur sechs sichtbare Veränderungen bei den acht Prüfkörpern feststellen. Im Vergleich dazu zählte man beim Kunststoff VITA CAD-Temp 22 solcher Verschleißstellen.

Diese Ergebnisse korrelieren mit den Ausfällen während der thermomechanischen Belastung. Als „Ausfall“ wurde ein Probekörper bezeichnet, wenn dieser vor Erreichen der 240.000 Belastungszyklen im Kausimulator frakturierte. Bei den oben genannten Kunststoffen, die die größte Abnutzung aufwiesen, traten die Ausfälle auf (vgl. Tab. 4.8):

Bei dem Material Protemp 3 Garant hielten zwei der insgesamt acht Brücken den Belastungen nicht stand und brachen. Diese Ausfälle traten nur bei der Prüfsituation „IZ“, also bei den Hybridbrücken auf. Die beiden Probekörper brachen nach ca. 125.000 bzw. nach 147.000 Belastungszyklen. Ebenfalls bei der starr-beweglich gelagerten Brückensituation („IZ“) zeigte der Kunststoff Struktur Premium Ausfälle. Von den insgesamt acht Brücken überstanden nur zwei die Belastungen im Kausimulator. Die übrigen sechs Prüfkörper gingen zwischen dem 90.000. und 230.000. Zyklus zu Bruch. Beide Kunststoffe zeigten bei den rein starr gelagerten Brücken (Prüfsituation „II“) keine Ausfälle. Hingegen wies das Material Vita CAD-Temp nur bei der Implantat – Implantat getragenen Brückensituation („II“) Ausfälle auf und zwar zwischen dem 54.000. und 137.000. Prüfzyklus. Drei der acht Brücken gingen während der Kausimulation zu Bruch. Die restlichen fünf Probekörper hielten den Belastungen stand.

Kunststoff	Prüfsituation	Mittlere Häufigkeit der Verschleißstellen	Anzahl der Ausfälle	Ausfall bei Belastungszyklus
Protemp 4 Garant	„IZ“	2,1	0	-
	„II“	1,1	0	-
Protemp 3 Garant	„IZ“	2,0	2	ca. 125.000, 147.000;
	„II“	2,3	0	-
Kanitemp	„IZ“	0,75	0	-
	„II“	1	0	-
Luxatemp	„IZ“	1,4	0	-
	„II“	1,6	0	-
Integrity	„IZ“	1,5	0	-
	„II“	1,6	0	-
Struktur Premium	„IZ“	2,5	6	ca. 90.000, 110.000, 160.000, 195.000, 200.000 und 230.000;
	„II“	1,8	0	-
Acrytemp	„IZ“	2,1	0	-
	„II“	2,0	0	-
Vita CAD-Temp	„IZ“	2,8	0	-
	„II“	1,8	3	54.147, ca. 120.000, 137.015;

Tab 4.8: Mittlere Häufigkeit der Verschleißstellen pro Prüfkörper und Anzahl der Ausfälle einer gesamten Serie (acht Brücken) während der Kausimulation, „IZ“ = Implantat – Zahn getragene Brücke, „II“ = Implantat – Implantat getragene Brücke, alle „Nachbau“ = Implantatnachbau – Kunststoffzahn getragene Brücke

Bei der „Echtsituation“ hielt ein Probekörper der Implantat – Zahn getragenen Brücken („IZ“) die thermomechanischen Belastungen nicht aus und brach nach etwa 110.000 Zyklen. Bei den rein starr gelagerten Brücken („II“) kam es zu keinem Ausfall während der Kausimulation.

5. Diskussion

5.1 Diskussion der Methode

5.1.1 In-vitro-Untersuchungen allgemein

Bevor medizinische Materialien am Patienten zum Einsatz kommen dürfen, müssen zahlreiche Untersuchungen durchgeführt werden. Geregelt wird die Zulassung neuer Werkstoffe durch das Medizinproduktegesetz (MPG). Getestet werden die Materialien beispielsweise auf eine mögliche Kanzerogenität, Toxizität oder Mutagenität. Darüber hinaus dürfen sie am Patienten keine Allergien auslösen [46].

Neben diesen biologischen Faktoren wird insbesondere von zahnärztlichen Restaurationen eine ausreichende mechanische Festigkeit erwartet. Speziell in diesem Fall ist ein gebrochenes Provisorium immer ein Ärgernis und mit einem zusätzlichen Mehraufwand seitens des Zahnarztes und des Patienten verbunden.

Materialbezogene Aussagen, beispielsweise über die Härte, die Bruchfestigkeit, den Wärmeausdehnungskoeffizienten etc. werden anhand von Untersuchungen an standardisierten Probekörpern unter gleichen Bedingungen ermittelt. Vorgaben zum Ablauf solcher Prüfungen werden durch ISO oder DIN Normen festgelegt [47]. Der große Vorteil solcher Tests besteht darin, dass sich verschiedene Materialien direkt miteinander vergleichen lassen. Sie liefern somit materialspezifische Kennwerte.

Als ein Nachteil ist zu nennen, dass sich die so gewonnenen Ergebnisse nicht ohne weiteres auf die klinische Situation übertragen lassen. In der Mundhöhle entscheidet ein Zusammenspiel mehrerer Faktoren über den Erfolg bzw. den Misserfolg einer Versorgung:

Bezogen auf die vorliegende Untersuchung hängen die Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung einer provisorischen Brücke nicht nur vom verwendeten Material ab. Eine wichtige Rolle spielen auch die Gestaltung des Brückenzwischengliedes, die Präparation und der Abstand der Brückenpfeiler, die Zementierung, die Gestaltung der Okklusionsflächen oder die Lagerung der Brückenpfeiler [48]. Deshalb ist es wichtig die Restauration als Ganzes zu betrachten, wie sie auch später am Patienten Verwendung findet. Aussagekräftige Tests sollen daher an klinisch relevanten Nachbauten, in einer der Mundhöhle vergleichbaren Umgebung erfolgen. Diese Untersuchungen beinhalten

gemäß der Physiologie der Mundhöhle die Simulation einer thermomechanischen Belastung in einem feuchten Milieu [49, 50].

In der Naturwissenschaft bezeichnet man derartige Tests, die in einer kontrollierten künstlichen Umgebung außerhalb eines lebenden Organismus durchgeführt werden als In-vitro-Experimente [51]. Die Vorteile sind die relativ niedrigen Kosten und die Reproduzierbarkeit solcher Untersuchungen. Darüber hinaus können Prüfparameter, wie z.B. die Dauer der Simulation oder die auftretende Kaubelastung einfach kontrolliert werden. Auch treten keine ethischen Probleme auf, weil weder Organismen noch Gewebe geschädigt werden. Da diese Untersuchungen im Zeitraffer erfolgen, verkürzt sich auch die Dauer im Vergleich zu In-vivo-Tests erheblich [52].

Trotz all dieser Bemühungen und Vorteile muss kritisch angemerkt werden, dass es sich bei diesen vorklinischen Untersuchungen nur um einen Versuch handelt, mit Hilfe von Technik die Natur nachzuahmen. Die Komplexität und Individualität der Patientensituation kann durch eine starre, mechanische Apparatur nicht eins zu eins nachempfunden werden. Wenn aber diese Tests so realitätsnah wie möglich durchgeführt werden, kann dennoch eine erste Bewertung eines Werkstoffes erfolgen und eine In-vivo-Prognose abgegeben werden. Sie geben so eine gewisse Richtung für nachfolgende In-vivo-Studien vor.

5.1.2 Künstliche Alterung der Proben

Auf provisorische Restaurationen wirken dieselben Einflüsse, denen auch definitiver Zahnersatz ausgesetzt ist. Ein Unterschied besteht lediglich in der zeitlich begrenzten Tragedauer dieser Versorgungen (vgl. Einleitung).

Während dieser Gebrauchsphase kommt es zu einer Degradation der Provisorienkunststoffe, die mit einer herabgesetzten Belastbarkeit korreliert [53]. Ziel dieser Studie war es, verschiedene Materialien nach einer Tragedauer von einem Jahr miteinander zu vergleichen. Dieser Zeitansatz übertrifft in der Regel die Tragedauer eines gewöhnlichen Provisoriums, wird aber üblicherweise auch von anderen Arbeitsgruppen für die Simulation von temporärem Zahnersatz gewählt.

Unterteilen ließ sich diese künstliche Alterung in eine Wasserlagerung und einer darauf folgenden thermischen und mechanischen Wechselbelastung durch den Regensburger Kausimulator [54]. Dieser Simulator arbeitete mit individuellen Prüfparametern, die auf das Mundhöhlenmilieu abgestimmt waren. Die hier verwendeten, nachfolgend

beschriebenen Parameter werden von vielen Arbeitsgruppen bei der Belastungssimulation von Zahnersatz verwendet [55].

5.1.2.1 Wasserlagerung

Durch das ständige Vorhandensein von Speichel und der Körpertemperatur wirken im Mund des Patienten zweierlei entgegenwirkende Phänomene auf die Kunststoffe ein. Nachgeahmt wurde diese Gegebenheit durch eine 14tägige Wasserlagerung bei 37°C noch vor der eigentlichen thermomechanischen Belastung durch den Kausimulator.

Zu nennen ist einmal die Nachpolymerisation der Kunststoffe: In der Literatur wird angegeben, dass eine Nachhärtung noch bis sieben Tage nach der eigentlichen Herstellung stattfindet [56, 57]. Folglich ist bei sieben der hier getesteten Materialien während der ersten Tragephase im Patientenmund noch mit einer Zunahme der Festigkeit zu rechnen. Bei den Vita CAD-Temp Brücken, die aus auspolymerisierten Kunststoffblöcken gefräst wurden, kann eine Nachhärtung nicht erwartet werden. Aus diesem Grund wäre es empfehlenswert dem Patienten zu raten die Provisorien nicht sofort mit voller Kaulast zu beladen und die ersten Tage, soweit es möglich ist zu schonen. Diese Nachpolymerisation ist nach sieben Tagen abgeschlossen, eine längere Zeitspanne bringt keine höheren Festigkeitswerte [58].

Neben diesem verstärkenden gibt es, bedingt durch die Wassereinlagerung auch schwächende Effekte. Das feuchte Mundmilieu wirkt z.B. negativ auf die Silanverbindungen ein. Durch hydrolytische Spaltung wird der Haftverbund zwischen der organischen Kunststoffmatrix und den anorganischen Füllstoffen angegriffen. Dieser Punkt muss kritisch hinterfragt werden, ob und in welchem Maße sich hier die Hydrolyse überhaupt bemerkbar macht [59]. Zum einen braucht es für die Penetration des Wassers durch die Kunststoffmatrix hin zu dem Kopplungsagens Zeit [60] und zum anderen ist die Wasseraufnahme moderner Kompositwerkstoffe, im Vergleich zu Kunststoffen auf PMMA-Basis sehr gering [61]. Ob die 14 Tage Wasserlagerung hier schon eine messbare Veränderung bewirkt, kann an dieser Stelle nicht eindeutig gesagt werden. Studien aus den Jahren 1996 und 2002 konnten zeigen, dass die Nachpolymerisation der Festigkeitsabnahme durch Wasseraufnahme entgegenwirkt [16, 62]. In der vorliegenden Untersuchung wurde demnach eine mögliche Nachpolymerisation abgewartet, bevor die Probekörper thermomechanisch getestet wurden.

Darüber hinaus ist zu beachten, dass sich eine Wasserlagerung negativ auf den Zement und so auf den Verbund zwischen Zahn und Brücke auswirkt. Die Befestigungszemente haben die Aufgabe den Spalt zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz auszufüllen und so eine mechanische Retention zu schaffen. Da provisorische Zemente wieder problemlos entfernt werden müssen, besitzen sie niedrigere Druckfestigkeitswerte bzw. einen höheren Lösegrad als definitive Befestigungsmaterialien [63]. Es besteht daher die Gefahr der Auswaschung des Zements und eine herabgesetzte Randdichtigkeit [64]. Die Möglichkeiten mit definitiven Zementen, mit Kompositbefestigungszementen oder mit einem reinen adhäsiven Haftverbund zu arbeiten, spielt beim Einsetzen von Provisorien keine Rolle.

Um den Einfluss des Zements auf die Stabilität der Gesamtkonstruktion zu reduzieren, wurden alle Brücken mit dem gleichen, handelsüblichen Provisorienzement befestigt (Relay X Temp NE®, 3M ESPE, Seefeld, D). Auf diese Weise konnte eine mögliche Abhängigkeit der Messergebnisse, die auf unterschiedliche Parameter des Befestigungszements (Haftwerte, Druckfestigkeit, Löslichkeit u.ä.) zurückzuführen ist, ausgeschlossen werden.

Trotz der Tatsache, dass „nur“ ein provisorischer Zement zum Einsatz kam, konnte bei keinem Prüfkörper ein Retensionsverlust nach der Kausimulation beobachtet werden. Weder bei den starren („II“) noch bei den starr-beweglich gelagerten Brücken („IZ“) war eine Dezementierung zu erkennen. Es ließ sich demnach keine Abhängigkeit in Bezug auf die Lagerung der Brücken erkennen.

5.1.2.2 Thermische Wechselbelastungen

Auch ein ständiger Temperaturwechsel beeinflusst die Festigkeit von Zahnersatz negativ. Durch die Nahrungsaufnahme und das Einatmen kalter Luft kommt es zu starken Temperaturschwankungen in der Mundhöhle.

Diese zum Teil schnellen Temperaturwechsel müssen bei einer Testung berücksichtigt werden. In der Literatur werden unterschiedliche Wertebereiche beschrieben: So werden Minimalwerte von -8° bis 0°C und Maximalwerte von +67° bis +81°C für die Mundhöhle angegeben [65, 66]. Diese Extremwerte verursachen an der Grenzfläche zwischen der Restauration und der Zahnoberfläche Schwankungen von 5° bis 55°C [67]. Dieser Temperaturbereich gilt als allgemein anerkannt und kann bei solchen In-vitro-Untersuchungen als Standard gesehen werden [55].

Wie oft es zu einem solchen Wechsel der Extremwerte kommt ist ungeklärt. Hier schwanken die Vorgaben der unterschiedlichen Untersuchungen: Zu finden sind Werte zwischen 5.000 und 50.000 Wechselzyklen, hochgerechnet auf die Tragedauer von 10-15 Jahren [68]. Bei der vorliegenden Simulation der Tragedauer von einem Jahr wurden die Prüfkörper mit 1.200 Temperaturwechselzyklen belastet. Dieses Thermocycling erfolgte durch unterschiedlich temperierte Wechselbäder. Neben der Anzahl der Zyklen und den Absolutwerten der Wassertemperatur kommt es auf die Dauer der Temperatureinwirkung an. Auch hier existieren unterschiedliche Werte zu den Haltezeiten. Die Voraussetzung ist, dass die gesamte Konstruktion auf 5°C abgekühlt bzw. auf 55°C erwärmt wird. Damit aber der Prüfkörper die Temperatur des Wasserbades annehmen kann, muss er ausreichend lange und vollständig mit Wasser bedeckt sein. Laut einer Studie aus dem Jahre 1998 dauert es ungefähr 30 Sekunden, bis der Prüfkörper die Temperatur des Wassers erreicht hat [69]. Der Regensburger Kausimulator wechselt alle zwei Minuten zwischen Minimal- und Maximalwert, um eine ausreichend lange Haltezeit gewähren zu können. Bei diesem Zeitfenster ist sicher damit zu rechnen, dass der Probekörper die Wassertemperatur angenommen hat [55, 70].

Durch diese extremen Temperaturschwankungen kann es innerhalb eines Materials zu Spannungen kommen. Besonders betroffen sind Verbunde aus unterschiedlichen Werkstoffen. Durch die verschiedenen Wärmeausdehnungskoeffizienten kommt es an den Grenzflächen zu Spannungen. Sie verursachen zuerst Mikrorisse, die sich dann zu einem Spalt vergrößern, was sich letztendlich in einem Totalverlust der Versorgung äußern kann [53]. Diese Gegebenheit wirkt sich besonders auf Metallkeramiken oder auf den adhäsiven Verbund aus [71]. Weniger davon betroffen sind die hier verwendeten provisorischen Brücken, zumal diese konventionell temporär zementiert wurden. Außerdem handelte es sich bei allen getesteten Kunststoffen um Komposite mit einem homogenen Aufbau und mit hohem Vernetzungsgrad der einzelnen Monomere [72].

5.1.2.3 Mechanische Belastungen

Jeden Tag kommt es zu ungefähr 14.000 Kontakten zwischen den Ober- und Unterkieferzahnreihen [73]. Diese treten vor allem beim Kauen, Schlucken, Sprechen oder in Form von reflektorischen Leerbewegungen auf. Darüber hinaus können

unphysiologische Kräfte, die bei Parafunktionen (z.B. Bruxismus) entstehen, die Zähne bzw. den Zahnersatz sehr stark belasten.

Untersuchungen ergaben, dass unter allen Prüfparametern eine Veränderung der Kaukraft den größten Einfluss auf die Bruchfestigkeit von Zahnersatz hat [55]. Die Kaukräfte liegen im Seitenzahnbereich bei Werten zwischen 5 und 700 N. Körber ermittelte hier eine mittlere maximale Kraft von ungefähr 300 N [74]. Bei Bruxismus können Spitzenwerte bis auf 1221 N ansteigen [75]. Da aber Werte in dieser Größenordnung nur kurzzeitig und auch selten auftreten, sind diese für einen Dauerbelastungstest ungeeignet und viel zu hoch. Krejci legte für die Simulation einer fünfjährigen Tragedauer 1.200.000 Kaubelastungen mit einer Kraft von 50 N fest [49]. Diese Vorgaben wurden unter anderem in einer Studie an der Universität Regensburg aus dem Jahre 2009 anhand von Zirkonoxidbrücken bestätigt. Nach 1,2 Millionen Belastungszyklen mit einer Kraft von 50 N sank die Überlebensrate der Keramikbrücken auf 65%. Unter klinischen Bedingungen wurden vergleichbare Ausfälle in Form von „chipping“ gefunden [76]. Diese Prüfparameter werden auch an anderen Stellen in der Literatur bestätigt und von den meisten Arbeitsgruppen verwendet. In der vorliegenden Studie wurden die Probekörper ebenfalls mit einer axial auftreffenden Kraft von maximal 50 N und mit einer Frequenz von 1,6 Hz belastet. Dabei wurde eine Tragedauer von einem Jahr simuliert, was 240.000 Kauzyklen entspricht.

Eine solche mechanische Belastung, die zeitgleich mit der thermischen Wechselbelastung im Kausimulator abläuft, führt in der Regel nicht zum sofortigen Bruch der Konstruktion. Vielmehr kommt es zu einer Schwächung, welche bei vollkeramischen Versorgungen als eine unterkritische, schleichend fortschreitende Rissausbreitung beschrieben wurde [77]. Auf diese Weise lässt sich die Abnahme der mechanischen Festigkeit des Zahnersatzes, bezogen auf die Tragedauer testen [53]. Bei dieser Studie wurden keine Kontrollgruppen zur Bestimmung der Festigkeit vor der Kausimulation angefertigt. Aus diesem Grund sind Aussagen über eine mögliche Festigkeitsminderung an dieser Stelle nicht möglich.

Kritisch muss angeführt werden, dass die 50 N nur als Richtwert gelten können. Die auftretenden Kräfte sind natürlich von Patient zu Patient verschieden. So können beispielsweise mögliche Extrembelastungen, welche kurzzeitig auftreten (z.B. auf „etwas Hartes“ beißen oder Bruxismus) nicht vom Kausimulator berücksichtigt werden.

5.1.3 Untersuchung der Bruchfestigkeit

Der Bruchbelastungstest zur Ermittlung der verbliebenen Festigkeit der provisorischen Brücken wurde direkt im Anschluss an die Kausimulation durchgeführt. Er stellt eine standardisierte und leicht reproduzierbare Prüfmethode dar, den provisorischen Brücken eine Bruchkraft ($F_{Fraktur}$ in [N]) zuzuordnen. So können nicht nur genormte Prüfkörper, sondern auch klinisch relevante Gesamtkonstruktionen direkt miteinander verglichen werden.

Bei der vorliegenden Prüfanordnung traten in Anlehnung an den klassischen 3-Punkt-Biegeversuch an der Unterseite (Zugseite) der Brücken die größten Belastungen in Form von Zugspannungen auf. Hier ist in der Regel mit einem Riss und mit dem Ausgang der Fraktur zu rechnen [103,104]. So können Fehlstellen in der Zugzone, welche beispielsweise durch Lufteinschlüsse bei der Herstellung entstehen, sehr starke Auswirkungen auf die Festigkeit haben und ein vorzeitiges Versagen bzw. eine Streuung der Messergebnisse hervorrufen [101].

Der Zugzone gegenüberliegend befindet sich die Druckzone. Auf sie wirkte bereits während der Kausimulation der Antagonist ein und verursachte bei den meisten Brücken einen sichtbaren Verschleiß. Es ist anzunehmen, dass durch diese Beschädigung der Oberfläche die aufbauenden Druckspannungen nicht mehr so gut kompensiert werden konnten. Aus diesem Grund kann auch die okklusale Abnutzung zu einer verringerten Belastbarkeit beitragen. Um diese Gegebenheit mit zu berücksichtigen, wurden die Bruchwerte an derselben Stelle ermittelt, an der auch die thermomechanische Belastung simuliert wurde (vgl. 3.5.3 Kontaktposition des Antagonisten).

Mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm pro Minute baute ein Prüfzylinder über eine Stahlkugel mit einem definierten Durchmesser von 12,5 mm Druck auf die Brücken auf. Ein schwenkbarer Modelltisch garantierte eine genau axiale Krafteinleitungsrichtung, bei der maximale Bruchkräfte erwartet werden [78]. Zur Vermeidung von lokalen Spannungsspitzen wurde bei der Messung eine 0,3 mm dicke Zinnfolie zwischen Prüfkörper und Stahlkugel gelegt. So verteilte sich die aufbauende Kraft über eine Dreipunktabstützung gleichmäßig auf die Konstruktion [79]. Auf diese Weise ließen sich Unterschiede, die sich bei einer verschiedenen Höckerneigung oder bei einer unterschiedlichen Höckerhöhe ergeben würden, vernachlässigen.

Eine Fraktur wurde als ein Spannungsabfall von 10% definiert [80]. Dieser Lastabfall zeigte, dass der innere Verbund bereits stark geschwächt oder sogar zerstört war, auch

wenn die Konstruktion nach außen hin noch intakt erschien. Dieser Abfall war in der Regel mit einem akustischen „Knack“ verbunden. Er zeigte sich im Belastungsdiagramm (vgl. Abb. 3.16) als charakteristischer Entlastungsspeak. So wurde bereits dieser Lastabfall als Bruch gewertet und nicht erst die Totalfraktur der provisorischen Brücken. Bei dieser Annahme liegt die Bruchkraft (F_{Fraktur}) unter der gemessenen Maximalkraft (F_{Max}). An dieser Stelle muss angeführt werden, dass noch viele Arbeitgruppen nur das Totalversagen als Bruch werten [81].

Eine direkte Übertragung der ermittelten Ergebnisse auf die klinische Situation muss kritisch erfolgen. Es ist unwahrscheinlich und entspricht nicht der Realität, dass ein Patient über einen längeren Zeitpunkt hinweg punktuell und exakt axial nur auf ein und derselben Stelle kaut. Auch ist im Mund des Patienten nicht mit einem langsamen und gleichmäßigen Druckaufbau (1 mm pro Minute) zu rechnen. Die komplexen Mahlbewegungen, wie sie normalerweise physiologisch auftreten, konnten in dieser Studie nicht berücksichtigt werden.

Dennoch stellt der Kausimulator in Kombination mit dem Bruchlastversuch eine Vorgehensweise dar, mit der die Physiologie der Mundhöhle zumindest ansatzweise nachgeahmt und eine Vergleichbarkeit erzielt werden kann [54].

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Wie bereits mehrfach angeführt fällt es schwer In-vitro-Studien unterschiedlicher Arbeitsgruppen direkt miteinander zu vergleichen. Trotz den Fortschritten, diese Tests einander anzugeleichen, gibt es keine standardisierten Vorgaben. Es fehlen zurzeit internationale und nationale Normen zu deren Durchführung [82]. Die Versuchsaufbauten bzw. die Versuchsbedingungen werden in der Regel von den jeweiligen Gruppen selbst bestimmt und festgelegt.

Bezüglich der vorliegenden Untersuchung finden sich bei ähnlichen Studien beispielsweise verschiedene Spannweiten, eine unterschiedliche Gestaltung und Dimensionierung des Brückenzwischengliedes oder andere Prüfparameter während der Kausimulation oder bei der Ermittlung der Bruchfestigkeitswerte. Aus diesem Grund kann es vorkommen, dass für dieselben Materialien unterschiedliche Ergebnisse gefunden werden. Daher ist eine Vergleichbarkeit oft erschwert oder nicht gegeben [41, 42, 62]. Es wäre wünschenswert diese Tests in ihrem Aufbau und Ablauf noch stärker zu standardisieren und somit reproduzierbarer zu gestalten.

5.2.1 Bruchfestigkeitswerte

Für die anfängliche Bruchfestigkeit ergibt sich nach Tinschert für vollkeramische Versorgungen eine Forderung von 1000 N [83]. Hier muss jedoch eine mögliche Materialermüdung, die sich während der Tragedauer zwangsläufig ergibt, mit berücksichtigt werden. Bei langjährigem Gebrauch geht man von einer 40%igen Festigkeitsminderung aus. Daher ergibt sich eine Langzeitfestigkeit von etwa 600 N. Dieser Wert enthält folglich einen zweifachen Sicherheitsfaktor in Bezug auf die von Körber geforderten 300 N Maximalkraft für den Seitenzahnbereich [74].

Es muss kritisch hinterfragt werden, inwieweit dieser Wert sich auf eine temporäre Versorgung übertragen lässt. Zurzeit finden sich in der Literatur keine Forderungen zur Initial- bzw. Langzeitfestigkeit für festsitzende Provisorien [84]. Daher ist es schwierig die gemessenen Werte zu beurteilen. In einer Studie aus dem Jahre 1993 wurde festgestellt, dass bei prothetisch versorgten Zähnen mit einer Abnahme der maximalen Kaukraft von bis zu 20% zu rechnen ist [85]. Ob aus diesem Grund nicht deutlich geringere Festigkeitswerte ausreichen würden, müsste in klinischen Studien noch weiterführend untersucht werden.

Die „Echtsituation“ im Vergleich zum „Nachbau“:

Bei der Herstellung von Prüfmodellen für In-vitro-Untersuchungen wird in der Literatur die Verwendung von echten und künstlichen Zähnen aus Metall oder Kunststoff beschrieben [41, 86]. Voraussetzung ist, dass sie stabil genug sind, um die thermomechanische Belastung und die anschließende Bruchfestigkeitsmessung unbeschadet zu überstehen. Für Untersuchungen an Humanzähnen werden meistens Weisheitszähne verwendet, die sich in ihrer Größe, ihrer Mineralisation, in der Wurzelform und auch in der Lagerungsart nach der Extraktion stark voneinander unterscheiden. Das führt unweigerlich zu einer Streuung der Messergebnisse. Da aber die klinische Situation von Patient zu Patient auch stark differiert und jede einzelne Versorgung ein Unikat darstellt, lässt sich die auftretende Streuung der Ergebnisse relativieren.

In der vorliegenden Untersuchung wurden natürliche Molare und Kunststoffzähne, hergestellt aus Polymethylmethacrylat (PMMA) verwendet. Die künstlichen Zähne

zeigten einen homogenen Aufbau und wiesen keine Fehlstellen (z.B. Lufteinschlüsse) auf.

Bei der Prüfsituation Implantat – Zahn gelagerte Brücke („I“) ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Bruchkräften der „Echtsituation“ und denen des „Nachbaus“. Der Elastizitätsmodul von Zahnhartsubstanz liegt zwischen 10.000 und 20.000 MPa, der von PMMA-Kunststoff bei etwa 3.500 MPa [87, 91, 92]. Obwohl sich die E-Moduln beider Pfeilermaterialien stark voneinander unterscheiden, lieferten die auf ihnen zementierten Brücken dieselben Messergebnisse. Beide medianen Bruchwerte der Brückenprovisorien lagen dabei knapp über 1250 N. Die hier ermittelten Werte sprechen für die Eignung von Kunststoffzähnen bei einem derartigen Versuchsaufbau. Bei allen vorliegenden Prüfreihen hielten die künstlichen Zähne den Belastungen im Kausimulator und der anschließenden Bruchfestigkeitsprüfung stand.

Bei der starren Implantat – Implantat gelagerten Brückensituation („II“) ließ sich erstaunlicherweise ein signifikanter Unterschied feststellen. Die „Echtsituation“ lag mit fast 1.700 N deutlich über dem Wert des „Nachbaus“. Ein ersichtlicher Unterschied im Aufbau, im Material bzw. in der Dimensionierung zwischen den echten Implantaten und den Implantatnachbauten konnte nicht festgestellt werden. Die einteiligen Nachbauten waren aus Titan gefertigt und hatten dieselben Abmessungen wie die verwendeten originalen Straumann® Standard Implantate. Auch wurden bei den echten Implantaten alle Aufbauten mit dem vom Hersteller geforderten Drehmoment von 35 Ncm angezogen [88]. So war, bedingt durch die Schraubenkonus-Verbindung kein Spiel zwischen Sekundärteil und Implantat möglich. Ein „Sich-lockern“ der Abutments während der künstlichen Alterung bzw. dem Bruchtest konnte nicht beobachtet werden. Die höheren Festigkeitswerte für die „Echtsituation“ lassen sich nur anhand der Materialstärke erklären. In dieser Studie wurde eine Mindestschichtstärke der Provisorien über den Sekundärteilen von 1 bis 1,5 mm festgelegt. Bei den Prüfkörpern dieser Serie lag sie an der oberen Grenze bzw. übertraf sie leicht.

Trotz alledem zeigten in diesem Vergleich alle Prüfkörper vom Material Protemp 4 Garant Medianwerte, die über den beschriebenen 1000 N für die Initialfestigkeit von definitiven Versorgungen liegen [83]. So bestand bei jeder Prüfsituation eine ausreichende mechanische Belastbarkeit der provisorischen Versorgung.

Die starre Lagerung („II“) im Vergleich zur starr-beweglichen („IZ“):

Neben der auftreffenden Kaukraft spielt die Lagerung der Brückenpfeiler eine entscheidende Rolle. Osseointegrierte Implantate besitzen durch die enge räumliche Beziehung zum Knochengewebe eine relativ starre Verbindung. Belastungen werden in Qualität und Quantität an das Knochengewebe weitergeleitet [89, 90]. Als Modellsockel diente hier ein PMMA-Block (vgl. 3. Material und Methode) mit einem E-Modul von 3000-3500 MPa, ähnlich dem von spongiösem Knochen [91].

Im Gegensatz zu Implantaten weisen Zähne eine physiologische Beweglichkeit auf [92]. Durch das Nachgeben des Zahnhalteapparats bzw. der Zahnhartsubstanz kommt es im Brückenmaterial verstärkt zu Belastungen in Form von Biege-, Zug- und Torsionsspannungen. Um die physiologische Resilienz zu berücksichtigen entwickelte Scharnagl eine Methode zur Schaffung eines künstlichen Parodontiums aus einer Polyetherschicht (vgl. 3. Material und Methode). Dadurch wird versucht die physiologische Aufhängung des Zahnes in seiner Alveole nachzuahmen [44]. Die Beweglichkeit eines Zahnes liegt bei einer Belastung von 5 N bei etwa 100 µm in horizontaler und etwa 65 µm in vertikaler Richtung [93]. Dabei handelt es sich um Durchschnittswerte. Die wahre Beweglichkeit von Zähnen variiert von Patient zu Patient und hängt unter anderem von der Wurzeloberfläche, also von der Anzahl und Länge der Wurzeln und vom Zustand des Parodontiums ab [94].

Untersuchungen zeigten, dass beweglich gelagerte dreigliedrige In-Ceram Keramikbrücken eine signifikant niedrigere Bruchfestigkeit aufwiesen als rein starr gelagerte [44]. Untersuchungen von Rosentritt et al. bestätigten die Ergebnisse [55]. Somit spielt die bewegliche Lagerung sowohl bei der thermomechanischen Wechselbelastung, als auch bei der anschließenden Bruchfestigkeitsprüfung eine entscheidende Rolle. Um diese Erkenntnis zu berücksichtigen, wurden in der vorliegenden Studie alle Zähne durch eine Polyetherschicht beweglich gelagert.

Von den insgesamt acht getesteten Kunststoffen (vgl. 3.11 Material) konnte bei fünf kein signifikanter Unterschied in Bezug auf die Lagerung festgestellt werden. Bei den Materialien Protemp 4 Garant, Protemp 3 Garant, Kanitemp, Luxatemp und Integrity spielte also die Gegebenheit, dass ein Pfeiler (Implantat) fest und der zweite ein beweglich gelagerter Zahn war, keine Rolle. Die hier gemessenen Bruchfestigkeitswerte waren im Vergleich zu denen der rein starr gelagerten Brücken (Prüfsituation „II“) nicht signifikant verschieden.

Einen deutlichen Unterschied fand man hingegen beim Material Struktur Premium. Der Medianwert für die starr-beweglich gelagerten Brücken lag für diesen Komposit bei 0 N und somit deutlich unter dem der rein starren Lagerung. Der Grund dafür liegt in der hohen Anzahl an Ausfällen während der Kausimulation. Sechs Brücken brachen und standen somit der nachfolgenden Bruchkraftmessung nicht mehr zur Verfügung. Bei dieser einseitig, beweglich gelagerten Pfeilersituation wirkten sich offensichtlich die auftretenden Spannungen innerhalb der Brückkonstruktion so stark aus, dass nur zwei der acht Prüfkörper den Kausimulator „überlebten“.

Bei Kunststoffen handelt es sich in der Regel um duktile Werkstoffe. Nach Erreichen ihrer elastischen Verformbarkeit werden sie weiter plastisch verformt und brechen im Gegensatz zu Keramiken nicht sofort [101, 102]. Besonders Materialien auf PMMA-Basis zeigen im Gegensatz zu modernen Kompositen eine geringere Sprödigkeit. Es wäre denkbar, dass Struktur Premium im Vergleich zu den übrig getesteten Provisorienkunststoffen eine nochmals erhöhte Sprödigkeit aufweist. So wäre beim Überschreiten der Elastizitätsgrenze nur eine geringere plastische Verformbarkeit möglich. Die Bruchdehnung als ein Maß für die Sprödigkeit wäre erniedrigt. Auf diese Weise würde eine mögliche Biegung im Material, die sich aus der elastischen und plastischen Verformbarkeit ergibt, geringer ausfallen. In einer Studie aus dem Jahre 2007 konnte an standardisierten Prüfkörpern für dieses Material ein solches Verhalten nicht beobachtet werden [95]. In einem genormten 3-Punkt-Biegeversuch wurde für Struktur Premium eine Biegefestigkeit von fast 110 MPa ermittelt. Dabei lag der Vergleichswert für den Kunststoff Protemp 3 Garant mit ungefähr 75 MPa deutlich darunter. Der genauere Sachverhalt müsste für diesen Kunststoff in weiterführenden Studien explizit untersucht werden.

Auch das Material Acrytemp zeigte in dieser Versuchsanordnung signifikant niedrigere Messergebnisse, jedoch hielten alle Prüfkörper den Belastungen des Kausimulators stand.

Umgekehrt war die Situation bei dem Kunststoff Vita CAD-Temp. Hier hielt die Prüfsituation „IZ“ deutlich mehr aus, als die Situation „II“. Da diese Bruchkraft aber nicht über der der anderen Materialien lag, ist hier die Ursache vor allem bei den deutlich zu niedrigen Werten der rein starren Lagerung zu suchen (siehe unten).

Bei den hier getesteten Provisorien kann mit Ausnahme des Materials Struktur Premiums demnach davon ausgegangen werden, dass eine „gemischte“ Lagerung keine verminderte Festigkeit mit sich bringt und so keine Indikationseinschränkung bei

der Verwendung vorliegt. Acrylat-Komposite besitzen im Vergleich zu monofunktionellen Methacrylaten größere Monomere und eine deutlich höhere Biegefestigkeit ($> 60 \text{ MPa}$) [96]. Die Monomere sind untereinander hoch vernetzt und dadurch gegenüber Biege-, Zug- und Torsionsspannungen weniger anfällig [72]. Eine stärkere Belastung mit einhergehender Fraktur, wie man sie insbesondere bei keramischen Materialien beobachtet, ist bei Kompositen folglich nicht zu erwarten [97]. Vergleichbare Untersuchungen von provisorischen Brückenkunststoffen zur Kombinationsversorgung aus Zähnen und Implantaten stehen noch aus.

In der Literatur finden sich lediglich Untersuchungen zu definitiven Versorgungen [90]. In einer Studie aus dem Jahre 2000 wurde beschrieben, dass bei konventionell zementierten Brücken die entstehenden Spannungen besser kompensiert werden können. Der Zementspalt schafft einen gewissen Spannungsausgleich zwischen Implantataufbau und Suprakonstruktion, der bei fest verschraubten Konstruktionen nicht auftritt [98]. Hosy et al. beurteilten in einer klinischen Langzeitstudie über 14 Jahre hinweg die Implantatüberlebensrate, den marginalen Knochenverlust und mechanische Komplikationen [99]. Als Ergebnis wurde publiziert, dass Implantat – Zahn getragene Konstruktionen eine ähnliche Langzeitprognose im Vergleich zu rein Implantat – Implantat getragenen Brücken aufweisen.

Vergleich der Kunststoffe verschiedener Hersteller:

Getestet wurden aktuelle Komposite, welche speziell zur Herstellung von Kronen-/Brückenprovisorien angeboten werden. Alle Materialien waren zum gegenwärtigen Zeitpunkt der Studie auf dem deutschen Dentalmarkt erhältlich. Eine Ausnahme stellte der Kunststoff Protemp 4 Garant dar, der sich noch in der Testphase befand.

Bei der Prüfsituation zur Versorgung der Hybridbrücke („IZ“) zeigten fast alle Kunststoffe ähnliche Belastungswerte. Vita CAD-Temp und Protemp 3 Garant erreichten mit einer Bruchkraft um die 1380 N die höchsten Werte, welche aber nicht signifikant über denen der anderen Hersteller lagen. Die hohen Bruchfestigkeitswerte lassen sich bei diesen beiden Materialien folgendermaßen erklären:

Der Kunststoff CAD-Temp wird unter industriellen Bedingungen gefertigt. Nach der Polymerisation werden die Rohlinge laut Hersteller durch Nachpressen noch vergütet (vgl. 3.11 Material). Auf diese Weise erhält dieses Material einen sehr homogenen, methylmethacrylatfreien Aufbau mit sehr guten mechanischen Festigkeitswerten [45].

Herstellungsbedingte Fehler, wie Porositäten beim Anmischen oder ein falsches Mischungsverhältnis sind daher ausgeschlossen.

Bei Protemp 3 Garant liegt der Grund für die hohen Bruchwerte laut Hersteller 3M ESPE in einer Balance aus hoher mechanischer Festigkeit und begrenzter Elastizität. Erreicht wird dies durch einen „internen Stoßdämpfer“, der als eine flexible Baueinheit zwischen den beiden starren, symmetrischen Ketten des Monomers bis-GMA (vgl. Abb. 2.4) fungiert. Dadurch, so wirbt der Hersteller werden Kraftspitzen abgedämpft und ein Bruch vermieden [100]. Trotz der hohen gemessenen Reststabilität brachen dennoch zwei der acht getesteten Probekörper schon während der thermomechanischen Belastungsphase im Kausimulator. Gründe für diese unerwarteten Ausfälle bzw. die starke Streuung der Messwerte könnten im Herstellungsprozess liegen. Zu nennen wären beispielsweise Lufteinschlüsse während des Anfüllens der Negativformen mit flüssigem Kunststoff oder eine ungleichmäßige Dicke des Befestigungszements. Eine eventuell nicht optimale Passung der Kronen auf den Stümpfen könnte so zu punktuellen Überbelastungen geführt haben, die in einem Ausfall endeten. Softproben, die einen solchen Fehler schon im Vorhinein ausschließen, wurden bei der Anfertigung der Prüfkörper analog dem klinischen Vorgehen nicht gemacht.

Im unteren Bereich lag der Kunststoff Acrytemp mit einer Bruchkraft von ungefähr 800 N. Da dieser Wert aber auch noch deutlich über den von Körber beschriebenen 300 N [74] lag, kann noch von einer ausreichenden Haltbarkeit ausgegangen werden, zumal es sich ja um eine zeitlich begrenzte Versorgung handelt.

Allein das Material Struktur Premium zeigte, wie oben bereits erwähnt bei der Prüfsituation „IZ“ eine ungenügende Belastbarkeit. Die Ursache für die vielen Ausfälle bei der Hybridlagerung ist wahrscheinlich materialbedingt, da dieser Kunststoff unter denselben Bedingungen wie die anderen hergestellt und geprüft wurde.

In der Literatur konnten keine vergleichbaren Ergebnisse gefunden werden. In einer Studie aus dem Jahre 2005 [41] wiesen dreigliedrige Brücken aus Struktur Premium im Vergleich zu Prüfkörpern aus Luxatemp und Protemp 3 Garant keinen signifikanten Unterschied auf. In dieser Studie lagerten die Brücken auf zwei beweglichen Pfeilern aus einer Co-Cr-Mo-Legierung und wurden einer ähnlichen thermomechanischen Prüfbelastung unterzogen. Hierbei muss noch angeführt werden, dass eine doppelt so lange Tragedauer (zwei Jahre) simuliert wurde und die Belastung symmetrisch aufs Brückenzwischenglied erfolgte. Trotz der doppelten Prüfdauer zeigte das Material keine Ausfälle und wies zudem eine Bruchkraft von noch 866 N auf [41].

Andere Messergebnisse lieferten die Implantat – Implantat Versorgungen („II“): Hier ergab sich zwischen fast allen Kunststoffen kein deutlicher Unterschied. Mit einem Medianwert von fast 1370 N dominierte das Material Protemp 3 Garant. Einen ähnlich hohen Wert erzielte der Provisorienkunststoff Struktur Premium. So fanden sich für dieses Material nur bei der gemischt gelagerten Brückensituation Schwächen.

Einen signifikanten Unterschied ergab sich in dieser Versuchsanordnung („II“) nur für das Material Vita CAD-Temp. Seine Bruchfestigkeitswerte wiesen eine starke Streuung auf und lagen signifikant unter denen der anderen. Zwar lag der Medianwert noch bei 778 N, dennoch fielen drei der acht Brücken schon während der Kausimulation aus. Eine mögliche Ursache findet sich in der unterschiedlichen Dimensionierung der Prüfkörper. Die gefrästen Brücken wurden nicht in direkter Weise mit Hilfe der Tiefziehfolie hergestellt, sondern indirekt und individuell am Computer konstruiert. Daher ergaben sich zwangsläufig Unterschiede z.B. in der Stärke der Verbinder bzw. in der Gestaltung des Brückenzwischengliedes. Auch durch ein unterschiedliches Design der Höcker (Größe und Neigung zueinander) kommt es bei einer axialen Krafteinleitung zu verschiedenen starken Scher-, Zug- und Druckspannungen. Bei einer steilen Höckerneigung entstehen höhere Scherkräfte, als bei flachen Höckern, bei denen es vor allem zu einem Anstieg der Druckkräfte kommt [78]. In einer Veröffentlichung aus dem Jahre 2008 wurden für dreigliedrige Brücken aus dem Kunststoff CAD-Temp Festigkeitswerte im Bereich von etwa 290 N gefunden [42]. Die beiden Brückenpfeiler waren Stahlzylinder und beweglich gelagert. Einer künstlichen Alterung in Form einer thermomechanischen Belastung wurden die Proben nicht unterzogen. Die niedrigen Werte lassen sich damit erklären, dass nur Brückengerüste und keine vollständigen Versorgungen getestet wurden.

5.2.2 Bruchspaltverlauf

Bei dem hier durchgeführten Bruchbelastungstest wirkten auf die provisorischen Brücken Kräfte ein, die sich mit denen eines klassischen 3-Punkt-Biegeversuchs vergleichen lassen. Im Gegensatz zu der vorliegenden Studie wird ein solcher Test an genormten Proben und unter standardisierten Prüfbedingungen durchgeführt. Durch die axial aufbauende Kraft der Prüfkugel entstehen in der Brücke eine Druckzone, eine neutrale Faser und eine Zugzone [101, 102]. Zu Druckspannungen kommt es an der Okklusalfläche, also am Ort der Krafteinwirkung. Die Zugzone befindet sich auf der

gegenüberliegenden Seite. Wie in statischen Analysen beschrieben wurde, ist die kritische Größe die Randspannung, welche sich in der Zugzone befindet. Dort ist in der Regel mit der Ausgangsstelle der Fraktur zu rechnen (siehe oben) [103, 104]. Bei symmetrischer Belastung befindet sich diese Schwachstelle an der Unterseite des Brückenzwischengliedes. In der vorliegenden Untersuchung wurden die Brücken aber nicht direkt am Zwischenglied, sondern versetzt davon getestet. Daher liegt der Bereich mit der größten Zugspannung an der Unterseite, am Übergang vom Brückenzwischenglied zum zweiten Pfeiler (Bruchposition C) [47].

Bei der optischen Analyse der Bruchstücke konnte kein Muster erkannt werden. Trotzdem ließ sich eine gewisse Tendenz des Bruchspaltverlaufs je nach Lagerungsart der Brücken feststellen: Bei der rein starren Lagerung (Prüfsituation „II“) verliefen die Brüche in der Regel am zweiten Implantatpfeiler (Position D) und lagen somit nicht direkt am Ort der Krafteinwirkung (Position C). Der Grund für diese Verlagerung liegt darin, dass der Konnektor der provisorischen Brücken im Vergleich zum Brückenanker massiver gestaltet wurde und daher nicht so leicht brach. Aus diesem Grund frakturierten die meisten Prüfkörper am angrenzenden, schwächer dimensionierten Anker (Position D). Darüber hinaus wiesen die rein starr gelagerten Brücken tendenziell einen eindeutigen, glatten Bruch auf. Mehrfachbrüche konnten seltener festgestellt werden.

Bei der starr-beweglich gelagerten Brückensituation („IZ“) fielen zwar die meisten Brüche auch auf den zweiten Brückenpfeiler, dennoch wies fast genau so häufig die angrenzende Verbindezone eine Fraktur auf (Position C). Auch konnte am ersten Pfeiler (Position A), im Gegensatz zur rein starren Lagerung häufiger ein Sprung oder ein Bruch beobachtet werden. Die Ursache kann darin gesehen werden, dass der beweglich gelagerte Zahn während der Bruchtestung einfederte. Dadurch bauten sich Spannungen innerhalb des Brückenkörpers in Richtung des ersten, starr gelagerten Implantatpfeilers auf. Sie verursachten dann an diesen Stellen die Brüche. Außerdem fiel auf, dass die gemischt gelagerten Brücken in der Regel einen höheren Zerstörungsgrad als die Implantat – Implantat gelagerten aufwiesen. Durch diese Scher- und Torsionskräfte kam es offenbar zu einem so großen Spannungsaufbau innerhalb der Brückenkonstruktion, der sich dann in Mehrfachbrüchen entlud. Diese Tendenz war bei fast allen Materialien erkennbar. Den stärksten Trümmerbruch fand man bei dieser Lagerung beim Material Integrity. Eine besonders hohe Prüfkraft, die einen „extremen“ Bruch mit vielen Bruchstücken erzeugen würde, konnte aber nicht gemessen werden.

Die Brücken der „Echtesituation“ mit echten Implantaten und Humanzähnen als Pfeilern zeigten ein ähnliches Bruchverhalten wie die des „Nachbaus“. Bei der starren Lagerung („II“) brachen die provisorischen Restaurationen auch am zweiten Brückenspäler (Position D) am häufigsten. Ebenso war eine Verlagerung in Richtung des starr gelagerten Brückenspälers (Bruchstelle A) bei der Prüfsituation „IZ“ zu erkennen.

Der Vergleich, der während der Kausimulation frakturierten Brücken („Ausfälle“) und der Bruchstücke nach der Festigkeitsmessung ließ keine Unterschiede im Muster erkennen. Das Bild war in beiden Fällen von glatten Bruchlinien geprägt und die Frakturstellen stimmten auch weitestgehend überein. So vermag die Stahlkugel mit einem Durchmesser von 12,5 mm im Bruchbelastungstest ein ähnliches Frakturmuster wie die Antagonisten (Keramikkugel mit 6 mm Durchmesser) während der Kausimulation hervorzurufen. Beide Kugeln wirkten an derselben Stelle (Belastungszentrum) auf die provisorischen Brücken ein. Daraus lässt sich folgern, dass sich die hier gewählte Versuchsanordnung für das Testen der Haltbarkeit von provisorischen Brücken eignet.

5.2.3 Visuell sichtbare Abnutzung und Ausfälle

Es bestand ein Zusammenhang zwischen den Kunststoffen, die während der thermomechanischen Belastungssimulation Ausfälle aufzeigten und den optisch erkennbaren Veränderungen am Kaurelief. Je stärker sich die vom Antagonisten hervorgerufene Abrasion zeigte, umso geringer war auch die Überlebensrate im Kausimulator.

Dies spricht für die oben erwähnte Überlegung, dass Fehlstellen in der Druckzone die Haltbarkeit der Brücken deutlich herabsetzen können. Die Ursache für den vorzeitigen Bruch war demnach der Verschleiß an der Oberfläche. So konnte das Kaurelief die auftretenden Druckspannungen während der mechanischen Belastungsphasen nicht mehr in vollem Maße aufnehmen, was in einem vorzeitigen Ausfall endete.

In weiterführenden Untersuchungen müssten genormte, materialspezifische Kennwerte der verarbeiteten Kunststoffe miteinander verglichen werden, um einen möglichen Zusammenhang zwischen der Bruchfestigkeit und der Härte genauer zu erläutern. Untersuchungen hierzu konnten in der Literatur zum gegenwärtigen Zeitpunkt nicht gefunden werden.

5.3 Klinische Schlussfolgerung

Die Anfertigung eines Provisoriums stellt im Rahmen der prothetischen Versorgung einen wichtigen Behandlungsschritt dar und nimmt maßgeblichen Einfluss auf den Erfolg der späteren definitiven Versorgung [2]. Im klinischen Einsatz ist die Bruchfestigkeit des verwendeten Provisorienwerkstoffs von entscheidender Bedeutung. Auch nach einer längeren Tragedauer muss ein präparierter Zahn noch bestmöglich geschützt sein. Die Ergebnisse der vorliegenden In-vitro-Untersuchung lassen die nachfolgenden Schlüsse zu:

Das Durchhalten der thermomechanischen Wechselbelastung im Kausimulator und die verbliebenen hohen Bruchfestigkeitswerte sprechen für die Langlebigkeit der getesteten Kompositbrücken. Die Medianwerte der Bruchbelastungsprüfung lagen weit über der von Körber geforderten mittleren Maximalkraft von 300 N [74] für den Seitenzahnbereich. Nur Extrembelastungen, wie sie beispielsweise bei Bruxismus auftreten, liegen noch darüber. Die aufgetretenen Ausfälle während der künstlichen Alterung sind möglicherweise auch auf herstellungsbedingte Fehler zurückzuführen. Die hier gewonnenen Untersuchungsergebnisse bestätigen die Einsatzmöglichkeit dieser Materialien als Langzeitprovisorien [41].

Eine geringere Haltbarkeit von starr-beweglich gelagerten Brücken („IZ“) im Vergleich zu einer rein starren Lagerung („II“) konnte nicht festgestellt werden. Eine Indikationseinschränkung für die Versorgung von Brücken mit einem Implantat und einem Zahn als Pfeiler liegt für diese Komposite demnach nicht vor. Eine Ausnahme stellte das Material Struktur Premium dar. Es zeigte in dieser Untersuchung bei der gemischt gelagerten Brückensituation erhebliche Schwächen.

Im Hinblick auf die Bruchfestigkeit bringen die im CAD/ CAM-Verfahren hergestellten Provisorien gegenüber den direkten, konventionellen provisorischen Brücken keinen Vorteil. Sie zeigten weder überlegene Bruchwerte noch eine geringere Ausfallsrate während der künstlichen Alterung.

Zusammenfassend wiesen alle getesteten Komposite eine hohe Belastbarkeit auf und können bezogen auf die mechanische Festigkeit als Brückenmaterial für den klinischen Einsatz empfohlen werden.

6. Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war es verschiedene provisorische Kunststoffe, befestigt auf Implantaten und Zähnen miteinander zu vergleichen. Untersucht wurden dreigliedrige Brücken, welche rein starr auf zwei Implantaten (Prüfsituation „II“) bzw. starr-beweglich auf einem Implantat und einem Zahn („IZ“) gelagert waren.

Aus acht verschiedenen Kunststoffen wurde je Lagerung („IZ“ und „II“) eine Serie, bestehend aus acht provisorischen Brücken hergestellt. Zur Verwendung kamen aktuelle Kompositmaterialien, welche in Kartuschenform zur direkten Herstellung angeboten werden: Protemp 4 Garant, Protemp 3 Garant (jeweils 3M ESPE®), Kanitemp (KANIEDENTA®), Luxatemp (DMG®), Integrity (DENTSPLY®), Struktur Premium (VOCO®) und Acrytemp (ZHERMACK®). Daneben wurde das Material Vita CAD-Temp (VITA® Zahnfabrik), welches im CAD/ CAM-Verfahren in indirekter Weise verarbeitet wird getestet.

Alle Probekörper wurden einer künstlichen Alterung unterzogen: Nach 14tägiger Wasserlagerung bei 37°C wurden die zementierten Brücken durch den Regensburger Kausimulator [50] thermomechanisch belastet (5°, 55 °C, 50 N, 1,6 Hz für 240.000 Kauzyklen und 1.200 Thermozyklen). Auf diese Weise sollte eine Tragedauer von einem Jahr nachgeahmt werden.

Beurteilt wurden die Ausfallrate und die visuell erkennbaren Verschleißstellen, welche durch den Antagonisten (Keramikkugel, Durchmesser 6 mm) während der thermomechanischen Belastungsphase hervorgerufen wurden. Scanbilder des Oberflächenreliefs vor und nach der Kausimulation wurden zum Vergleich in Tabellen gegenübergestellt. Im direkten Anschluss an die künstliche Alterung erfolgte die Bruchfestigkeitsprüfung mit der Universalprüfmaschine „Zwick“. Die gewonnenen Bruchkräfte wurden statistisch mit dem Mann Whitney U-Test ausgewertet und grafisch in Boxplot-Darstellungen dokumentiert. Außerdem wurde der Verlauf des Bruches analysiert.

Bei den gemischt gelagerten Brücken („IZ“) zeigten fünf Kunststoffe im Vergleich zum Material Protemp 4 Garant keinen signifikanten Unterschied ($p > 0,05$). Die Festigkeitsprüfung ergab Medianwerte zwischen 903 N und 1382 N. Deutliche niedrigere Werte wies das Material Acrytemp auf (808 N). Aufgrund der sechs vorzeitigen Ausfälle ergab sich ein Medianwert von 0 N für das Material Struktur Premium.

Bei der rein starren Lagerung („II“) waren die Bruchwerte von sieben der acht getesteten Kunststoffe nicht signifikant verschieden ($p > 0,05$). Festigkeitswerte zwischen 1035 N und 1368 N wurden gemessen. Einzig das Material Vita CAD-Temp wies mit einem medianen Wert von 778 N eine wesentlich niedrigere Bruchkraft auf ($p \leq 0,05$).

So zeigte sich bei fünf der acht untersuchten Materialien kein deutlicher Unterschied im Bezug auf die Lagerungsart. Die rein starre Lagerung („II“) lieferte bei Protemp 4 Garant, Protemp 3 Garant, Kanitemp, Luxatemp und Integrity im Vergleich zur starr-beweglich gelagerten Brückensituation („IZ“) ähnliche Bruchwerte. Bei den Materialien Struktur Premium und Acrytemp hielten die starr gelagerten Brücken signifikant höhere Belastungswerte ($p \leq 0,05$) aus. Anders war die Situation beim Material Vita CAD-Temp. Hier wurde für die starr-beweglich gelagerte Situation („IZ“) eine höhere Festigkeit gemessen.

Beim Verlauf des Bruchspalts konnte kein eindeutiges Muster beobachtet werden. Es fiel aber auf, dass bei der rein starren Lagerung („II“) fast alle Brüche am zweiten Brückenpfeiler zu finden waren. Auch bei der starr-beweglich gelagerten Situation fielen die meisten Brüche auf den Bereich des zweiten Pfeilers. Es konnte jedoch eine verstärkte Verlagerung zum ersten Brückenpfeiler hin festgestellt werden.

Zwischen der visuell erkennbaren Abnutzung am Höckerrelief und den Ausfällen während der Kausimulation bestand ein Zusammenhang: Diejenigen Kunststoffe, bei welchen der Antagonist den stärksten Verschleiß verursachte, wiesen Ausfälle während der Kausimulation auf. Vom Material Protemp 3 Garant frakturierten in der Anordnung „IZ“ zwei Brücken vorzeitig. Bei der gleichen Lagerungsart („IZ“) fielen sechs der acht Brücken vom Material Struktur Premium aus. Hingegen hielten drei Brücken vom Kunststoff Vita CAD-Temp den thermomechanischen Belastungen bei der rein starren Lagerung („II“) nicht stand.

Aufgrund der Ergebnisse dieser In-vitro-Untersuchung kann zusammenfassend festgestellt werden, dass im Bezug auf die mechanische Festigkeit die getesteten Komposite für den klinischen Einsatz geeignet sind und als Langzeitprovisorien zum Einsatz kommen können.

Summary

The aim of the following in-vitro-study was to compare different temporary restorations on implants and teeth. The examined study consisted of three-unit provisional fixed partial dentures (FPD), which were supported purely rigid on two implants (test situation "II") or rigid-flexibly on an implant and a tooth ("IZ").

Identical FPDs of eight provisional fixed partial denture materials were fabricated. For the test we used current composites, which are offered in cartouche for the direct technique: Protemp 4 Garant, Protemp 3 Garant (both 3M ESPE®), Kanitemp (KANIEDENTA®), Luxatemp (DMG®), Integrity (DENTSPLY®), Structure Premium (VOCO®) and Acrytemp (ZHERMACK®). Besides the material Vita CAD-Temp (VITA® Zahnfabrik) was tested, which is processed with indirect technique (CAD/ CAM).

All samples were submitted to an artificial aging: After 14 days water storage with 37°C, the FPDs were thermally cycled and mechanically loaded in an artificial oral environment (TC: 5% 55°C, 1200x, ML: 240.000 x 50 N/ 1,6 Hz). The aging time simulated one year of oral service.

The failure rate and the visually recognizable abrasion spots, which were caused by the antagonist (ceramic ball, d = 6mm) during the TCML, were judged. So scan pictures of the surface relief before and after TCML were confronted for comparison in tables. In the following step the FPDs, which survived the TCML were loaded to fracture (steel ball, d = 12,5 mm, v = 1mm/ min; Zwick 1446, Ulm, G). The fracture resistance values were evaluated statistically with the Mann-Whitney-U-Test and were documented graphically in boxplot-representations. The level of significance was set at $\alpha = 0.05$. Besides the fracture pattern was analysed.

With the test situation "IZ" five materials showed in comparison to Protemp 4 Garant no significantly difference ($p > 0,05$). The fracture resistance test resulted medians between 903 and 1382 N. The material Acrytemp offered significant lower values (808 N). Due to the six failures during TCML, the median fracture resistance for the material Struktur Premium was 0 N. With the purely rigid test situation ("II") the fracture resistance values of seven tested composites were not significantly different ($p > 0,05$). Medians between 1035 N and 1368 N were measured. Only the material Vita CAD-Temp showed with a median of 778 N a significant lower fracture resistance value ($p \leq 0,05$).

Thus no clear difference appeared with five examined materials with reference to the test situations: The purely rigid situation ("II") showed with Protemp 4 Garant, Protemp 3

Garant, Kanitemp, Luxatemp and Integrity in comparison to the rigid-flexibly situation (“IZ”) similar fracture values. With the materials Struktur Premium and Acrytemp the FPDs of the situation “II” showed significantly higher fractures resistance values ($p \leq 0,05$). The result with the material Vita CAD-Temp was different. Here were higher values measured for the rigid-flexibly situation (“IZ”).

The run of the fracture pattern was uncharacteristic. However, almost all fracture patterns with the purely rigid situation (“II”) could be found in the second dental bridge pillar. Also occurred with the rigid-flexibly situation (“IZ”) most fractures in the area of the second pillar. Nevertheless, a reinforced misalignment could be ascertained to the first dental bridge pillar.

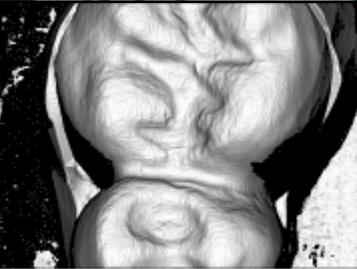
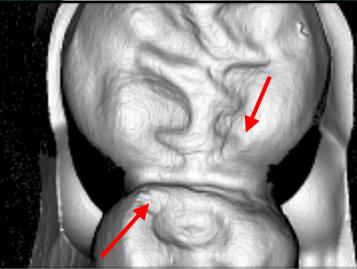
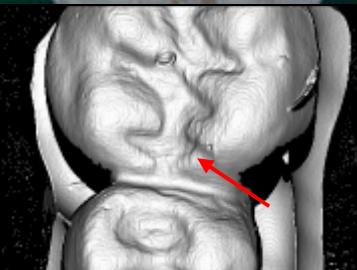
There is a connection between the visually recognizable abrasion in the surface relief and the failures during the TCML: Those materials, where the antagonist caused the strongest abrasion, the failures appeared. From the composite Protemp 3 Garant fractured in the test situation “IZ” two FPDs prematurely. Also six FPDs of the material Struktur Premium fractured (“IZ”). However, three samples of the composite Vita CAD-Temp did not resist the thermo-mechanical charges with the test situation “II”.

Based on the results of this in-vitro-investigation we can resume, that concerning the fracture resistance values, the tested composites are suitable for the clinical application and can be used as long time provisional solutions.

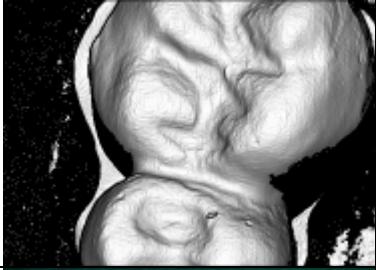
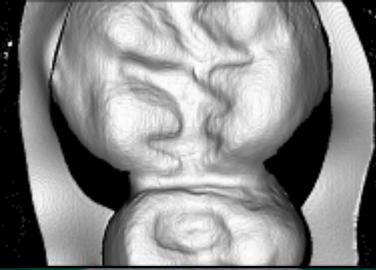
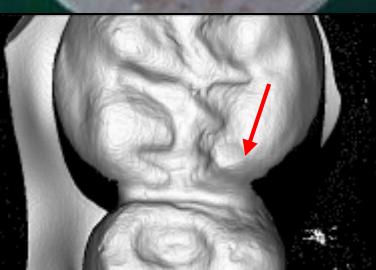
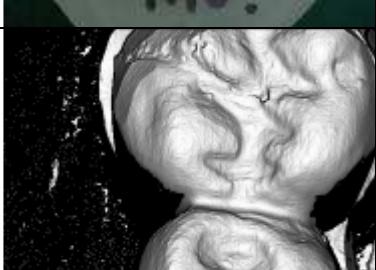
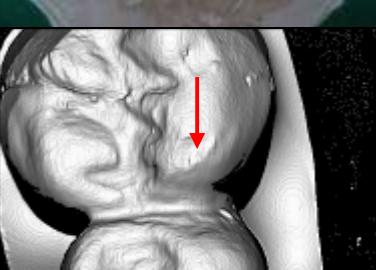
7. Anhang

Gegenüberstellung der provisorischen Brücken vor und nach der künstlichen Alterung.
Von den insgesamt 18 Serien (144 Prüfkörper) sind auszugsweise vier aufgezeigt:

Protemp 4 Garant in der Prüfsituation „II“ in „Echtsituation“:

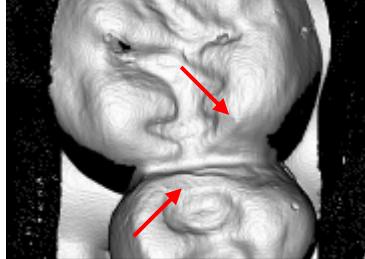
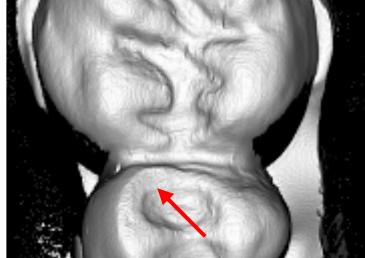
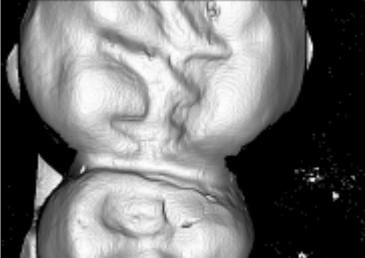
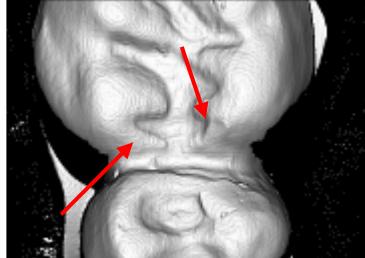
	<i>vor Kausimulation</i>	<i>nach Kausimulation</i>	<i>nach Bruch</i>
1.			
			<i>Bruchverlauf C+D Bruchkraft: 1599 N</i>
2.			
			<i>Bruchverlauf D Bruchkraft: 1202 N</i>
3.			

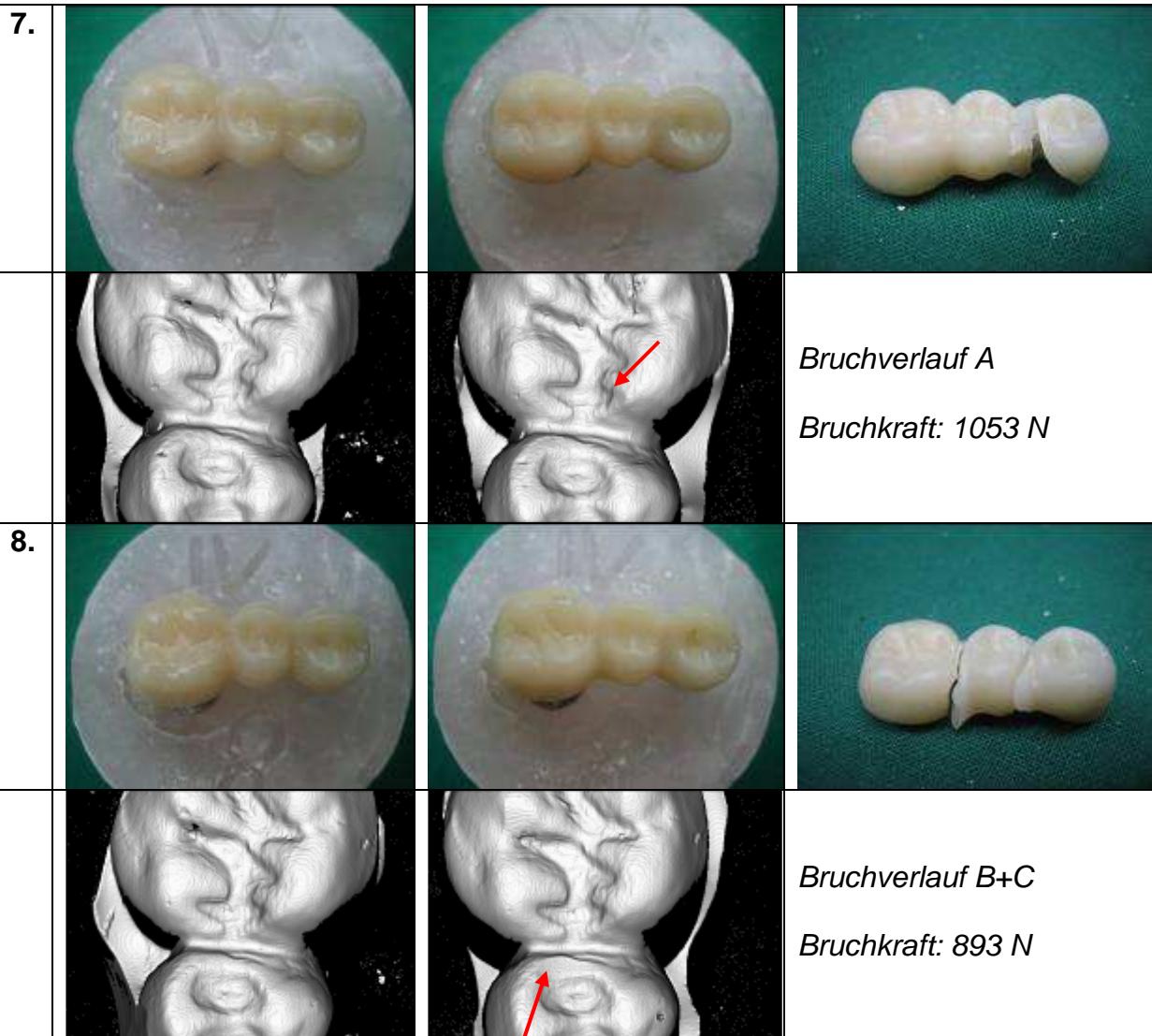
			<p><i>Bruchverlauf D</i> <i>Bruchkraft: 1295 N</i></p>
4.			
			<p><i>Bruchverlauf A+B+C+D</i> <i>Bruchkraft: 1789 N</i></p>
5.			
			<p><i>Bruchverlauf D</i> <i>Bruchkraft: 2039 N</i></p>
6.			

			<p><i>Bruchverlauf D</i> <i>Bruchkraft: 1904 N</i></p>
7.			
			<p><i>Bruchverlauf C+D</i> <i>Bruchkraft: 2505 N</i></p>
8.			
			<p><i>Bruchverlauf D</i> <i>Bruchkraft: 1355 N</i></p>

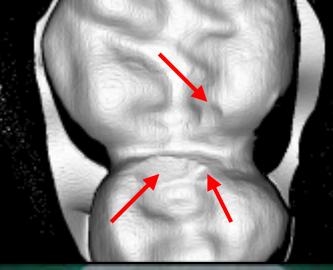
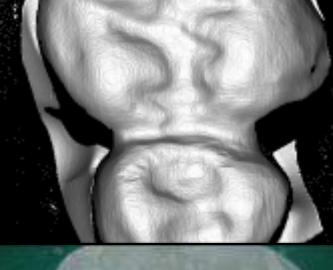
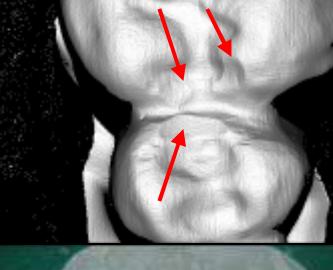
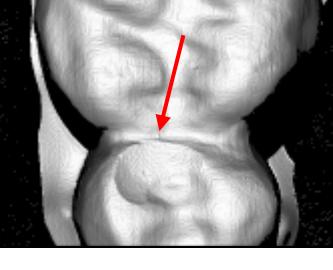
Luxatemp in der Prüfsituation „IZ“ als „Nachbau“:

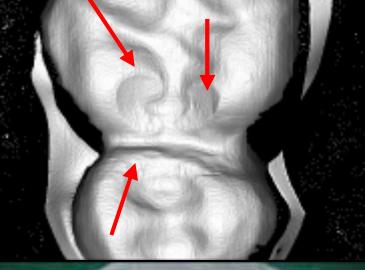
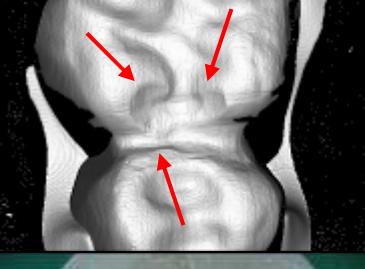
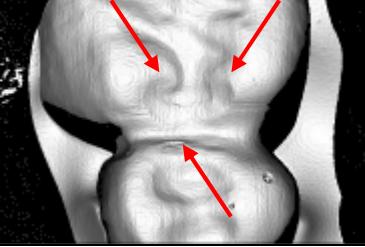
	<i>vor Kausimulation</i>	<i>nach Kausimulation</i>	<i>nach Bruch</i>
1.			
			<p><i>Bruchverlauf A+B+C+D</i> <i>Bruchkraft: 1409 N</i></p>
2.			
			<p><i>Bruchverlauf B+C+D</i> <i>Bruchkraft: 1422 N</i></p>
3.			
			<p><i>Bruchverlauf A</i> <i>Bruchkraft: 674 N</i></p>

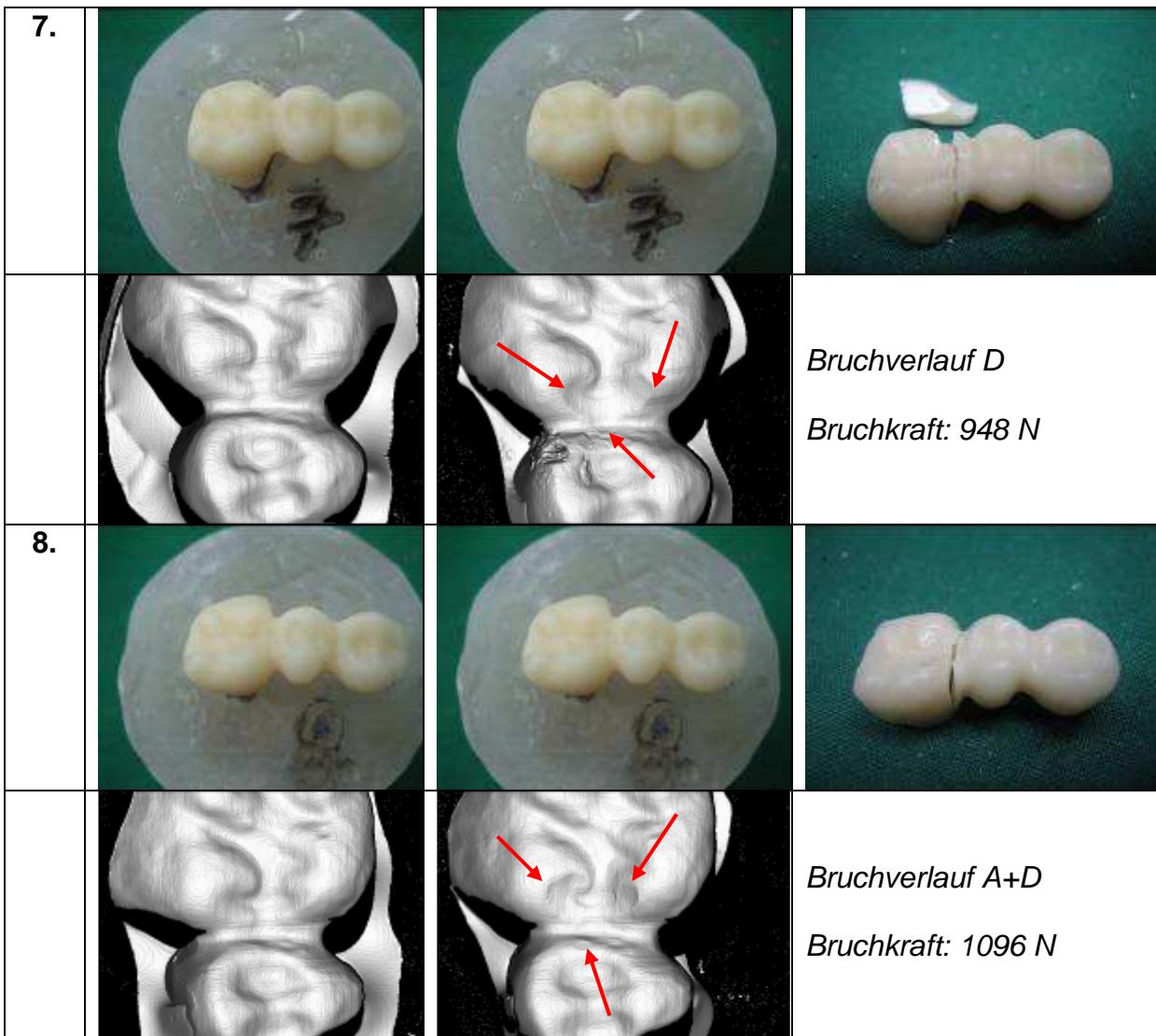
4.			
			<p><i>Bruchverlauf A+C</i> <i>Bruchkraft: 1471 N</i></p>
5.			
			<p><i>Bruchverlauf A</i> <i>Bruchkraft: 904 N</i></p>
6.			
			<p><i>Bruchverlauf A</i> <i>Bruchkraft: 1088 N</i></p>



Vita CAD-Temp in der Prüfsituation „IZ“ als „Nachbau“:

	<i>vor Kausimulation</i>	<i>nach Kausimulation</i>	<i>nach Bruch</i>
1.			
			<p><i>Bruchverlauf C</i> <i>Bruchkraft: 783 N</i></p>
2.			
			<p><i>Bruchverlauf C+D</i> <i>Bruchkraft: 1912 N</i></p>
3.			
			<p><i>Bruchverlauf D</i> <i>Bruchkraft: 703 N</i></p>

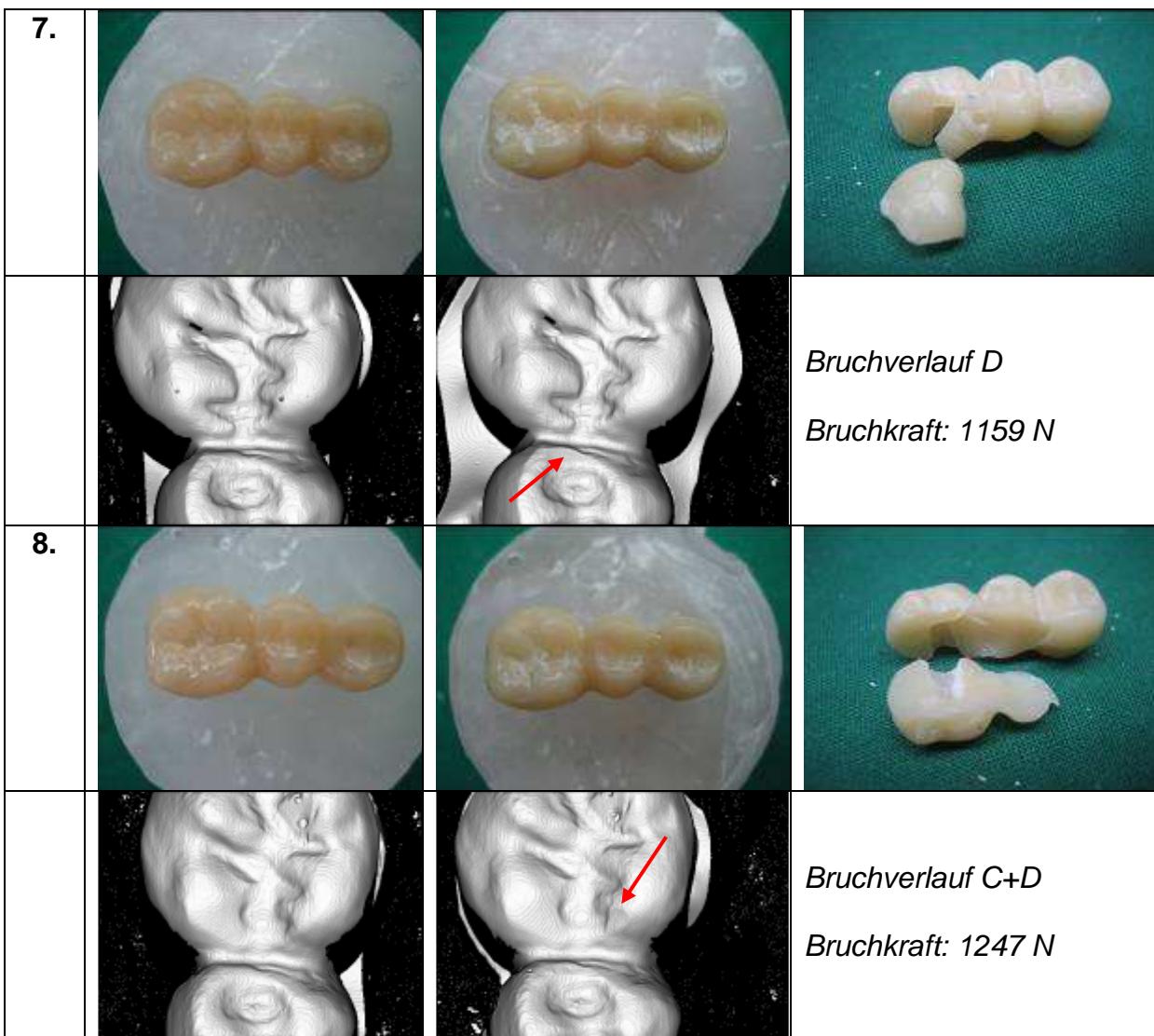
4.			
			<p><i>Bruchverlauf C+D</i> <i>Bruchkraft: 1668 N</i></p>
5.			
			<p><i>Bruchverlauf C+D</i> <i>Bruchkraft: 1777 N</i></p>
6.			
			<p><i>Bruchverlauf C+D</i> <i>Bruchkraft: 1810 N</i></p>



Kanitemp in der Prüfsituation „II“ als „Nachbau“:

	<i>vor Kausimulation</i>	<i>nach Kausimulation</i>	<i>nach Bruch</i>
1.			
			<p><i>Bruchverlauf A+B+C+D</i> <i>Bruchkraft: 1057 N</i></p>
2.			
			<p><i>Bruchverlauf D</i> <i>Bruchkraft: 816 N</i></p>
3.			
			<p><i>Bruchverlauf D</i> <i>Bruchkraft: 842 N</i></p>

4.			
			<p><i>Bruchverlauf C+D</i> <i>Bruchkraft: 2075 N</i></p>
5.			
			<p><i>Bruchverlauf D</i> <i>Bruchkraft: 844 N</i></p>
6.			
			<p><i>Bruchverlauf A+B+C+D</i> <i>Bruchkraft: 1012 N</i></p>



8. Literaturverzeichnis

1. Koumjian JH, Holmes JB: Marginal accuracy of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 63(6), 639-642 (1990).
2. Balkenhol M, Behr M, Handel G: Temporäre Versorgung für festsitzenden Zahnersatz. Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW). *ZM* 99 (20), 60-61 (2009).
3. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M: Curriculum Prothetik. Band II, 3. Auflage, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin (2005).
4. Vahidi F: The provisional restoration. *Dent Clin North Am* 31(3), 363-381 (1987).
5. Rossein K: The search for an ideal provisional material. *Dent Econ* 85(5), 107-108 (1995).
6. Rossein K: Provisionalization: the key to cosmetic & restorative success. *Compend Contin Educ Dent* 16(7), 684-688 (1995).
7. Meiners H, Lehmann KM: Klinische Materialkunde für Zahnärzte. C. Hanser Verlag, München Wien (1998).
8. Hartmann HJ: Vom Extensionsimplantat zur Hightech-Schraube. *ZM* 99(22), 46-54 (2009).
9. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M: Curriculum Prothetik. Band III, 3. Auflage, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin (2005)
10. Neukam FW: Lebenserwartung von Implantaten und Implantatlager. Stellungnahme der DGZMK, *Dtsch Zahnärztl Z* 55(00) (2000).

11. Grande S: Zu geringe Umsatzzahlen. ZM 99(17), 120-121 (2009).
12. Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 6. Auflage, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln (2008).
13. Eichner K, Kappert HF: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 Grundlagen und Verarbeitung, 8. Auflage, Thieme Verlag KG, Stuttgart (2005).
14. Krieg B, Janiak C: Chemie für Mediziner und Studierende anderer Life Sciences. 7. Auflage, Walter de Gruyter, Berlin (2004).
15. Hellwig E, Klimek J, AttinT: Einführung in die Zahnerhaltung. 3. Auflage, Urban & Fischer Verlag, München Jena (2003).
16. Rzanny A, Welker D, Göbel R: Werkstofflicher Vergleich temporärer K&B-Kunststoffe. Phillip J 13, Sonderdruck, 11-12 (1996).
17. Lang R, Rosentritt M, Handel G: Die provisorische Versorgung – Aufgaben, Materialkunde und Herstellung. Quintessenz 53(1), 27-36 (2002).
18. Zach L, Cohen G: Pulp response to externally applied heat. Oral Surg 19 (4), 515-530 (1965).
19. Oshida Y, Tuna EB, Aktören O, Gençay K: Dental implant systems. Int J Mol Sci 11(4), 1580-1678 (2010).
20. Richter EJ: Zum Stand der Implantologie. DGI in Absprache mit der DGZMK ZM 95(16), 60-61 (2005).
21. Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L: Evaluation of a New Titanium-Zirconium Dental Implant: A Biomechanical and Histological

- Comparative Study in the Mini Pig. Clin Implant Dent Relat Res (2010).
- 22. Catrina W: Zahnimplantate – wird Zirkonoxid dem Titan den Rang ablaufen? Neue Zürcher Zeitung 86, 9 (2009).
 - 23. Kohal RJ, Klaus G: Eine vollkeramische Implantatversorgung als Einzelzahnersatz. ZM 93(16), 28 (2003).
 - 24. Heydecke G, Kohal R, Gläser R: Optimal esthetics in single-tooth replacement with the Re-Implant system: a case report. Int J Prosthodont 12(2), 184-189 (1999).
 - 25. Albrektsson T, Hansson HA, Ivarsson B: Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. Biomaterials 6(2), 97-101 (1985).
 - 26. Schulte W: The intra-osseous Al_2O_3 (Frialit) Tuebingen Implant. Developmental status after eight years (I- III). Quintessence Int 15, 1-39 (1984).
 - 27. Pospiech P: Keramik-Vollkeramik: Ein Kompendium für die keramik-gerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. 3M-Espe (2004).
 - 28. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR: Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. Int J Prosthodont 15, 189-194 (2002).
 - 29. Mellinghoff J: Erste klinische Ergebnisse zu dentalen Schraubenimplantaten aus Zirkonoxid. Z Zahnärztl Impl 22(4), 288-293 (2006).
 - 30. Kienel K: Klinische Erfahrungen bei der Sofortimplantation eines Zirkonoxidimplantats und dessen prothetische Versorgung. Dental

- Barometer 3, 34-35 (2007).
31. Böhm U: CAD/ CAM contra Gießen. Quintessenz Zahntech 28, 114-120 (2002).
 32. Mehl A: Von den Anfängen bis heute. ZWP 4, 10-11 (2001).
 33. Schmidt A, Michael W, Böning K: CAD/ CAM/ CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. Quintessenz 49, 1111-1122 (1998).
 34. Liu PR: A panorama of dental CAD/ CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent 26(7), 507-527 (2005).
 35. Gojowy T: Wie arbeitet ein CAD/ CAM Fräszentrum? Quintessenz Zahntech 28, 648-653 (2002).
 36. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG: CAD/ CAM – Neue Technologien und Entwicklungen in der Zahnmedizin und Zahntechnik. Dtsch Zahnärztl Z 58 (10), 559-569 (2003).
 37. Schweiger J, Beuer F: CAD/ CAM gefertigte Langzeitprovisorien. Quintessenz Zahntechnik 33(5), 558-568 (2007).
 38. Gausmann M, Keller P, Wöstmann B, Ferger P: Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit chemisch unterschiedlicher Kronen- und Brückenmaterialien. Zahnärztl Welt 108, 720-724 (1999).
 39. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M: An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. A computer-controlled mastication simulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100(8), 953-960 (1990).
 40. Pfeiffer P, Grube L: Effect of pontic height on the fracture strength of reinforced interim fixed partial dentures. Dent Mater 22(12), 1093-1097 (2006).

41. Lang R, Rosentritt M, Handel G: Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Brückenprovisorien – eine In-vitro-Studie. Dtsch Zahnärztl Z 60(12), 665-668 (2005).
42. Stawarczyk B, Trottman A, Fischer J: Bruchlast konventionell oder mittels CAD/ CAM hergestellter Brücken-Provisorien. Quintessenz Zahntech 34(4), 412-421 (2008).
43. Lehmann KM, Hellwig E: Einführung in die restaurative Zahnheilkunde. 8. Auflage, Urban & Schwarzenberg, München (1998).
44. Scharnagl P, Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Handel G: Simulation of physiological tooth mobility in-vitro stress examination of dental restoration in the masticator. J Dent Res 77, 1260 (1998).
45. Schweiger J, Beuer F: Hochleistungskunststoffe für die CAD/ CAM Fertigung. Digital Dental News 12, 12-19 (2008).
46. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D: Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe. 1. Auflage, Urban & Fischer Verlag, München (2005).
47. Diedrichs G, Kiel V, Svoboda R: Vergleichende Festigkeitsprüfung laborgefertigter Brückenprovisorien aus Kunststoff. Dtsch Zahnärztl Z 51(11), 661- 663 (1996).
48. Seaton P: Mechanics of tensile and shear stress generation in fixed partial denture retainers. J Prosthet Dent 71(3), 237-244 (1994).
49. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M: In vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 1. computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100(8), 953-960 (1990).
50. Rosentritt M, Leibrock A, Lang R, Behr M, Scharnagl P, Handel G: Gerät zur Simulation des Kauorgans (Kausimulator). Materialprüfung 39, 77- 80

(1997).

51. Freie Enzyklopädie „Wikipedia“ zum Suchbegriff „in-vitro“:
http://de.wikipedia.org/wiki/In_vitro (Abruf am 20. März 2010)
52. DeLong R, Douglas WH: Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 62(1), 32-36 (1983).
53. Ehrenberg D, Weiner GI, Weiner S: Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: a pilot study. *J Prosthet Dent* 95(3), 230-236 (2006).
54. Behr M: Der Regensburger Kausimulator. Neue Testapparaturen simulieren Belastungen und Einflüsse der Mundhöhle auf dentale Werkstoffe. *Abayfor-Zukunft im Brennpunkt* 2, 77-78 (2003).
55. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G: Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 22(2), 176-182 (2006).
56. Koumjian JH, Nimmo A: Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. *J Prosthet Dent* 64(6), 654-657 (1990).
57. Mayer T: Mikrostruktur und Materialeigenschaften verschiedener provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 105(9), 1134-1141 (1995).
58. Pfeiffer P, Schwickerath H: Provisorische Kronen- und Brückenmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 552-557 (1988).
59. Fujishima A, Miyazaki T, Takatama M, Suzuki E, Miyaji T: Chemical durability of composite resins. *Shika Zairyo Kikai* 8(2), 242-253 (1989).

60. Söderholm KJ: Hydrolytic degradation of composites. I. Physikal-chemical basics. Phillip J Restaur Zahnmed 5(6), 323-328 (1988).
61. Miettinen VM, Vallittu PK: Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethylmethacrylate resin. J Prosthet Dent 77(5), 531-534 (1997).
62. Gausmann M: Untersuchungen zur Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit von temporären Kronen- und Brückenmaterialien. Zahnmedizinische Dissertation, Justus-Liebig-Universität Gießen (2002).
63. Craig RG, Powers JM, Wataha JC: Zahnärztliche Werkstoffe. Eigenschaften und Verarbeitung, 1. Auflage, Urban & Fischer Verlag, München (2006).
64. Baldissara P, Comin G, Martone F, Scotti R: Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. J Prosthet Dent 80(4), 417-422 (1998).
65. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ: Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent 67(3), 325-327 (1992).
66. Spierings TAM, Peters MC, Bosmann F, Plasschaert AJ: Verification of theoretical modelling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. J Dent Res 66(8), 1336-1339 (1987).
67. Pfeiffer P, Marx R: Temperaturlbelastungen von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 99(7), 782-786 (1989).
68. Hohmann W: Spaltbildung an kunststoffverbundetem Zahnersatz durch Temperaturwechsel. Dtsch Zahnärztl Z 38, 1035-1055 (1983).
69. Barclay CW: Thermocycling: an unrealistic technique for simulating clinical

- conditions? J Dent Res (77), 901 (1998).
70. Schneemann P, Borchers L, Stiesch-Scholz M: Belastbarkeit 4-gliedriger Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik, ZWR 114, 28-36 (2005).
71. Bergler M, Wichmann M: New approaches to framework fabrication for implant-supported dentures. QJDT 4(3), 170-182 (2006).
72. Hecht R, Hoheisel U, Windmüller B: Selected mechanical properties of temporary crown and bridge materials. J Dent Res 80, Abstract 631 (2001).
73. Brewer AA: Prosthodontic research in progress at the school of aerospace medicine. J Prosthet Dent 13(1), 49-69 (1963).
74. Körber KH, Ludwig K: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dental-Labor 31, 55-60 (1983).
75. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM: Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. J Dent 32(6), 451-457 (2004).
76. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ: Approach for valuating the influence of laboratory simulation. Dent Mater 25(3), 348-352 (2009).
77. Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R: Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO₂ stabilized zirconia under multiaxial loading. J Eur Ceram Soc 22(6), 841-849 (2002).
78. Ludwig K: Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit von den Zementiermodalitäten. Quintessenz Zahntech 20, 247 (1994).
79. Tinschert J, Natt G, Latzke P, Schulze K, Heussen N, Spiekermann H:

Vollkeramische Brücken aus DC-Zirkon – Ein klinisches Konzept mit Erfolg? Dtsch Zahnärztl Z 60(8), 435-445 (2005).

80. Melle B, Lenz E, Raser G, Sorge HC: Experimentelle Untersuchung zur Bewertung metallfreier, faserarmierter Brücken. Quintessenz Zahntech 25, 71-82 (1999).
81. Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermann H, Marx R: Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 55(9), 610-616 (2000).
82. Polansky R, Penkner S, Wenger M, Haas M, Bratschko RO: Belastbarkeit moderner Provisorienkunststoffe. Eine experimentelle In-vitro Untersuchung. Dtsch Zahnärztl Z 53(11), 795-798 (1998).
83. Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 54(9), 545-50 (1999).
84. Von Mohrenschildt S: Untersuchung zur Bruchfestigkeit von CAD/ CAM gefertigten Seitenzahnbrücken aus Hochleistungs-Polymer-Kunststoffen: Eine In-vitro-Untersuchung. Zahnmedizinische Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität zu München (2009).
85. Kalipcilar B, Kedici S, Bilir OG: Beeinflussung der Kaukraft durch die Versorgung mit keramischen Verblendschalen. Quintessenz 44, 979 (1993).
86. Scherrer SS, de Rijk WG: The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int J Prosthodont 6(5), 462-467 (1993).
87. Parfitt GJ: Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. J Dent Res 39, 608 (1960).

88. [www.straumann.com](http://www.straumann.de/pc_15x_254_crown_and_bridge_restorations.pdf): Zementierte Kronen- und Brückenversorgungen mit dem Massivsekundärteilsystem.
http://www.straumann.de/pc_15x_254_crown_and_bridge_restorations.pdf
(Abruf am 28. April 2010)
89. Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T: Gewebeintegrierter Zahnersatz – Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde. Quintessenz 11-76 (1985).
90. Mool D: Literaturstudie: Kombinationsversorgung von Zähnen und Implantaten. Zahnmedizinische Dissertation, Medizinische Fakultät der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen (2006).
91. Keaveny TM, Guo XE, Wachtel EF, McMahon TA, Hayes WC: Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains. J Biomech 27, 1127 (1994).
92. Richter EJ: Die Bedeutung der Versuchsbedingungen im wissenschaftlichen Experiment, dargestellt am Beispiel der Zahnbeweglichkeit. Dtsch Zahnärztl Z 40, 404 (1985).
93. Muhlemann HR: Physiologic and pathologic dental mobility. Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 61(1), 1-71 (1951).
94. Lindhe J, Karring T, Lang NP: Klinische Parodontologie und Implantologie. Quintessenz Verlag, Berlin (1999).
95. Balkenhol M, Ferger P, Mautner MC, Wöstmann B: Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion. Dent Mater 23 (12), 1574-1583 (2007).
96. Ireland MF, Dixon DL, Breeding LC, Ramp MH: In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. J Prosthet Dent 80(2), 158-162 (1998).

97. Kelly JR: Perspectives on strength. *Dent Mater* 11(2), 103-110 (1995).
98. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA: Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15(2), 239-246 (2000).
99. Hosny M, Duyck J, van Steenberghe D, Naert I: Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to-implant fixed partial prostheses: up to 14-year follow up study. *Int J Prosthodont* 13(4), 340-346 (2000).
100. www.3m.com: Technisches Produktprofil von Protemp 3 Garant. <http://www.3m.com/intl/kr/medi/medi5/pdf/protemp3garant.pdf>; (Abruf am 05. Mai 2010)
101. Fischer J: Mechanische Eigenschaften metallischer und keramischer Werkstoffe. *Quintessenz Zahntech* 35(12), 1540-1549 (2009).
102. Kappert HF: Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. *ZM* 93(7), 42 (2003).
103. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA: Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 27, 701 (1996).
104. Lüthy H, Filser F, Gaukler L, Schärer P: Reliability of DCM machined Zirconia bridges: comparison for different interdental connector areas. *J Dent Res* 78, 205 (1999).

9. Abbildungsverzeichnis

	Seite
Abb. 2.1 Grundsätzlicher Aufbau eines Verbundpolymers	3
Abb. 2.2 Start einer Polymerisation	4
Abb. 2.3 Abbruch einer Polymerisation	5
Abb. 2.4 Chemische Strukturformel von bis-GMA: http://nersp.nerdc.ufl.edu/~soderho/images/E01.ht1.gif (Abruf am 08. Januar 2010)	6
Abb. 2.5 Zirkonoxidimplantat und Titanimplantat: http://www.dentalpoint-implants.com (Abruf am 16. Februar 2010) http://www.straumann.de (Abruf am 16. Februar 2010)	9
Abb. 2.6 CAD/ CAM-System mit Scanner, Computer und Fräseinheit http://www.sirona.de (Abruf am 20. Februar 2010)	12
Abb. 3.1 Versuchsdesign im Überblick	16
Abb. 3.2 Prüfsituation „I“ und „II“	17
Abb. 3.3 Hohlkehle als Präparationsform: http://www.das-labor.de/cercon.php (Abruf am 10. August 2008)	18
Abb. 3.4 Situationsmodell „II“	21
Abb. 3.5 Kunststoffpfeiler	22
Abb. 3.6 Keramikkugelantagonist	23
Abb. 3.7 Kontaktposition des Antagonisten	24
Abb. 3.8 Ausgeblocktes Situationsmodell	25
Abb. 3.9 Randschlusskontrolle	26
Abb. 3.10 Ausgearbeitetes Brückenprovisorium	26
Abb. 3.11 Beispiel eines fertigen Provisoriums	27
Abb. 3.12 Regensburger Kausimulator	29
Abb. 3.13 Scanbilder des Oberflächenreliefs	30
Abb. 3.14 Universalprüfmaschine Zwick	31
Abb. 3.15 Kraft-Verformungskurve	31
Abb. 3.16 Positionen des Bruchspaltes (Bruchstellen)	32
Abb. 3.17 Beispiele für mögliche Brüche	33
Abb. 3.18 Boxplotdarstellung: http://www.learn-line.nrw.de/angebote/eda/medio/tipps/boxplot.gif (Abruf am 15. August 2008)	35

Abb. 4.1	Boxplotdarstellung der Bruchfestigkeitswerte der „Echtsituation“ und des „Nachbaus“	37
Abb. 4.2	Boxplotdarstellung der Bruchfestigkeitswerte der Prüfsituation „IZ“ und „II“	39
Abb. 4.3	Auszug aus Abb. 4.2: Prüfsituation „IZ“	42
Abb. 4.4	Auszug aus Abb. 4.2: Prüfsituation „II“	44
Abb. 4.5	Anzahl und Position der Brüche der Prüfsituation „IZ“	46
Abb. 4.6	Anzahl und Position der Brüche der Prüfsituation „II“	48
Abb. 4.7	Scanbild des Oberflächenreliefs vor und nach der Kausimulation	49

10. Tabellenverzeichnis

	Seite	
Tab. 1	Anforderungen an provisorische Werkstoffe	2
Tab. 2.1	Einteilung von Implantaten	7
Tab. 2.2	Herstellungsmöglichkeiten von festsitzenden Provisorien	10
Tab. 3.1	Positionen des Bruchspaltes (Bruchstellen)	32
Tab. 3.2	Verwendete Kunststoffe (Hersteller und Chargennummer)	34
Tab. 4.1	Bruchkraft der „Echtsituation“ und des „Nachbaus“	36
Tab. 4.2	Bruchfestigkeitswerte der Prüfsituation „I“	38
Tab. 4.3	Bruchfestigkeitswerte der Prüfsituation „II“	38
Tab. 4.4	Statistik der Prüfsituation „I“	41
Tab. 4.5	Statistik der Prüfsituation „II“	43
Tab. 4.6	Anzahl und Position der Bruchstellen des „Nachbaus“	45
Tab. 4.7	Anzahl und Position der Bruchstellen der „Echtsituation“	48
Tab. 4.8	Mittlere Häufigkeit der Verschleißstellen und Ausfälle	50

11. Danksagungen

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Gerhard Handel für die hervorragenden Rahmenbedingungen und für die Endkorrektur recht herzlich bedanken.

Großer Dank gebührt Herrn Priv. Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt für die freundliche Überlassung des Themas, die exzellente Betreuung, die statistische Auswertung der Ergebnisse und die sorgfältige Korrektur. Herr Priv. Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Rosentritt half mir unermüdlich mit viel Geduld und konstruktiver Kritik bei der Erstellung dieser Dissertationsschrift. Trotz seines vollen Terminkalenders fand er immer Zeit für die Anleitung und Hilfe bei den praktischen Arbeiten und der Niederschrift.

Vielen Dank auch an Frau BTA Gudrun Karch, Herrn ZTM Martin Stemmer, Herrn ZTM Peter Höpfl und an alle anderen Angestellten des Labors für zahnärztliche Prothetik für die tatkräftige Unterstützung und die wertvollen Tipps.

Weiterhin danke ich meinen Brüdern Thomas und Michael, sowie meiner Freundin Regina für ihre moralische Unterstützung während der Fertigstellung dieser Doktorarbeit. Ebenso möchte ich den uneingeschränkten Rückhalt durch meine Großeltern dankend erwähnen.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mich immer gefördert und unterstützt haben. Ohne sie wäre mein Studium nicht möglich gewesen. Ihnen widme ich voller Hochachtung diese Arbeit.

12. Lebenslauf

Persönliche Daten:

Vorname Stefan
Nachname Paleczek
Geburtsdatum 01.08.1983
Geburtsort Hutthurm
Familienstand ledig
Staatsangehörigkeit deutsch
Eltern Rudolf Paleczek, Dipl.-Ing. (FH)
Rosmarie Paleczek, geb. Schmid, Hausfrau
Brüder Thomas, Dr. med. dent., Weiterbildungsassistent zum
Kieferorthopäden
Michael, Lehramtsstudent

Ausbildung und beruflicher Werdegang:

Seit Februar 2010 Assistenzzahnarzt in Riedenburg im Altmühlthal
Dezember 2009 Approbation als Zahnarzt durch die Regierung von
Oberbayern
Juli – November 2009 Staatsexamen
April 2007 Zahnärztliche Vorprüfung nach dem WS 2006/ 07
Dezember 2005 Naturwissenschaftliche Vorprüfung nach dem SS 2005
Oktober 2004 Immatrikulation für das Studienfach Zahnmedizin zum WS
2004/ 05 an der Universität Regensburg
2003 – 2004 Zivildienst an den Dreiflüsse – Werkstätten Passau
1994 – 2003 Mathematisch – Naturwissenschaftliches Gymnasium
Untergriesbach mit Erlangung der Allgemeinen
Hochschulreife
Leistungskurse: Mathematik und Latein
1990 – 1994 Grundschule Untergriesbach