

# **Habilitationsschrift**

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

## **Klinische und werkstoffkundliche Aspekte innovativer zahnfarbener Restaurationen in der zahnärztlichen Prothetik**

vorgelegt von

Dr. med. dent. Timea Wimmer

2020

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der  
Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorsitzender des Fachmentirates: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

Fachmentorat: Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus  
Prof. Dr. med. Wolfgang Locher

Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Marc Schmitter  
Prof. Dr. med. dent. Stefan Wolfart

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

## Inhaltsverzeichnis

1. **Einleitung**
2. **Zusammenfassung der Originalarbeiten**
3. **Diskussion und Ausblick**
4. **Eigene Arbeiten**
  - 4.1. **Digitale Zahnmedizin: Untersuchungen zu innovativen zahnfarbenen CAD/CAM-gefertigten Restaurationsmaterialien**
    - 4.1.1. Originalarbeit: Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk B. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. J Prosthet Dent 2016;115(3):321-328.e2. IF: 1.753
    - 4.1.2. Originalarbeit: Wimmer T, Ender A, Roos M, Stawarczyk B. Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. J Prosthet Dent 2013;110(4):288-295. IF: 1.419
    - 4.1.3. Originalarbeit: Keul C, Martin A, Wimmer T, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Tensile bond strength of PMMA- and composite-based CAD/CAM materials to luting cements after different conditioning methods. International Journal of Adhesion & Adhesives 2013;46:122–127. IF: 2.21
    - 4.1.4. Originalarbeit: Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load bearing capacity and failure types. Dent Mater J 2015;34:7-12 (IF: 0.968)
    - 4.1.5. Originalarbeit: Wimmer T, Huffmann AMS, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Two-body wear rate of PEEK, resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. Dent Mater 2016;32(6):e127-136. (IF: 3.769)

- 4.1.6. Originalarbeit: Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR. Polyetheretherketone – a suitable material for fixed dental prostheses? J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2013;101:1209-1216 (IF: 2.328)
- 4.1.7. Originalarbeit: Stawarczyk B, Bähr N, Wimmer T, Beuer F, Eichberger M, Gernet W, Jahn D, Schmidlin PR. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. Clin Oral Investig 2014;18:163-170 (IF: 2.352)
- 4.1.8. Originalarbeit: Wimmer T, Hostettler J, Beuer F, Stawarczyk B. Load-bearing capacity of soldered and subsequently veneered 4-unit zirconia FDPs. J Mech Behav Biomed Mater 2013;23:1-7. IF: 3.048
- 4.1.9. Originalarbeit: Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four point flexural strength and two-body wear. J Mech Behav Biomed Mater 2015;59:128-138. IF: 3.417
- 4.1.10. Originalarbeit: Wimmer T, Gallus K, Eichberger M, Stawarczyk B. Complete denture fabrication supported by CAD/CAM. J Prosthet Dent 2016;115(5):541-546. IF: 1.753
- 4.1.11. Originalarbeit: Stawarczyk B, Lümke mann N, Eichberger M, Wimmer T. Accuracy of Digitally Fabricated Wax Denture Bases and Conventional Completed Complete Dentures. Dent J 2017;5(4),36. IF: -
- 4.1.12. Originalarbeit: Wimmer T, Eichberger M, Lümke mann N, Stawarczyk B. Accuracy of digitally fabricated trial dentures. J Prosthet Dent 2018;119(2):942-947. IF: 2.347

#### **4.2. Prüfmethodik: In-vitro-Versuchsaufbauten zur Untersuchung von Restaurations- und Befestigungsmaterialien**

- 4.2.1. Originalarbeit: Stawarczyk B, Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. Dent Mater J 2013;32(6):888-895. IF: 0.934

- 4.2.2. Originalarbeit: Wimmer T, Erdelt KJ, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Influence of abutment model materials on the fracture loads of three-unit fixed dental prostheses. Dent Mater J 2014;33(6):717-724. IF: 0.968
- 4.2.3. Originalarbeit: Wimmer T, Erdelt KJ, Raith S, Schneider JM, Stawarczyk B, Beuer F. Effects of differing thickness and mechanical properties of cement on the stress levels and distributions in a three-unit zirconia fixed prosthesis by FEA. J Prosthodont 2014;23(5):358-366. IF: 1.071
- 4.2.4. Originalarbeit: Erdelt KJ, Lamper T. Development of a device to simulate tooth mobility. Biomed Tech (Berl) 2010;55(5):273-278. IF: 0.59

## **5. Literaturverzeichnis**

## **6. Danksagung**

## 1. Einleitung

Zur Versorgung von Zähnen mit ausgedehnten Substanzdefekten galten lange Zeit metallbasierte Restaurationen als das Mittel der Wahl für den festsitzenden Zahnersatz. Inzwischen hat sich mit der Etablierung zahnfarbener polymer- und keramikbasierter Restaurationsmaterialien und ihrer rasanten Weiterentwicklung die Auswahl an alternativen Versorgungsmöglichkeiten erheblich erweitert. Neben der optimalen Ästhetik erlauben diese Werkstoffe ein minimalinvasives restauratives Vorgehen und damit die Schonung unversehrter Zahnhartsubstanz. Die Etablierung der adhäsiven Befestigung eröffnet neue Indikationsbereiche für diese modernen Werkstoffe in der restaurativen Zahnheilkunde. Im Gegensatz zur klassischen Zementierung sind bei der adhäsiven Eingliederung mit zahnfarbenen Befestigungskompositen allerdings gut durchdachte Arbeitsschritte erforderlich, um einen zuverlässigen und langzeitstabilen Verbund zwischen dem Restaurationsmaterial und der Zahnhartsubstanz zu erzielen.

Zahnfarbene Restaurationen werden neben analogen Herstellungsverfahren wie der Presstechnik, vorwiegend mittels Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM)-Technologie hergestellt. Der Zahnersatz wird dabei aus industriell gefertigten Rohlingen formgeschliffen oder gefräst. Da die Herstellung der Rohlinge unter standardisierten Bedingungen erfolgt, weisen diese eine konstante hohe Qualität auf und zeigen daher verbesserte Werkstoffeigenschaften. Hierdurch ergeben sich neue Indikationsbereiche.

Zu den neuartigen CAD/CAM-Polymerwerkstoffen zählen Polymethylmethacrylat (PMMA), Komposite auf Dimethacrylatbasis (DMA) und Polyaryletherketone (PAEK). In Anbetracht der zahlreichen positiven Eigenschaften von PAEK wie der hohen Biokompatibilität, dem Dämpfungsverhalten und der Abrasionsbeständigkeit, ist dieses Hochleistungspolymer für die zahnärztliche Prothetik von großem Interesse und wird neben PMMA und Komposit in dieser Arbeit ausführlich untersucht. Da PAEK monomerfrei ist, ist es sehr schwierig, mit anderen Kompositen (Verblend- bzw. Befestigungskompositen) an eine unbehandelte PAEK-Oberfläche anzudocken. Vor diesem Hintergrund werden in den vorliegenden Untersuchungen verschiedene PAEK-Oberflächenmodifikationen analysiert und dabei klinisch relevante Vorbehandlungsschritte ausgearbeitet. Eine Fragestellung zur Geometrie der Restaurationen auf deren Gesamtstabilität ist ebenfalls ein Teil dieser Untersuchung.

Zirkonoxid gehört als Hochleistungskeramik zu den dentalen zahnfarbenen Werkstoffen mit den höchsten Festigkeitswerten. Der Einsatz erstreckt sich von Einzelzahnrestaurationen bis

hin zu mehrgliedrigen Brücken. In dieser Arbeit wird die Zirkonoxid-Keramik unter anderem auf die Reparaturmöglichkeiten hin untersucht. Zahlreiche klinische Studien berichten von Chippingproblemen der Verblendkeramik auf Zirkonoxidgerüsten. Vor diesem Hintergrund wurde die Forschung vorangetrieben, um Zirkonoxid transluzenter zu gestalten und es dadurch monolithisch, also ohne eine separate Verblendkeramik, verwenden zu können. Im Rahmen dieser Arbeit werden neue Generationen von Zirkonoxid auf ihre mechanischen und optischen Eigenschaften untersucht. Des Weiteren wird hierbei aufkommenden Fragen zum Abrasionsverhalten monolithischer Zirkonoxide gegenüber Schmelzantagonisten nachgegangen.

Neben festsitzenden prothetischen Restaurationen profitiert auch die herausnehmbare Prothetik in großem Maße von der CAD/CAM-Technologie. Insbesondere auf dem Gebiet der Totalprothetik schreitet die Entwicklung mit großen Schritten voran. Die digital unterstützte Herstellung von Totalprothesen stellt ein aktuelles Forschungsthema dar, mit der die zeitaufwendige konventionelle Zahnaufstellung im Dentallabor umgangen werden kann. Durch das Fräsen der Prothesenbasis kann eine gleichbleibende hohe Materialqualität in Bezug auf die Homogenität, Restmonomergehalt und Dimensionsstabilität (Polymerisationsschrumpfung, Wassereinlagerung mit Volumenänderung, Löslichkeit) erzielt werden. Der schnelle und einfache Zugriff auf die digitalen Daten erlaubt die Reproduzierbarkeit der Prothese bei Verlust, übermäßigem Verschleiß oder Beschädigung. Diverse Verfahren und Techniken der digitalen Unterstützung existieren bereits und unterliegen einer laufenden Weiterentwicklung. Die klinische Umsetzbarkeit sowie die Passgenauigkeit dieser gefrästen Prothesen stellen weitere Aspekte dieser Arbeit dar.

Bei Eingliederung von festsitzenden Restaurationen spielt für den Behandlungserfolg bzw. für die klinische Langzeitprognose der parodontale Befund und in diesem Zusammenhang die Beweglichkeit der Pfeilerzähne eine entscheidende Rolle. Hierzu erfolgt die Entwicklung eines Prüfmodells, mit dem eine standardisierte Einstellung der Zahnbeweglichkeit möglich ist. Ferner wird der Frage nach dem passenden Pfeilerwerkstoff für Bruchlastprüfmodelle nachgegangen. Nicht zuletzt soll auch ein Augenmerk gelegt werden auf die Untersuchung des Interface Zahnhartsubstanz-Restauration mithilfe spezieller Prüf- sowie Berechnungsmodelle, um den Einfluss der Schichtstärke des Befestigungsmaterials zu bestimmen sowie die Auswahl des geeignetsten Befestigungsmaterials zu erleichtern.

Diese Habilitationsschrift umfasst unter Einbeziehung dieser Themengebiete komplexe Untersuchungen zu zahnfarbenen Werkstoffen hinsichtlich ihrer mechanischen und optischen Eigenschaften, ihrer Verarbeitung sowie ihrer Befestigung. Die vorliegende Arbeit gliedert sich dabei in folgende Bereiche:

- a) Digitale Zahnmedizin: Untersuchungen zu innovativen zahnfarbenen CAD/CAM-gefertigten Restaurationsmaterialien
- b) Prüfmethodik: In-vitro-Versuchsaufbauten zur Untersuchung von Restaurations- und Befestigungsmaterialien



## 2. Zusammenfassung der Originalarbeiten

### a) Digitale Zahnmedizin: Untersuchungen zu innovativen zahnfarbenen CAD/CAM-gefertigten Restaurationsmaterialien

In der zahnärztlichen Prothetik ist ein klarer Trend in Richtung minimalinvasive Restaurationskonzepte zu verzeichnen. Um wertvolle Zahnhartsubstanz bei der Herstellung von Zahnersatz zu erhalten, kommen zahnfarbene Werkstoffe wie Keramiken und zunehmend auch Kunststoffe bzw. Polymere in Kombination mit einer adhäsiven Befestigung zum Einsatz. Diese neuartigen Werkstoffe ermöglichen im Gegensatz zu den herkömmlichen, mechanisch verankerten Metallrestorationen ein substanzschonenderes Vorgehen mit geringeren postoperativen Sensibilitäten oder gar Pulpitiden. Auch entfallen die vielfach beschriebenen Nachteile metallbasierter Restorationen, wie die hohe Wärmeleitfähigkeit, die unbefriedigende Ästhetik insbesondere im Frontzahnbereich (mangelnde Farbtiefe, dunkelfarbene Kronenränder) sowie die chemische Instabilität, welche sich im Bereich der Gingiva in Form von Entzündungen äußern kann. Neben dem Wunsch des Patienten nach optimaler Ästhetik und Biokompatibilität stellt die Haltbarkeit des Zahnersatzes einen entscheidenden Aspekt bei der Wahl des Restaurationsmaterials bzw. der Herstellungsart des Zahnersatzes dar [1, 2]. Für eine lange Lebensdauer ist die Fehlerfreiheit des Werkstoffgefüges von wesentlicher Bedeutung. Mit der Einführung der CAD/CAM-Technologie in die Zahnmedizin war es möglich, Restorationen mit einer standardisierten und reproduzierbaren, homogenen Gefügequalität herzustellen und somit den Indikationsbereich verschiedener zahnfarbener Materialien zu erweitern. Zu diesen neuartigen Werkstoffen für festsitzenden Zahnersatz zählen Komposite auf Dimethacrylatbasis (DMA), Polymethylmethacrylate (PMMA) sowie die Polyaryletherketone (PAEK). Diese sog. CAD/CAM-Polymere sollen im Folgenden hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften sowie ihrer Befestigung an der Zahnhartsubstanz näher beleuchtet werden.

#### *Komposite auf Dimethacrylatbasis (DMA)*

Komposite setzen sich aus einem organischen Anteil aus Monomeren sowie aus einem größeren anorganischen Anteil aus Füllstoffen zusammen, welche für den Verbund beider Bestandteile silanisiert werden. Komposite haben sich klinisch als zahnfarbenedes Füllungsmaterial für substanzschonende Versorgungen im Front- und Seitenzahngebiet bewährt. Bei größeren Defekten ist ihr Einsatz allerdings aufgrund ihres Schrumpfungsverhaltens, der limitierten Lichtpolymerisation sowie des Restmonomergehaltes eingeschränkt. Mit der Einführung der CAD/CAM-Technologie und der standardisierten

Herstellung vorpolymerisierter Kunststoffblöcke unter Einsatz von hohen Temperaturen und Druck konnten die mechanischen Eigenschaften deutlich verbessert werden. CAD/CAM-Komposite weisen gegenüber konventionell hergestellten Varianten höhere Bruchfestigkeiten, eine geringere Löslichkeit sowie eine bessere Farbstabilität auf [Originalarbeit 4.1.1, 4.1.2][3, 4]. Allerdings bringt die industrielle Fertigung bezüglich der Befestigung an der Zahnhartsubstanz Nachteile mit sich. Aufgrund des auspolymerisierten Zustandes CAD/CAM-gefertigter Kunststoffrestaurationen sind nahezu keine freien Bindungsstellen für die chemische Anbindung eines adhäsiven Befestigungsmaterials vorhanden [5]. Dies erfordert eine spezielle Vorbehandlung der Restorationsinnenseite, indem eine Oberflächenvergrößerung und –aktivierung mit Hilfe einer Korundstrahlung mit einer Partikelgröße von 50 µm durchgeführt wird, um einen suffizienten Verbund zum Befestigungsmaterial zu generieren. Eine weitere bedeutsame Steigerung der Verbundfestigkeit wird durch zusätzliche Behandlung mit einem MMA-haltigen Adhäsivsystem erreicht [Originalarbeit 4.1.3]. Eine adäquate Vorbehandlung vorausgesetzt können CAD/CAM-Komposite sowohl für langzeitprovisorische als auch, in ausgewählten Indikationen, für definitive festsitzende Versorgungen eingesetzt werden.

#### *Polymethylmethacrylate - PMMA*

PMMA-basierte Polymere bestehen aus Methylmethacrylat (MMA) und zu ca. 10 Gew% aus Präpolymerisaten bzw. anorganischen Füllkörpern. Als Restaurationsmaterial kommen sie im Rahmen provisorischer Einzelzahn- oder auch Brückenversorgungen zum Einsatz. Insbesondere bei einer Veränderung der Vertikaldimension der Okklusion bietet sich ihre Anwendung als Langzeitprovisorien an. Dabei dienen sie für einen bestimmten Zeitraum der klinischen Erprobung der später geplanten definitiven Restauration. Voraussetzung hierfür sind neben einer ausreichenden Stabilität auch eine parodontalprophylaktische Gestaltung sowie eine den steigenden ästhetischen Ansprüchen genügende Form insbesondere im Frontzahnbereich. Dabei spielt bei Brückenrestorationen die Dimensionierung des Verbinders zwischen Brückenzwischenglied und Brückenanker für die Stabilität der Gesamtrestauration eine entscheidende Bedeutung [Originalarbeit 4.1.2]. Im Seitenzahngelände sind die Verbinderhöhen allerdings aufgrund kürzerer klinischer Kronen begrenzt. Diese Verbinderbereiche sind jedoch, insbesondere im Seitenzahnbereich den größten Zug- und Scherkräften ausgesetzt [Originalarbeit 4.2.3], so dass die meisten Frakturen hier zu erwarten sind. Konventionell hergestellte Brückenprovisorien aus Kunststoff frakturierten im Rahmen einer Bruchfestigkeitsuntersuchung bereits bei niedrigen Kaukräften

trotz einer ausgedehnten Verbinderquerschnittsfläche von 16 mm<sup>2</sup>. PMMA basierte CAD/CAM-Brücken lagen hingegen je nach Fabrikat bereits bei einer Verbinderstärke von 9 mm<sup>2</sup> bis 12 mm<sup>2</sup> mit ihrer Festigkeit weit über den zu erwartenden Kaukräften von 400 N [6] [Originalarbeit 4.1.2]. Für eine möglichst lange klinische Haltbarkeit des Zahnersatzes ist es daher wichtig, materialspezifisch auf eine ausreichende Verbinderquerschnittsfläche zu achten. In diesem Zusammenhang hat die vertikale Ausdehnung des Verbinders eine weitaus größere Bedeutung als die horizontale Ausdehnung. Wenn es die Platzverhältnisse zulassen, ist bei PMMA-basierten Restaurationen eine Stärke von 12 mm<sup>2</sup> zu bevorzugen, da die Form-Werte der Weibullanalyse bei zunehmender Verbinderfläche auf eine zuverlässigere Stabilität hindeuten [Originalarbeit 4.1.2].

Im Hinblick auf die Befestigung CAD/CAM-gefertigter PMMA-Restaurationen sind diese analog zu den CAD/CAM-Kompositen korundzustrahlen und mit einem MMA-haltigen Adhäsivsystem vorzubehandeln. Mit alleiniger Korundstrahlung ist jedoch im Gegensatz zu den CAD/CAM-Kompositen kein suffizienter Verbund zu erzielen [Originalarbeit 4.1.3]. MMA-Monomere vermögen den PMMA-Werkstoff anzulösen und erzeugen dadurch eine ausreichende Anzahl an Kohlenstoffdoppelbindungen für die chemische Anbindung des Befestigungskunststoffes [7]. Allerdings zeigte sich in den Untersuchungen, dass auch Monobond Plus in Kombination mit dem Haftvermittler Heliobond, der kein MMA enthält, ähnlich hohe Verbundfestigkeiten zur Zahnhartsubstanz generiert. Für diesen „Universalprimer“ wird der Aufbau eines adhäsiven Verbundes zwischen dem Befestigungskomposit und allen indirekten Restaurationsmaterialien propagiert. Er beinhaltet eine alkoholische Lösung von Silanmethacrylat sowie Phosphorsäuremethacrylat und Sulfidmethacrylat, die sowohl mit unterschiedlichen Restaurations- als auch Befestigungsmaterialien eine chemische Verbindung eingehen können [8].

Als Befestigungsmaterial können sowohl konventionelle Kompositmaterialien mit multifunktionalen Dimethacrylaten zur Anwendung kommen als auch selbstadhäsive Befestigungsmaterialien. Bei Letzteren ist laut Herstellerangaben keine Vorbehandlung der Zahnoberfläche notwendig, da die Bestandteile für die Ätzung und Infiltration des Dentins bereits enthalten sind [9, 10]. Auf der Grundlage der Untersuchungen ist allerdings für die Befestigung von PMMA-Restaurationen den konventionellen Kompositen der Vorzug zu geben, da sie zu einer höheren Haftung führen als selbstadhäsive Befestigungsmaterialien [Originalarbeit 4.1.3].

### *Polyaryletherketone - PAEK*

Für die CAD/CAM-Verarbeitung sind neben den Kompositen und den PMMA-Kunststoffen seit einigen Jahren die Hochleistungskunststoffe aus der Gruppe der Polyacryletherketone (PAEK) auf dem Markt, wie Polyetherketonketon (PEKK) und Polyetheretherketon (PEEK) bzw. PEEK/C, das mit anorganischen Füllstoffen angereichert ist. Im Bereich der Humanmedizin ist der Einsatz von PEEK als Implantatwerkstoff schon seit Jahrzehnten Routine. Er ist biokompatibel und gegenüber nahezu allen organischen und anorganischen Chemikalien widerstandsfähig. Werkstoffkundlich handelt es sich bei PEEK um einen teilkristallinen, hochtemperaturbeständigen Hochleistungskunststoff, welcher sehr stabil ist und auf Druck bis zu 3,6 GPa belastet werden kann [11]. Aufgrund der positiven biologischen und physikalischen Eigenschaften werden PAEK zunehmend in verschiedenen Bereichen der Zahnmedizin eingesetzt, insbesondere für Gerüste sowie auch für vollanatomische Arbeiten. Hierfür ist PEEK/C in drei verschiedenen Verarbeitungsvarianten erhältlich, wobei allen Varianten ein zu ca. 20 Gew.% anorganisch verstärktes PEEK-basiertes Material zugrunde liegt. Der Werkstoff ist sowohl in Form von Ronden verfügbar, die mittels CAD/CAM-Technologie gefräst werden, als auch als Pellets oder Granulat, das über das Lost-wax-Verfahren (Pressverfahren) verarbeitet werden kann. In den Untersuchungen konnte nachgewiesen werden, dass die Herstellungstechnik einen signifikanten Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften der Restauration hat. Aus Ronden CAD/CAM-gefertigte Brücken zeigten eine bedeutend höhere Stabilität als die Granulat-Pressvariante. Auch war bei der CAD/CAM- wie auch bei der Pellets-Pressvariante (beide aus industriell vorgepressten Rohlingen) bei der Bruchlastuntersuchung eine spontane Fraktur zu beobachten. Die aus Granulat gepressten Brücken hingegen frakturierten nicht, sondern zeigten eine bleibende plastische Verformung sowie auch die niedrigsten Weibull-Werte. Nichtsdestotrotz lagen bei allen drei Fertigungswegen die Messwerte (Bruchlast bzw. Beginn plastischen Verformung) über 1600 N. Dies spricht für die Eignung von monolithischem PEEK als Restaurationsmaterial im Seitenzahnbereich. Industriell vorgepresstem PEEK ist dabei allerdings aufgrund der höheren Stabilität und Zuverlässigkeit der Vorzug zu geben [Originalarbeit 4.1.4].

Hinsichtlich der Haltbarkeit und Funktionalität eines Zahnersatzes kommt neben der Bruchfestigkeit der Verschleißbeständigkeit eine entscheidende Rolle zu. PEEK zeigte im Rahmen einer Zwei-Körper-Abriebsuntersuchung eine wesentlich höhere Verschleißbeständigkeit als PMMA und Komposit bei horizontaler Lastapplikation. Der Antagonistenverschleiß war dabei für alle Materialien ähnlich niedrig [Originalarbeit 4.1.5].

Diese Ergebnisse lassen - eine klinische Verifikation vorausgesetzt - festsitzende PEEK-Versorgungen als definitive intraorale Versorgungsform einsetzbar erscheinen.

Eine weitere Voraussetzung für die intraorale Anwendung von PEEK ist ein dauerhafter Verbund zur Zahnhartsubstanz. Die adhäsive Befestigung von PEEK stellte anfangs allerdings eine große Herausforderung dar, weil aufgrund der Monomerefreiheit des Materials ein Andocken weiterer Dimethacrylate ohne Vorbehandlung der PEEK-Oberfläche nicht möglich ist. Die Problematik der Reaktionsträgheit der PEEK-Oberfläche betrifft ebenso eine eventuell angestrebte Verblendung von Gerüsten aus PEEK-Material. Eine der ersten Untersuchungen zu dieser Thematik zeigte, dass das Anätzen mit hochkonzentrierter Schwefelsäure einen ausreichenden Verbund zu weiteren Kunststoffen ermöglicht [Originalarbeit 4.1.6]. Dieses Vorgehen stellt allerdings für die durchzuführende Person ein hohes Verletzungsrisiko dar. Umfangreiche Schutzmaßnahmen wären erforderlich, die die Durchführung dieser Vorbehandlung in der zahnärztlichen Praxis oder im zahntechnischen Labor kaum realisierbar erscheinen lassen. Daher gilt es, eine einfache und zugleich sichere Vorbehandlungsmethode zu finden. Die Plasmaoberflächenbehandlung erschien dabei einen vielversprechenden Ansatz zu bieten. Im Rahmen dieser Vorbehandlungsmethode wird die Oberfläche des Werkstoffs mit ionisierten Gasen behandelt, wodurch die Oberflächenenergie angehoben wird. Dies soll zu einer Verbesserung der Verbundeigenschaften führen [10]. Bei der Untersuchung des Einsatzes einer Plasmaoberflächenbehandlung auf die Verbundfestigkeit zwischen PEEK und zwei selbstadhäsiven Befestigungskunststoffen war allerdings bei einer alleinigen Plasmavorbehandlung ohne zusätzliche Applikation eines Adhäsivsystems - wie auch bei den Prüfkörpern ohne jedwede Vorbehandlung (Kontrollgruppe) - kein Verbund herzustellen. Einzig die zusätzliche Anwendung MMA-basierter Adhäsivsysteme führte zu ausreichenden Verbundfestigkeiten und kann somit das Ätzen mit Schwefelsäure ersetzen [Originalarbeit 4.1.7].

#### *Physikalische und mechanische Aspekte der CAD/CAM-Polymere*

Restorationen unterliegen im Mund einer komplexen und ständig wechselnden feuchten Umgebung [12-14]. Alle Materialien, insbesondere die Polymere neigen dazu, Wasser abhängig von der spezifischen Hydrophilie des Materials und der Feuchtigkeit im Mund aus der Umgebung aufzunehmen [15, 16]. Neben ästhetischen Problemen kann es dadurch zu verminderten mechanischen Eigenschaften kommen, wie verringerte Bruchfestigkeit oder eine erhöhte Verschleißanfälligkeit [17, 18]. Auch können molekulare Instabilitäten verursacht

werden, welche eine Rissbildung nach sich ziehen können [19]. Werkstoffe mit einem höheren Kunststoffmatrixanteil und einem geringeren Füllstoffanteil weisen im Allgemeinen eine höhere Wasseraufnahme auf [Originalarbeit 4.1.1]. Dies liegt daran, dass Füllpartikel kein Wasser absorbieren können. Höhere Matrixanteile führen dann zu einem hydrolytischen Füllstoff-Matrix-Debonding oder sogar auch zu einer hydrolytischen Zersetzung [15, 16, 20]. Die Wasseraufnahme setzt zudem die Oberflächenhärte und das Elastizitätsmodul herab [Originalarbeit 4.1.1]. In den Untersuchungen war festzustellen, dass PEEK und auch PMMA, beides nicht bzw. niedrig gefüllte Materialien, die niedrigsten Härteparameter aufwiesen, während die höchsten Werte für die Materialien mit hohen Anteilen an Füllstoffpartikeln, wie Hybridkunststoffe gefunden wurden. Hinsichtlich der Löslichkeit und der Wasseraufnahme schnitt PEEK am besten ab. Maßgeblich für die geringe Löslichkeit war die industrielle Fertigung mit der entsprechend hohen Materialqualität. Hinsichtlich der Härteparameter zeigte PEEK ein ähnliches Verhalten wie die PMMA-Materialien [Originalarbeit 4.1.1]. Somit kann für PEEK ein vergleichbares Dämpfungsverhalten erwartet werden. Weitergehende Untersuchungen, insbesondere klinische Studien sind allerdings unabdingbar, um verlässliche Aussagen zum Einsatz von Polymermaterialien im Bereich der dentalen Prothetik treffen zu können.

### *Zirkonoxid*

Zirkondioxid als dentale Keramik gehört zu den zahnfarbenen Restaurationsmaterialien mit den höchsten Festigkeitseigenschaften. Es zeichnet sich daneben durch seine hohe Biokompatibilität sowie einer guten Ästhetik aus [21-24]. Aus diesen Gründen hat es sich neben der Metallkeramik als Restaurationsmaterial für Brückengerüste im Front- und Seitenzahnbereich etabliert [25-27]. Für eine ausreichende Stabilität genügen bei den 3Y-TZP-Varianten bereits Schichtstärken von 0,4 bis 0,5 mm, wodurch eine substanzschonendere Präparation ermöglicht wird. Dies ist insbesondere bei geringen Platzverhältnissen vorteilhaft [28]. Zirkonoxidrestorationen werden unter Anwendung der CAD/CAM-Technologie hergestellt, wobei das Formschleifen entweder im dichtgesinterten oder im vorgesinterten (sog. Weißkörper) Zustand erfolgen kann. Letztere Vorgehensweise erfordert zwar einen anschließenden Sintervorgang; das Schleifen gestaltet sich allerdings wesentlich leichter und schneller [29]. Die Abnutzungsrate der Diamantschleifkörper fällt geringer aus und das Risiko, die Keramikoberfläche zu beschädigen, ist im Vergleich zur sog. Hartbearbeitung reduziert [26, 30, 31]. Daher hat sich heute bei fast allen Systemen die Fräsung aus den vorgesinterten Rohlingen durchgesetzt. Die Restorationen weisen

mittlerweile eine sehr gute Passung auf [26, 31]. Allerdings kann die Passung insbesondere bei ausgedehnten Restaurationen durch herstellungsbedingte Spannungen und Sinterverzüge gefährdet sein. Ungenauigkeiten können aus der Rohlingsqualität (Inhomogenitäten), dem Scan- und Schleifvorgang, der Sinterschrumpfung sowie dem kompensierenden Softwaredesign resultieren und die Einsetzbarkeit der Restauration limitieren. Eine Lösungsmöglichkeit könnte analog zum Löten bzw. Lasern bei Metallen das Fügen von Keramik bieten. Eine Studie zur Belastbarkeit solcher getrennter und anschließend im Weißzustand gefügter und verblendeter Zirkonoxidbrücken kam zu dem Ergebnis, dass das Fügen keinen negativen Einfluss auf das Chippingverhalten sowie auf die Gesamtbruchfestigkeit (Gerüstfraktur) ausübte. Das Fügen im Brückenzwischenstück führte sogar zu bedeutend höheren Festigkeiten als das Fügen im Verbinderbereich bzw. war hinsichtlich der Höhe der Festigkeit sogar der Kontrollgruppe (unbehandelte Gerüste) überlegen [Originalarbeit 4.1.8].

Um das grundsätzliche Problem des Chippings zu umgehen und damit die Langzeitstabilität von Zirkonoxidrestaurationen zu erhöhen, wird diese hochfeste Keramik auch als transluzente Variante zunehmend monolithisch eingesetzt [32]. Bei der zweiten Generation von 3Y-TZP Zirkonoxid ist hierbei der Anteil an Aluminium verringert und die Korngröße reduziert. Zusätzlich sind die Aluminiumoxidpartikel näher an die Korngrenzen gesetzt. Bei den neueren Generationen ist die kristalline Zusammensetzung des Zirkonoxids durch einen höheren Anteil an Yttrium (4Y-TZP oder 5Y-TZP gegenüber 3Y-TZP) erheblich verändert. Bei monolithischer Restaurationsgestaltung ist es wünschenswert, wenn das Verschleißverhalten dieser neuen Zirkonoxid-Generationen dem des natürlichen Zahnschmelzes entsprechen würde. Im Rahmen einer Verschleißuntersuchung zur zweiten Generation konnte ein bedeutend geringerer Abrieb als für konventionelles verblendetes Zirkonoxid gemessen werden. Dies war sowohl restaurationsseitig, als auch am Schmelzantagonisten zu beobachten. Wurden die monolithischen Prüfkörper poliert, schnitten sie wesentlich besser ab als wenn sie mit einer Glasur versehen wurden. Monolithisches Zirkonoxid der zweiten Generation wies zudem geringere Kontrastwerte und damit bessere ästhetische Eigenschaften auf als das konventionelle 3Y-TZP-Zirkonoxid, welches dagegen mit Biegefestigkeiten über 800 MPa bessere mechanische Eigenschaften aufwies. Biegefestigkeiten über 800 MPa gelten nach ISO 6872:2008 für die klinische Einsetzbarkeit als vielgliedrige Brücken als ausreichend. Die Biegefestigkeiten der monolithischen Restaurationen waren zwar geringer, erfüllten aber die geforderten Kriterien von mindestens 500 MPa für dreigliedrige Brücken nach vorgenannter ISO-Norm [Originalarbeit 4.1.9].

### *CAD/CAM im Bereich der Totalprothetik*

Die CAD/CAM-Technologie findet nicht nur im Bereich der festsitzenden Prothetik Anwendung. Vor einigen Jahren hat die CAD/CAM-Technik auch auf dem Gebiet der Totalprothetik Einzug gehalten. Die Herstellung einer Totalprothese erfordert viel Knowhow und Fachwissen, um eine optimale Funktion, Phonetik sowie Ästhetik zu realisieren. Die konventionelle Prothesenherstellung hat sich seit über 80 Jahren bewährt [33]. Sie ermöglicht unkomplizierte Änderungen in der Zahnaufstellung und erlaubt auch die Kontrolle der einzelnen Behandlungsschritte vor der Überführung in Kunststoff. Das konventionelle Verfahren weist dennoch einige Nachteile auf, wie die zeit- und kostenintensive laborseitige Arbeit, die durch die analoge Herstellung bedingte Polymersiations schrumpfung sowie auch die lange Behandlungsdauer, die sich über mindestens vier Termine ohne Wachseinprobe hinzieht und mit hohen Behandlungskosten verbunden ist. Die Implementierung digitaler Schritte in die Totalprothesenherstellung hat das Potential, die Materialqualität zu verbessern, die Polymersiations schrumpfung zu umgehen, den Arbeitsablauf zu vereinfachen sowie diesen auch schneller und kosteneffizienter zu gestalten. Zudem ist durch die hinterlegten digitalen Daten jederzeit eine Reproduktion des Zahnersatzes möglich, ohne erneut klinische Schritte einleiten zu müssen. Die Entwicklung einer Strategie zur Totalprothesenherstellung unter Anwendung der CAD/CAM-Technologie beschreibt ein Beitrag, in welchem das Totalprothetikmodul Ceramill Mind zur Anwendung kommt. Hierbei erfolgen ein Großteil der Arbeitsschritte CAD/CAM-basiert: Die Wachsaufstellung, das Fräsen der Wachsbasen sowie die basale Anpassung der Prothesenzähne, um diese ohne weiteres Einschleifen in die Zahnfächer einbringen zu können. Die Digitalisierung zeigte dabei zahlreiche Vorteile. Mit Hilfe der Visualisierung der virtuellen Meistermodelle war beispielsweise eine bessere Erkennung der Morphologie der Prothesenauflagefläche möglich und virtuelle Schnittansichten halfen, anatomische Charakteristika zu identifizieren und zu analysieren. Berechnungsalgorithmen gaben Unterstützung bei der Bestimmung der Kieferkammmiten. Die Zahnaufstellung im virtuellen Artikulator erfolgte automatisch nach dem Okklusionskonzept des Herstellers unter Berücksichtigung der statischen und dynamischen Okklusion, so dass eine ideale Kontaktbeziehung der Prothesenzähne gewährleistet war mit dem Vorteil der Reproduzierbarkeit und der erheblichen Zeiteinsparung im Vergleich zur manuellen Aufstellung. Für eine ideale Aufstellung der Frontzähne bestand die Möglichkeit, eine Ästhetikschablone mit den Informationen zur Lippenfülle nach dessen Digitalisierung und Überlagerung mit dem digitalisierten Situationsmodell heranzuziehen. Nach Kontrolle der Vorschau der virtuellen Zahnaufstellung durch den Zahnarzt wurden die Prothesenbasen aus Wachsronden gefräst und die Prothesenzähne manuell in die Zahnfächer gewachst. Die



anschließende Wachseinprobe erlaubte etwaige Änderungen, bevor die Prothesen auf konventionellem Weg fertiggestellt wurden. Durch Anpassung der Materialstärke der Prothesenbasen auf das jeweilige Material und das individuelle Platzangebot war eine konstante Dicke der Prothesenbasis gewährleistet. Abweichungen in den Kontaktbeziehungen der Zähne, die durch die Polymerisationsschrumpfung entstehen, wurden hierdurch minimiert und eine dichtere Anlagerung an die Schleimhaut konnte erreicht werden, was wiederum für die Saugwirkung erforderlich ist [34-36]. Mittels der gespeicherten digitalen Daten besteht die Möglichkeit, die Prothese jederzeit ohne viel Aufwand zu duplizieren [Originalarbeit 4.1.10].

Hinsichtlich der Genauigkeit solcher kombiniert digital-analog hergestellter Totalprothesen konnte festgestellt werden, dass sowohl die CAD/CAM-gefertigten Wachsbasen als auch die anschließend konventionell in Kunststoff überführten Totalprothesen Abweichungen vom Ausgangsdatensatz zeigten. Diese fielen allerdings für die gefrästen Wachsbasen signifikant geringer aus. Die Abweichungen traten vorrangig im Bereich der Zähne sowie auch im distalen Bereich der Prothesenbasen auf [Originalarbeit 4.1.11].

Im Rahmen einer Untersuchung zur Okklusionsgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Wachsprothesen war ebenso keine Reproduzierbarkeit zu erreichen. Dies lag daran, dass das manuelle Einsetzen der Prothesenzähne in die Wachsbasis zu Abweichungen von der geplanten Aufstellung geführt hatte. Dabei war die Stellung einzelner Zähne oder auch Zahngruppen im Vergleich zur virtuellen Planung verändert. Aus Wachs gefräste Prothesenbasen wiesen indessen ein besseres Schrumpfungsverhalten auf als konventionell hergestellte Wachsbasen, welche auch nach sieben Tagen Lagerungszeit größere Abweichungen im Bereich der Prothesenbasen zeigten [Originalarbeit 4.1.12]. Die aus der konventionellen Überführung in Kunststoff resultierenden Ungenauigkeiten sind von der Art des PMMA-basierten Materials sowie der gewählten Fertigstellungstechnik abhängig.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die Implementierung der digitalen Technik in den Herstellungsprozess von Totalprothesen zu einer Verbesserung der Reproduzierbarkeit führt. Von der optimierten Herstellung profitieren nicht nur der Behandler und der Techniker; sie stellt insbesondere auch für den Patienten einen Benefit dar.

b) Prüfmethodik: In-vitro-Versuchsaufbauten zur Untersuchung von Restaurations- und Befestigungsmaterialien

Um das klinische Potential dentaler Restaurationen einzuschätzen, sind Laboruntersuchungen unverzichtbar. Die unter standardisierten Bedingungen erzielten Ergebnisse können in der Entscheidungsfindung helfen, ob ein therapeutischer Nutzen für den Patienten erwartet werden kann und ob weitergehende Untersuchungen sinnvoll wären. Dazu bietet sich eine Vielzahl an Prüfmethoden an. Zur Testung der mechanischen Stabilität, die eine bedeutende Rolle für die klinische Bewährung prothetischer Restaurationen einnimmt, kommen Bruchlastuntersuchungen zur Anwendung [37]. Diese sollten mit anatomisch geformten, realen Geometrien, wie Kronen oder Brücken durchgeführt werden im Gegensatz zu Biegefestigkeitsuntersuchungen, welche Normversuche darstellen und standardisierte geometrische Prüfkörper heranziehen. Im Rahmen des sog. Voss-Tests kommt ein anatofom präparierter oberer Eckzahn in Form eines Metallstumpfes zur Anwendung. Nach Befestigung der zu prüfenden Krone wird diese in der Universalprüfmaschine von der palatinalen Seite her mittels eines Stempels, welcher die antagonistische Kraft darstellt, in einem Winkel von 45 Grad zur Zahnachse bis zum Bruch belastet [37]. Diese Prüfmethodik wurde ursprünglich entwickelt, um metallkeramische Restaurationen zu untersuchen. Allerdings wurde damals die Befestigungsart der zu testenden Kronen nicht spezifiziert. Um den Einfluss des Befestigungsmaterials (Glasionomerzement, selbstadhäsives Kunststoffmaterial oder keine Befestigung) auf die Bruchlast zu untersuchen, erfolgte eine Studie mit verschiedenen CAD/CAM-gefertigten zahnfarbenen Restaurationsmaterialien sowie Metallkeramik mit dem Ergebnis, dass Metallkeramikronen, die mit einem Befestigungsmaterial befestigt wurden, bessere Ergebnisse zeigten, als unbefestigte Kronen. Für leuzitverstärkte Glaskeramikkronen war die Befestigung mit einem Kunststoff zu favorisieren. Für Lithiumdisilikat, Zirkonoxid sowie PMMA konnte kein Einfluss der Befestigungsart beobachtet werden [Originalarbeit 4.2.1].

Obwohl die Prüfaufbauten zur Messung der Bruchlast die klinischen Gegebenheiten realitätsnah simulieren können, ist eine Übertragung der Ergebnisse auf die intraorale Situation nur eingeschränkt möglich. Bei der Interpretation der Ergebnisse ist unter anderem auch dem Stumpfmaterial Beachtung zu schenken, da dessen Einfluss auf die erzielten Werte nicht zu vernachlässigen ist. Im Gegensatz zur intraoralen Situation mit natürlichen Zähnen weisen Metallstümpfe, die standardmäßig in In-vitro-Studien Anwendung finden, ein ca. 50-fach höheres E-Modul auf. Die Untersuchung der Auswirkungen des Prüfmodellmaterials auf die Höhe der Bruchlast war Gegenstand einer Studie, in der dreigliedrige CAD/CAM-Brücken

aus Zirkonoxid und Kunststoff getestet wurden. Zirkonoxid, das selbst ein E-Modul im Bereich von Nichtedelmetall-Legierungen aufweist, zeigte dabei auf Metallstümpfen höhere Bruchlasten als auf PMMA-Stümpfen, welche ein sehr geringes, ca. 100fach niedrigeres E-Modul aufweisen; bei der PMMA-Brücke aus Telio CAD hingegen war es umgekehrt. Somit ist bei der Übertragung von in-vitro gemessenen Werten auf die Mundsituation Zurückhaltung geboten. Bruchlasten von Zirkonoxidrestaurationen, welche auf Metallprüfmodellen gemessen werden, könnten intraoral geringere Stabilitäten zeigen. Polymerbasierte Materialien dagegen könnten intraoral als Implantatsuprakonstruktionen geringeren Kräften standhalten [Originalarbeit 4.2.2].

Da das mechanische Versagen vollkeramischer Restaurationen vorrangig durch eine übermäßige Spannung oder Deformation bedingt ist, gewinnt das Verständnis über Belastungsfelder in prothetischen Restaurationen zunehmend an Bedeutung. Die Spannungsverteilung hat einen direkten Einfluss auf die klinische Ermüdung der Restauration [38, 39]. Hierbei kommt neben dem Restaurations- und dem Stumpfmaterial der Befestigungsfuge eine entscheidende Bedeutung zu. Das Befestigungsmaterial soll Belastungen widerstehen, ohne zu brechen bzw. es soll Deformationen standhalten. Auch eine Dislokation und Microleakage zu verhindern, sind Anforderungen, die an das Befestigungsmaterial gestellt werden [40]. Bei der Erfüllung dieser Forderungen spielen die Stärke des Befestigungsmaterials sowie ihr E-Modul eine wichtige Rolle. Mittels Finite-Element-Methode (FEM) konnte gezeigt werden, dass die Spannungsverteilung in einer dreigliedrigen Zirkonoxidbrücke unabhängig vom E-Modul des Befestigungsmaterials war. Allerdings übte dieses innerhalb der Schicht des Befestigungsmaterials einen direkt proportionalen Einfluss auf die Höhe der Spannung aus. Ferner wirkte sich die Breite der Befestigungsfuge direkt proportional auf die Spannungen im Gerüst aus. Die Spannungen innerhalb des Befestigungsmaterials dagegen wurden indirekt proportional beeinflusst. Für die Klinik lautet die Empfehlung daher, bei der Auswahl des Befestigungsmaterials ein Material mit einem niedrigen E-Modul zu bevorzugen und den Befestigungsspalt möglichst gering zu halten [Originalarbeit 4.2.3].

Bei der Untersuchung von Restaurationswerkstoffen auf ihre mechanischen Eigenschaften, insbesondere bei Brückenversorgungen, sollte die Beweglichkeit der Pfeilerzähne nicht unbeachtet bleiben, um eine möglichst naturgetreue Simulation der Verhältnisse in der Mundhöhle zu erreichen. Natürliche Zähne sind über den Zahnhalteapparat beweglich in der knöchernen Alveole verankert und können sowohl in vertikaler und horizontaler als auch in

rotatorischer Richtung ausgelenkt werden. Je größer bei einer Brückenversorgung die Unterschiede in der Beweglichkeit der Pfeilerzähne sind, desto höher ist die Belastung im Bereich des Verbinders. Durch Ermüdungsbrüche kann es so zu einer verkürzten Lebensdauer des Zahnersatzes kommen. In-vitro-Untersuchungen zur Bruchfestigkeit mit resilienter Lagerung beider Pfeilerzähne zeigen im Vergleich zur starren Lagerung deutlich geringere Werte [41]. Zur Simulation der Zahnbeweglichkeit werden in den Prüfaufbauten die Wurzelbereiche mit resilienten Materialien wie Gummiringen, Silikon oder Kunststoffschläuchen ummantelt [41-43]. Eine genaue sowie reproduzierbare Einstellung der Zahnbeweglichkeit ist mit diesen Methoden jedoch nicht gewährleistet. Um sowohl die physiologische Zahnbeweglichkeit realitätsnah zu simulieren als auch unterschiedliche Lockerungsgrade standardisiert einstellen zu können, wurde für die Untersuchung der Bruchfestigkeit dreigliedriger Restaurationen eine spezielle Vorrichtung entwickelt. Diese besteht aus einer unteren und oberen Lagerschale, Abdeckplatten und Zahnstümpfen je nach Zahnart unterschiedlicher Geometrien jeweils mit einem kugelförmigen Ende. Die Beweglichkeit der Pfeilerzähne kann durch Variation des Abstandes der Abdeckplatte zum Drehpunkt der Stümpfe eingestellt werden sowie durch Veränderung der Spaltbreite zwischen Zahnstumpf und Abdeckplatte. Um reproduzierbare Messungen zu erhalten, wurden vier verschiedene Mobilitätseinstellungen definiert, mit denen das gesamte Spektrum der Zahnbeweglichkeit abgedeckt ist [Originalarbeit 4.2.4].

### 3. Diskussion und Ausblick

Zahnfarbene polymerbasierte Werkstoffe haben sich in rasantem Tempo auf dem dentalen Markt ausgebreitet. Es gibt mittlerweile eine Fülle an verschiedenen Materialien für die CAD/CAM-Fertigung, die dem Behandler die Auswahl für eine bestimmte Indikation nicht einfach machen [44]. Insbesondere die Frage nach der Haltbarkeit dieser innovativen zahnfarbenen Materialien ist von Bedeutung, um abschätzen zu können, ob die Restauration einen provisorischen Charakter hat oder ob sie gegebenenfalls auch als eine längerfristige oder gar langfristige Lösung in Frage kommt. Für diese Aspekte spielen die Bruchfestigkeit und die Abrasionsbeständigkeit eine wichtige Rolle. Bezüglich CAD/CAM-gefertigter PMMA Restaurationen war in eigenen Untersuchungen festzustellen, dass dreigliedrige Brücken mit Festigkeitswerten von 600 bis über 800 N bei einer Verbinderquerschnittsfläche von 12-16 mm<sup>2</sup> das Potential zu haben scheinen, den intraoral auftretenden Belastungen standzuhalten [Originalarbeit 4.1.2]. Erste klinische Untersuchungen konnten dieses Ergebnis für einen Zeitraum von mind. einem Jahr bestätigen [45]. Allerdings waren hierfür eine gute Pfeilerwertigkeit sowie Endpfeilerbrücken als Versorgungsart Voraussetzung. Freidendbrücken und klinisch kompromittierte sowie endodontisch behandelte Brückenpfeiler hatten ein frühes Versagen der aus Vita CAD-Temp gefrästen PMMA-Brücken zur Folge. Die Verbinderquerschnittsfläche betrug 12 mm<sup>2</sup> für die dreigliedrigen Versorgungen sowie mind. 16 mm<sup>2</sup> für die Brücken mit zwei Brückenzwischengliedern [45]. Im Rahmen der eigenen Untersuchung war für Vita CAD-Temp analog zur klinischen Studie eine Konnektorenstärke von 12 mm<sup>2</sup>, für die anderen beiden untersuchten PMMA-basierten Materialien Telio CAD und artBloc Temp 9 mm<sup>2</sup> nötig, um ausreichend hohe Bruchfestigkeiten zu erzielen. Neben länger angelegten klinischen Studien wäre daher auch die klinische Untersuchung beider letztgenannten Materialien interessant, um zu verifizieren, ob eine Verbinderstärke von bereits 9 mm<sup>2</sup> ausreichend sein könnte, um klinisch erfolgreich als langzeitprovisorische Versorgung eingesetzt werden zu können.

Bei der Betrachtung des Verschleißverhaltens zeigen dentale Polymere gegenüber dem Antagonisten im Allgemeinen ein substanzschonenderes Verhalten als Keramiken. Nach 640.000 Alterungszyklen betrug der Schmelzabrieb je nach Fabrikat zwischen 0,120 und 0,199 mm<sup>3</sup> bei poliertem Zirkonoxid, welches auch die signifikant niedrigsten Werte unter den Zirkonoxidvarianten (glasiert, verblendet) zeigte [Originalarbeit 4.1.9]. Die Abriebswerte der untersuchten Polymere am Zahnschmelz lagen mindestens um den Faktor 15 darunter: PEEK wies einen Abrieb von 0,008 mm<sup>3</sup>, PMMA von 0,001 mm<sup>3</sup> und Komposit von 0,003 mm<sup>3</sup> auf [Originalarbeit 4.1.5]. Auch im Vergleich zu Glaskeramiken zeigten kompositbasierte

Materialien einen deutlich geringeren Abrieb am Schmelzantagonisten. Das Hybridmaterial Vita Enamic, welches eine polymerinfiltrierte Glaskeramik darstellt, führte dagegen zu einem vergleichbaren Abrieb am Antagonisten wie die Glaskeramiken [46]. Bei Betrachtung der Abrasionsstabilität der getesteten Materialien war festzustellen, dass Polymere den Keramiken unterliegen [Originalarbeit 4.1.5, Originalarbeit 4.1.9][46]. Im Rahmen der eigenen Verschleißuntersuchung zu den dentalen Polymeren waren keine Schmelzfrakturen oder -sprünge zu beobachten. Hinsichtlich des Ausmaßes des Abriebs stachen unter den polymerbasierten Materialien die PAEK-Werkstoffe hervor: Alle PEEK-Prüfkörper zeigten bei lateraler Belastung wesentlich weniger Materialabrieb als Komposit oder PMMA [Originalarbeit 4.1.5]. Hervorzuheben ist bei PEEK auch ein ähnlich schonendes Verschleißverhalten gegenüber den Antagonisten wie bei PMMA und Komposit [Originalarbeit 4.1.5]. Zu den PAEK-Werkstoffen zählen neben PEEK auch die Arylketonpolymere (AKP) sowie die Polyetherketoneketone (PEKK), wobei AKP für die herausnehmbare Prothetik indiziert ist. PEKK dagegen eignet sich wie auch PEEK neben herausnehmbaren Versorgung für festsitzende Restaurationen [47]. Die Datenlage bezüglich dieses Materials hat in den letzten Jahren stark zugenommen. Mehrere aktuelle Studien zu den mechanischen Eigenschaften sind in der Literatur zu finden [48-50]. Bezüglich des Abrasionsverhaltens gegenüber Stahlantagonisten wird im Gegensatz zur eigenen PEEK-Untersuchung ein ähnlich hoher Materialverschleiß wie bei Komposit beschrieben [48]. Demgegenüber war der Abrieb bei Anwendung von Antagonisten aus Zirkonoxid oder demselben PEKK-Material vergleichbar mit dem Schmelzabrieb bei Stahlantagonisten. Der Gehalt an Titanoxid (TiO)-Partikeln im PEKK-Material hatte dabei in Abhängigkeit vom Antagonistenmaterial einen wesentlichen Einfluss auf das Verschleißverhalten. Im Vergleich zur eigenen PEEK-Untersuchung mit einem Abrieb von  $0,081 \text{ mm}^3$  (600.000 Alterungszyklen, Stahlantagonisten) betrug der Abrieb bei der PEKK-Studie nach 480.000 Zyklen  $0,047 \text{ mm}^3$  (10% TiO) bzw.  $0,106 \text{ mm}^3$  (20% TiO) und nach 840.000 Zyklen  $0,104 \text{ mm}^3$  (10% TiO) bzw.  $0,151 \text{ mm}^3$  (TiO 20%) [48]. Der Prüfaufbau war bei beiden Untersuchungen ähnlich (flache Prüfkörper, Horizontalbewegung, Stahlantagonisten) mit Ausnahme des Ausmasses der Horizontalbewegung, welche in der PEKK-Studie lediglich 0,3 mm im Vergleich zu 0,6 mm in der eigenen Untersuchung betrug. Dieser Unterschied ist nicht zu vernachlässigen, insbesondere nicht vor dem Hintergrund, dass die laterale Komponente bei Verschleißuntersuchungen einen signifikanten Einfluss auf die Höhe der Abriebswerte ausübt, wie in der eigenen Studie herausgearbeitet wurde [Originalarbeit 4.1.5].

In den letzten Jahren hat auch die ästhetische Komponente der PAEK-Materialien eine Verbesserung erfahren. Statt der anfangs gräulichen Farbgebung ist PEEK nun auch in opak

zahnfarbenen Farbtönen erhältlich. Damit ist der Werkstoff auch aus ästhetischer Sicht für intraoralen Zahnersatz geeignet [51]. Im Vergleich zu keramischen Restaurationen stellt jedoch seine geringe Transluzenz einen Nachteil dar. Für den ästhetisch relevanten Frontzahnbereich ist PEEK als monolithisches Material nicht geeignet. Kombiniert mit einer Verblendung, welche mit Kompositen, Verblendschalen oder auch mit einer CAD/CAM-gefertigten Verblendung erfolgen kann, ist jedoch eine gute ästhetische Wirkung zu erzielen [47].

### *Adhäsive Befestigung*

Für den langfristigen Erfolg festsitzender Restaurationen ist neben den mechanischen Eigenschaften ein zuverlässiger Verbund zur Zahnhartsubstanz essenziell. Im Gegensatz zu Metall- und Lithiumdisilikatkeramik-Restaurationen, die bei einer retentiven Präparationsform eine konventionelle Befestigung mit klassischen Zementen erlauben, sind Materialien mit Biegefestigkeiten unter 350 MPa gemäß einer Empfehlung der Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V. adhäsiv zu befestigen [10]. Hierunter fallen die CAD/CAM-Polymere, die darüberhinaus gegenüber Keramiken ein signifikant niedrigeres Elastizitätsmodul aufweisen. Ein korrektes Befestigungsprotokoll vorausgesetzt bietet die adhäsive Befestigung dabei eine Reihe von Vorteilen: Durch die „Verklebung“ der Restauration mit dem Zahn können geschwächte Höcker stabilisiert werden und es bedarf im Gegensatz zu konventionell zementierten Restaurationen bei der Präparation keiner makromechanischen Retentionen [52]. Hierdurch kann der Zahnhartsubstanzabtrag minimal gehalten werden und in vielen Fällen eine Vollkronenpräparation mit einem Substanzverlust von über 70% vermieden werden [53]. Es wird berichtet, dass adhäsiv befestigte Restaurationen eine deutliche Steigerung ihrer Gesamtstabilität zeigen [2,17]. Allerdings war bei eigenen Studien zu beobachten, dass eine adhäsive Befestigung nur bei Leuzitkeramik zu einer Steigerung der Gesamtstabilität der Kronen führt. Bei Kronen aus Lithiumdisilikatkeramik, verblendetem Zirkonoxid und Metallkeramik konnte kein Einfluss des Befestigungsmaterials beobachtet werden [Originalarbeit 4.2.1]. Bei der adhäsiven Befestigung ist durch das Verkleben der Verbund kraftschlüssig und dadurch gegenüber der Passung etwas toleranter im Gegensatz zur traditionellen Befestigung mit Zementen, die aufgrund des formschlüssigen Verbundes und ihrer höheren Löslichkeit eine sehr gute Passgenauigkeit der Restauration erfordern. Hierbei ist allerdings zu beachten, dass sich größere Befestigungsfugen hinsichtlich der Spannungen in der Restauration nachteilig auswirken können. Ein Befestigungsspalt von 150 µm führte im Vergleich zu 50 µm zu wesentlich höheren Spannungen in einem dreigliedrigen Brückengerüst [Originalarbeit 4.2.3]. Dagegen war im Rahmen einer FEM-Studie zur Befestigungsspaltbreite okklusaler Veneers kein Einfluss der Spaltbreite festzustellen. Restaurationen mit

einem niedrigeren E-Modul um 30 GPa, wie dies bei Polymeren der Fall ist, zeigten die geringsten Spannungen. Eine zunehmende Schichtstärke der okklusalen Restaurationen verursachte dabei höhere Spannungen [54]. Sowohl der niedrige E-Modul der Polymere als auch ihre Kantenstabilität mit der Option, dünnere Restaurationsschichtstärken umzusetzen [55], sprechen für die Anwendung dieser Restaurationsschichtstärken im Rahmen von minimalinvasiven Behandlungen im Sinne von beispielsweise additiven okklusalen Veneers.

Bei der adhäsiven Befestigung ist, neben der Schichtstärke, auch dem E-Modul des Befestigungsmaterials Beachtung zu schenken, da dieses einen Einfluss auf die Spannungsverteilung ausüben kann [Originalarbeit 4.2.3]. Bei einer Seitenzahnbrücke mit vertikaler Lastapplikation führte ein niedrigeres E-Modul des Befestigungsmaterials, wie dies bei Befestigungskunststoffen der Fall ist, zu geringeren Spannungen in der Schicht des Befestigungsmaterials. Die Spannungen in der Restauration wurden nicht beeinflusst. Deswegen lautete die Empfehlung, Befestigungsmaterialien mit niedrigem E-Modul, wie Komposite zu bevorzugen. Glasionomerzemente dagegen weisen mit ca. 20 MPa ein etwa vierfach höheres E-Modul auf [Originalarbeit 4.2.3]. Bei einer aktuellen FEM-Analyse mit der Untersuchung sieben verschiedener E-Module waren die Ergebnisse hingegen abweichend. Hier wirkte sich ein niedriges E-Modul des Befestigungsmaterials zwar analog zu unseren Ergebnissen mit niedrigeren Spannungen in der Befestigungsschicht aus; es zeigten sich allerdings erhöhte Spannungen in der Restauration, weswegen nach dieser Untersuchung höhere E-Module für das Befestigungsmaterial favorisiert werden sollten. Die Ergebnisse lassen sich allerdings nicht direkt miteinander vergleichen, da die Versuchsaubauten erheblich differierten: Frontzahn- versus Seitenzahnbrücke, Kraftapplikation 100 N versus 500 N, senkrechte Belastung versus Belastung in einem Winkel von 45 Grad [56]. Um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten, sind standardisierte Untersuchungen wünschenswert.

Im Gegensatz zur klassischen Zementierung ist bei Anwendung der adhäsiven Befestigung im Allgemeinen die hohe Techniksensibilität und die geringere Anwenderfreundlichkeit insbesondere in Bezug auf die Feuchtigkeitstoleranz zu bedenken. Bei richtiger Indikationsstellung und Einhaltung der geforderten Kautelen sind jedoch bessere mechanische und optische Eigenschaften im Vergleich zu zementierten Restaurationen zu erwarten [57].

Unter den dentalen Polymeren stellten die PAEK-Werkstoffe anfangs aufgrund ihrer Monomerfreiheit eine Herausforderung hinsichtlich der adhäsiven Befestigung bzw. auch



bezüglich ihrer Verblendung mit Kompositen dar. Diese schwierige Aufgabe der Vorbehandlung gilt heute als gelöst [Originalarbeit 4.1.6]. Korundstrahlen mit 50 µm Aluminiumoxid bei 2 bar sowie die Applikation eines MMA-haltigen Monomers führen zu guten Verbundfestigkeiten [Originalarbeit 4.1.3]. Neuere Studien insbesondere auch zur Höhe des Strahldrucks zeigen, dass das Korundstrahlen bei 0,35 bar zu den besten Haftwerten führt. Es wird zudem empfohlen, die Applikation des Adhäsivs unverzüglich nach dem Korundstrahlen vorzunehmen, da dies einen weiteren Faktor darstellt, der für eine verbesserte Haftung von Bedeutung ist [58].

Im Rahmen von festsitzenden Versorgungungen sollte der Einsatz polymerbasierter Versorgungungen indikationsspezifisch abgewogen werden. Auch ist der Patient über die Spezifitäten der einzelnen Werkstoffe aufzuklären. Um die Werkstoffe unter Beachtung der jeweiligen Präparationsrichtlinien und Befestigungsverfahren richtig einsetzen zu können, ist es unverzichtbar, ein werkstoffkundliches Hintergrundwissen zu besitzen. Zur Verifizierung der Ergebnisse dieser In-vitro-Untersuchungen sind klinische Studien wünschenswert.

### *Zirkonoxid*

Die stetige Weiterentwicklung von Zirkonoxid als monolithischen Werkstoff hat in den letzten Jahren mehrere neue Generationen hervorgebracht. Eine wichtige Voraussetzung hierfür war eine verbesserte Ästhetik dank einer höheren Transluzenz und die Möglichkeit einer individuellen Farbgebung. Eine Erhöhung der Transluzenz führte allerdings auch zu einer Verminderung der Festigkeit, die dafür in Kauf genommen wird [Originalarbeit 4.1.9]. Generell hat das Bestreben um besonders hohe Festigkeitswerte abgenommen. Grund hierfür ist die Langzeiterfahrung mit diesem Material gepaart mit dem Wissen über die Vermeidung von Versagensmechanismen beispielsweise durch Low Temperature Degradation, Konstruktionsfehler oder inadäquate Präparation und Befestigung.

Neben der verbesserten Ästhetik spielt auch das Abrasionsverhalten eine bedeutende Rolle für den klinischen Einsatz monolithischer Restaurationen. Hochglanzpoliertes Zirkonoxid der zweiten Generation zeigte im Vergleich zu glasiertem sowie auch zu verblendetem Zirkonoxid den geringsten Abrieb am antagonistischen Zahnschmelz und stellt somit die schonendste Form für das Restgebiss dar [Originalarbeit 4.1.9]. Im Vergleich zu natürlichen Zähnen mit 15 µm bis 29 µm Zahnhartsubstanzverlust pro Jahr [59, 60] wiesen glasiertes sowie auch verblendetes Zirkonoxid deutlich höhere Verschleißraten auf [Originalarbeit 4.1.9] Ergänzend

ist kritisch anzumerken, dass die Glasurschicht im antagonistischen Kaukontaktbereich häufig bereits innerhalb des ersten halben Jahres gänzlich verloren gehen kann [61-63] mit entsprechender Exposition der Zirkonoxidkeramik. Ist diese nicht ausreichend poliert worden, kann es durch die Exposition der rauen Zirkonoxidoberfläche zu erheblichen Schäden an dem Zahnschmelz des natürlichen antagonistischen Zahnes kommen [61, 62]. Hochglanzpoliertem monolithischem Zirkonoxid ist daher für den intraoralen Einsatz der Vorzug zu geben. Im Vergleich zu Zirkonoxid der ersten Generation (3Y-TZP,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  0,25%), bei der gehäuft Schmelzrisse und -sprünge antagonistenseits beobachtet wurden [60], zeigten Prüfkörper der zweiten Generation (3Y-TZP,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  0,05%) keine solchen Schädigungen der Antagonisten [Originalarbeit 4.1.9]. Mittlerweile gibt es zwei weitere Generationen an Zirkonoxid auf dem Markt. Ihre Zusammensetzung variiert vornehmlich hinsichtlich des Gehaltes an Yttriumoxiden (4Y-TZP und 5Y-TZP). Sie unterscheiden sich aufgrund der veränderten Brechungsindices, der Korngröße sowie der kristallinen Zusammensetzung nicht nur in ihren optischen, sondern auch in ihren mechanischen Eigenschaften [64-66]. Neuerdings gibt es zudem die Kombination zweier unterschiedlicher Zusammensetzungen von Zirkonoxid (z.B. 3Y-TZP und 5Y-TZP) in einer Ronde (sog. Gradiententechnologie). Alle diese Varianten versprechen den Einsatz dieser Werkstoffvariationen in neuen Indikationsgebieten. Allerdings ist zu beachten, dass es zu den neueren Generationen nur wenige In-vitro-Studien und noch keine klinischen Langzeitstudien gibt. Da auch insbesondere Langzeitstudien fehlen, bleiben etliche Fragen offen. Es fehlen Informationen zur klinischen Langzeitstabilität, dem Verschleißverhalten sowie auch zu den Verbundeigenschaften [67]. Erste In-vitro-Studien zeigen eine weitere signifikante Steigerung der Transluzenz der neuen Zirkonoxidgenerationen. Diese geht jedoch auch mit einer erniedrigten Biegefestigkeit einher [68]. Für 5Y-TZP-Zirkoniumoxid, werden Biegefestigkeits- und Transluzenzwerte zwischen denen von 3Y-TZP und Lithiumdisilikatkeramik angegeben. Zudem sind sowohl die Kurzzeit- als auch die Langzeitverbundeigenschaften von 5Y-TZP und 3Y-TZP dem von Lithiumdisilikat ähnlich. Auch zeigte oberflächenpoliertes monolithisches 5Y-TZP keinen messbaren Materialverschleiß, und der Schmelzantagonistenverschleiß war mit den anderen getesteten Materialien vergleichbar [67, 68]. Für einen optimalen Schutz des Antagonisten im klinischen Alltag scheint eine sorgfältige Politur der Oberflächen von grundlegender Bedeutung. Dies ist insbesondere auch nach der Eingliederung der Restauration zu beachten, falls intraorale Einschleifmaßnahmen zur Feinadjustierung der Okklusion erforderlich werden.

Die kontinuierliche Weiterentwicklung des Werkstoffs Zirkonoxid hinsichtlich Transluzenz, Farbgebung und mechanischen Eigenschaften hat seinen vielseitigen Einsatz im

prothetischen Bereich ermöglicht. Ebenso gab es Fortschritte im Bereich der CAD/CAM-basierten Fertigungsmöglichkeiten mit der Möglichkeit beispielsweise die farbspezifische Positionierung des Zahnersatzes oder auch detailgetreue Umsetzung von Oberflächencharakteristika zu realisieren [69, 70]. Ästhetische monolithische Restaurationen aus Zirkonoxid können hierdurch kosteneffizient hergestellt werden mit einer minimierten Nachbearbeitungsnotwendigkeit aufgrund der Möglichkeit der Erfassung der Dynamik des Patienten und Übertragung auf die Kauflächengestaltung.

Das Fügen von Zirkonoxidkeramik mittels spezieller Keramiklote ermöglicht es dem Zahntechniker bzw. -arzt zudem mechanisch und thermisch stabile Verbindungen herzustellen, vergleichbar zu Glas- und Keramiklötungen im Bereich der Industrie. Getrennte und anschließend gefügte Brückengerüste zeigten keinen negativen Einfluss auf die Bruchfestigkeit [Originalarbeit 4.1.8]. Eine thermische Behandlung verbesserte sogar die Gesamtstabilität der Restaurationen [Originalarbeit 4.1.8]. Diese Untersuchungen erfolgten allerdings ohne Alterungssimulation der gefügten Brückengerüste. Um Aussagen zur Langzeitstabilität dieser Verbindungen machen zu können, sind Studien zur Alterungsbeständigkeit sowie auch klinische Untersuchungen notwendig. Der Einsatz von Keramikloten beschränkt sich nicht nur auf die Reparatur von Brückengerüsten. Weitere mögliche Anwendungsbereiche könnten beispielsweise horizontale oder vertikale Erweiterungen von Gerüsten und Optimierungen von Abutments darstellen [71-73]. Insbesondere Gerüste mit großen partiellen Dimensionsunterschieden, wie dies bei (bedingt) herausnehmbaren Versorgungsfällen der Fall ist, können Spannungen verursachen. Herkömmliche Lösungsmöglichkeiten kompensieren durch die Passive-Fit-Technik mittels Mesostrukturen wie Galvanokappen die Passungenauigkeit über den Klebespalt. Das für Aluminiumoxidkeramik beschriebene Lasern [74] ist bei Zirkonoxid aufgrund des Transformationsverhalten nicht möglich [75]. Auch scheiden adhäsive Strategien aufgrund der hohen Belastungen und der hydrolytischen Degradation aus. Das Fügen über spezielle Keramiklote wäre auch hier eine denkbare Lösungsmöglichkeit. Weitere Indikationen könnten sich bei Fräsgeräten mit eingeschränkter Blankgröße ergeben, bei denen durch Kombination mehrerer Segmente hochstabile Gerüststrukturen realisiert werden können. Aufgrund der erhöhten Arbeitstemperatur des Lotes wäre eine spätere keramische Verblendung möglich.

### *Digitale Totalprothesenherstellung*

Im Bereich der digitalgestützten Totalprothesenversorgung wurden in den letzten Jahren bedeutende Fortschritte erzielt [76, 77]. Neben dem vorgestellten semidigitalen Herstellungsverfahren (digitale Konstruktion, Fräsen der Wachsprothesenbasis, konventionelle Endfertigung) [Originalarbeit 4.1.10], gibt es inzwischen eine Reihe an volldigitalen CAD/CAM-Prothesensystemen auf dem Markt. Auch für das beschriebene System wird nunmehr die Möglichkeit der digitalen Endfertigung angeboten [78]. Mit dem Fräsen der Prothesen aus einer PMMA-Ronde wird die Polymersationsschrumpfung umgangen, welche die Passung negativ beeinflussen kann. In eigenen Untersuchungen war festzustellen, dass mit Hilfe der Injektionstechnik fertiggestellte Prothesen beim Vergleich mit dem Ausgangsdatensatz Abweichungen im Bereich der Zähne und der distalen Bereiche der Prothesenbasen aufwiesen, welche wesentlich höher ausfielen, als bei den gefrästen Wachsbasen. Bei Überlagerung der Datensätze zeigten sich für die konventionellen Totalprothesen maximale Abweichungen von 0,80 mm bis 1,20 mm vom Ausgangsdatensatz. Für die gefrästen Wachsprothesen waren im Bereich der Zähne Werte von maximal 0,64 mm sowie im Bereich der Prothesenbasen von 0,30 mm bis 0,40 mm zu verzeichnen [Originalarbeit 4.1.11]. Demgegenüber zeigen aktuelle Untersuchungen zur Genauigkeit volldigitaler Totalprothesen bedeutend geringere Abweichungen und daher eine wesentlich bessere Passung [76]. Die digitale Endfertigung führte abhängig vom verwendeten System zu mittleren Abweichungen von 0,058 mm bis 0,086 mm gegenüber der konventionellen Fertigstellung mit einer mittleren Abweichung von 0,105 mm zum Meistermodell [76]. Ein Vergleich der in beiden Studien gemessenen Werte ist allerdings nur eingeschränkt möglich. Dies liegt einerseits daran, dass die konventionelle Fertigstellung auf unterschiedliche Weise erfolgte: Im Rahmen der eigenen Untersuchung kam die Injektionstechnik zur Anwendung, welche hinsichtlich der Polymersationsschrumpfung die besten Ergebnisse zeigte [79, 80]. In der aktuellen Studie wurde dagegen das Stopf-Press-Verfahren angewandt. Zudem könnte das im Rahmen der eigenen Untersuchung erfolgte Einsetzen der Prothesenzähne in die Zahnfächer Verzüge induziert haben. Auch erfolgte hier der Vergleich mit dem STL-Ausgangsdatensatz. Die Meistermodelle, auf denen die Prothesen hergestellt wurden, waren dagegen mit Hilfe von Silikonüberabformungen vom Ursprungsmodell der vorausgegangenen klinischen Untersuchung gefertigt. Dieser Umstand implizierte daher bereits eine Genauigkeitsabweichung. Nichtsdestotrotz ist aufgrund der grösseren Genauigkeit volldigital gefertigter Prothesen ein besserer Halt der Prothesen erzielbar sowie eine reduzierte Häufigkeit von Druckstellen [76, 81]. Gefräste Prothesenbasen zeigen auch bezüglich ihrer Homogenität sowie ihres Restmonomergehaltes einen deutlichen Vorteil im Vergleich zu konventionell fertig gestellten Prothesen [82, 83]. Ferner sind sie hinsichtlich ihrer Härte und

Rauigkeit überlegen [84]. Das semidigitale Verfahren nimmt hinsichtlich dieser Aspekte eine Mittelstellung ein. Die Schrumpfung ist im Vergleich zur rein konventionellen Fertigung deutlich reduziert [Originalarbeit 4.1.11], womit eine bessere Passung bzw. auch Saugwirkung erreicht werden kann. Die Möglichkeit, die Schichtstärke der Prothesenbasen optimal zu gestalten, minimiert ferner Abweichungen in den Kontaktbeziehungen der Zähne, die durch die Polymerisationsschrumpfung bedingt sind. So wird ebenfalls eine dichtere Anlagerung an die Schleimhaut erreicht [34-36]. Die Sitzungszahl bei der semidigitalen Versorgung ist zwar nicht reduziert; die laborseitige Herstellungszeit ist dagegen deutlich verkürzt. Volldigitale Systeme ermöglichen demgegenüber eine Totalprothesenherstellung bereits in zwei Terminen. Allerdings ist der Aufwand innerhalb der Behandlungssitzungen entsprechend höher. Bereits in der ersten Sitzung ist der Workflow bis zur Bissnahme erforderlich. Sind Änderungen bei der Einprobe der Prothesen nötig, ist dies mit einem deutlichen Mehr- und Kostenaufwand verbunden, zumal die Prothesen nicht direkt nachbearbeitbar sind. Wird von der Möglichkeit einer Wachseinprobe Gebrauch gemacht, welche meist mit gefrästen einfarbigen Monoblockprothesen erfolgt, fallen zusätzliche Behandlungskosten und ein weiterer Termin an. Auch ist zu beachten, dass die Systeme, welche eine Patientenversorgung innerhalb zweier Sitzungen anbieten, gewisse Fehlerquellen aufgrund der eingeschränkten Registrierung der Okklusionsebene sowie der Lage des Oberkiefers zum Schädel mittels Gesichtsbogenübertragung bergen. Auch sind ihnen bezüglich der Ästhetik wie der idealen Lippenfülle und Frontzahnstellung Grenzen gesetzt [85]. Es existiert inzwischen eine Fülle an Systemen mit unterschiedlichen Konzepten auf dem Markt. Je nach Erfordernissen bzw. gewünschten Features kann das entsprechende System ausgewählt werden.

Anstelle der Fertigung mit klassischen Prothesenzähnen, wird bei einigen Systemen auch die Möglichkeit angeboten, den Zahnkranz zu fräsen und anschließend mit der Prothesenbasis adhäsiv zu verbinden [86]. Neben der Arbeitserleichterung ist mit einer höheren Genauigkeit und Stabilität der auf diese Weise hergestellten Prothesen zu rechnen. Abgesehen von den subtraktiven Methoden ist auch eine additive Herstellung von Totalprothesen denkbar. Geeignete Materialien für die additive Fertigung sollten dabei ähnlich gute Eigenschaften aufweisen wie die für die subtraktive Herstellung angewendeten Materialien auf PMMA-Basis. Für die Prothesenbasis gibt es bereits Materialien, welche als Medizinprodukt der Klasse II für diese Indikation zugelassen sind. Materialien für das Drucken des Zahnkranzes sind allerdings nur beschränkt verfügbar bzw. noch nicht marktreif. Sie setzen die Grenzen für den 3D-Druck, insbesondere auch bezüglich der Ästhetik. Daher ist derzeit die Kombination einer gedruckten Prothesenbasis mit einem gefrästen Zahnkranz aus einem Multilayer-Blank möglich [86].

Mithilfe der aktuellen Entwicklungen auf dem Gebiet des dynamischen Gesichtsscans könnten ferner digitale Lösungen im Rahmen der virtuellen Wachseinprobe geboten werden. Hierbei könnten neben der Ästhetik auch funktionelle Aspekte evaluiert werden, wie die Überprüfung der horizontalen und vertikalen Kieferrelation sowie der Phonetik [87, 88]. Bisher wird bei allen am Markt erhältlichen CAD/CAM-basierten Totalprothesensystemen mit analogen Funktionsabformungen gearbeitet. Interessant ist die Frage, ob die digitale intraorale 3-D-Erfassung diese ablösen könnte. Zu dieser Thematik gibt es bereits einige Forschungsarbeiten mit aussichtsreichen Ergebnissen [89-91].

Die bisher erreichte Digitalisierung im Bereich der Totalprothetik bringt zahlreiche Vorteile mit sich [92]. Sie erlaubt aufgrund der einhergehenden Standardisierung eine Vereinfachung im Bereich der Forschung [81]. Bei Anwendung von volldigitalen Systemen kommt die reduzierte Sitzungszahl insbesondere Patienten mit eingeschränkter Mobilität zugute [93]. Erneuerungsbedürftige Prothesen können schnell dupliziert werden mit der Möglichkeit, notwendige Verbesserungen im Sinne von Unterfütterungen oder Reparaturen bzw. Umarbeitungen voranzustellen. Dies erleichtert vor allem älteren Patienten die Adaptation an den neuen Zahnersatz. Der Einsatz der digitalen Technik könnte in Zukunft auch vielversprechend in Ländern sein, in denen aufgrund von Armut und/oder fehlender flächendeckender zahnmedizinischer Versorgung kostengünstige sowie einfache Lösungen benötigt werden. Ebenso herrscht auch in unserer Gesellschaft im Bereich der Alterszahnmedizin eine große Nachfrage nach bezahlbaren Versorgungen. Ein funktionell insuffizienter Zahnersatz kann zu einem einseitigen Ernährungsverhalten führen und damit eine Mangelernährung begünstigen, insbesondere wenn die Kaukräfte nachlassen. Neben all den positiven Punkten, welche für die Implementierung der digitalen Technologie in der Totalprothetik sprechen, ist allerdings zu bedenken, dass die Realisierung digital hergestellter Prothesen gegenwärtig noch die Kosten einer konventionellen Herstellung übersteigt. Neben den hohen Anschaffungskosten für die CAD/CAM-Software, -Geräte und Materialien ist der Aufwand mit einzukalkulieren, der durch die langen Bearbeitungszeiten entsteht. In der Zukunft kann jedoch von einer Kostenreduktion ausgegangen werden, von der der Patient neben den bereits aufgeführten methodischen Vorteilen erheblich profitiert.

#### *Prüfmethodik*

Restaurationsmaterialien sind in der Mundhöhle komplexen mechanischen, physikalischen und chemischen Beanspruchungen ausgesetzt. Diese sind nicht gleichbleibend, sondern ändern sich stets aufgrund von Temperatur- und pH-Wert-Schwankungen sowie der erheblichen biomechanischen Kräfte, welche sowohl beim Kauvorgang als auch bei

eventuellem nächtlichem Bruxismus auftreten können. Diese soweit als möglich zu imitieren, stellt eine Herausforderung für In-vitro-Untersuchungen dar. Zudem weichen die gewonnenen Untersuchungsergebnisse oft voneinander ab, da die Prüfaufbauten stark differieren. Bei Verschleißstudien beispielsweise werden überwiegend flache Prüfkörper eingesetzt. Allerdings zeigten diese im Rahmen der Untersuchung zum Verschleißverhalten von Polymerprüfkörpern beim Vergleich zu realgeometrischen Proben (in diesem Fall Kronen) höhere Abriebswerte [Originalarbeit 4.1.5]. Analoge Resultate wurden auch für keramische Prüfkörper festgestellt [94]. Neben der Prüfkörpergeometrie übte auch die Art der Lastapplikation einen entscheidenden Einfluss auf die Verschleißergebnisse aus. Eine horizontale Belastung, bei der der Stempel zusätzlich eine gewisse Strecke (in dem Fall 0,7 mm) über den Prüfkörper gleitet, führte im Gegensatz zu einer rein axialen Kraftapplikation größtenteils zu wesentlich höheren Abriebswerten [Originalarbeit 4.1.5]. Nach Heintze et al. sollte der Prüfaufbau eine solche laterale Bewegungskomponente beinhalten, um die Ermüdungs- bzw. Dauerfestigkeit der Materialien zu untersuchen [95]. Für ein spezifisches kompositbasiertes Material beispielsweise war unter Anwendung dieser zusätzlichen Horizontalbewegung ein um den Faktor 8,5 höherer Wert mit der Ivoclar-Methode festzustellen [95]. Im Rahmen einer klinischen Studie zur Abrasionsbeständigkeit verschiedener Kompositmaterialien war beim anschließenden Vergleich mit diversen sich in den Prüfaufbauten unterscheidenden In-vitro-Studien lediglich eine einzige Korrelation bezüglich der Abrasionsergebnisse zu finden. Hierbei handelte es sich um ein Protokoll mit der Simulation einer Mikroermüdungsbelastung im Sinne einer Kraftapplikation mit horizontaler Komponente sowie Schmelzantagonisten analog zur eigenen Untersuchung [Originalarbeit 4.1.5]. Variationen bezüglich der anatomischen Form der Prüfkörper bzw. der Zahnrestorationen beeinflussten auch hier, analog zu eigenen Untersuchungen, die Verschleißanfälligkeit einer Restauration [95, 96]. Eine hohe Variabilität der Verschleißergebnisse war ferner in einer Splitmouth-Studie zu beobachten. Das klinische Verschleißverhalten wurde in einem bedeutenden Maße von der Testperson beeinflusst [96]. Dennoch stellen klinische Langzeit-Studien grundsätzlich immer die wichtigste Grundlage zur Beurteilung neuartiger Materialien dar. Oft sind sie allerdings aufgrund des hohen finanziellen Aufwandes in ihrem Umfang begrenzt. Die Ergebnisse sind zudem nur bei einer ausreichenden Anzahl an Probanden sowie bei ähnlichen Ausgangsbefunden aussagekräftig. Weiterhin ist der Zeitrahmen einer aussagekräftigen klinischen Studie erheblich. In-vitro-Untersuchungen ermöglichen dagegen mit geringerem finanziellem und zeitlichem Aufwand unter standardisierten Bedingungen, wenn auch in begrenztem Maße, das Verhalten von Restaurationmaterialien im klinischen Einsatz vorherzusagen. Sie stellen eine Möglichkeit dar, neue Werkstoffe im Zeitraffer zu

prüfen mit dem Vorteil der reproduzierbaren Untersuchungsbedingungen. Allerdings ist auch zu bedenken, dass dentale Versorgungen den individuellen oralen Gegebenheiten angepasst werden müssen und deswegen eine große Varianz bezüglich der anatomischen Gestaltung von Restaurationen besteht, die eine Übertragung der Ergebnisse auf die intraorale Situation nicht erlauben. Dies ist auch insbesondere bei Verschleißstudien zu berücksichtigen. Ferner ist festzuhalten, dass der Verschleiß von Zahnschmelz bei In-vitro-Studien höher ausfällt als in der Mundhöhle, da die protektiven Eigenschaften des Speichels, wie die Neutralisierung des pH-Wertes und die Pellikel-Bildung, nicht imitiert werden [34, 60]. Folglich können In-vitro-Untersuchungen hinsichtlich des klinischen Verschleißes lediglich Tendenzen und Prognosen geben [97, 98].

### *Prüfmodelle*

Die physiologische Beweglichkeit eines natürlichen Zahnes folgt einem komplexen Bewegungsschema und beträgt bei einer Belastung von 2 bis 5 N, welche den initialen bzw. desmondontalen Zahnbeweglichkeitsbereich darstellt, 50 bis 100  $\mu\text{m}$ . Bei einer weiteren Zunahme der Belastung tritt durch den Kontakt des Zahnes mit der Alveole in einem fließenden Übergang eine elastische Verformung von Zahn und Kieferknochen auf (sekundäre Zahnbeweglichkeitsbereich infolge von Verformung). Aufgrund dieses komplexen insbesondere auch von der Zahngruppe bzw. -morphologie abhängigen Bewegungsschemas, gibt es zwischen einem Zahn und einem Implantat bzw. einem starr gelagerten Pfeiler, wesentliche Unterschiede. Der natürliche Zahn vermag bei Krafteinwirkung mit einer Auslenkung zu reagieren und der Kraft dadurch bis zu einem gewissen Grad auszuweichen. Insbesondere bei Brückenversorgungen spielt die Zahnbeweglichkeit bezüglich der gemessenen Festigkeitswerte eine große Rolle. Bereits bei einer rein vertikalen Lastapplikation ohne Simulation der Zahnbeweglichkeit zeigen sich Spannungskonzentrationen vorrangig im Brückenzwischengliedbereich, welcher die Prädilektionsstelle für das Versagen einer Restauration darstellt [Originalarbeit 4.2.3]. Bei Applikation exzentrischer Kräfte, die intraoral naturgemäß aufgrund der statischen und dynamischen Okklusionskontakte auftreten, sowie bei einer Lockerung der Pfeiler werden zusätzliche Spannungen innerhalb der Restauration verursacht (Scher-, Druck- und Zugspannungen). Im Rahmen von In-vitro-Bruchlastprüfungen erfolgt zumeist eine senkrecht zur Kaufläche gerichtete Kraftapplikation. Wird zudem eine rigide Lagerung in Form eines starren Prüfmodells gewählt, findet keine Berücksichtigung oben genannter Freiheitsgrade statt. Eine unverhältnismäßige Versteifung der Restauration ist die Folge, welche zu erhöhten Festigkeitswerten führt [99-103]. Das Pfeiler- bzw. Sockelmaterial allein übt bereits einen



signifikanten Einfluss auf die Höhe der Bruchlastwerte aus. Hierbei ist auch das Restaurationsmaterial in Abhängigkeit vom Stumpfmaterial von Relevanz [Originalarbeit 4.2.2]. Im Rahmen der eigenen Forschungsarbeit zeigten Restaurationsmaterialien mit einem hohen E-Modul (Zirkonoxid) auf Stümpfen mit einem hohen E-Modul (Metallstümpfe) sowie Brückenmaterialien mit niedrigem E-Modul (PMMA) auf Stümpfen mit niedrigem E-Modul (PMMA) die jeweils höchsten Bruchlastwerte. Eine FEM-Analyse zu inlayretinierten Zirkonoxidbrücken kam zu dem Ergebnis, dass diese bei Anwendung von Metallstümpfen (unter Simulation des periodontalen Ligamentes) die kliniknahesten Ergebnisse zeigten. Da die ersten Hauptspannungen an den Brückenankern und den Verbindern durch Variation der Steifigkeit der Stümpfe unterschiedlich beeinflusst wurden, wird allerdings davon abgeraten, die Ergebnisse auf Restaurationen mit abweichenden Geometrien sowie Untersuchungsbedingungen zu übertragen [104]. Die aufgeführten Ergebnisse bezüglich des Einflusses des Stumpfmaterials auf die Bruchlast sind vor allem auch im Hinblick auf die zunehmend in der zahnärztlichen Prothetik angewandten polymerbasierten Materialien von Bedeutung. Diese weisen im Allgemeinen bedeutend niedrigere E-Module als keramik- und metallbasierte Materialien auf. Daher ist für diese Materialien ein entsprechend geeigneter Prüfaufbau neben sich anschließenden klinischen Studien zur Verifizierung unerlässlich.

Neben dem Stumpfmaterial ist die Simulation der natürlichen Pfeilerbeweglichkeit bzw. -resilienz zur Erzielung kliniknaher Ergebnisse von Bedeutung. Eine starre Abstützung (ohne parodontale Nachgiebigkeit) führte in oben aufgeführter FEM-Untersuchung zu einer vermuteten Überschätzung der Bruchfestigkeit um den Faktor 1,50 bis 1,95 [104]. In Laborversuchen werden die meist metallenen Zahnstümpfe mit einem flexiblen Überzug (Schrumpfschlauch oder Lack) versehen und in einen PMMA-Block eingebettet [102, 103]. Diese Modelle lassen eine gewisse Zahnbeweglichkeit zu. Allerdings ist die Schichtdicke nicht exakt definiert und die Zahnbeweglichkeit nicht veränderbar. Zudem wird im strengen Sinne nicht die physiologische Zahnbeweglichkeitskurve imitiert. Das im Rahmen dieser Habilitationsarbeit entwickelte Beweglichkeitsmodell erlaubt es dagegen mit Hilfe speziell abgeschrägter Abdeckplatten und Silikondichtungen sowie verschiedenen Stumpfformen mit jeweils definierten Rotationszentren, standardisiert den Einfluss der physiologischen Zahnbeweglichkeit bzw. auch erhöhte Lockerungsgrade (vier definierte Beweglichkeitsstufen) eines Pfeilers oder beider Pfeiler auf die Bruchlast von Brücken zu untersuchen [Originalarbeit 4.2.4]. Hierbei ist auch eine Variation hinsichtlich des Stumpfmaterials in Abhängigkeit des zu untersuchenden Restaurationsmaterials möglich. Weiterführende Untersuchungen unter Anwendung dieses Prüfaufbaus beispielsweise in Bezug auf den Einfluss der

Verbindergeometrie, des Präparationsdesigns etc. erlauben eine standardisierte Prüfung festsitzender Restaurationen und somit eine Vergleichbarkeit von Studienergebnissen.

## 4. Eigene Arbeiten

### 4.1.1 Originalarbeit: Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk B. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. J Prosthet Dent 2016;115(3):321-328.e2. Impact: 1.753

#### Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Studie war es, den Einfluss diverser Alterungsprotokolle und -zeiten auf die Rauigkeit, Löslichkeit, Wasseraufnahme, Martenshärte (HM) und auf das Eindringmodul (EIT) verschiedener CAD/CAM-Polymere zu untersuchen.

Material und Methode: 40 standardisierte Prüfkörper wurden aus den folgenden Materialien gefertigt: (a) PEEK: Dentokeep (DK), (b) Hybridmaterial: VITA Enamic (EN), (c) Kunststoffe: LAVA Ultimate (LU) und (d) ein experimenteller CAD/CAM-Nanohybridkunststoff (EX), € Polymethylmethacrylat (PMMA)-basiert: VITA CAD-Temp (CT), (f) Telio CAD (TC), (g) artBloc Temp (AT) und (h) ZENOTEC ProFix (ZP). Als Kontrollgruppe (i) diente Protemp 4 (CG), ein nanogefülltes Komposit auf Bisacrylat-Basis, welches als Langzeitprovisoriumsmaterial zugelassen ist. Die Prüfkörper wurden in Natriumchlorid, künstlichem Speichel, physiologischem Speichel und in destilliertem Wasser bei 37°C für 1, 7, 14, 28, 90 und 180 Tage gelagert. Die Rauigkeit, Wasseraufnahme, HM und EIT wurden im Anschluss an jede Lagerungsperiode untersucht. Die Löslichkeit hingegen wurde erst nach 180 Tagen bestimmt. Die Analyse der Daten erfolgte mittels drei-, zwei-, und einfaktorieller Varianzanalyse und post-hoc Scheffé-Test ( $\alpha = 0,05$ ).

Ergebnisse: Das Lagerungsmedium hatte weder einen Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit noch auf die Wasseraufnahme. Den signifikant größten Einfluss auf die Löslichkeit zeigte der physiologische Speichel, gefolgt von künstlichem Speichel, Natriumchlorid und destilliertem Wasser. Die Wasseraufnahme wies einen signifikanten Anstieg mit zunehmender Lagerungsdauer auf. PEEK zeigte die geringsten Werte hinsichtlich Löslichkeit und Wasseraufnahme. Die höchste Löslichkeit wies die Kontrollgruppe CG auf, die höchste Wasseraufnahme der CAD/CAM-Kunststoff LU. Die niedrigsten HM und EIT-Werte waren für das PMMA-basierte TC, ZP, CG und AT zu beobachten, gefolgt von CT und PEEK. Die höchsten Werte zeigten das Hybridmaterial EN, gefolgt von LU und EX.

Schlussfolgerung: Die Härteparameter von PEEK sind vergleichbar mit denen der PMMA-basierten Materialien.

**Quelle Originalarbeit:**

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26548869>

**4.1.2 Originalarbeit: Wimmer T, Ender A, Roos M, Stawarczyk B. Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. J Prosthet Dent 2013;110(4):288-295. Impact: 1.419**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war es, den Einfluss des Verbinderquerschnittes auf die Bruchlast dreigliedriger CAD/CAM-Brücken zu untersuchen und diese mit konventionell hergestellten Brücken zu vergleichen.

Material und Methoden: Formkongruente dreigliedrige Brücken mit Verbinderquerschnitten von 6, 9, 12, und 16 mm<sup>2</sup> (N=240, n=15 je Material und je Verbinderquerschnitt) wurden aus den folgenden CAD/CAM-Materialien hergestellt: (a) artBloc Temp (AT), (b) TelioCAD (TC), (c) CAD-Temp (CT) u€(e) einem konventionellem Kunststoff CronMix K (CMK) als Kontrollgruppe. Die Bruchlast wurde untersucht und die Daten wurden mittels zweifaktorieller Varianzanalyse, Scheffé post-hoc-Test und Weibull-Analyse ausgewertet (p=0,05).

Ergebnisse: CMK zeigte die signifikant niedrigsten Werte für alle Verbinderstärken, gefolgt von CT mit Ausnahme des 12 mm<sup>2</sup>-Verbinderquerschnittes (p<0,001). Die CAD/CAM-Brücken zeigten einen signifikanten Anstieg der Bruchlast mit Zunahme des Verbinderquerschnittes (p<0,001). Auch die konventionell hergestellten Brücken wiesen einen Anstieg der Bruchlastwerte mit Zunahme der Verbinderstärke auf, allerdings nur bis zu einem Verbinderquerschnitt von 12 mm<sup>2</sup>. Der Formparameter (Weibull-Modul) stieg bei TC mit zunehmendem Verbinderquerschnitt. Die anderen Materialien zeigten diesbezüglich keine Tendenzen. In den 12 mm<sup>2</sup>-Gruppen zeigte AT den höchsten Formparameter (19,1), in den 16 mm<sup>2</sup>-Gruppen dagegen TC (17,0). Bei den CMK-Brücken mit einem Querschnitt von 16 mm<sup>2</sup> betrug der Formparameter im Vergleich zu den anderen drei Verbinderquerschnitten knapp die Hälfte (6,4).

Schlussfolgerungen: CAD/CAM-gefertigte Kunststoffbrücken weisen signifikant höhere Bruchlastwerte auf als konventionell hergestellte Brücken und zeigen einen signifikanten Anstieg der Bruchlast mit zunehmendem Verbinderquerschnitt.

**Quelle Originalarbeit:**

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24079564>

**4.1.3 Originalarbeit: Keul C, Martin A, Wimmer T, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Tensile bond strength of PMMA- and composite-based CAD/CAM materials to luting cements after different conditioning methods. International Journal of Adhesion & Adhesives 2013;46:122–127. Impact: 2.21**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war es, den Verbund zwischen einer neuen Generation polymerbasierter CAD/CAM-Kunststoffe und zwei verschiedenen Befestigungskunststoffen nach Anwendung verschiedener Konditionierungsmethoden zu untersuchen.

Material und Methoden: Es wurden Prüfkörper aus zwei verschiedenen CAD/CAM-Kunststoffen (PMMA: artBloc Temp und exp. Nanohybridkomposit) hergestellt (N=600, n=15 pro Testgruppe). Die Prüfkörper wurden wie folgt konditioniert: (a) MH: Monobond Plus/Heliobond, (b) VL: Visio.link, (c) AM: Ambarino P60, (d) VP: VP Con€t, (e) CG: Kontrollgruppe ohne Konditionierung und mit konventionellem (Variolink II) oder selbstadhäsivem Befestigungsmaterial (Clearfil SA Cement) befestigt. Es wurden zwei Arten der Lagerung durchgeführt: 24 h Lagerung in Wasser (37° C) und zusätzlich Thermolastwechsel mit 5.000 Zyklen (5/55 °C). Die Zugfestigkeit wurde gemessen und der Bruchmodus (adhäsiv, gemischt, kohäsiv) bestimmt. Die Daten wurden mittels vier- und einfaktorieller Varianzanalyse, dem post-hoc Scheffé-Test, dem t-Test und dem Chi<sup>2</sup>-Test (alpha = p = 0,05) ausgewertet.

Ergebnisse: Für beide CAD/CAM-Kunststoffe war unabhängig vom Befestigungsmaterial für die nicht konditionierten und die AM-Gruppen kein Verbund oder sehr niedrige Verbundfestigkeiten zu verzeichnen. Die Konditionierung mit MH, VL und VP zeigte einen signifikanten Anstieg der Zugfestigkeitswerte. Generell war festzustellen, dass bei Befestigung auf dem exp. Nanohybridkomposit signifikant höhere Werte erzielt wurden als auf dem PMMA-basiertem Material. Variolink II zeigte höhere Zugfestigkeitswerte in Kombination mit artBloc Temp. Nach Vorbehandlung mit MH und VL wurden vorwiegend kohäsive Bruchmuster im Befestigungsmaterial beobachtet. Alle anderen Gruppen zeigten ein adhäsives Bruchmuster. Die Alterung hatte keinen Einfluss auf die Zugfestigkeitswerte.

Schlussfolgerungen: Die Verbundeigenschaften der CAD/CAM-Kunststoffe sind abhängig von der gezielten Auswahl der Konditionierungsmethode und des Befestigungskunststoffes.

Kunststoffbasierte Materialien zeigen im Vergleich zu PMMA-basierten Materialien höhere Verbundfestigkeiten zum Befestigungskunststoff.

**Quelle Originalarbeit:**

<https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2013.06.003>

**4.1.4 Originalarbeit: Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load bearing capacity and failure types. Dent Mater J 2015;34:7-12 (Impact: 0.968)**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war es, den Einfluss verschiedener Herstellungsmethoden von dreigliedrigen PEEK-Brücken (PEEK/C) auf die Bruchlast zu untersuchen.

Material und Methode: 45 formkongruente dreigliedrige Brücken wurden entsprechend folgender Verarbeitungsart angefertigt: (a) Fräsung mittels CAD/CAM-Technik aus einem industriell gefertigten PEEK/C-Rohling, (b) Pressen aus industriell hergestellten PEEK/C-Pellets, (c) Pressen aus PEEK/C-Granulat. Die Bruchlast wurde gemessen und es erfolgte die statistische Auswertung der Daten mittels einfaktorieller Varianzanalyse, post-hoc Scheffé-Test und Weibull-Statistik ( $p < 0,05$ ).

Ergebnisse: Die CAD/CAM-gefertigten Brücken (2354 N) zeigten eine höhere mittlere Bruchlast als die aus PEEK/C-Granulat gepressten Brücken (1738 N) ( $p < 0,001$ ). Die gefrästen Brücken sowie die aus PEEK/C-Pellets gepressten Brücken wiesen spontane Frakturen im Bereich des Zwischengliedes auf ohne Verformung der Brücken. Demgegenüber zeigten die aus Granulat gepressten Brücken eine plastische Verformung ohne zu brechen. CAD/CAM-gefertigte sowie aus Pellets gepresste Brücken zeigten höhere Weibull-Modul-Werte als die aus Granulat gepressten Brücken.

Schlussfolgerung: Ein industrielles Vorpresen des Granulates zu Rohlingen (CAD/CAM-Rohling, Pellets) erhöht die Festigkeit und Zuverlässigkeit des Materials.

**Quelle Originalarbeit:**

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25311236>



**4.1.5 Originalarbeit: Wimmer T, Huffmann AMS, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Two-body wear rate of PEEK, resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. Dent Mater 2016;32(6):e127-136. (Impact: 3.769)**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war es, den Zwei-Körper-Abrieb dreier CAD/CAM-Polymermaterialien sowie den Einfluss der Prüfkörpergeometrie, des Antagonistenmaterials und des Testaufbaus zu untersuchen und miteinander zu vergleichen.

Material und Methoden: Drei CAD/CAM-Polymermaterialien wurden untersucht: (a) ein thermoplastisches Polyetheretherketon (PEEK), (b) ein experimenteller CAD/CAM-Nanohybridkunststoff (COMP) und (c) ein PMMA-basiertes Material (PMMA). Aus jedem Material wurden kronenförmige und flache Prüfkörper hergestellt. Die Prüfkörper wurden einer Kausimulation mit Thermolastwechsel (50 N, 5°C/55°C; 600.000 Kauzyklen) unterzogen. Hierbei dienten Prüfkörper aus menschlichem Schmelz sowie Nichtedelmetall als Antagonisten. Die Hälfte der Prüfkörper jeder Gruppe wurde mit einer Horizontalbewegung von 0,7 mm belastet, die andere Hälfte erfuhr keine zusätzliche Horizontalbelastung. Es wurden 24 verschiedene Testaufbauten geprüft (n=12). Das Abrasionsverhalten der Restaurationsmaterialien und der Antagonisten wurde mit einem 3D-Matching-Verfahren untersucht. Die Topographie aller Oberflächen wurde rasterelektronenmikroskopisch (REM) untersucht. Die Auswertung der Daten erfolgte mittels vier- und einfaktorieller Varianzanalyse, dem post-hoc Scheffé-Test und dem t-Test ( $p < 0,05$ ).

Ergebnisse: Alle PEEK-Prüfkörper zeigten eine wesentlich höhere Verschleißbeständigkeit als die COMP- und PMMA-Prüfkörper, wenn sie horizontal belastet wurden. In den axial belasteten Gruppen war dies nur der Fall für die mit den Schmelzantagonisten getesteten flachen Prüfkörpern. Die kronenförmigen Prüfkörper dieser Gruppen zeigten niedrigere Abrasionswerte als die flachen. Die Anwendung der Horizontalbewegung führte meist zu einem wesentlich höheren Materialabrieb als die axiale Lastapplikation. Hinsichtlich der Antagonisten war weder ein Einfluss des CAD/CAM-Polymermaterials, noch des Antagonistenmaterials, der Krafteinwirkung oder der Prüfkörpergeometrie festzustellen.

Schlussfolgerungen: Bei horizontaler Lastapplikation ist die Verschleißbeständigkeit von PEEK höher als die von Kunststoff oder PMMA; allerdings zeigt PEEK ähnlich hohe Abriebswerte an den Antagonisten.

**Quelle Originalarbeit:**

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27033460>

**4.1.6 Originalarbeit: Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR. Polyetheretherketone – a suitable material for fixed dental prostheses? J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2013;101:1209-1216 (Impact: 2.328)**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war es, die Oberflächeneigenschaften von Polyetheretherketon (PEEK) zu untersuchen sowie die Verbundfestigkeit von PEEK zu zwei Verblendkompositen nach verschiedenen Konditionierungsmethoden. Zudem wurde die Bruchlast von dreigliedrigen PEEK-Brücken getestet.

Material und Methode: Es wurden 225 PEEK-Prüfkörper hergestellt, welche auf fünf Gruppen aufgeteilt wurden: (a) keine Vorbehandlung, (b) Ätzung mit 98%iger Schwefelsäure für 1 min; (c) Korundstrahlung für 10 s mit 50 µm bzw. (d) für 10 s mit 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> und (e) Silikatisierung mit Rocatec. Pro Vorbehandlungsgruppe wurden bei jeweils 15 Prüfkörpern der Kontaktwinkel sowie die Oberflächenrauigkeit bestimmt. Die restlichen Prüfkörper (n=30) jeder Vorbehandlungsgruppe wurden jeweils auf zwei Gruppen aufgeteilt für die Verblendung mit den Kompositen Gradia (GC Europe) oder mit Sinfony (3M ESPE). Es erfolgte die Messung der Scherfestigkeit und die anschließende Analyse der Bruchmodi. Zusätzlich wurden 15 dreigliedrige Brücken gefräst und diese auf ihre Bruchlast hin untersucht. Die Auswertung der Daten erfolgte mit Hilfe der einfaktoriellen Varianzanalyse, dem post-hoc Scheffé-Test, dem t-Test und der Weibull-Statistik (p<0,05).

Ergebnisse: Silikatisierte PEEK-Oberflächen wiesen die höchste Benetzbarkeit auf. Die höchsten Rauigkeitswerte und die niedrigsten Kontaktwinkel wurden bei der Korundstrahlung mit 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> und der Silikatisierung der PEEK-Oberflächen beobachtet. Demgegenüber zeigten die geätzten Gruppen die höchsten Scherfestigkeiten. Dreigliedrige PEEK-Brücken wiesen eine durchschnittliche Bruchlast von 1383 N auf; die plastische Verformung setzte bei ca. 1200 N ein.

Schlussfolgerung: PEEK-Gerüste sollten vor dem Verblenden mit 98%iger Schwefelsäure geätzt werden. Hierdurch könnte PEEK ein geeignetes Gerüstmaterial insbesondere im Seitenzahnbereich darstellen.

**Quelle Originalarbeit:**

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23564476>

**4.1.7 Originalarbeit: Stawarczyk B, Bähr N, Wimmer T, Beuer F, Eichberger M, Gernet W, Jahn D, Schmidlin PR. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. Clin Oral Investig 2014;18:163-170 (Impact: 2.352)**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war es, den Verbund zwischen PEEK und zwei selbstadhäsiven Befestigungskunststoffen nach Plasmavorbehandlung zu untersuchen.

Material und Methode: 864 scheibenförmige PEEK-Prüfkörper wurden hergestellt. Die Prüfkörper wurden randomisiert in zwei Gruppen mit jeweils 432 Prüfkörpern aufgeteilt. Bei der einen Hälfte erfolgte eine Plasmavorbehandlung; bei der anderen nicht. Die Prüfkörper wurden in vier Gruppen aufgeteilt (n=108/Gruppe): (a) visio.link (Bredent), (b) Signum PEEK Bond (Heraeus Kulzer), (c) Ambarino P60 (Creamed) und (d) Kontrollgruppe ohne Vorbehandlung. Die Hälfte an Prüfkörper jeder Gruppe (n=54) wurde mit RelyX Unicem Automix 2 (3M ESPE) und die andere Hälfte mit Clearfil SA (Kuraray) befestigt. Alle Prüfkörper wurden nachfolgend 24 h lang in in 37 °C warmen Wasser gelagert. Anschließend erfolgte die Aufteilung in drei Gruppen (n=18): (1) keine weitere Alterung, (2) Thermolastwechsel mit 5.000 Zyklen (5/55 °C), (3) Thermolastwechsel mit 10.000 Zyklen (5/55 °C). Die Scherfestigkeit wurde gemessen und der Bruchmodus (adhäsiv, gemischt, kohäsiv) bestimmt. Die Auswertung der Daten erfolgte mittels vier- und einfaktorieller Varianzanalyse und post-hoc Scheffé-Test (p<0,05).

Ergebnisse: Ohne einer Vorbehandlung mit einem Adhäsivsystem war kein Verbund zwischen PEEK und den Befestigungskunststoffen herzustellen. Dieses Ergebnis zeigte sich unabhängig davon, ob eine Plasmavorbehandlung stattgefunden hatte oder nicht. Ebenso war kein Verbund zwischen PEEK und dem Befestigungsmaterial nach der Vorbehandlung mit Ambarino P60 festzustellen. Demgegenüber führte die Anwendung von visio.link und Signum PEEK Bond zu Scherhaftfestigkeitswerten von 8 bis 15 MPa. Die Wahl des Befestigungskunststoffes hatte keinen Einfluss auf die Verbundfestigkeitswerte. Es wurden keine kohäsiven Bruchmuster beobachtet. Die Gruppen ohne Plasmavorbehandlung, welche mit visio.link oder Signum PEEK Bond vorbehandelt wurden, zeigten überwiegend gemischte Bruchmuster. Bei den Kontrollgruppen, den Gruppen mit Plasmavorbehandlung und allen Ambarino P60-Gruppen waren größtenteils adhäsive Bruchmuster zu beobachten.

Schlussfolgerung: Die Anwendung methylnmethacrylatbasierter Adhäsivsysteme ermöglicht einen Verbund zwischen PEEK und selbstadhäsiven Befestigungskunststoffen. Eine Plasmavorbehandlung hat keinen Einfluss auf die Verbundfestigkeit.

**Quelle Originalarbeit:**

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23504226>

**4.1.8 Originalarbeit: Wimmer T, Hostettler J, Beuer F, Stawarczyk B. Load- bearing capacity of soldered and subsequently veneered 4-unit zirconia FDPs. J Mech Behav Biomed Mater 2013;23:1-7. Impact: 3.048**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war, es den Einfluss des Fügens auf die Stabilität von viergliedrigen Zirkonoxidbrücken zu untersuchen und zu vergleichen.

Material und Methoden: 48 viergliedrige Brückengerüste aus Zirkonoxid wurden gefräst und im Zufallsverfahren auf folgende vier Gruppen aufgeteilt (n=12): (a) unbehandelte Gerüste als Kontrollgruppe, (b) thermische Behandlung der Gerüste, (c) im mesialen Zwischenglied durchtrennte und gefügte Gerüste, (d) im zentralen Verbinder durchtrennte und gefügte Gerüste. Alle Gerüste wurden konventionell mit Glaskeramik verblendet. Die Bestimmung der Bruchfestigkeit erfolgte für zwei Frakturarten: Chipping der Verblendkeramik und Gerüstfraktur. Die Analyse der Daten erfolgte mittels deskriptiver Statistiken, einfaktorieller Varianzanalyse, post-hoc Scheffé-Test und Weibullstatistik ( $p < 0,05$ ).

Ergebnisse: Die bis zum Chipping der Verblendkeramik erzielten Bruchfestigkeiten lagen in einem Wertebereich von 655 N bis 789 N. Zwischen den einzelnen Versuchsgruppen wurden keine signifikanten Unterschiede gefunden ( $p = 0,587$ ). Die mittlere gemessene Bruchfestigkeit hinsichtlich der Gerüstfrakturen erstreckte sich von 768 N bis 1261 N. Unbehandelte sowie im Verbinder gefügte Gerüste wiesen eine signifikant geringere mittlere Gesamtbruchfestigkeit auf im Vergleich zu den im Zwischenglied gefügten Gerüsten ( $p < 0,001$ ).

Schlussfolgerungen: Das Fügen getrennter Brückengerüste zeigt keinen negativen Einfluss auf die Bruchfestigkeit von viergliedrigen verblendeten Zirkonoxidbrücken.

**Quelle Originalarbeit:**

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29563442>

**4.1.9 Originalarbeit: Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four point flexural strength and two-body wear. J Mech Behav Biomed Mater 2015;59:128-138. Impact: 3.417**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war es, die mechanischen und optischen Eigenschaften von monolithischem Zirkonoxid in Vergleich zu konventionellem Zirkonoxid zu untersuchen.

Material und Methoden: Es wurden Prüfkörper aus folgenden Materialien hergestellt: monolithisches Zirkonoxid: (a) Zenostar (ZS), (b) DD BioZX2 hochtransluzent (DD), (c) Ceramill Zolid (CZ), (d) InCorisTZI (IC) sowie ein konventionelles Zirkonoxid: (e) CeramillZI (CZI). Das Kontrastverhältnis (N=75/n=15) wurde nach ISO 2471:2008 gemessen. Die Transluzenz (N=75/n=15) wurde mit einem Rasterelektronenmikroskop untersucht. Die Messung der Vierpunkt-Biegefestigkeit (N=225/n=15/Zirkonoxid und Alterung) erfolgte initial, nach Alterung im Autoklaven oder im Kausimulator (ISO 13356: 2008). Der 2-Körper-Abrieb der polierten bzw. glasierten monolithischen Zirkonoxidmaterialien sowie der verblendeten Prüfkörper als Kontrollgruppe (N=108/n=12) wurde im Kausimulator mit menschlichen Zähnen als Antagonisten bestimmt. Die Auswertung der Daten erfolgte mittels zwei- und einfaktorier Varianzanalyse, Kruskal-Wallis-H-Test, Mann-Whitney-U, Spearman Korrelationstest, Weibullstatistik und linearen gemischten Modellen ( $p < 0,05$ ).

Ergebnisse: Die niedrigsten Transluzenzwerte wurden für ZS und IC und CZ beobachtet. IC wies die größte Korngröße auf, gefolgt von DD und CZI. Die kleinste Korngröße wurde für ZS beobachtet, gefolgt von CZ. Es gab keine Korrelation zwischen der Korngröße und der Transluzenz. Die Alterung hatte keinen Einfluss auf die Biegefestigkeit. Alle nicht gealterten sowie alle im Autoklaven gealterten Prüfkörper zeigten geringere Biegefestigkeiten als die Kontrollgruppe CZI. Unter den im Kausimulator gealterten Gruppen zeigte ZS signifikant geringere Biegefestigkeiten als CZI. CZI wies eine geringere Abrasionsbeständigkeit (höheren Materialabrieb) sowie einen höheren Antagonistenabrieb auf als die polierten und glasierten monolithischen Gruppen. Die glasierten Prüfkörper zeigten einen höheren Material- und Antagonistenabrieb als die polierten Prüfkörper. Es bestand keine Korrelation zwischen der Rauigkeit und der Höhe des Abriebs.



Schlussfolgerungen: Monolithisches Zirkonoxid weist im Gegensatz zu konventionellem Zirkonoxid bessere ästhetische Eigenschaften auf. Konventionelles Zirkonoxid zeigt dagegen Vorzüge hinsichtlich seiner mechanischen Eigenschaften. Allerdings ist das Abrasionsverhalten der verblendeten konventionellen Zirkonoxidprüfkörper schlechter.

**Quelle Originalarbeit:**

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26751707>

**4.1.10 Originalarbeit: Wimmer T, Gallus K, Eichberger M, Stawarczyk B. Complete denture fabrication supported by CAD/CAM. J Prosthet Dent 2016;115(5):541-546. Impact: 1.753**

**Zusammenfassung**

Ziel: Die digital unterstützte Herstellung von Totalprothesen ermöglicht dem Zahntechniker, dem Zahnarzt sowie dem Patienten einfachere Arbeitsabläufe. Der in diesem Fallbericht vorgestellte Workflow zur Versorgung eines Patienten mit Totalprothesen umfasst kombiniert digital-analoge Arbeitsprozesse. Die in der aktuell vorhandenen Literatur vorgestellten digitalen Herstellungsprozesse, welche eine Patientenversorgung innerhalb zweier Sitzungen realisieren sollen, weisen Nachteile hinsichtlich der korrekten Bestimmung der Kauebene und der idealen Lippenfülle/Frontzahnstellung aus sowie auch hinsichtlich der fehlenden Kontrollmöglichkeit der vertikalen Kieferrelation. Diese Nachteile galt es mithilfe des semidigitalen Herstellungsverfahrens zu umgehen, welches in diesem Fallbericht vorgestellt wird.

Material und Methoden: Es wurde ein CAD/CAM-basiertes System (Ceramill-System) zur Versorgung eines Patienten mit Totalprothesen angewendet. Der Workflow für die Prothesenherstellung beinhaltete sowohl konventionelle als auch digitale Behandlungsschritte. Mit Hilfe der proprietären Software erfolgte die Zahnaufstellung und die die Konstruktion der Prothesenbasen. Die Prothesenbasen mit den Zahnfächern wurden anschließend im Dentallabor aus Wachsrohlingen gefräst. Im darauffolgenden Schritt wurden die Konfektionszähne in die zahnfachförmigen Aussparungen der Wachsbasen gesteckt und angewachst. Die Fertigstellung der Prothesen erfolgte in herkömmlicher Weise.

Schlussfolgerungen: Die Einbindung der CAD/CAM-Technologie in das Design und die Herstellung von Totalprothesen vereinfacht die laborseitige Arbeit.

**Quelle Originalarbeit:**

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26774323>

**4.1.11 Originalarbeit: Stawarczyk B, Lümke mann N, Eichberger M, Wimmer T. Accuracy of Digitally Fabricated Wax Denture Bases and Conventional Completed Complete Dentures. Dent J. 2017;5(4),36. Impact: -**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war es, die Genauigkeit CAD/CAM-gefertigter Prothesenbasen aus Wachs und konventionell fertiggestellter Totalprothesen im Vergleich zu einem STL-Datensatz zu analysieren.

Material und Methoden: Für die Untersuchung kam ein Datensatz für die Prothesenbasen mit den zugehörigen Zahnfächern zur Anwendung. Dieses wurde in ein STL-Format überführt und als Referenz gespeichert. Jeweils 5 Unterkiefer- und Oberkieferprothesen wurden aus Wachsrohlingen gefräst. In die jeweiligen Zahnfächer erfolgte die Befestigung der Prothesenzähne mit Wachs. Jede Totalprothese wurde auf ihre Passung hin überprüft, auf das Gipsmodell gewachst und unter Verwendung eines optischen Laborscangerätes digitalisiert. Danach erfolgte die konventionelle Fertigstellung der Totalprothesen unter Anwendung der Injektionsmethode mit anschließendem Scannen der Totalprothesen. Die STL-Datensätze wurden in die dreidimensionale Software GOM-Inspect importiert. Jede der 5 Unterkiefer- und 5 Oberkieferprothesen wurde mit dem STL-Datensatz sowie dem Datensatz der Wachsbasen überlagert. Die Ausrichtung erfolgte hierbei nach dem Best-Fit-Algorithmus. Mit der 3D-Software wurde eine dreidimensionale Analyse der Abweichungen in der x-, y- und z-Achse durchgeführt und farbcodiert visualisiert. Die mittleren positiven und negativen Abweichungen zwischen den Datensätzen wurden automatisch berechnet.

Ergebnisse: Den Oberkiefer betreffend waren die Abweichungen vom STL-Datensatz für die fertiggestellten Prothesen größer als für die gefrästen Wachsprothesen. Die Abweichungen traten sowohl im Bereich der Zähne als auch im distalen Bereich der Prothesenbasen auf. Im Unterkiefer waren dagegen die größten Abweichungen sowohl für die Wachsprothesen als auch für die fertiggestellten Totalprothesen in den distalen Bereichen zu beobachten. Die fertiggestellten Totalprothesen wiesen im Vergleich zu den Wachsprothesen größere Abweichungen im Bereich der Kauflächen auf.

Schlussfolgerungen: CAD/CAM-gefertigte Wachsprothesen zeigen geringere Abweichungen vom STL-Referenzdatensatz als die in Kunststoff überführten Totalprothesen. Die Abweichungen sind im Bereich der Zähne und der Prothesenbasen am größten.

**Quelle Originalarbeit:**

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29563442>

**4.1.12 Originalarbeit: Wimmer T, Eichberger M, Lümke N, Stawarczyk B. Accuracy of digitally fabricated trial dentures. J Prosthet Dent. 2017 Sep 29. pii: S0022-3913(17)30485-7. [Epub ahead of print]. Impact: 2.347**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war die Untersuchung der Reproduzierbarkeit der Okklusion von Wachsprothesen, welche unter Implementierung digitaler Verarbeitungsschritte hergestellt wurden sowie die Untersuchung des Schrumpfungsverhaltens von kombiniert konventionell-digital gefertigter Wachsprothesenbasen. Diese wurden anschließend mit ausschließlich konventionell gefertigten Prothesen in Abhängigkeit von der Lagerungsdauer verglichen.

Material und Methoden: Aus einem gingivafarbenem Wachsrohling (Ceramill D-Wax, Amann Girrbach AG) wurden jeweils fünf Oberkiefer- und Unterkieferprothesen mit dem Ceramill Motion 2 System (Amann Girrbach) gefräst, anschließend gescannt und mittels Best-Fit-Triangulation mit jedem der anderen vier Prothesenpaare überlagert. Die herstellungsbedingte Deformation wurde gemessen und die maximalen Abweichungen zwischen jedem Prothesenpaar berechnet. Danach erfolgte dessen dreidimensionale farbcodierte Darstellung. Fünf Ober- und Unterkieferprothesenpaare wurden mittels digitaler Schritte gefertigt; weitere fünf Ober- und Unterkieferprothesenpaare wurden auf konventionelle Weise hergestellt, wobei eine Silikonform einer CAM-gefertigten Wachsprothese dazu diente, die Wachsmenge zu standardisieren. Alle Prothesen wurden unmittelbar nach dem Wachsen sowie nach einer Woche Lagerungszeit gescannt. Nach dem Matching wurde die Verformung gemessen und die gefrästen Wachsbasen wurden mit den konventionell hergestellten Wachsprothesenbasen verglichen. Die Daten wurden anhand deskriptiver Statistiken ausgewertet.

Ergebnisse: Die Okklusion der Wachsprothesen, welche mit digitalen Schritten hergestellt wurden, war nicht reproduzierbar. Bei den Oberkieferprothesen zeigten sich meist nur geringfügige Abweichungen mit Ausnahme einzelner Zähne bzw. Zahngruppen in der Prothese Nr. 2 (okklusale Bereiche der Zähne im II. Quadranten, 7er) und Nr. 4 (palatinale Neigung des 21 und 23 sowie größere Abweichungen für 14 und 26). Bei den Unterkieferprothesen war bei den Prothesen Nr. 4 und Nr. 5 der 41 nach labial geneigt. Zusätzlich war in Prothese Nr. 5 der 42 nach lingual geneigt.

Schlussfolgerungen: Bei digital gefertigten Wachsprothesenbasen kann das manuelle Einsetzen der Prothesenzähne zu Abweichungen von der geplanten Aufstellung führen. Im Vergleich zu den semidigital hergestellten Prothesen zeigen die auf konventionelle Art hergestellten Wachsprothesen größere Abweichungen im Bereich der Prothesenbasen. Die gefrästen Wachsbasen weisen ein besseres Schrumpfungsverhalten auf als die konventionell hergestellten Wachsbasen.

**Quelle Originalarbeit:**

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28969>

**4.2.1 Originalarbeit: Stawarczyk B, Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. Dent Mater J 2013;32(6):888-895. Impact: 0.934**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war es, den Einfluss der Befestigungsart auf die Bruchlast von Frontzahnkronen zu untersuchen.

Material und Methoden: Es wurden jeweils 45 Kronen aus folgenden Materialien hergestellt: (a) CAD/CAM-Kunststoff (ART), (b) leuzitverstärkte Glaskeramik (LRG), (c) Lithiumdisilikatkeramik (LIT), (d) verblendetes Zirkon $\text{d}$  (ZRO) und (e) Metallkeramik (DEG). Jeweils 15 Kronen pro Gruppe wurden auf dem Metallprüfmodell (i) mit einem Glasionomorzement (KTC) befestigt, (ii) mit einem selbstadhäsiven Befestigungskunststoff (RXU) befestigt und (iii) nicht befestigt. Die Kronen wurden auf ihre Bruchfestigkeit hin untersucht. Die Auswertung der Daten erfolgte mittels zwei- und einfaktorieller Varianzanalyse (Scheffé-Test) und der Weibull-Statistik ( $p < 0,05$ ).

Ergebnisse: Innerhalb der DEG-Gruppe wurden für die nicht befestigten Kronen geringere Bruchlastwerte gemessen als für die befestigten ( $p < 0,001$ ). Für ART, LIT und ZRO war kein Einfluss der Befestigungsart zu beobachten. Innerhalb der LRG-Gruppe zeigten die mit RXU befestigten Kronen signifikant höhere Bruchlasten als die KTC- und die nicht befestigte Gruppe ( $p < 0,001$ ).

Schlussfolgerungen: Metallkeramikronen sollten mit einem Befestigungsmaterial (Glasionomorzement oder selbstadhäsives Kunststoffmaterial) eingesetzt werden. Leuzitverstärkte Glaskeramikronen sollten mit einem Befestigungskunststoff eingesetzt werden.

**Quelle Originalarbeit:**

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24240896>

**4.2.2 Originalarbeit: Wimmer T, Erdelt KJ, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Influence of abutment model materials on the fracture loads of three-unit fixed dental prostheses. Dent Mater J 2014;33(6):717-724. Impact: 0.968**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war es, den Einfluss verschiedener Stumpfmodelle auf die Bruchlast dreigliedriger Brücken aus verschiedenen Materialien zu untersuchen und zu vergleichen.

Material und Methoden: Folgende Brückenmaterialien wurden untersucht (n=24): (a) IPS e.max CAD-on, (b) IPS e.max ZirCAD und (3) Telio CAD. Jeweils zwölf Brücken pro Gruppe wurden auf einem PMMA-Modell und auf einem Modell aus einer Nichtedelmetalllegierung befestigt. Für die Bruchlastuntersuchung erfolgte die Belastung der Brücken in der Mitte des Zwischengliedes (1 mm/min). Die Daten wurden mittels deskriptiver Statistiken, zwei- und einfaktorierter Varianzanalyse, post-hoc Scheffé-Test und der Weibull-Statistik ausgewertet.

Ergebnisse: Sowohl das Restaurationsmaterial als auch das Stumpfmodell hatten einen Einfluss auf die gemessene Bruchlast. Zirkonoxidbrücken erreichten auf den Metallstümpfen höhere Bruchlastwerte als auf den PMMA-Stümpfen. Im Gegensatz dazu waren für Telio CAD bei Befestigung auf den PMMA-Stümpfen höhere Bruchlastwerte festzustellen als auf den Metallstümpfen. In den Gruppen, die auf dem Metallmodell befestigt wurden, zeigte Telio CAD die signifikant niedrigsten Bruchlastwerte ( $p < 0,001$ ). Innerhalb der PMMA-Modell-Gruppen wurden die höchsten Bruchlasten für e.max ZirCAD, gefolgt von e.max CAD-on und Telio CAD beobachtet ( $p < 0,001$ ).

Schlussfolgerungen: Das Material des Prüfmodells hat einen Einfluss auf die Bruchlast dreigliedriger Brücken.

**Quelle Originalarbeit:**

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25017020>



**4.2.3 Originalarbeit: Wimmer T, Erdelt KJ, Raith S, Schneider JM, Stawarczyk B, Beuer F. Effects of differing thickness and mechanical properties of cement on the stress levels and distributions in a three-unit zirconia fixed prosthesis by FEA. J Prosthodont 2014;23(5):358-366. Impact: 1.071**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war es, mittels der Finite-Element-Methode (FEM) den Einfluss der Zementschichtdicke (CLT) und des Young'schen Moduls des Zements auf die Spannungsverteilung in einer dreigliedrigen Zirkonoxidbrücke sowie in der Zementschicht zu untersuchen.

Material und Methoden: Von einem vereinfachten Modell eines dreigliedrigen Brücken-Zement-Zahn/Zahnfach-Systems wurde ein 3D-FE-Modell erstellt. Es erfolgte keine Darstellung der Pulpa und des Zahnhalteapparats. Zwei Zementschichtstärken (50 und 150  $\mu$  m) und zwei Werte des Young'schen Moduls (4,9 GPa für die Simulation von Befestigungskomposit und 20,1 GPa für Glasionomierzement) wurden untersucht. Eine statische vertikale Kraft von 500 N wurde in die zentrale Fossa des Zwischengliedes appliziert, um die maximale Verschiebung im Gerüst sowie die maximale Hauptspannung sowohl im Gerüst als auch in der Zementschicht zu berechnen.

Ergebnisse: Der Young'sche Modul übte nur innerhalb der Zementschicht einen Einfluss auf die Spannung aus. Niedrigere Module führten zu einer geringeren Spannung. Die Dicke der Zementschicht beeinflusste die maximale Hauptspannung sowohl im Gerüst als auch in der Zementschicht. Dickere Zementschichten führten zu höheren Spannungen im Gerüst, aber geringeren Spannungen innerhalb der Zementschicht. Auf die maximale Verschiebung hatten die untersuchten Variablen hingegen einen geringeren Einfluss. Während der gesamten Untersuchung war keine Änderung der Lokalisation der Hauptspannung festzustellen. Die Belastungsspitzen waren im Bereich der Unterseiten der Verbinder und in der Zementschicht am zervikalen Rand der Präparation zu beobachten.

Schlussfolgerungen: Die Auswahl von Zementen mit vorzugsweise niedrigem Young'schem Modul in Kombination mit einer möglichst geringen Zementspaltbreite könnte zu einer höheren klinischen Überlebensrate beitragen.

**Quelle Originalarbeit:**

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24417273>

**4.2.4 Originalarbeit: Erdelt KJ, Lamper T. Development of a device to simulate tooth mobility. Biomed Tech (Berl) 2010;55(5):273-278. Impact: 0.59**

**Zusammenfassung**

Ziel: Ziel dieser Studie war es, ein Prüfmodell zu entwickeln, welches die Zahnbeweglichkeitskurve möglichst genau abbildet sowie reproduzierbare und skalierbare Bewegungskurven erzeugt.

Material und Methoden: Unter Zuhilfenahme der Fachliteratur und der Unterstützung von Zahnärzten erfolgte die Konstruktion von durchschnittlichen Formen verschiedener Zahnarten. Basierend auf diesen Daten wurden verschiedene Zahnstumpfformen und Simulationsmodelle mit einem CAD-System entworfen und mit einem Rapid Prototyping-System hergestellt. Anschließend wurden für alle Simulationsmodelle die Beweglichkeitskurven mit einer Universalprüfmaschine aufgezeichnet und mit der Zahnbeweglichkeitskurve verglichen. Mit diesen neu erlangten Informationen erfolgte die Konstruktion eines verbesserten sowie genaueren Simulationsmodells.

Ergebnisse: Ein Prüfmodell wurde entwickelt, welches die Zahnbeweglichkeitskurven natürlicher Zähne mit hoher Präzision nachbilden kann und welches die Zahnbeweglichkeit reproduzierbar und messbar abbildet.

Schlussfolgerungen: Aufgrund des hohen Standardisierungsgrades kann mit dem entwickelten Zahnbeweglichkeitsmodell die Bruchlast dreigliedriger Brücken unter realitätsnahen Bedingungen ermittelt werden.

**Quelle Originalarbeit:**

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20840007>

## 5. Literaturverzeichnis

- [1] Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505-511.
- [2] Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28:44-56.
- [3] Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater* 2011;27:339-347.
- [4] Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Ozcan M, Hammerle CH. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J* 2012;31:377-383.
- [5] Soares CJ, Giannini M, Oliveira MT, Paulillo LA, Martins LR. Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *J Appl Oral Sci* 2004;12:45-50.
- [6] Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977;35:297-303.
- [7] Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *J Prosthet Dent* 1994;72:639-643.
- [8] Sanohkan S, Kukiattrakoon B, Larpoonphol N, Sae-Yib T, Jampa T, Manoppan S. The effect of various primers on shear bond strength of zirconia ceramic and resin composite. *J Conserv Dent* 2013;16:499-502.
- [9] Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011;38:295-314.
- [10] Reymus M, Eichberger M, Stawarczyk B. Neue CAD/CAM-Hochleistungspolymere - Revolution in der Zahnmedizin? *Quintessenz Zahntech* 2016;42:908-920.
- [11] Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim HB, Turner AS. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials* 2006;27:324-334.
- [12] Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998;42:465-472.

- [13] Hofman LF. Human saliva as a diagnostic specimen. *Journal of Nutrition* 2001;131:1621s-1625s.
- [14] Lima DP, Diniz DG, Moimaz SA, Sumida DH, Okamoto AC. Saliva: reflection of the body. *International Journal of Infectious Diseases* 2010;14:E184-E188.
- [15] Munchow EA, Ferreira AC, Machado RM, Ramos TS, Rodrigues-Junior SA, Zanchi CH. Effect of acidic solutions on the surface degradation of a micro-hybrid composite resin. *Braz Dent J* 2014;25:321-326.
- [16] Musanje L, Darvell BW. Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dent Mater* 2003;19:414-422.
- [17] Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dent Mater* 2006;22:689-692.
- [18] Lohbauer U, Belli R, Ferracane JL. Factors involved in mechanical fatigue degradation of dental resin composites. *J Dent Res* 2013;92:584-591.
- [19] Tuna SH, Keyf F, Gumus HO, Uzun C. The evaluation of water sorption/solubility on various acrylic resins. *Eur J Dent* 2008;2:191-197.
- [20] Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 2006;22:211-222.
- [21] Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29:482, 484, 486-488 passim.
- [22] Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
- [23] Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia - containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society* 2000;83:461-487.
- [24] Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent* 2013;41:1135-1147.
- [25] Sax C, Hammerle CH, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent* 2011;14:183-202.
- [26] Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180-187.
- [27] Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008;39:459-471.
- [28] Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent Mater J* 2014; 33(5):591-598.
- [29] Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2009;13:343-349.

- [30] Edelhoff D, Weber V, Johnen C, Beuer F. Klinische Erfahrungen mit CAD/CAM-gefertigten Zirkonoxid-Brückengerüsten des Digident-Systems. *Quintessenz* 2007;58:371-383.
- [31] Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001;26:367-374.
- [32] Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am* 2011;55:333-352.
- [33] Jacob RF. The traditional therapeutic paradigm: complete denture therapy. *J Prosthet Dent* 1998;79:6-13.
- [34] Artopoulos A, Juszczak AS, Rodriguez JM, Clark RK, Radford DR. Three-dimensional processing deformation of three denture base materials. *J Prosthet Dent* 2013;110:481-487.
- [35] Chen JC, Lacefield WR, Castleberry DJ. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. *Dent Mater* 1988;4:20-24.
- [36] Darvell BW, Clark RK. The physical mechanisms of complete denture retention. *Br Dent J* 2000;189:248-252.
- [37] Stawarczyk B, Ozcan M, Hammerle CH, Roos M. The fracture load and failure types of veneered anterior zirconia crowns: an analysis of normal and Weibull distribution of complete and censored data. *Dent Mater* 2012;28:478-487.
- [38] Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *The International journal of prosthodontics* 2007;20:383-388.
- [39] Li W, Swain MV, Li Q, Ironside J, Steven GP. Fibre reinforced composite dental bridge. Part II: Numerical investigation. *Biomaterials* 2004;25:4995-5001.
- [40] Wilson PR. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1994;71:560-564.
- [41] 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* 2006;22:176-182.
- [42] Kappert HF, Knode H, Schultheiss R. Strength of the In-Ceram system under mechanical loads and thermocycling in artificial saliva. *Dtsch Zahnarztl Z* 1991;46:129-131.

- [43] Mante FK, Brantley WA, Dhuru VB ,Ziebert GJ. Fracture toughness of high alumina core dental ceramics: the effect of water and artificial saliva. *Int J Prosthodont* 1993;6:546-552.
- [44] Niem T, Youssef N ,Wostmann B. Influence of accelerated ageing on the physical properties of CAD/CAM restorative materials. *Clin Oral Investig* 2019;Nov 4. doi: 10.1007/s00784-019-03101-w. [Epub ahead of print].
- [45] Huettig F, Prutscher A, Goldammer C, Kreutzer CA ,Weber H. First clinical experiences with CAD/CAM-fabricated PMMA-based fixed dental prostheses as long-term temporaries. *Clin Oral Investig* 2016;20:161-168.
- [46] Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Guth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;55:1-11.
- [47] Stawarczyk B, Lümke N. Ist PAEK gleich PAEK? *Quintessenz* 2018;69:1376–1384
- [48] Kewekordes T, Wille S ,Kern M. Wear of polyetherketoneketones - Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. *Dent Mater* 2018;34:560-567.
- [49] Choi JW, Song EJ, Shin JH, Jeong TS, Huh JB. In vitro investigation of wear of CAD/CAM polymeric materials against primary teeth. *Materials (Basel)*. 2017 Dec 9;10(12).
- [50] Klur T, Hasan I, Ottersbach K, Stark H, Fichte M, Dirk C, et al. PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study. *Clin Oral Investig* 2019;23:771-777.
- [51] Silla M, Eichberger M, Stawarczyk B. Polyetherketonketon (PEKK) als Restaurationswerkstoff in der modernen Zahnmedizin: eine Literaturübersicht. *Quintessenz Zahntech* 2016;42(2):176–190.
- [52] Owen CP. Retention and resistance in preparations for extracoronar restorations. Part II: Practical and clinical studies. *J Prosthet Dent* 1986;56:148-153.
- [53] Edelhoff D ,Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:241-249.
- [54] Tribst JPM, Dal Piva AMO, Penteadó MM, Borges ALS, Bottino MA. Influence of ceramic material, thickness of restoration and cement layer on stress distribution of occlusal veneers. *Braz Oral Res* 2018;32:e118.
- [55] Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent* 2011;105:217-226.

- [56] Penteadó MM, Tribst JPM, Jurema ALB, Saavedra GSFA, Borges ALS. Influence of resin cement rigidity on the stress distribution of resin-bonded fixed partial dentures. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019 Aug;22(10):953-960.
- [57] Baader K, Hiller KA, Buchalla W, Schmalz G, Federlin M. Self-adhesive Luting of Partial Ceramic Crowns: Selective Enamel Etching Leads to Higher Survival after 6.5 Years In Vivo. *J Adhes Dent* 2016;18:69-79.
- [58] Stawarczyk B, Taufall S, Roos M, Schmidlin PR, Lumkemann N. Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clin Oral Investig* 2018;22:763-771.
- [59] Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res* 1989;68:1752-1754.
- [60] Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hammerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* 2013;71:102-112.
- [61] Etman MK, Woolford M, Dunne S. Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. *Int J Prosthodont* 2008;21:245-252.
- [62] Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Kolbeck C. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clin Oral Investig* 2012;16:935-943.
- [63] Etman MK. Confocal examination of subsurface cracking in ceramic materials. *J Prosthodont* 2009;18:550-559.
- [64] Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int* 2017;48:369-380.
- [65] Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int* 2017;48:441-450.
- [66] Edelhoff D, Stimmelmayer M, Schweiger J, Ahlers MO, Guth JF. Advances in materials and concepts in fixed prosthodontics: a selection of possible treatment modalities. *Br Dent J* 2019;226:739-748.
- [67] Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2018;29 Suppl 16:184-198.



- [68] Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent* 2018;120:132-137.
- [69] Ueda K, Guth JF, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dent Mater J* 2015;34:310-314.
- [70] Schweiger J. Drei Schritte zur funktionell integrierten Voll-Zirkonoxidbrücke. *Quintessenz Zahntech* 2016;42:1706–1720.
- [71] Mick E, Markhoff J, Mitrovic A, Jonitz A, Bader R. New Coating Technique of Ceramic Implants with different glass solder matrices for improved osseointegration - Mechanical Investigations. *Materials (Basel)*. 2013;6:4001-4010.
- [72] Markhoff J, Mick E, Mitrovic A, Pasold J, Wegner K, Bader R. Surface modifications of dental ceramic implants with different glass solder matrices: in vitro analyses with human primary osteoblasts and epithelial cells. *Biomed Res Int*. 2014;2014:742180.
- [73] Langschwager A, Friedrich R, Mitrovic A, Hopp M, Biffar R. Okklusale modifizierte Zirkonoxidbrücke. *Quintessenz Zahntech* 2013;39:352–368.
- [74] Reinecke AM, Exner H. A new promising joining technology. *Journal of Ceramic Processing Research* 2001;2:45–50.
- [75] Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen - von verblendet bis monolithisch. *Quintessenz Zahntech* 2016;42:740–765.
- [76] Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. CAD/CAM produces dentures with improved fit. *Clin Oral Investig* 2018;22:2829-2835.
- [77] Steinmassl PA, Wiedemair V, Huck C, Klaunzer F, Steinmassl O, Grunert I, et al. Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clin Oral Investig* 2017;21:1697-1705.
- [78] Körholz K. Prothesenanfertigung mit Vita Vionic Solutions. *Quintessenz Zahntech* 2018;44:1602–1617.
- [79] Peters A, Arnold C, Setz JM, Boeckler AF. Factors in polymerization influencing the accuracy of PMMA denture bases. *Int Poster J Dent Oral Med* 2010;12:476.
- [80] Gharechahi J, Asadzadeh N, Shahabian F, Gharechahi M. Dimensional changes of acrylic resin denture bases: conventional versus injection-molding technique. *J Dent (Tehran)* 2014;11:398-405.
- [81] Bidra AS, Farrell K, Burnham D, Dhingra A, Taylor TD, Kuo CL. Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD/CAM monolithic complete dentures and implant-retained

- overdentures: Clinical and patient-centered outcomes. *J Prosthet Dent* 2016;115:578-586 e571.
- [82] Kattadiyil MT, Jekki R, Goodacre CJ, Baba NZ. Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *J Prosthet Dent* 2015;114:818-825.
- [83] Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Baba NZ. CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *J Calif Dent Assoc* 2013;41:407-416.
- [84] Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ, Ozcan M. A Comparison of the Surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). *J Prosthodont* 2019;28:452-457.
- [85] Schlenz MA, Schmidt A, Wostmann B, Rehmann P. Clinical performance of computer-engineered complete dentures: a retrospective pilot study. *Quintessence Int* 2019;50:706-711.
- [86] Bünemann J, Vahle B, Pederzani N. Digitale Totalprothetik: Praktikabilität, Abrasionsstabilität und Bruchfestigkeit. *Quintessenz Zahntech* 2019; 45:154-1166
- [87] Schweiger J, Guth JF, Edelhoff D, Stumbaum J. Virtual evaluation for CAD-CAM-fabricated complete dentures.
- [88] Plaster U. Transfer of the patient's oral situation to the articulator and synchronizing the articulated models. *J CranioMand Func* 2019;11:163-184.
- [89] Lo Russo L, Caradonna G, Troiano G, Salamini A, Guida L, Ciavarella D. Three-dimensional differences between intraoral scans and conventional impressions of edentulous jaws: A clinical study. *LID - S0022-3913(18)31030-8* [pii] *LID - 10.1016/j.prosdent.2019.04.004* [doi].
- [90] Kattadiyil MT, Mursic Z, AlRumaih H, Goodacre CJ. Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent*. 2014;112:444-448.
- [91] Goodacre BJ, Goodacre CJ. Using Intraoral Scanning to Fabricate Complete Dentures: First Experiences. *Int J Prosthodont* 2018;31:166-170.
- [92] Janeva NM, Kovacevska G, Elencevski S, Panchevska S, Mijoska A, Lazarevska B. Advantages of CAD/CAM versus Conventional Complete Dentures - A Review. *Open Access Maced J Med Sci* 2018;6:1498-1502.
- [93] Srinivasan M, Schimmel M, Naharro M, C ON, McKenna G, Muller F. CAD/CAM milled removable complete dentures: time and cost estimation study. *J Dent* 2019;80:75-79.

- [94] Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 2008;24:433-449.
- [95] Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006;22:712-734.
- [96] Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Ozcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dent Mater* 2012;28:961-973.
- [97] Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater* 2006;22:693-701.
- [98] Mair LH. Understanding wear in dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20:19-22, 24, 26 passim; quiz 32.
- [99] Naumann M, von Stein-Lausnitz M, Rosentritt M, Walter C, Meyer-Luckel H, Sterzenbach G. Impact of simulated reduced alveolar bone support, increased tooth mobility, and distal post-supported, root-treated abutment tooth on load capability of all-ceramic zirconia-supported cantilever FDP. *Clin Oral Investig* 2018;22:2799-2807.
- [100] Wang CH, Du JK, Li HY, Chang HC, Chen KK. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a post used to restore a root filled premolar using the finite element stress analysis combined with the Taguchi method. *Int Endod J* 2016;49:690-699.
- [101] Rosentritt M, Kolbeck C, Handel G, Schneider-Feyrer S, Behr M. Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. *Clin Oral Investig* 2011;15:1007-1012.
- [102] Rosentritt M, Behr M, Scharnagl P, Handel G, Kolbeck C. Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2011;24:465-468.
- [103] Alkharrat AR, Schmitter M, Rues S, Rammelsberg P. Fracture behavior of all-ceramic, implant-supported, and tooth-implant-supported fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2018;22:1663-1673.
- [104] Waldecker M, Rues S, Rammelsberg P, Bomicke W. Validation of in-vitro tests of zirconia-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: A finite element analysis. *Dent Mater* 2019;35:e53-e62.

## 6. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich auf dem Weg zur Habilitation unterstützt haben und somit zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Ein besonderes Dankeschön möchte ich dabei an folgende Personen richten:

- Herrn Professor Daniel Edelhoff, der als Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München und geschäftsführender Fachmentor meine wissenschaftliche Karriere stets gefördert hat. Vielen Dank für die Ermöglichung dieser Arbeit und für die Bereitstellung der Arbeitsmaterialien und Einrichtungen an der Klinik. Herzlichen Dank auch für die immer hilfsbereite Betreuung und Unterstützung.
- Frau Professor Andrea Wichelhaus und Herrn Professor Wolfgang Locher für die Übernahme des Fachmentorats und die Unterstützung und Betreuung meiner Habilitation.
- Frau Professor Bogna Stawarczyk, meiner wissenschaftlichen Mentorin, für ihre kontinuierliche Förderung sowie professionelle und persönliche Unterstützung, die der Grundstein der vorliegenden Arbeit sind. Liebe Bogna, ohne Dich wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Vielen Dank für alles. Die entstandene enge Freundschaft wird uns auch weiterhin verbinden.
- Den an den Publikationen beteiligten Kollegen und Arbeitsgruppen für den wesentlichen Beitrag zu dieser Arbeit, die kontinuierliche Diskussionsbereitschaft und die vielen hilfreichen Anregungen. Großer Dank auch an die Mitarbeiter der Arbeitsgruppe Werkstoffkunde, insbesondere Frau ZT Marlis Eichberger und Frau Dr. Malgorzata Roos, sowie allen Doktorandinnen und Doktoranden, die zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen haben.
- Meiner Familie für ihre Rücksicht und ihr stets entgegengebrachtes Verständnis. Herauszuheben ist mein lieber Mann, Andreas, der mich angetrieben hat, diese Arbeit erfolgreich fertigzustellen, vor allem im harten Endspurt. Ihr habt oft auf mich verzichten müssen. Danke für Eure Geduld. Meinen Eltern Dr. Judith und Dr. Josef Lamper danke ich, da sie die Basis für diese Arbeit geschaffen haben, indem sie mir vorgelebt haben, wie viel durch Einsatz und Fleiß zu erreichen ist und weil sie mir das Selbstvertrauen gegeben haben, alles zu schaffen, was ich schaffen möchte. Großer Dank gilt auch meinen Schwiegereltern Barbara und Josef Wimmer, ohne deren Unterstützung der tägliche Spagat zwischen Klinik/Praxis, Forschung und Familie nicht möglich gewesen wäre. Und Danke an meine Kinder Ludwig und Leonhard dafür, dass sie da sind.