

# **Effekt der künstlichen Alterung im Kausimulator auf die Bruchfestigkeit 3-gliedriger Seitenzahnbrücken**

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Koziel, Michael

aus Heilbronn-Neckargartach

Gießen 2019

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

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

unter der Leitung von Prof. Dr. B. Wöstmann

des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. B. Wöstmann

Gutachter: PD Dr. Dr. Philipp Streckbein

Tag der Disputation: 07.08.2020

*Für meine Familie*

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Ziel der Arbeit.....	3
3	Literaturübersicht.....	4
3.1	Seitenzahnbrücken.....	4
3.1.1	Einführung.....	4
3.1.2	Einteilung von zahnärztlichen Brücken.....	4
3.1.3	Dentale Brückenmaterialien.....	6
3.2	Prüfmaterialien im Detail.....	9
3.2.1	LuxaCam PEEK und PEEK Biosolution.....	9
3.2.2	Celtra Press.....	10
3.2.3	IPS e.max Press.....	12
3.2.4	Lava Esthetic.....	13
3.2.5	C&B MFH und E-Dent 400.....	14
3.2.6	LuxaCam Composite.....	16
3.2.7	M-PM <sup>®</sup> .....	17
3.3	Grundlagen der experimentellen Bedingungen.....	19
3.3.1	Thermische Wechselbelastung (Thermocycling).....	19
3.3.2	Mechanische Wechselbelastung.....	20
3.3.3	Kausimulatoren.....	21
3.3.4	Bruchlastbestimmung.....	23
4	Material und Methode.....	25
4.1	Materialien.....	25

4.1.1	Zu untersuchende Materialien .....	25
4.1.2	Befestigungsmaterialien .....	26
4.1.3	Material zur Parodontalspaltsimulation .....	26
4.2	Prüfkörperherstellung .....	27
4.2.1	Herstellung der Antagonisten.....	27
4.2.2	Herstellung und Vorbereitung der Brückenpfeiler aus Titan.....	28
4.2.3	Scan des Modells und Herstellung der Seitenzahnbrücken .....	31
4.2.4	Adhäsive Befestigung der Seitenzahnbrücken auf den Titanstümpfen.....	35
4.2.5	Einbettung und Befestigung der Prüfkörper im Kausimulator.....	38
4.3	Methodik.....	40
4.3.1	Abrasionsanalyse mittels optischen 3D-Scanner .....	41
4.3.2	Zyklische thermomechanische Wechselbelastung im Kausimulator.....	42
4.3.3	Bruchfestigkeitsprüfung .....	45
4.4	Auswertung.....	46
4.4.1	Analyse der Antagonistenabrasion.....	46
4.5	Statistische Verfahren .....	47
5	Ergebnisse.....	48
5.1	Überlebensrate der Seitenzahnbrücken nach Kausimulation.....	48
5.2	Bruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken .....	49
5.2.1	Bruchmusteranalyse der Prüfkörper.....	49
5.2.2	Maximale Bruchkraft (Fmax) der Prüfkörper .....	52
5.2.3	Statistische Analyse der maximalen Bruchkraft (Fmax).....	53
5.3	Abrasionsanalyse .....	57
5.3.1	Visuelle Analyse der Antagonistenabrasion .....	57

5.3.2 CAD-Analyse der Antagonistenabrasion .....	59
5.3.3 Statistische Analyse der Antagonistenabrasion.....	61
5.4 Zusammenfassung der Ergebnisse.....	63
6 Diskussion.....	64
6.1 Kritische Betrachtung der eigenen Methodik .....	64
6.1.1 Prüfmaterialien .....	64
6.1.2 Antagonistenmaterial .....	67
6.1.3 Zahnstumpfmateriale .....	68
6.1.4 Material zur Parodontalspaltsimulation .....	69
6.1.5 Künstliche Alterung durch Kausimulation.....	70
6.2 Ergebniskritik .....	72
6.2.1 Überlebensrate der Seitenzahnbrücken .....	72
6.2.2 Bruchkraft.....	73
6.2.3 Antagonistenabrasion .....	80
6.3 Schlussfolgerung mit klinischem Verweis .....	84
7 Zusammenfassung .....	86
8 Summary.....	88
9 Literaturverzeichnis .....	89
10 Anhang.....	100
10.1Abbildungsverzeichnis .....	100
10.2Tabellenverzeichnis .....	102
11 Veröffentlichungen .....	103

12 Erklärung .....	104
13 Danksagung .....	105

# 1 Einleitung

Bei karies-, parodontal- oder traumabedingtem Zahnverlust, sowie bei genetischer Nichtanlage eines Zahnes mit der Entstehung einer Lücke im Zahnbogen, existieren verschiedene Möglichkeiten den fehlenden Zahn prothetisch zu ersetzen. Hierzu zählen neben Implantatversorgungen verschiedene Formen der Brückenversorgung (Adhäsiv-, Freund- oder Endfeilerbrücke).

Als Goldstandard bei einer Brückenversorgung gilt die konventionelle Verblend-Metall-Keramik-Brücke (VMK-Brücke). Diese zeigt eine gute klinische Langzeiterfahrung mit überzeugenden Überlebensraten. In der Literatur werden Überlebensraten von durchschnittlich 89,1% über zehn Jahre Tragezeit hinweg angegeben<sup>95</sup>. Hauptproblem des materialbedingten Ausfalls von VMK-Brücken stellen vor allem Frakturen der Verblendkeramiken dar. Weiterhin können die herkömmlichen metallkeramischen Versorgungen den zunehmend ästhetischen Ansprüchen der Patienten nicht gerecht werden. Ein weiterer Nachteil stellt die Biokompatibilität dar. Hier können Unverträglichkeiten in Form von allergischen oder lokaltoxischen Reaktionen in der Mundhöhle auftreten<sup>125</sup>.

Als Alternative zu VMK-Brücken bieten sich metallfreie Restaurationen an, die sich durch ein optimiertes ästhetisches Erscheinungsbild, gute Biokompatibilität, geringe Wärmeleitfähigkeit und eine geringe Affinität bezüglich Plaqueansammlung auszeichnen<sup>33</sup>. Die stetige Weiterentwicklung von Dentalmaterialien durch Optimierung der chemischen Zusammensetzung und Verbesserungen der Herstellungsprozesse hat den Indikationsbereich für metallfreie Restaurationen kontinuierlich erweitert. Dies führte dazu, dass der klinische Einsatz von metallfreien Therapielösungen über die letzten beiden Jahrzehnte hinweg deutlich zugenommen hat. Hierfür steht eine Vielzahl dentaler Materialien zur Verfügung: Keramiken (Oxid-, Silikatkeramiken), Polymere (Polymethylmethacrylate, Polyetheretherketone) und Komposite, die eine Kombination aus Keramiken und Polymeren darstellen. Diese Materialien können sowohl in monolithischer Form als auch im Bereich der Verblendtechnologie für die Restaurationsherstellung verwendet werden. Vorteil der monolithischen Anwendung ist, dass aus einem Werkstoff eine vollanatomisch konstruierte Restauration in einem



labortechnischen Schritt hergestellt werden kann. Damit kann das in der Literatur häufig beschriebene Problem der Verblendungsfrakturen, sogenanntes „Chipping“, vermieden werden <sup>79</sup>. Für den Herstellungsprozess eines vollanatomischen Zahnersatzes stehen verschiedene Verfahren zur Verfügung. Es gibt zum einen den konventionellen, über Jahrzehnte hinweg etablierten Weg der Presstechnik und zum anderen den durch die verstärkte Digitalisierung ermöglichten Weg der computergestützten Fertigung mit subtraktiven Fräs- oder additiven Druckverfahren.

Das größte Problem für Restaurationen im Seitenzahnbereich stellen die hohen Kaukräfte dar, die Werte bis zu 900 N erreichen können <sup>27</sup>. Bisher sind laut einer Übersichtsarbeit von *Poggio et al* in-vivo-Studien mit metallfreien Brückenrestorationen kaum vorhanden <sup>98</sup>.

Es ist deshalb von großem Interesse, mit in-vitro-Methoden zu prüfen, ob posteriore Brücken aus dem großen Pool metallfreier Dentalmaterialien herstellbar sind, die einen Einsatz, vor allem unter dem Aspekt der maximalen Belastungskraft, im Seitenzahnbereich ermöglichen könnten. In naher Zukunft könnten somit auf Grundlage derartiger Studienergebnisse in-vivo-Studien mit erfolgsversprechenden Ergebnissen durchgeführt werden.

## 2 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden in-vitro-Studie war es die Stabilität und das Ermüdungsverhalten verschiedener metallfreier Werkstoffe für indirekte Restaurationen zu überprüfen. Dazu wurde die Bruchkraft von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken, die aus verschiedenen temporären als auch permanenten Restaurationsmaterialien hergestellt wurden, getestet. Die Bruchkraftprüfung erfolgte jeweils ohne und nach künstlicher Alterung durch Kausimulation. Des Weiteren wurde eine Abrasionsanalyse der Antagonisten durchgeführt, die in den Kausimulationen verwendet wurden.

Die folgenden Nullhypothesen sollten mit Hilfe der durchgeführten Versuche überprüft werden:

1. Zwischen den verschiedenen Materialklassen Keramik, Komposit und Polymer besteht kein Unterschied in der Bruchfestigkeit ohne zyklische Wechselbelastung im Kausimulator.
2. Die zyklische Wechselbelastung im Kausimulator hat keinen Effekt auf die Bruchfestigkeit.
3. Die Antagonistenabrasion der keramischen Werkstoffe unterscheidet sich nicht von denjenigen der Komposit- und Polymermaterialien.

## 3 Literaturübersicht

### 3.1 Seitenzahnbrücken

#### 3.1.1 *Einführung*

Lücken in der Zahnreihe können durch verschiedene Gründe entstehen. Dies geschieht durch Erkrankungen wie Karies oder Parodontitis, durch traumatische Verletzungen oder durch genetische Nichtanlagen.

Das Fehlen eines Zahnes kann zu einer Störung im orofazialen System führen. Nicht selten können Zahnwanderungen, Elongation des Antagonisten oder Zahnkippen die Folge sein <sup>71</sup>. Weiterhin sind die Alveolarknochenfortsätze durch fehlende physiologische Belastung von vermehrtem Knochenabbau betroffen <sup>17</sup>.

Während Lücken im sichtbaren Frontzahnbereich aus ästhetischen Gründen durch Zahnersatz möglichst schnell geschlossen werden, wird dies im Seitenzahngebiet oftmals vernachlässigt. Es wurden bei fehlenden Zähnen im Seitenzahnbereich dysfunktionelle oder parafunktionelle Muskelaktivitäten als sekundäre Folgen beschrieben. Diese wiederum vermögen Veränderungen der Position und Struktur in den Kiefergelenken des Craniomandibulären Systems auszulösen <sup>23</sup>.

Die Lückenversorgung hat somit das Ziel eine in den prothetischen Grenzen mögliche vollständige Wiederherstellung der Kaufunktion mit Komplettierung der Zahnreihe. Als mögliche Alternativen einer klinischen Versorgung gelten Implantate, herausnehmbarer Zahnersatz oder ein orthodontischer Lückenschluss.

#### 3.1.2 *Einteilung von zahnärztlichen Brücken*

Der festsitzende Zahnersatz ist parodontal abgestützt und somit auf natürlichen Zähnen fest verankert. Dieser kann in der Regel nicht ohne Schädigung des Zahnersatzes aus dem Mund entfernt werden.

Zahnärztliche Brücken bestehen aus den Brückenpfeilern, den darauf aufsitzenden Brückenankern und dem Brückenzwischenglied, das den fehlenden Zahn ersetzt (siehe Abbildung 3.1).

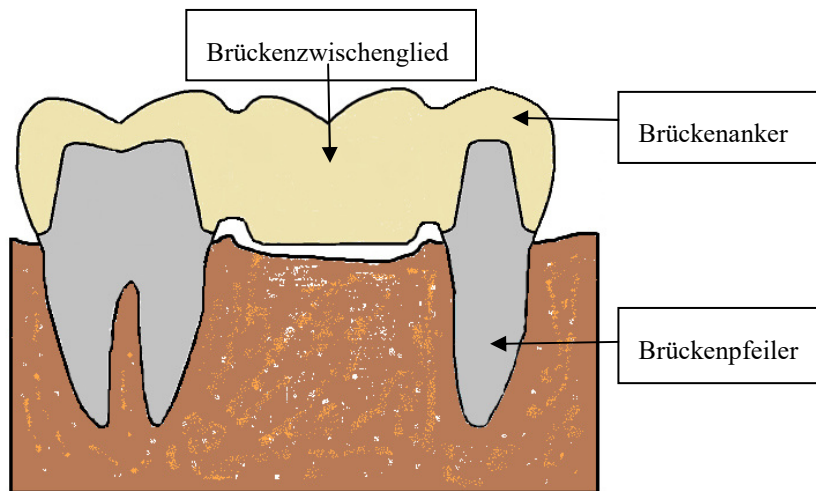


Abb. 3.1: Schematischer Brückenaufbau

Die wirkenden Kaukräfte werden von den Brückenankern aufgenommen und auf die Brückenpfeiler, den Zahnhalteapparat und die umliegenden knöchernen Strukturen übertragen. Nach Topographie der Brückenpfeiler werden Brücken grundsätzlich wie nachfolgend beschrieben eingeteilt:

- **Endpfeilerbrücken:** - einspannig  
- mehrspannig
- **Freiendbrücken.**

Liegt ein Zwischenglied ohne Unterbrechung zwischen den Brückenankern, so spricht man von einspanniger Endpfeilerbrücke. Somit stellt die einfachste Form einer Endpfeilerbrücke eine dreigliedrige Brücke dar. Die mehrspannige Endpfeilerbrücke besteht aus zwei oder mehreren durch Brückenpfeiler getrennte Zwischenglieder. Bei der Freiendbrücke liegt das Brückenglied des zu ersetzenden Zahnes als Verlängerung am mesialen oder distalen Ende der Brücke und ist somit nur an einer Seite fixiert <sup>38</sup>.

Die Einteilung von Brücken kann noch nach weiteren andersartigen Gesichtspunkten durchgeführt werden, diese ist aber für die vorliegende Studie nicht von Relevanz. Die gebräuchlichste und klinisch am meisten eingesetzte Brückenart ist die oben beschriebene Endpfeilerbrücke. Diese stellt bei Betrachtung der statischen Verhältnisse im Vergleich zur Freiendbrücke die günstigste Brückenversorgung dar <sup>76</sup>.

### 3.1.3 Dentale Brückenmaterialien

Zur Herstellung von Brückenrestorationen stehen unterschiedliche Materialien zur Verfügung. Grundsätzlich besteht zum einen die Möglichkeit eine Restauration monolithisch aus einem Werkstoff, auch als vollanatomisch bezeichnet, herzustellen. Eine andere Option wäre eine zweischichtige Herstellungsvariante aus zwei Werkstoffen, was als verblendete Restauration bezeichnet wird. Die nachfolgende Abbildung 3.2 soll die Herstellungsoptionen für Brücken darstellen.

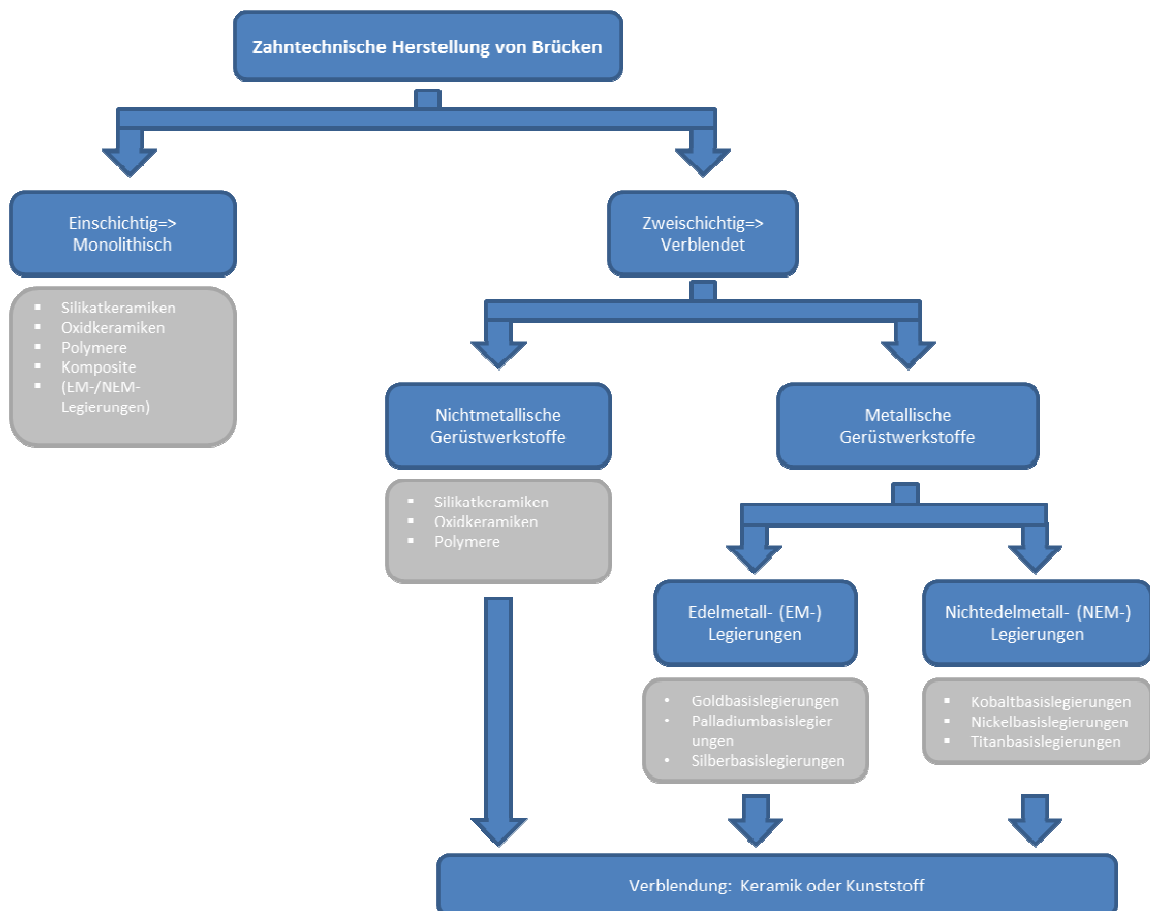


Abb. 3.2: Herstellungsmöglichkeiten von zahnärztlichen Brücken

Als wichtigste Dentalwerkstoffe für die Brückenprothetik gelten bis heute die Metalle. Hierbei stehen verschiedene aufbrennfähige Edelmetall- (EM-) und Nichtedelmetall- (NEM-) Legierungen zur Verfügung. Diese werden alle aufgrund der Anforderung nach ästhetisch zahnfarbenen Restaurationen als Gerüstmaterial verwendet, um danach mit einer zweiten Schicht, vorzugsweise aus Keramiken, verblendet zu werden. Die

Verblendung von Metallen, bekannt als VMK-Technik (Verblend-Metall-Keramik), ist seit den 1960er Jahren in der Zahnmedizin gebräuchlich und gilt bis heute als Goldstandard der zahnärztlichen Brückenprothetik. Die auf dem Markt verfügbaren Metalllegierungen werden nach den Hauptbestandteilen in edelmetallhaltige Gold-, Silber-, Palladium-, sowie edelmetallfreie Nickel-, Kobalt- und Titanlegierungen unterteilt. Die am meisten verwendeten Metalle sind bei den edelmetallhaltigen Legierungen Goldbasislegierungen. Aufgrund des hohen Goldpreises und des niedrigeren E-Moduls von Goldbasislegierungen wird vornehmlich auf edelmetallfreie Legierungen zurückgegriffen. Hierbei sind Kobaltbasislegierungen wegen ihrer hohen Festigkeit und niedrigen Korrosionsrate am gebräuchlichsten. Nickelbasislegierungen, die durch ihre guten physikalischen Eigenschaften lange Zeit verwendet wurden, sind im europäischen Raum wegen der steigenden Nickelsensibilisierungen zurückhaltender im Gebrauch<sup>112, 125</sup>.

*Scurria et al* zeigte im Jahr 1998 durch eine Metaanalyse Überlebensraten für VMK-Brücken von 75% nach 15 Jahren Tragedauer und eine mittlere Tragezeit von 20 Jahren, was für prothetische Versorgungen als hoch anzusehen ist. Reviews zeigten mit einer Überlebensrate von 94,4% nach 5 Jahren und von 89,1% nach 10 Jahren ähnliche Ergebnisse<sup>96, 150</sup>.

Die Weiterentwicklung von Materialien und der Trend zu metallfreien Alternativen führten zur Einführung von Gerüstwerkstoffen auf vollkeramischer Basis. Besonders aus ästhetischer Sicht sind vollkeramische Restaurationen den metallgestützten überlegen. Als mögliche Gerüstwerkstoffe kommen Oxidkeramiken, insbesondere Zirkoniumdioxid und bei den Silikatkeramiken die Lithiumdisilikate zum Einsatz. Beide Materialgruppen sind für Kronenrestaurationen im Front- und Seitenzahngebiet nutzbar. Bei der Verwendung als Brückengerüst sind jedoch die Lithiumdisilikatkeramiken wegen ihrer geringeren Bruchfestigkeit auf die Frontzähne und Seitenzähne bis zum zweiten Prämolaren durch den Hersteller limitiert. Aufgrund der notwendigen hohen Stabilität im Molarenbereich finden in diesem Bereich nur Oxidkeramiken wie Zirkoniumdioxid als Gerüstmaterial Verwendung. Die größte Schwäche jedoch von Zirkoniumdioxidrestaurationen ist die notwendige Verblendung mit Glaskeramiken, die physikalisch gesehen eine relativ geringe Festigkeit aufweisen. Die Fraktur von Verblendkeramik, auch als „Chipping“ bekannt, stellt die am häufigsten dokumentierte Komplikation des verblendeten vollkeramischen Systems dar<sup>41, 40, 116, 117</sup>.

Eine Möglichkeit zur Vermeidung von Verblendkeramikfrakturen stellt die Nutzung monolithisch verwendbarer Dentalwerkstoffe dar. Der stetige Fortschritt in der Digitalisierung und CAD/CAM-Verarbeitung führte zur Entwicklung eines breiten Materialportfolios. Mögliche monolithisch einsetzbare Werkstoffe sind Oxid- und Silikatkeramiken, Polymere und Komposite. Als großer Vorteil dieser Materialien sind die verkürzten Prozesszeiten im Zahntechnikerlabor, das Ausbleiben von Verblendfrakturen und die geringeren Mindestwandstärken zu nennen<sup>106</sup>. Bei Lithiumdisilikaten als auch bei den Zirkoniumdioxiden konnten beim Vergleich monolithisch gefertigter Restaurationen gegenüber verblendeter Restaurationen höhere Erfolgsraten nachgewiesen werden<sup>62, 63, 77</sup>. Die 8- respektive 10-Jahres-Überlebensraten monolithischer Lithiumdisilikatbrücken lag in klinisch durchgeführten Studien bei 93% und 87,9%<sup>62, 162</sup>. Polymere und Komposite sind bisher nur als provisorische Materialien für Brückenrestaurationen nutzbar, zeigen aber schon vielversprechende Ergebnisse bei durchgeführten in-vitro-Studien von Kronenrestaurationen<sup>27, 35, 169</sup>.

Im nachfolgenden Kapitel werden die in dieser durchgeführten Studie verwendeten Materialien vorgestellt, bei denen theoretisch die Möglichkeit der Nutzung als Brückenwerkstoff besteht.

## 3.2 Prüfmateriale im Detail

### 3.2.1 LuxaCam PEEK und PEEK Biosolution

Die Materialien LuxaCam PEEK (DMG GmbH, Hamburg, Deutschland) und PEEK Biosolution (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Deutschland) gehören zu der Werkstoffgruppe der Polyaryletherketone (PAEK), einer Gruppe von Hochleistungsthermoplasten. Bereits vor über 30 Jahren beschäftigte sich die Wissenschaft mit der Biokompatibilität und der möglichen medizinischen Verwendung von PAEK-Materialien <sup>160</sup>. In den 1990er Jahren durch die amerikanische Food and Drug Administration (FDA) zertifiziert, findet PAEK vorwiegend Verwendung in der Humanmedizin als Implantatmaterial in der Traumatologie, Orthopädie und Neurochirurgie <sup>127</sup>. Im Bereich der Zahnmedizin gerät der PAEK-Werkstoff aufgrund seiner guten werkstoffkundlichen Eigenschaften immer mehr in den Fokus. Sowohl permanente Versorgungen als auch herausnehmbarer Zahnersatz werden zunehmend durch CAD/CAM- oder Spritzgussverfahren hergestellt. Der aktuelle Anwendungsbereich liegt hier bei Gerüsten für Kronen und Brücken <sup>141, 139</sup>, bei Prothesenbasen und -klammern <sup>151</sup>, in der Implantatprothetik <sup>3, 81</sup> und bei Teleskopversorgungen <sup>156</sup>.

Aus chemischer Sicht bestehen PAEK-Werkstoffe aus einer Kette aromatischer Grundgerüste, die mit funktionellen Keton- und Ethergruppen verbunden sind. Das bekannteste und in der Medizin gebräuchlichste PAEK-Material ist Polyetheretherketon (PEEK). In Anwesenheit von Diphenylsulfon und Kaliumcarbonat wird PEEK in einer Polykondensationsreaktion aus 4,4'-Difluorobenzophenon und dem Natriumsalz des Hydrochinons unter Natriumfluorid-Abspaltung bei etwa 300 °C hergestellt <sup>81</sup> (Abbildung 3.3).

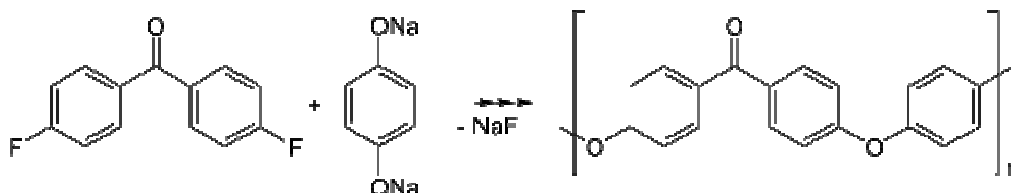


Abb. 3.3: Chemische Kondensationsreaktion aus 4,4'-Difluorobenzophenon und dem Natriumsalz des Hydrochinons zu PEEK



Aufgrund der chemischen Struktur bestehend aus polyaromatischen Ketten und Keton-respektive Etherverknüpfungen ist das Material bei hohen Temperaturen (etwa 300-360 °C) äußerst stabil und gilt somit als hochtemperaturbeständig. Im Vergleich zu anderen Polymeren weist PEEK eine hohe Festigkeit und eine gute Hydrolysebeständigkeit auf<sup>112</sup>. Desweiteren besitzt PEEK mit 3 bis 4 GPa ein im Vergleich zu anderen Brückenwerkstoffen relativ niedriges Elastizitätsmodul (E-Modul), was dem E-Modul von kortikalem Knochen (5 GPa) sehr nahe kommt<sup>135</sup>. Die Materialeigenschaften können durch Beimengung von verschiedenen Zusatzstoffen verändert werden. So kann durch Dotierung mit Titanoxid die Eigenfarbe aufgehellt oder durch Beimischung von Bariumsulfat eine höhere Röntgenopazität erreicht werden. Glas- oder Kohlefasern als Zusatzstoffe führen zu einer Erhöhung der Festigkeit und des E-Moduls<sup>81, 127</sup>. Es wurde in verschiedenen in-vitro-Studien gezeigt, dass PEEK weder mutagen noch genotoxisch wirksam ist und eine ausgezeichnete Biokompatibilität aufweist<sup>59, 80, 127</sup>.

Bislang sind keine in-vivo-Studien vorhanden, die sich mit prothetischem Zahnersatz auf PEEK-Basis beschäftigen, da es in der Zahnmedizin erst relativ kurz eingesetzt wird. Hier beschränkt sich die Literatur auf einzelne Case Reports, die dem PEEK ein großes Potential zuschreiben<sup>7, 130, 132</sup>.

### **3.2.2 *Celtra Press***

Celtra Press (Dentsply Sirona/DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland) wurde 2016 auf dem Dentalmarkt eingeführt. Hierbei handelt es sich um eine zirkoniumdioxidverstärkte Lithium-Silikat-Keramik (ZLS). In einer Industriekooperation der DeguDent GmbH und der VITA Zahnfabrik (Bad Säckingen, Deutschland) wurde mit dem Fraunhofer Institut für Silikatforschung dieses Material entwickelt.

Die ZLS-Keramik ist sowohl als Presspellets (Celtra Press) als auch für die CAD/CAM-Verarbeitung in Fräsblöcken (Celtra Duo) erhältlich. Der Indikationsbereich erstreckt sich von Inlays, Onlays, Veneers, Teilkronen über Kronen bis hin zu Brücken bis zum zweiten Prämolaren. Der Anteil an Zirkoniumdioxid, der sich homogen in der Glasphase gelöst befindet, beträgt laut Hersteller 10%<sup>134</sup>. Die durchschnittliche Kristallgröße von etwa 0,5 µm ist vier- bis achtmal kleiner als Lithiumdisilikatkristallite, was zu einer feineren Mikrostruktur mit einer höheren Glasphase führt<sup>104</sup>. Dadurch sollen

den Herstellerangaben zu Folge die ästhetischen Eigenschaften mit höherer Transluzenz verbessert und im Vergleich den reinen Lithiumdisilikatkeramiken überlegen sein <sup>10</sup>.

Laut Hersteller kann die ZLS-Keramik sowohl im polierten Zustand als auch im zusätzlich durch einen Glasurbrand modifizierten Zustand verwendet werden. Hierbei muss aber ein besonderes Augenmerk auf die dadurch unterschiedlichen Biegefestigkeitswerte gelegt werden. Im polierten Zustand liegt die Biegefestigkeit bei etwa 210MPa, die jedoch durch einen Glasurbrand, auch als „Power-Fire“-Behandlung bezeichnet, auf 370MPa erhöht werden kann <sup>100</sup>. Die deutliche Festigkeitssteigerung mit dem Power-Fire-Brand wird durch die Hitzeapplikation in Kombination mit der Glasur- respektive Keramikmalmasse begründet, was zu einer Reparatur von im Fertigungsprozess entstandenen Mikrorissen führen soll <sup>12</sup>.

Es liegen bisher keine bekannten in-vitro-Studien vor, die sich mit der Festigkeit von Celtra Press-Brücken beschäftigten. Aufgrund des starken Trends zur Anwendung von CAD/CAM-Materialien wurde in literaturbekannten Studien zunächst das Augenmerk auf die fräsbare ZLS-Keramik-Variante Celtra Duo gelegt. Bei verschiedenen in-vitro-Studien wurden Abrasionsversuche von Restaurationmaterialien durchgeführt. Hierbei wurden Zirkondioxid <sup>22</sup> und Steatit <sup>168</sup> als Antagonisten verwendet. *D’Arcangelo et al* stellten fest, dass poliertes Celtra Duo signifikant höhere Abrasionswerte als humaner Schmelz zeigte. Prüfkörper, die jedoch einem Glasurbrand unterzogen wurden, zeigten im Vergleich zum humanen Schmelz keinen signifikanten Unterschied. Bei einer Belastungskraft von 49 N und 120.000 Kausimulationszyklen lagen die durchschnittlichen Abrasionswerte für Celtra Duo bei 320 µm nach Politur, respektive 278 µm nach Glasurbrandbehandlung <sup>22</sup>. *Zierden et al* stellten fest, dass nach künstlicher Alterung im Kausimulator (1,2 Mio Zyklen bei 108N) Celtra Duo mit einem durchschnittlichen Wert von 217 µm ähnliche abrasive Eigenschaften am Antagonisten hat wie die leuzitverstärkte Glaskeramik IPS Empress CAD mit 202 µm. Jedoch lagen die Bruchfestigkeitswerte von Celtra Duo (2217 N) signifikant höher als die von IPS Empress CAD (1467 N) <sup>168</sup>. *Rosentritt et al* führten in-vitro-Bruchfestigkeitsversuche von Kronen auf Zähnen und Implantaten nach Kausimulation durch. Hierbei war Celtra Duo mit einem medianen Bruchfestigkeitswert von 2189 N der Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max CAD mit 2664 N unterlegen <sup>111</sup>. In einer in-vitro-Studie von *Preis et al* stellte sich kein signifikanter Unterschied in der Bruchfestigkeit von Celtra Duo zu IPS e.max CAD dar. Weiterhin konnte hier kein signifikanter Einfluss des

Befestigungsmaterials auf die Bruchfestigkeit von Celtra Duo festgestellt werden<sup>100</sup>. *Taha et al* zeigten eine signifikante Unterlegenheit von Celtra Duo in den ermittelten Bruchkraftwerten von Kronen im Vergleich zu dem gleichzeitig mitgetesteten Lithiumdisilikat-Werkstoff IPS e.max CAD. Es muss jedoch beachtet werden, dass Celtra Duo „unfired“, also ohne Glasurbrandbehandlung getestet wurde, was sich laut Autoren definitiv auf die Bruchkraftwerte negativ auswirkte<sup>149</sup>. Es liegen bis heute nur wenige Case Reports vor, die die Verwendung von ZLS-Keramiken beschreiben. Diese weisen dem Material aber insgesamt gute Eigenschaften nach<sup>45, 105, 170</sup>. Klinische Studien für die Verwendung als Brückenwerkstoff liegen nach aktuellem Wissensstand keine vor.

### 3.2.3 *IPS e.max Press*

Das Material IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) zählt zur Gruppe der Silikatkeramiken. Es handelt sich hierbei um eine lithium-disilikat verstärkte Glaskeramik, die mittels Presstechnik zahntechnisch verarbeitet werden kann. Lithium-Disilikate ( $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ ) wurden erstmals mit dem Produkt Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) im Jahre 1998 als Gerüstmaterial mit einer Biegefestigkeit von 350 MPa bei der Zahnersatzherstellung eingesetzt<sup>163</sup>. Weiterentwicklungen der optischen und mechanischen Eigenschaften sowie der Verbesserung der Produktionsprozesse führte zur Markteinführung von IPS e.max Press<sup>163</sup>. Für diese Materialklasse ist auch ein Pendant für die CAD/CAM-Verarbeitung unter dem Produktnamen IPS e.max CAD seit 2006 auf dem Markt erhältlich. Der Indikationsbereich der lithium-disilikat-verstärkten Glaskeramik umfasst Veneers, Onlays, Inlays, Voll- und Teilkronen, sowie dreigliedrige Brücken bis zum zweiten Prämolaren. Im direkten Vergleich zeigt die Pressvariante IPS e.max Press (440 MPa) gegenüber dem IPS e.max CAD (360 MPa) bessere mechanische Eigenschaften mit einer höheren 3-Punkt-Biegefestigkeit<sup>154</sup>.

Das Materialgefüge besteht nach Herstellerangaben beim IPS e.max Press zu 70% aus Lithium-Disilikatkristallen mit einer Länge von 3 bis 6  $\mu\text{m}$ , die in eine Glasmatrix eingebettet sind. Bei REM-Analysen haben *Guazzo et al* und *Della Bona et al* im Mittel 3,4  $\mu\text{m}$  und 0,5 bis 2  $\mu\text{m}$  lange Kristalle beschrieben. Diese Keramik weist durch die Lithium-Disilikat-Kristalle mit ihrer untereinander stark vernetzten Struktur eine mehr als zweifach höhere Biegefestigkeit als leuzitverstärkte Glaskeramiken auf<sup>53</sup>.

Für IPS e.max Press wurden einige Studien durchgeführt. Die Arbeitsgruppe um *Silva et al* gliederte insgesamt 236 Restaurationen aus IPS e.max Press mit vierjähriger Beobachtungszeit ein. Hierbei musste innerhalb dieses Zeitraums keine Restauration ersetzt werden <sup>131</sup>. In einer klinischen retrospektiven Studie von *Samer et al* konnte eine mittlere drei-Jahres-Überlebensrate von 97,7% für Kronen aus IPS e.max Press beschrieben werden <sup>119</sup>. Ähnliche klinische Ergebnisse konnte *Gehrt et al* bei 104 eingesetzten Einzelzahnkronen mit einer kumulativen Überlebensrate von 97,4% nach fünf und 94,8% nach acht Jahren nachweisen <sup>37</sup>.

Eine klinische Studie über zehn Jahre mit Verwendung von IPS e.max Press für dreigliedrige Brücken wurde von *Kern et al* durchgeführt. Hierbei wurde die Überlebensrate bei strikter Einhaltung der Verarbeitungsempfehlungen für dreigliedrige monolithische anteriore und posteriore Lithium-Disilikatbrücken mit 100% nach fünf Jahren, respektive 87,9% nach zehn Jahren Tragedauer beziffert <sup>61</sup>. Verblendete Lithium-Disilikatbrücken können aufgrund reduzierter klinischer Widerstandsfähigkeit nicht empfohlen werden <sup>74</sup>. *Wolfart et al* stellten bei der Eingliederung von IPS e.max Press-Brücken über einen Beobachtungszeitraum von acht Jahren eine Überlebensrate von 93% fest <sup>162</sup>.

### **3.2.4 Lava Esthetic**

Das seit Anfang 2017 auf dem Dentalmarkt erhältliche Lava Esthetic (3M Espe GmbH, Seefeld, Deutschland) gehört zur Klasse der Oxidkeramiken. Es handelt sich hierbei um eine fluoreszierende Zirkoniumoxidkeramik und damit um eine relativ neuartige Entwicklung in diesem Bereich. Der Indikationsbereich umfasst laut Herstellerangaben Inlays, Onlays, Veneers und Kronen, sowie dreigliedrige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich.

Die physikalischen Eigenschaften der Zirkonoxidkeramiken, insbesondere das E-Modul und die Biegefestigkeit, sind in der Regel höher als die der anderen auf dem Markt erhältlichen Dentalkeramiken. Anfänglich hatten Zirkonoxidkeramiken ein nur weiß-opakes Erscheinungsbild, wodurch sich diese Werkstoffe aufgrund der ästhetischen Defizite vor allem als Gerüstmaterial für fragile Verblendkeramiken im Bereich metallfreier prothetischer Versorgungen eigneten. Ein großes Problem der verblendeten Zirkonoxidgerüste stellen jedoch die Frakturen der Verblendkeramiken dar, was als „Chipping“ bezeichnet wird. Diese Brucherscheinungen entstehen zum einen durch die

deutlich niedrigere Festigkeit von Verblendmaterialien und zum anderen durch unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten, welche bereits zu inneren Spannungen in der Restauration führen<sup>144</sup>. Im Vergleich zu Metall-Keramik-Restaurationen zeigen laut *Pjetursson et al* verblendete Zirkonoxidgerüste höhere Komplikationsraten auf<sup>97</sup>. Aufgrund dieser Problematik wurden durch Änderungen der Zusammensetzung der Zirkonoxidkeramiken die ästhetischen Eigenschaften weiterentwickelt, sodass diese für monolithische Restaurationen im Seitenzahnbereich ohne notwendige Verblendung verwendet werden konnten.

Die Erhöhung der transluzenten Eigenschaften, welche für ästhetische Belange von großer Bedeutung sind, können auf verschiedene Arten erreicht werden. Entweder kann die Korngröße der Zirkonoxidpartikel durch Beimischung von Zirkonoxidnanopulver verringert oder der Aluminiumoxidanteil im Material erniedrigt werden<sup>142, 165</sup>. Eine weitere Möglichkeit der Transluzenzsteigerung wird bei Lava Esthetic durch die Erhöhung des Phasenanteils von kubischem Zirkonoxid in der Kristallstruktur angewendet. Laut *Stawarczyk et al* minimiert kubisches Zirkonoxid die Lichtstreuungseffekte deutlich durch seine optische Isotropie<sup>144</sup>. Es konnte in einer in-vitro-Studie gezeigt werden, dass bei Zirkonoxidmaterialien mit erhöhtem kubischen Phasenanteil die Lichttransmissionswerte höher lagen, jedoch immernoch der Lithiumsilikatkeramik optisch unterlegen waren<sup>44</sup>. Ein Nachteil von transluzenteren Zirkonoxiden ist die gleichzeitig einhergehende Erniedrigung der Bruchfestigkeit. Es wird davon ausgegangen, dass diese schwächer und spröder als herkömmliche Zirkonoxidmaterialien sind<sup>164</sup>. Großer Vorteil monolithisch verwendbarer Zirkonoxidmaterialien gegenüber Lithium-Silikat-Keramiken ist die reduzierte Mindestschichtstärke der Restaurationen, sodass prothetisch deutlich zahnhartsubstanzschonender therapiert werden kann<sup>87</sup>. In-vivo-Studien, die sich mit Lava Esthetic als Restaurationsmaterial beschäftigen, sind nach aktuellem Wissenstand bisher keine vorhanden.

### **3.2.5 C&B MFH und E-Dent 400**

Sowohl C&B MFH (NextDent, Soesterberg, Niederlande) als auch E-Dent 400 (Vertex, Soesterberg, Niederlande) sind Kompositwerkstoffe, die für den „3D-Druck“ entwickelt wurden und somit einer relativ neuen Dentaltechnologie zuzuordnen sind. Mit der zunehmenden Entwicklung der computergestützten Herstellprozesse kam es neben dem subtraktiven CAD/CAM-Fräsverfahren zur Verbesserung additiver Fertigungstechnologien (AFT).

Vorteile der AFT sind

- Optimierte Materialausnutzung (kein Fräsverschleiß)
- Möglichkeit der Herstellung von Multimaterialstrukturen
- Einfachere Herstellung komplexer Bauteile (keine Frässtrategien notwendig).

Die derzeit für die metallfreie dentale Anwendung relevanten Fertigungstechnologien sind die Wannen-Photopolymerisation und das Schmelzsichten. Diese sollen im Weiteren erläutert werden.

Das Schmelzsichten, auch als „Fused Filament Fabrication“ (FFF) bekannt, ist die einfachste und zu gleich auch populärste aller AFT. Bei diesem Verfahren werden thermoplastische Polymerfilamente in einen Extruder gezogen, dort üblicherweise je nach Material auf 200 bis 300 °C erhitzt und dann flüssig auf einem beheizten Druckbett abgelegt. So wird schichtweise das Druckobjekt aus aufgeschmolzenem Material erstellt und kühlt anschließend ab<sup>137</sup>.

Bei der Wannen-Photopolymerisation wird die Objektherstellung über lichtinduzierte Polymerisationsprozesse erreicht, bei denen flüssige photosensible Kunststoffe, meist PMMA oder Komposite, zum Einsatz kommen. Hierbei sind zwei Haupttechnologien zu unterscheiden, deren Hauptunterschied in der Art der Lichtquelle zur Aushärtung der Monomere liegt. Bei der DLP-Technologie (Digital light processing) erfolgt durch ein schichtweise projiziertes Bild eine flächige Maskenbelichtung, während bei der SLA-Technologie (Stereolithography Apparatus) eine punktgenaue Belichtung durch einen Laserstrahl erfolgt. Bei beiden Technologien wird das flüssige Polymer in eine Wanne gefüllt, die am Boden lichtdurchlässig ist. Über die entsprechende Belichtungseinheit (Maskenbelichtung oder Laser) wird dann das Monomer auf der Bauplattform Schicht für Schicht zu einem wachsenden Druckobjekt ausgehärtet. Beiden Fertigungsverfahren der Wannen-Photopolymerisation ist das Postprocessing als wichtiges Element gleich. Dabei wird der Polymerisationsprozess durch Nachbelichtung in entsprechenden Licht-härteöfen vollständig abgeschlossen. Damit soll eine endgültige Dimensionsstabilität und Biokompatibilität mit möglichst niedrigem Restmonomergehalt erreicht werden<sup>137</sup>.

Der DLP-Druck ist momentan das in der Zahnmedizin am häufigsten genutzte Verfahren mit einer relativ hohen Genauigkeit von 25 bis 50 µm. Die in dieser Studie genutzten Materialien wurden beide zur Brückenherstellung in der DLP-Technologie

verwendet. Der Indikationsbereich druckbarer Kompositwerkstoffe erstreckt sich laut Hersteller auf Kronen- und Brückenprovisorien<sup>30, 84</sup>.

### 3.2.6 *LuxaCam Composite*

Das für die Anwendung in der CAD/CAM-Technologie entwickelte Material LuxaCam Composite (DMG GmbH, Hamburg, Deutschland) gehört zur Materialklasse der Hybridkomposite und ist als Fräsronde seit 2016 auf dem Dentalmarkt erhältlich. Als Verbundwerkstoff mit einer organischen Polymermatrix und einem fast 80%igen anorganischen Silikatglasanteil verbindet er Eigenschaften von Kompositen und Keramiken. Der Indikationsbereich erstreckt sich laut Herstellerangaben von Tabletops und Inlays, über Teil- und Vollkronen bis hin zu dreigliedrigen Brücken<sup>26</sup>.

Vorteil der industriell hergestellten Fräsrenden stellt der standardisierte Verfahrensablauf unter hohem Pressdruck und optimal abgestimmten Temperatur- und Zeitverhältnissen dar, sodass diese den konventionell polymerisierten Kompositen in den mechanischen Eigenschaften überlegen sind<sup>5, 39</sup>. Durch die industrielle Fertigung ist hierbei nur noch von einem geringen Restmonomergehalt auszugehen, was sich positiv auf die Bioverträglichkeit auswirkt<sup>112</sup>. *Stawarczyk et al* verglich in einer in-vitro-Studie CAD/CAM-gefertigte dreigliedrige Seitenzahnbrücken mit konventionell polymerisierten Kompositbrücken. Es konnten höhere Bruchkraftwerte bei den CAD/CAM-Kompositen festgestellt werden<sup>141</sup>. Das E-Modul von CAD/CAM-Kompositen weist gegenüber den Glaskeramiken (ca. 55-60 GPa) und Hybridkeramiken (ca. 30 GPa) mit 8-14 GPa einen deutlich niedrigeren Wert auf. Je näher der Wert des E-Moduls an dem des Dentins (ca. 11-19 GPa) ist, umso dämpfender sind die Materialeigenschaften auf den Zahn und den Zahnhalteapparat<sup>112</sup>.

Als großer Vorteil von kunststoffbasierten CAD/CAM-Materialien gegenüber keramischen Werkstoffen gilt die geringe Antagonistenabrasion<sup>9, 65</sup>. Demgegenüber steht der Eigenabrieb respektive Eigenverschleiß, der bei den kunststoffbasierten CAD/CAM-Materialien höher ist als bei Keramiken, sodass von einer stärkeren Abnutzung im klinischen Gebrauch ausgegangen werden kann<sup>147, 145</sup>. Generell wird den polymerbasierten Hochleistungswerkstoffen als Ersatz für keramische Restaurationsmaterialien ein großes Potential zugeschrieben. Die wissenschaftliche Datenlage von LuxaCam Composite als Restaurationsmaterial beschränkt sich nur auf wenige Case

Reports, die bis jetzt keine aussagekräftigen Langzeitprognosen zur Anwendung als definitiven Restauraionswerkstoff zulassen <sup>15, 28</sup>.

### 3.2.7 *M-PM*<sup>®</sup>

Das Material M-PM<sup>®</sup> (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Deutschland) ist seit 2011 auf dem Markt erhältlich und wurde für die CAD/CAM-Verarbeitung als Fräsronde entwickelt. Es gehört zur Werkstoffklasse der Polymethylmethacrylate (PMMA) und besteht aus einem hochvernetzten füll- und faserstofffreien Polymernetzwerk, das auf Basis einer durch Radikalkettenreaktion von Methacrylsäuremethylestern erzeugt wurde <sup>78</sup>.

Grundsätzlich gibt es verschiedene Polymersysteme, die zur Herstellung temporärer oder semipermanenter Restaurationen verwendet werden können. Es stehen Pulver-Flüssigkeits- und Paste-Paste-Systeme sowie fräsbare CAD/CAM-Ronden zur Restaurationsherstellung zur Verfügung. Vorteil dieser industriell standardisiert hergestellten Fräsblöcke stellt die meist porenfreie und sehr homogene Struktur dar. Im Gegensatz dazu ist diese molekulare Struktur bei der Herstellung mit Paste-Paste- oder Pulver-Flüssigkeits-Systemen anfällig für Unregelmäßigkeiten, Poren und Mikrorissen, die zur Abnahme der Langzeitstabilität führen können <sup>27</sup>. Es wurde gezeigt, dass CAD/CAM-Fräsblöcke sowohl bei den Bruchfestigkeitswerten als auch in den ästhetischen Eigenschaften den manuell gefertigten PMMA-Materialien überlegen sind <sup>5, 15, 42</sup>. *Goncu Basaran et al* verglichen die Bruchfestigkeit von manuell hergestellten und gefrästen dreigliedriger Brücken. Sie kamen zum Ergebnis, dass CAD/CAM-gefertigte Brücken eine höhere Stabilität besitzen als manuell polymerisierte Brücken <sup>39</sup>. Zu einem identischen Ergebnis kam die Studiengruppe *Alt et al*. In ihrer in-vitro-Studie zeigten CAD/CAM-gefertigte Brücken nach thermozyklischer Wechselbelastung (5000 Belastungszyklen bei 5 °C/55 °C) eine signifikant höhere Bruchfestigkeit als die konventionell hergestellten Seitenzahnbrücken <sup>5</sup>.

Weiterhin zeigen einige PMMA-Kunststoffe bessere lichteptische Eigenschaften als Keramiken und sind deshalb im ästhetisch sichtbaren Bereich gut nutzbar. Größerer Nachteil, was sich insgesamt auf die Bruchfestigkeit der Materialklasse auswirken kann, ist das niedrige E-Modul mit Werten von 2,7 bis 3,2 GPa sowie die reduzierte Abrasionsfestigkeit <sup>15</sup>.



Der Einsatz von PMMA-basierten Materialien beschränkt sich bisher auf den temporären respektive den semipermanenten Einsatz als Langzeitprovisorien für Kronen und Brückenrestorationen. Merz Dental gibt für ihr Material M-PM<sup>®</sup> eine klinische Haltbarkeit von bis zu drei Jahren an <sup>78</sup>. Studien, die sich mit der Bruchfestigkeit von M-PM<sup>®</sup> beschäftigt haben, sind nach aktuellem Wissensstand keine bekannt.

### 3.3 Grundlagen der experimentellen Bedingungen

Um die Verwendbarkeit und Eignung neuer dentaler Materialien zu bewerten, stellen klinische Studien immer das Mittel der Wahl dar. Allerdings werden die mittels klinischen Studien gewonnenen Ergebnisse oft durch hohe Investitionen und Ausgaben limitiert. Teilweise sind zusätzlich diese in-vivo-Studien mit zu geringen Fallzahlen oder mit einer hohen Ergebnisabweichung kombiniert. Deshalb gewinnen bei einer immer größer werdenden Auswahl an Dentalmaterialien validierte in-vitro-Studien mehr an Bedeutung, um schon im Voraus eine Tendenz für die zu erwartende klinische Performance aussprechen zu können<sup>110</sup>. Damit diese in-vitro-Versuche möglichst kliniknah gestaltet werden können, werden relevante Einflüsse der Mundhöhle für einen simulierten künstlichen Alterungsprozess miteinbezogen. Eine feste Methodik als Norm für Testverfahren zu definieren, ist aufgrund vieler individueller Einflussfaktoren wie Nahrungsbeschaffenheit, parafunktionelle Gewohnheiten und Parodontalzustand nicht möglich. Es zeigt sich aber vor allem, dass primär die thermischen und mechanischen Belastungen in einem feuchten Milieu wichtige Merkmale für die künstliche Alterung dentaler Materialien darstellen<sup>58, 82, 89</sup>. Diese Einflussfaktoren sollen im Weiteren näher betrachtet werden.

#### 3.3.1 *Thermische Wechselbelastung (Thermocycling)*

Zur adäquaten Simulation von Mundhöhlenbedingungen stellt die thermische Wechselbelastung mit feuchter Umgebung in der Werkstoffkunde einen wichtigen Parameter dar. Prüfkörper werden dabei zyklisch von unterschiedlich temperiertem Wasser umspült, um die klinische Situation bei Nahrungsaufnahme und Atmung nachzuahmen. Es wurde bereits in vielen in-vitro-Studien gezeigt, dass die Festigkeit verschiedener dentaler Materialien mehr oder weniger stark durch Thermolastwechsel herabgesetzt wird<sup>82</sup>. Laut *Dhima et al* führt ein feuchtes Umgebungsmilieu bei Laborversuchen zu einer Schwächung von Keramiken, was als Laborstandard bei Studien von Dentalkeramiken empfohlen wird<sup>24</sup>. Ein gemeinsamer Goldstandard in der Literatur was Temperaturbereich, Frequenz und Belastungsdauer angeht, wurde bisher noch nicht gesetzt. Als Ergebnis dieser Tatsache sind verschiedene Thermocycling-Protokolle in der Literatur zu finden. *Spierings et al* und *Palmer et al* haben sich in den 1980er und 1990ern mit den in der Mundhöhle auftretenden Minimal- respektive Maximaltemperaturen auseinandergesetzt und sind zum Ergebnis gekommen, dass

Temperaturen auf der Zahnoberfläche zwischen 0 °C und 67 °C durchaus zu erreichen sind<sup>92, 136</sup>. Der größte Teil an Studien mit verwendetem Thermocycling nutzte einen Temperaturbereich von 5 °C bis 55 °C<sup>82</sup>. Die Anzahl der durchgeführten Thermozyklen variiert in der Literatur zwischen 1251 und 10.000, wobei man von schätzungsweise 20 Temperaturzyklen pro Tag ausgehen kann, was in etwa 7200 Zyklen pro Jahr entsprechen würde<sup>36, 82</sup>.

### 3.3.2 *Mechanische Wechselbelastung*

Mit der Nahrungszerkleinerung als Hauptfunktion der Zähne sind dentale Restaurationen einer ständig wiederkehrenden mechanischen Belastung ausgesetzt. Aus diesem Grund ist eine Simulation der mechanischen Belastung notwendig, um eine Aussage hinsichtlich der Bruchfestigkeit dentaler Materialien treffen zu können. Gerade bei vollkeramischen Restaurationen, wie auch die in dieser Studie eingesetzten Werkstoffe IPS e.max Press, Celtra Press und Lava Esthetic, stellt die zyklische mechanische Wechselbelastung einen wichtigen Einflussfaktor für die Bruchfestigkeit dar. In-vitro-Studien zeigten, dass zyklisch auf eine Restauration einwirkende Kräfte nicht zum sofortigen Bruch führen, sondern in der Molekülstruktur zu einer verstärkten unterkritischen Rissausbreitung. Diese reduziert signifikant die mechanische Festigkeit und führt nach zu hoher Dauerbelastung zum kritischen Riss mit komplettem Versagen der eingegliederten Restauration<sup>115</sup>.

Physiologisch treten mechanische Belastungen in Form von artikulierenden Zahnkontakten insbesondere beim Schlucken und Kauen auf. Parafunktionelle Bewegungen, wie Pressen und Knirschen bei Bruxismuspatienten, generieren die höchsten mechanischen Belastungen am Kauorgan. Auftretende maximale Kaukräfte liegen laut *Waltimo et al* abhängig von der Messmethode, dem Geschlecht, der Zahnung und der Speise zwischen 70 und 909 N<sup>157</sup>. *Rosentritt et al* beschreiben, dass die Höhe der Kaukraft einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit dentaler Restaurationen hat. Die durchschnittliche Kaukraft wird im anterioren Bereich mit bis zu 200 N und im posterioren Bereich mit bis zu 350 N beschrieben. Bruxismuspatienten erreichen sogar Kaukräfte um die 1000 N<sup>108</sup>. Bei der notwendigen Anzahl an durchzuführenden Kau- respektive Belastungszyklen besteht in der Literatur noch kein einheitlicher Konsens. *Rosentritt et al* gehen durch eine kleine Teststudie an Klinikumsmitarbeitern davon aus, dass ein Individuum im Durchschnitt etwa 800.000 Kauzyklen pro Jahr durchführt<sup>108</sup>. Bei Hochrechnungen wurde in einer in-vitro-Abrasionsstudie durch *Sakaguchi et al*

festgestellt, dass die künstliche Alterung dentaler Restaurationen mit 250.000 zyklischen Wechselbelastungen einer klinischen Tragedauer von einem Jahr sehr nahe kommt<sup>118</sup>. Die durchgeführte Anzahl an Belastungszyklen variiert in unterschiedlichen Studien sehr stark und hat einen Umfang von 10.000 bis 3,6 Millionen Zyklen. Üblicherweise repräsentieren aber in den meisten Studien 250.000 Belastungszyklen in-vitro ein klinisches Jahr<sup>82</sup>.

### **3.3.3 Kausimulatoren**

Durch die stetige Entwicklung neuer Materialien und Restaurationstechniken, müssen vor dem klinischen Einsatz möglichst mit niedrigem Zeit- und Kostenaufwand labortechnische Untersuchungen erfolgen, die eine Eignung des Materials für den klinischen Gebrauch sicherstellen. Dies kann mit Hilfe von möglichst genauen Simulationen erfolgen.

Deshalb wurden Kausimulatoren konstruiert und bis heute weiterentwickelt, um das Verhalten dentaler Werkstoffe und Restaurationen unter standardisierten mechanischen, thermischen und chemischen Belastungen, wie diese auch in der Mundhöhle vorzufinden sind, zu testen. Hierdurch besteht die Möglichkeit innerhalb kurzer Zeit eine tendenzielle Bewertung zahnmedizinischer Materialien und Konstruktionen abzugeben.

Ein erstes wichtiges Beispiel für den Versuch der künstlichen Alterung von Prüfkörpern mithilfe eines Kausimulators stellt die Methode nach *Krejci* dar, die im Jahre 1990 beschrieben wurde<sup>66</sup>. Hierbei wurde nach einem vorgeschriebenen Protokoll durch einen computergesteuerten Kausimulator eine künstliche Alterung eines Prüfkörpers durch zyklische Belastung, einer feuchten Umgebung mit thermischer Wechselbelastung, durchgeführt.

Heutige auf dem Markt verfügbare Kausimulatoren sind in Bezug auf die Technik und ihre Funktionsweise komplexer als früher und kommen dem Begriff „Kausimulation“ deutlich näher. Nach der Art der Krafterzeugung kann man Kausimulatoren in Gruppen einteilen. Es gibt eine mechanische Methode mit Federn oder Gewichten, eine elektromagnetische und eine hydraulische Krafterzeugung<sup>46</sup>.

Zur Durchführung dieser Studie wurde ein Kausimulator mit manueller Gewichtsaufgabe genutzt. Im Weiteren soll deshalb genauer auf diese Funktionsweise eingegangen werden. Die manuelle Gewichtsaufgabe hat die Vorteile, dass statische als

auch dynamische Belastungstest durchgeführt werden können, die mit wenig Kosten- und Arbeitsaufwand verbunden sind. Der erzeugte Kraftwert geht mit der physikalischen Gesetzmäßigkeit  $F=m \cdot a$  ( $F$ =Kraft,  $m$ =Masse,  $a$ =Beschleunigung) einher, woraus ersichtlich ist, dass eine Abhängigkeit zur Absenkgeschwindigkeit respektive -beschleunigung des Antagonisten auf die Prüfkörper besteht. Es konnte in Versuchen belegt werden, dass die anfänglich auftreffende Kraft um das drei- bis vierfache höher liegt, als die tatsächlich mit den Gewichten eingestellte Gewichtskraft<sup>46</sup>. Die maximal einstellbare Kraft ist durch die mögliche Anzahl an nutzbaren Gewichtsauflagen begrenzt. Hier haben elektromagnetische Kausimulatoren einen Vorteil, da diese auch Kräfte von über 1000 N erzeugen können<sup>46</sup>.

Es handelt sich bei dem in dieser Studie verwendeten Kausimulator um den CS-4.8 Professional line (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland), der auf Grundlage der Willytec-Technologie (Willytec GmbH, Gräfelfing, Deutschland) weiterentwickelt und verbessert wurde. Dieser Kausimulator verfügt über acht Probekammern, die zeitgleich mit einer individuell einstellbaren Gewichtskraft belastet werden können. Die maximale manuelle Gewichtsaufgabe pro Probenkammer beträgt 10 kg was einer theoretischen maximalen statischen Gewichtskraft von etwa 108 N entspricht. Neben einer rein vertikalen Belastung ist eine zusätzliche horizontale Bewegung zuschaltbar. Zusätzlich beinhaltet der Kausimulator ein Thermocycling-System mit Aufheiz- und Kühlelementen, die im Temperaturbereich von 5-60 °C eingestellt werden können. Die Willytec-Technologie wurde schon in vielen in-vitro-Versuchen, insbesondere Abrasionsversuchen, angewendet. Im Hinblick auf Kosten und Anwendbarkeit gilt dieser Kausimulator als geeignetes Mittel zur Abrasionssimulation und erfüllt in den USA die Richtlinien der „Good laboratory practice“ der FDA. *Heintze et al* stellten fest, dass die mittlere Variationsbreite der Abrasionsergebnisse nach künstlicher Alterung im Kausimulator zwischen einzelnen Messungen bei 12% liegt<sup>46</sup>. Bei der Überprüfung, ob Messunterschiede zwischen den einzelnen Probekammern vorliegen, konnte nachgewiesen werden, dass eine mittlere Abweichung von 6,9-8,1% besteht<sup>148</sup>. Durchweg kann man mit den durch künstliche Alterung in einem Kausimulator erzeugten Ergebnissen eine gute Tendenz für die klinische Eignung aufzeigen<sup>47, 82, 114, 141</sup>.

Die Auswahl der Materialien für den Zahnstumpf ist sehr groß. Es werden häufig künstliche Materialien wie Filtek Z, CAD/CAM-Komposite oder Metallstümpfe

verwendet. Vorteil dieser künstlichen Materialien ist, dass diese in identischer Form standardisiert hergestellt werden können<sup>82</sup>. Als natürliches Stumpfmateriale kamen in diversen Studien sowohl humane als auch bovine Zähne zum Einsatz. Vorteil hierbei ist, dass Versuche mit natürlichen Zähnen der klinischen Realität deutlich näher kommen<sup>82</sup>.

Bei der Auswahl des Antagonistenmaterials ist die Vielfalt ebenfalls sehr groß. Als natürliches Material kamen humane Zahnhöcker von Weisheitszähnen zum Einsatz. Bei den künstlichen Materialien wurden in Kugel- oder Kegelform unterschiedlicher Größen Steatit, Edelstahl, Komposit, Wolframkarbid oder Keramik genutzt<sup>82</sup>.

### **3.3.4 Bruchlastbestimmung**

Die Bruchlast ist die Kraft, bei der ein Prüfkörper zum Bruch kommt. Die Bruchlast wird in Newton (N) angegeben und muss von der Biegefestigkeit abgegrenzt werden. Biegefestigkeitsversuche werden unter bestimmten ISO-Normbedingungen durchgeführt. Die ISO-Norm 6872 beispielsweise behandelt Prüfverfahren zur Messung keramischer Werkstoffe in der Zahnheilkunde. Hier wird zwischen uniaxialen (Drei-Punkt-/ Vier-Punkt-Biegeversuch) und biaxialen Biegefestigkeitsversuchen, die mit Prüfkörpern festgelegter Dimension durchgeführt werden, unterschieden<sup>25</sup>.

Bei Bruchlastversuchen hingegen werden Prüfungen an realen Zahngeometrien wie Kronen oder Brücken durchgeführt. Dabei werden die hergestellten Prüfkörper auf zahnähnlichen Stümpfen befestigt und in einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet<sup>49</sup>. Da jede in-vitro-Studie andere Versuchsbedingungen schafft und dadurch keine einheitlichen Bedingungen vorliegen, ist die direkte Vergleichbarkeit der Ergebnisse untereinander unmöglich. Verschiedene Versuchsparameter können die Bruchlastwerte entweder positiv oder negativ beeinflussen<sup>82</sup>. Folgende Parameter müssen generell Berücksichtigung finden:

- Schichtstärke und Geometrie der Prüfkörper
- Monolithisches oder zweischichtiges Prüfkörperdesign
- Künstliche Alterung
- Befestigungsart
- Werkstoff und Geometrie des Zahnstumpfes
- Geschwindigkeit, Ausrichtung und Belastungsüberträger in der Prüfmaschine.

Obgleich der hohen Variabilität an Versuchsparametern, sind Untersuchungen der Bruchlast eine gewinnbringende Ergänzung zu Normversuchen, da hier klinisch relevante Geometrien verwendet werden.

## 4 Material und Methode

### 4.1 Materialien

Das vorstehende Kapitel gibt einen Überblick über die verwendeten Materialien. Die genauen Verarbeitungsrichtlinien im Rahmen dieser Studie werden in den Kapiteln 4.2 und 4.3 näher erklärt.

#### 4.1.1 Zu untersuchende Materialien

Zur Beurteilung der Bruchkraft nach künstlicher Alterung wurden zwei Silikatkeramiken, eine Oxidkeramik, zwei druckbare Mikrofüllerkomposite, ein silikatglasverstärktes Komposit, ein PMMA- und zwei PEEK-Kunststoffe miteinander verglichen. Eine Übersicht liefert Tabelle 4.1.

Tab. 4.1: Übersicht der Prüfmaterialien

Nr	Prüfmaterial	Hersteller	LOT-Nummer
1	Celtra Press A2-LT (Silikatkeramik)	Dentsply Sirona	18026181
2	IPS e.max Press A2-HT (Silikatkeramik)	Ivoclar Vivadent	V10420
3	Lava Esthetic A2 (Oxidkeramik)	3M Espe	659823
4	C&B MFH A2 (Mikrofüllerhybridkomposit)	NextDent	XK184N01
5	E-Dent 400 A2 (Mikrofüllerhybridkomposit)	Vertex	XK163N01
6	LuxaCam Composite A2 (Silikatglasverstärktes Komposit)	DMG	748010
7	M-PM <sup>®</sup> D4 (PMMA-Kunststoff)	Merz Dental	41409
8	LuxaCam PEEK (PEEK-Kunststoff)	DMG	748023
9	PEEK Biosolution A2/B2 (PEEK-Kunststoff)	Merz Dental	24917



### 4.1.2 Befestigungsmaterialien

Es wurden zur Brückenbefestigung auf den Stümpfen ausschließlich die von den Herstellern empfohlenen Materialien verwendet (Tabelle 4.2). Der genaue Ablauf des Befestigungsverfahrens wird im Kapitel 4.2.4 näher beschrieben.

Tab. 4.2: Übersicht der Befestigungsmaterialien

Nr	Befestigungsmaterial	Hersteller	LOT-Nummer
1	Multilink <sup>®</sup> Automix	Ivoclar Vivadent	W05598
2	IPS Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent	W04959
3	Monobond Plus	Ivoclar Vivadent	W02294
4	RelyX Ultimate Uni	3M Espe	661773
5	Scotchbond Universal	3M Espe	661773
6	Luxatemp Glaze&Bond	DMG	772927
7	Visio.link	Bredent	165127

### 4.1.3 Material zur Parodontalspaltsimulation

Zur Simulation der physiologischen Mobilität in der Alveole wurde ein additionsvernetzendes Silikon verwendet, um die natürlichen Zahnbeweglichkeit zu simulieren<sup>82</sup>.

Tab. 4.3: Material zur Parodontalspaltsimulation

Nr	Material	Hersteller	LOT-Nummer
1	Imprint-4-Bite	3M Espe	665954

## 4.2 Prüfkörperherstellung

In diesem Abschnitt werden die Schritte beschrieben, die für die standardisierte Herstellung der Prüfkörper notwendig sind. Einen ersten schematischen Überblick des Herstellprozesses der Prüfkörper gibt das folgende Flowchart (Abbildung 4.1).

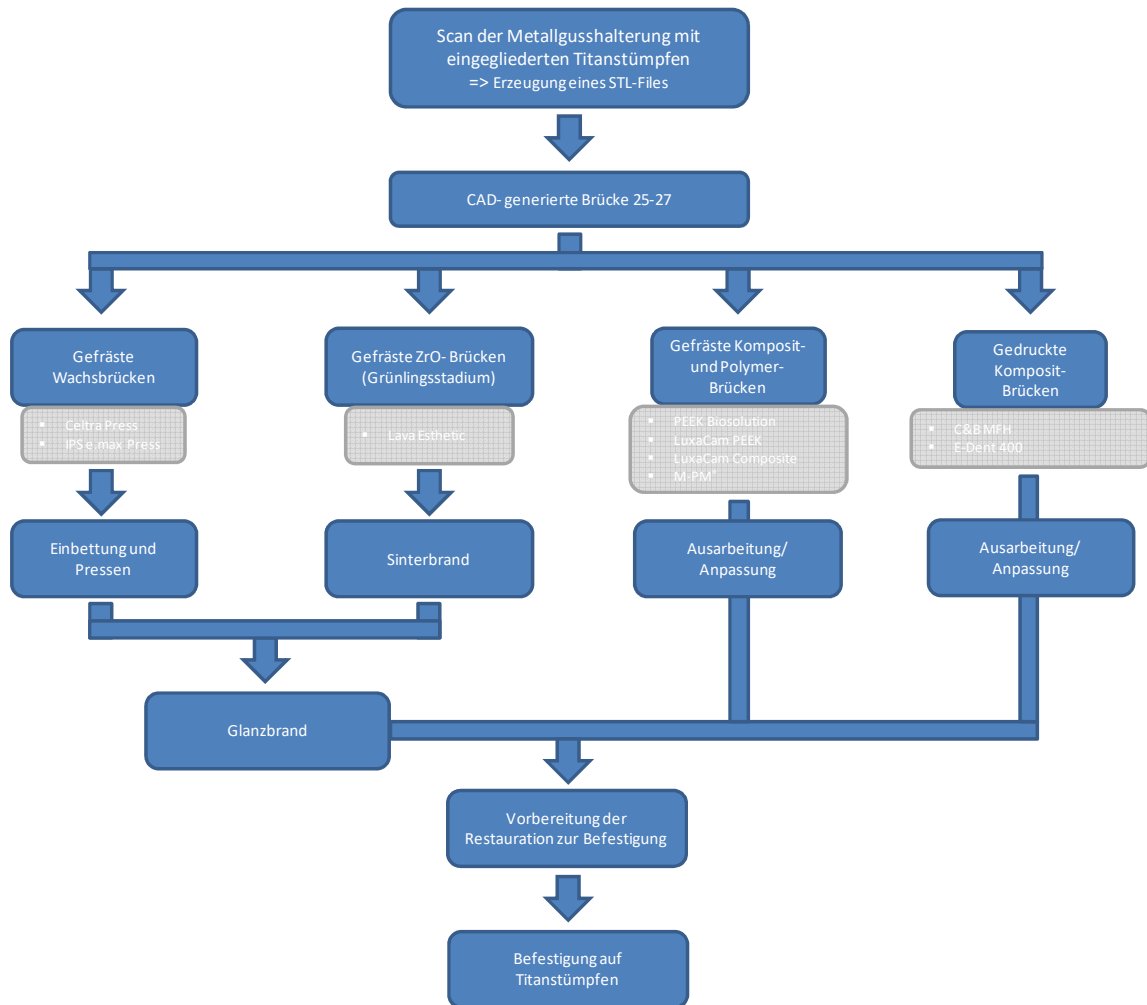


Abb. 4.1 Schematische Darstellung des Herstellprozesses der Prüfkörper

### 4.2.1 Herstellung der Antagonisten

Die Herstellung der Antagonisten für die Kausimulation erfolgte bei standardisierten Laborbedingungen. Die Raumtemperatur betrug  $22\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$  und die Luftfeuchtigkeit  $50\% \pm 10\%$ . Es wurden kommerziell verfügbare Aluminiumhalterungen verwendet, die speziell und passgenau für die Aufnahme im Kausimulator konzipiert wurde. Die Aluminiumhalterung besteht aus einem runden Aufnahmebett mit einem Durchmesser

von 1 cm, sowie einer kegelförmigen Vertiefung, die eine exakte Zentrierung des Antagonistenkörpers ermöglicht (siehe Abbildung 4.2). Es wurden Steatitkugeln (CeramTec GmbH, Marktredwitz, Deutschland) mit einem Durchmesser von 8 mm als Antagonisten genutzt. Die Steatitkugeln wurden mit einem transparenten 2-Komponenten Einbettmittel auf Basis von Methylmethacrylat (Technovit 4004, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) eingebettet. Das Mischungsverhältnis von Pulver zu Flüssigkeit betrug 2:1. Die in den Gebrauchsinformationen angegebene Polymerisationszeit betrug bei Laborbedingungen mit 22 °C etwa 9-12 min<sup>67</sup>. Das noch flüssige Einbettmittel wurde in jeder Aluminiumhalterung bis zum oberen Pressrand der Steatitkugel gefüllt. Über den Aluminiumrand überlaufendes Einbettmaterial wurde entfernt. Nach 20 min Aushärtezeit erfolgte die Endkontrolle auf ausreichende Einbettung der Steatitkugeln. Abbildung 4.2 zeigt die beiden einzelnen Komponenten der Antagonisteneinbettung und den fertigen Antagonisten. Um die Antagonisten später den Prüfkammern im Kausimulator zuordnen zu können, wurden für jede Prüfserie an der Unterseite des Aluminiumhalters Nummern, in Form von Kerben (I-VIII), hineingefräst. Die Fixierung der Antagonistenhalter erfolgte mit Madenschrauben aus Edelstahl in den entsprechenden Aufnahmen des Kausimulators.



Abb. 4.2: Antagonisteneinbettung: Steatitkugel (links), Antagonistenhalter (mitte), eingebettete Steatitkugel (rechts)

#### 4.2.2 Herstellung und Vorbereitung der Brückenpfeiler aus Titan

Das Design der Stümpfe wurde nach dem CAD-Verfahren erstellt (NX, Siemens PLM Software, Version 10). Die Stümpfe zeigten eine zirkuläre innengerundete Stufenpräparation von 1 mm Breite und einen Konvergenzwinkel von 6-8°. Alle Kanten waren abgerundet und die präparierte okklusale Oberfläche der beiden Stümpfe war der

ursprünglichen anatomischen Form eines oberen linken Molaren beziehungsweise oberen linken Prämolaren nachempfunden (siehe Abbildung 4.3).

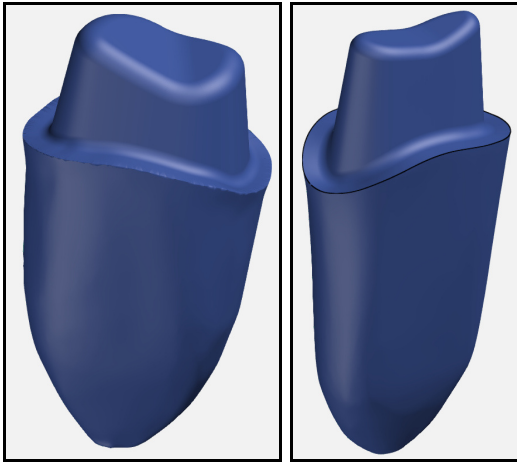


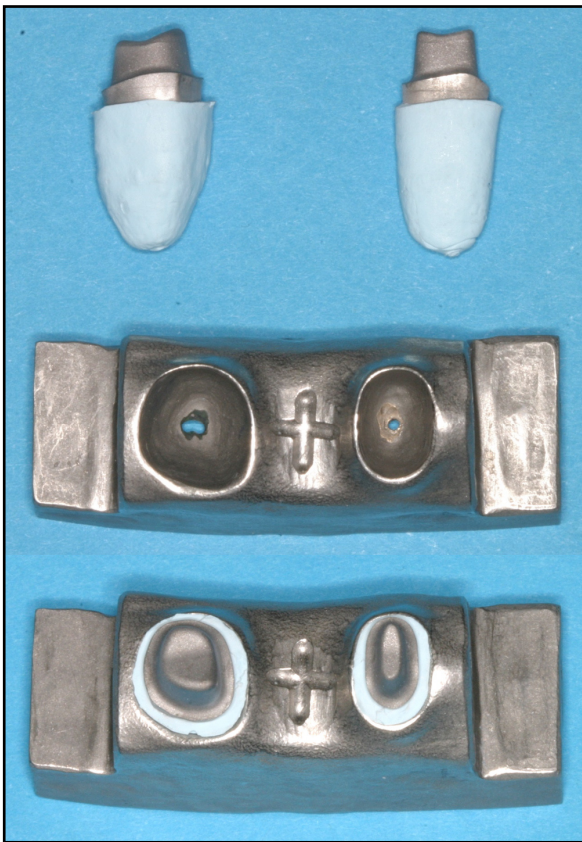
Abb. 4.3: Konstruierte Modellstümpfe als STL-Datensätze

Mit Hilfe der auf diese Weise erstellten STL-Stumpfdatensätze wurden alle Modellstümpfe unter Wasserkühlung und identischen Fräsbedingungen aus einer TiAl<sub>6</sub>V<sub>4</sub>-Legierung extern (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland) hergestellt. Für jeden Prüfplatz im Kausimulator wurden jeweils separat neue Modellstumpfpaaire hergestellt. Die Titanstümpfe wurden zur Schaffung von Mikroretentionen aus einer Entfernung von etwa 18 mm bei einem Druck von zwei Bar mit Korundpartikeln (Al<sub>3</sub>O<sub>2</sub>) (Plurablast, Pluradent AG, Offenbach, Deutschland) in einer Feinstrahlkabine (FK30, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), sowohl im Kronen- als auch im Wurzelbereich, auf der Oberfläche konditioniert. Die Körnung des Strahlmaterials betrug 110 µm. Die Abbildung 4.4 zeigt die Titanstümpfe vor und nach der Oberflächenbearbeitung.



Abb. 4.4: Titanstümpfe im Vergleich: ohne Sandstrahlung (oben), mit Sandstrahlung (unten)

Anschließend erfolgten eine Dampfstrahlreinigung und eine Trocknung mit ölfreier Druckluft. Die vorbereiteten Prämolaren- und Molarenstümpfe wurden im Wurzelbereich mit einer 1 mm dicken Schicht eines additionsvernetzenden Silikons (Imprint-4-Bite, 3M Espe, Seefeld), als künstliches parodontales Ligament (Herstellung siehe 4.2.5), ummantelt. Die so vorbereiteten Titanstümpfe wurden für den folgenden Scanvorgang in eine speziell angefertigte Metallgusshalterung eingesetzt, die einem Alveolarkamm des 2. Quadranten Regio 25 bis 27 nachempfunden war (siehe Abbildung 4.5).



*Abb. 4.5: Mit Silikon ummantelte Titanstümpfe (oben), Metallgusshalterung (Mitte), eingegliederte Titanstümpfe (unten)*

### 4.2.3 *Scan des Modells und Herstellung der Seitenzahnbrücken*

Der Scan des Modells mit den eingesetzten Titanstümpfen (siehe Abbildung 4.6) erfolgte extern bei der DeguDent GmbH mit einem Intraoralscanner (Trios, 3-Shape, Kopenhagen, Dänemark).

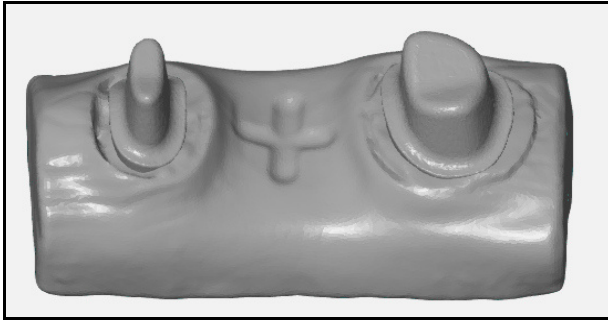


Abb. 4.6: STL-Datensatz der eingescannten Metallgusshalterung

Mit der im 3-Shape System integrierten CAD-Software (Dental Designer, Software Version 2.9.9.3, 3-Shape, Kopenhagen, Dänemark) erfolgte danach die digitale Konstruktion der vollanatomischen Endpfilerbrücke 25 bis 27 unter Berücksichtigung der Antagonistenform am Brückenzwischenglied (siehe Abbildungen 4.7 und 4.8).

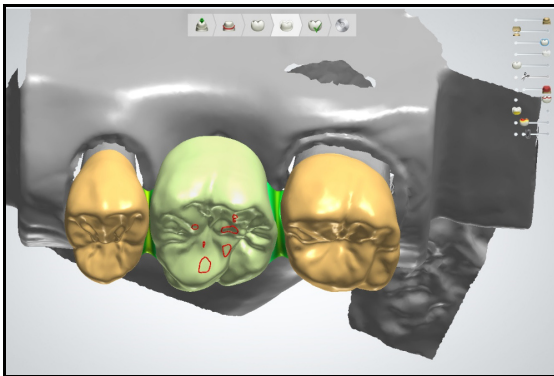


Abb. 4.7: Konstruierte Endpfilerbrücke 25-27

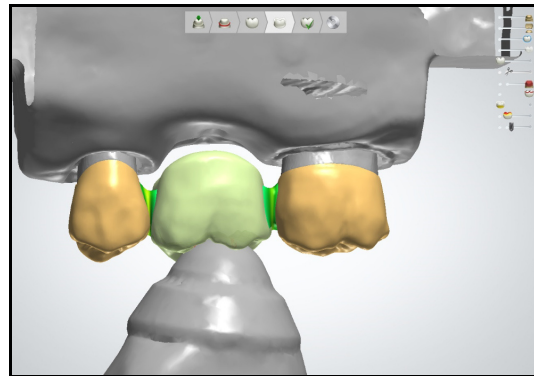


Abb. 4.8: Konstruierte Endpfilerbrücke 25-27 mit eingblendetem Antagonisten

Die Brücken hatten im Bereich der Endpfiler eine okklusale Wandstärke von 1,5 mm und eine zervikale Wandstärke von 1 mm. Die mesiale und distale Verbinderstärke betrug in Breite und Höhe jeweils mindestens 4 mm, sodass eine Mindestquerschnittsfläche von 16 mm<sup>2</sup> erreicht wurde<sup>109</sup>. Die relevanten Brückenparameter sind in Tabelle 4.4 aufgeführt.

Tab. 4.4: Relevante Brückenparameter

Brückenparameter	
Spacer	0,04 mm
Mindestwandstärke	0,8 mm
Schichtstärke (okklusal)	1,5 mm
Schichtstärke (radial)	1 mm
Verbinderquerschnitt	25-26: 16 mm <sup>2</sup> 26-27: 16 mm <sup>2</sup>

Es wurden extern zwei Probefräsuren aus Wachs (Cercon Wax Disc, DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland) mit einer Fräsmaschine (Cercon Brain Xpert, DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland) durchgeführt, um zum einen die Passgenauigkeit auf den Titanstümpfen und zum anderen die eindeutige Antagonistenpositionierung am Zwischenglied zu überprüfen. Der so überprüfte STL-Datensatz wurde schließlich als Masterdatensatz für alle herzustellenden Brücken verwendet.

Im Weiteren werden die Herstellprozesse der Prüfkörper aus den verschiedenen Materialien beschrieben.

Zur Herstellung der keramischen Brückenprüfkörper aus *Celtra Press* und *IPS e.max Press* wurden für das durchzuführende Pressverfahren zunächst identische Wachsrohlinge benötigt, die aus speziellen Wachs-Fräsronden (Cercon Wax Disc, DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland) an einer Fräsmaschine (Cercon Brain Xpert, DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland) gefertigt wurden. Im Anschluss wurden mit Hilfe dieser Wachsrohlinge alle Brückenprüfkörper nach Herstellerangaben aus den beiden zu prüfenden Presskeramiken unter Anwendung der jeweiligen Presstechnik vollanatomisch hergestellt. Vor dem abschließenden Glasurbrand zur Prüfkörpervergütung unter Anwendung der jeweils zugehörigen Glasurmassen erfolgte keine spezielle Oberflächenbearbeitung oder Politur. Als Glasurmaterialien wurden bei *Celtra Press* das DS Universal Overglaze (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland) und bei *IPS e.max Press* das *IPS e.max Ceram Glaze* (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein)

verwendet. Die Prüfkörper der Celtra Press-Versuchsreihe wurden bei DeguDent in Hanau hergestellt, während die Prüfkörper der IPS e.max Press Versuchsreihe bei einem externen Zahntechniklabor (Cura Dent Dentallabor GmbH (Kappert), Essen) angefertigt wurden. Die von den jeweiligen Herstellern empfohlenen Verarbeitungs- und Brennparameter wurden bei der Brückenherstellung eingehalten (siehe Tabelle 4.5 und 4.6) <sup>133, 155</sup>. Im Unterschied zu IPS e.max Press wurde für Celtra Press eine vom Hersteller zwingend vorgeschriebene „Power Fire“-Behandlung in Kombination mit dem Glanzbrand durchgeführt.

Tab. 4.5: Verwendete Pressparameter der Keramiken Celtra Press und IPS e.max Press

Prüfmateri	Pressofen	Anfangstemp.	Aufheizrate	Endtemp.	Haltezeit	Presszeit	Pressdruck
Celtra Press	Profire Press (DeguDent GmbH, Hanau)	700°C	40°C/min	870°C	30min	3min	2,7bar
IPS e.max Press	Vario Press 300 (Zubler Gerätebau GmbH, Ulm)	700°C	60°C/min	917°C	25min	8min	2,7bar

Tab. 4.6: Verwendete Brennparameter der Keramiken Celtra Press und IPS e.max Press

Prüfmateri	Brennofen	Trocknen	Vorwärmtemp.	Vorwärmzeit	Steigrate	Endtemp.	Haltezeit	Kühlen
Celtra Press	Multimat NTX (DeguDent GmbH, Hanau)	4min	400°C	2min	55°C/min	760°C	2min	5min
IPS e.max Press	Austramat 3001 (Dekema Dental-Keramiköfen GmbH, Freilassing)	3min	450°C	3min	60°C/min	770°C	1min	-----

Die Brückenprüfkörper aus *Lava Esthetic* wurden von der Herstellerfirma 3M Espe fertig angeliefert, um eine korrekte nach Herstellerangaben durchgeführte Prüfkörperfertigung zu gewährleisten. Der vorhandene Masterdatensatz wurde benutzt um die Brückenprüfkörper mit Hilfe einer Fräsmaschine (Sirona MC X5, Dentsply Sirona, York, USA) herzustellen. Nach der Heraustrennung der jeweiligen Brücken aus dem Fräsblock erfolgte der Sinterungsprozess mit den in der Tabelle 4.7 aufgeführten Parametern.

Tab. 4.7: Verwendete Sinterungsparameter für Lava Esthetic

Prüfmateri	Sinterungssofen	Aufheizrate	Endtemp.	Haltezeit	Kühlen
Lava Esthetic	Lava Furnace 200 (3M Espe GmbH, Seefeld)	20°C/min auf 800°C; 10°C/min auf 1500°C	1500°C	120min	15°C/min auf 800°C; 20°C/min auf 250°C



Danach wurde zweimal ein Glasurbrand mit dem vorher aufgebrauchten Glasurspray IPS e.max Ceram Glaze Spray (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein) durchgeführt. Die dafür notwendigen Brennparameter sind Tabelle 4.8 zu entnehmen.

Tab. 4.8: Verwendete Brennparameter für Lava Esthetic

Prüfmaterial	Brennofen	Trocknen	Vorwärmtemp.	Vorwärmzeit	Steigrate	Endtemp.	Haltezeit	Kühlen
Lava Esthetic	Austromat 3001 (Dekema Dental- Keramiköfen GmbH, Freilassing)	3min	450°C	3min	60°C/min	770°C	1min ohne Vakuum	-----

Die Herstellung der gedruckten Brückenprüfkörper aus *E-Dent 400* erfolgte bei der Firma Envisiontec GmbH in Gladbeck. Als 3D-Druckergerät wurde die Perfactory® Vida (Envisiontec GmbH, Gladbeck, Deutschland) verwendet mit einer Voxelgröße von 100 µm. Zur Nachbehandlung wurden die Prüfkörper in einem UV-Lichtofen (Vertex-Dental LC-3DPrint Box, NextDent B.V., Soesterberg, Netherlands) platziert und zur Vergütung mit Licht polymerisiert, um die abschließende nahezu vollständige Polymerisation mit einem minimalem Restmonomergehalt zu erreichen. Die Aushärzeit im Lichtofen betrug 30 min bei einer kombinierten Wellenlänge von UV-A und UV-B im Bereich von 315-550 nm<sup>83</sup>. Die Ausarbeitung mit Entfernung der Kunststoffangüsse und anschließender Hochglanzpolitur, sowie die Anpassung auf die Titanstümpfe erfolgten in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik in Gießen.

Die Fertigung der Prüfbrücken aus *LuxaCam PEEK* und *LuxaCam Composite* erfolgte im CAD/CAM-Verfahren mit Nutzung des STL-Masterdatensatzes bei der Firma DMG Chemisch Pharmazeutische Fabrik GmbH in Hamburg. Die Brückenkonstruktionen wurden in der Dentalfräsmaschine D1-Pure (Datron AG, Mühlthal, Deutschland) gefräst. Die abschließende Ausarbeitung der Prüfbrücken inklusive der Anpassung an die Titanstümpfe wurde in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik in Gießen durchgeführt.

Für die Prüfmaterialien *PEEK Biosolution* und *M-PM*® erfolgte der Herstellungsprozess bei der Firma Merz Dental GmbH in Lütjenburg. Für das Fräsen der Brückenprüfkörper wurde die Dentalfräsmaschine CoriTec 350i Loader (imes-icore GmbH, Eiterfeld, Deutschland) verwendet.

Die Abbildung 4.9 zeigt alle fertiggestellten Brücken vor Durchführung der Versuche.



Abb. 4.9: Fertiggestellte Brücken vor Versuchsdurchführung

#### 4.2.4 *Adhäsive Befestigung der Seitenzahnbrücken auf den Titanstümpfen*

Da bei den Prüfmaterialien unterschiedliche Werkstoffklassen vertreten waren, konnte keine standardisierte Oberflächenkonditionierung durchgeführt werden. Die Oberflächenbehandlung vor dem Einsetzen und der Befestigungsvorgang wurden nach Angabe und Empfehlung der Hersteller durchgeführt. Der Befestigungsprozess auf den Titanstümpfen wird nun für jedes Prüfmaterial im Folgenden beschrieben:

Die fertigen Keramikbrücken aus *Celtra Press* und *IPS e.max Press* wurden, vor einer 1-minütigen Reinigung mit 90-prozentigen Ethanol, auf Beschädigungen geprüft und nötigenfalls ersetzt. Danach wurde mit ölfreier Druckluft getrocknet und anschließend mit 5-prozentiger Flusssäure (IPS Ceramic Ätzgel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) an den Innenflächen der Pfeilerkronen für 30 s (*Celtra Press*), respektive

20 s (IPS e.max Press) geätzt. Nach Abspülen mit Aqua dest für 30 s und Trocknen erfolgte das Aufpinseln von Monobond Plus für 60 s auf die Innenflächen um eine Verbundschicht zu erzeugen. Die Befestigung der so vorbereiteten Prüfkörper auf den Titanstümpfen erfolgte mit einem dualhärtenden Befestigungskomposit (Multilink<sup>®</sup> Automix, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Nach Applikation des Befestigungskomposits auf die Kroneninnenseiten der Brückenpfeiler, erfolgte mit leichtem Druck die manuelle Positionierung auf den Titanstümpfen. Danach wurde nach 2-sekündiger initialer Lichthärtung eine Überschussbeseitigung durchgeführt mit abschließender Lichthärtung aller fünf Zahnflächen (mesial, distal, bukkal, palatinal und okklusal) beider Titanstümpfe (je Zahnfläche 20 s). Die so befestigten Keramikbrücken wurden bei einer Temperatur von 37 °C für 24 Stunden in Aqua dest gelagert.

Für *Lava Esthetic* wurde das vom Hersteller empfohlene dualhärtende Befestigungskomposit (RelyX Ultimate, 3M Espe GmbH, Neuss, Deutschland) mit dem zugehörigen Adhäsiv (Scotchbond Univesal, 3M Espe GmbH, Neuss, Deutschland) verwendet. Nach der Sandstrahlung der Kroneninnenflächen mit 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Partikeln bei 2 bar erfolgte die Reinigung mit 5-prozentigen Natriumhypochlorid und die nachfolgende Trocknung mit ölfreier Druckluft. Danach folgte die Vorbehandlung mit Scotchbond Universal für 20 s mit einem Einweg-Pinsel ohne Lichthärtung<sup>1</sup>. Das RelyX Ultimate wurde auf die vorbereiteten Kroneninnenflächen appliziert und die Titanstümpfe mit leichtem Druck manuell in Soll positioniert. Die Weiterbearbeitung und Lagerung erfolgte wie bei Celtra Press und IPS e.max Press.

Die Kompositbrücken aus *C&B MFH* und *E-Dent 400*, als auch die Hybridkompositbrücke aus *LuxaCam Composite*, wurden nach eingehender Kontrolle auf Beschädigungen mit 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Partikeln bei 2 bar auf den Kroneninnenseiten sandgestrahlt. Nach der Säuberung mit 90-prozentigen Ethanol und der Trocknung mit Hilfe ölfreier Druckluft wurde eine dünne Schicht eines Haftvermittlers (LuxaTemp Glaze & Bond, DMG GmbH, Hamburg, Deutschland) auf die Kroneninnenflächen für 20 s aufgetragen. Es erfolgte eine Lichthärtung über 30 s. Als dualhärtendes Befestigungskomposit wurde Multilink<sup>®</sup> Automix verwendet, das auf die vorbehandelten Kroneninnenflächen aufgebracht wurde. Die manuelle Positionierung der Titanstümpfe mit nachfolgender Überschussbeseitigung und Lichthärtung erfolgten wie bereits bei Celtra Press und IPS e.max Press beschrieben. Die Zwischenlagerung fand ebenfalls für 24 Stunden bei 37 °C in Aqua dest statt.

Die Materialien *LuxaCam PEEK* und *PEEK Biosolution* wurden zunächst auf Beschädigungen überprüft. Danach wurden die LuxaCam PEEK-Brücken mit 50 µm und die PEEK Biosolution-Brücken mit 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Partikeln bei 2 bar auf den Kroneninnenflächen sandgestrahlt. Im Anschluss daran erfolgte die Reinigung der Brücken mit 90-prozentigen Ethanol mit anschließender Drucklufttrocknung. Zur Haftvermittlung wurde für LuxaCam PEEK der Primer LuxaTemp Glaze & Bond und für PEEK Biosolution das Visio.link (Bredent GmbH & Co. KG, Senden, Deutschland) verwendet. Beide Primer wurden für 20 s auf den jeweiligen Kroneninnenflächen dünn aufgetragen und mit Druckluft leicht verblasen. Es erfolgte eine obligate Lichthärtung über 30 s. Als Befestigungskomposit wurde Multilink<sup>®</sup> Automix eingesetzt. Nach Applizierung des Befestigungskomposits auf die Kroneninnenflächen und der korrekten Positionierung der Titanstümpfe erfolgte nach 2-sekündiger Initialhärtung die Überschussentfernung mit nachfolgender 20-sekündiger Lichthärtung der Randspaltbereiche aller Flächen. Aufgrund der Lichtundurchlässigkeit der PEEK-Materialien mussten die Brückenprüfkörper für den Aushärtungsprozess zunächst trocken für 1 Stunde im Wärmeschrank bei 37 °C gelagert werden. Nach diesem Zeitraum konnten die Prüfkörper für weitere 24 Stunden bei 37 °C in Aqua dest aufbewahrt werden.

Die fertiggestellten Brücken aus *M-PM*<sup>®</sup> wurden nach Inspektion auf Beschädigungen mit 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Partikeln bei 2 bar auf den Kroneninnenflächen sandgestrahlt. Nach der Reinigung mit 90-prozentigen Ethanol und Trocknung mittels ölfreier Druckluft, erfolgte das Auftragen des Haftvermittlers Visio.link auf die Kroneninnenflächen für 20 s. Der Haftvermittler wurde vorsichtig verblasen und 30 s lichtgehärtet. Als Befestigungskomposit wurde Multilink<sup>®</sup> Automix genutzt. Die Weiterbearbeitung und Lagerung erfolgte wie bei Celtra Press und IPS e.max Press. Eine zusammengefasste Übersicht des Befestigungsvorgangs der verwendeten Prüfmaterialien ist in Tabelle 4.9 dargestellt.

Tab. 4.9: Übersicht des Befestigungsprozesses der Prüfmaterialien

Prüfmaterial	Vorbereitung durch Sandstrahlung	Vorbereitung durch Flusssäureätzung	Oberflächenkonditionierung mit Primer	Befestigung mit dualhärtendem Befestigungscomposite
Celtra Press	-----	30s (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent)	60s (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent)	Lichthärtung je Fläche 20s (Multilink® Automix, Ivoclar Vivadent)
IPS e.max Press	-----	20s (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent)	60 s (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent)	Lichthärtung je Fläche 20s (Multilink® Automix, Ivoclar Vivadent)
Lava Esthetic	50µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> bei 2bar	-----	20s (Scotchbond Universal, 3M Espe)	Lichthärtung je Fläche 20s (Rely X Ultimate, 3M Espe)
LuxaCam Composite	50µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> bei 2bar	-----	20s => Lichthärtung 30s (Luxatemp Glaze&Bond, DMG)	Lichthärtung je Fläche 20s (Multilink® Automix, Ivoclar Vivadent)
C&B MFH	50µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> bei 2bar	-----	20s => Lichthärtung 30s (Luxatemp Glaze&Bond, DMG)	Lichthärtung je Fläche 20s (Multilink® Automix, Ivoclar Vivadent)
E- Dent 400	50µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> bei 2bar	-----	20s => Lichthärtung 30s (Luxatemp Glaze&Bond, DMG)	Lichthärtung je Fläche 20s (Multilink® Automix, Ivoclar Vivadent)
LuxaCam PEEK	50µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> bei 2bar	-----	20s => Lichthärtung 30s (Luxatemp Glaze&Bond, DMG)	Chemische Härtung 24Std. (Multilink® Automix, Ivoclar Vivadent)
PEEK Biosolution	110µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> bei 2bar	-----	10s => Lichthärtung 30s (Visio.link, Bredent)	Chemische Härtung 24Std. (Multilink® Automix, Ivoclar Vivadent)
M-PM®	110µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> bei 2bar	-----	10s => Lichthärtung 30s (Visio.link, Bredent)	Lichthärtung je Fläche 20s (Multilink® Automix, Ivoclar Vivadent)

#### 4.2.5 Einbettung und Befestigung der Prüfkörper im Kausimulator

Bevor die Brückenprüfkörper der thermomechanischen Wechselbelastung im Kausimulator ausgesetzt werden konnten, mussten diese in spezielle Halterungen aus Kunststoff eingebettet werden. Als Einbettmaterial wurde Technovit 4004 (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) genutzt. Im ersten Schritt wurden die oberflächenbehandelten Prämolaren- und Molarenstümpfe im Wurzelbereich mit einer 1 mm dicken Schicht eines additionsvernetzenden Silikons (Imprint-4-Bite, 3M ESPE, Seefeld), als künstliches parodontales Ligament, ummantelt. Dies erfolgte über einen Silikon Schlüssel, in dem die Brückenprüfkörper befestigt wurden (Abbildung 4.10a). Die Silikonform mitsamt den eingebrachten Prüfkörpern konnte an die Metallgusshalterung so angelegt werden, sodass die Wurzelanteile der Titanstümpfe in die simulierten Alveolen hereinragten (Abbildung 4.10b). Nach Befüllung der Alveolen mit Imprint-4-Bite und der Positionierung der Silikonform mit den Prüfkörpern, erfolgte nach 10-minütiger Aushärtezeit die Überschussentfernung mit einem Skalpell.

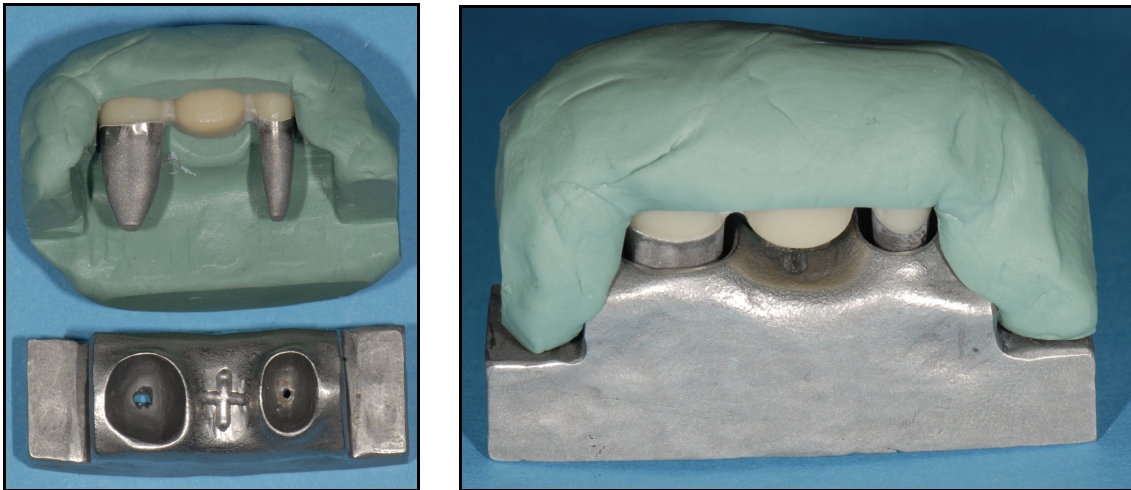


Abb. 4.10a/b: Silikonform mit positioniertem Prüfkörper zur Herstellung der Parodontalspaltsimulation

Im zweiten Schritt wurden die Brückenprüfkörper mit Hilfe einer weiteren Silikonform in den Kausimulatorhalterungen positioniert (Abbildung 4.11a). Die Halterungen wurden vorab mit einer dünnen Vaselineschicht (Vaselineum, Fagron GmbH, Barsbüttel, Deutschland) isoliert. Der koronale Rand der Parodontalspaltsimulation überragte etwa 1 mm den Kunststoffrand der Inserts (Abbildung 4.11b).

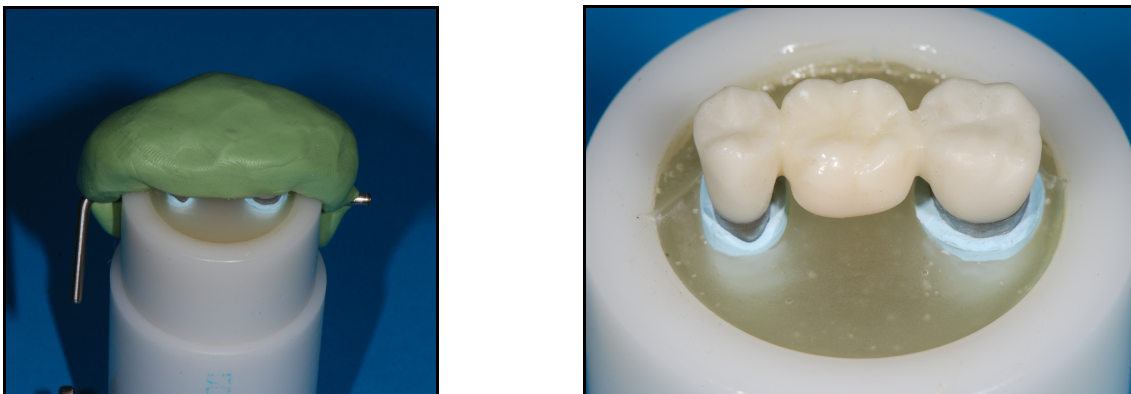


Abb. 4.11a/b: Eingebettete Brückenprüfkörper mit Hilfe einer speziell angefertigten Silikonform

Das Technovit 4004 wurde im Verhältnis 2:1 (Pulver zu Flüssigkeit) nach Herstellerangaben angemischt und in die Halterung gegossen. Nach einer Aushärtezeit von 20 min bei Raumtemperatur, wurden die eingebetteten Prüfkörper in Aqua dest bei 37 °C für 24 Stunden im Wärmeschrank zwischengelagert. Nach der Lagerungszeit erfolgte die Fixierung der eingebetteten Prüfkörper mit einer Rändelschraube an der Unterseite in den acht Prüfkammern des Kausimulators. Die Position der eingebetteten Prüfkörper musste manuell so eingestellt werden, sodass der eingespannte Antagonist in die zentrale Fossa des Brückenzwischenliedes auftraf (Abbildung 4.12).

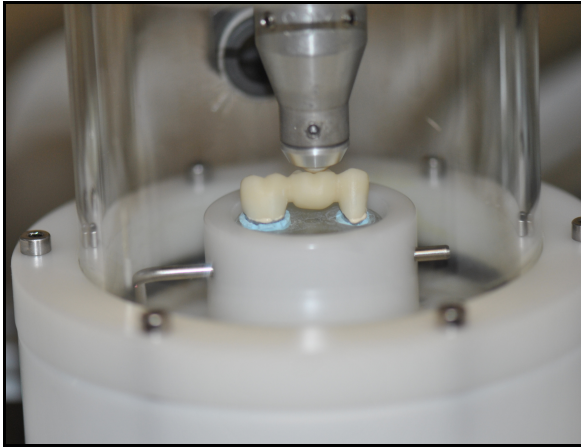


Abb. 4.12: Optimale Antagonistenpositionierung in der Fossa

### 4.3 Methodik

Dieser Teil gibt zum einen eine Übersicht des methodischen Studienablaufes und zum anderen die zur jeweiligen Prüfung verwendeten Prüfparameter. Eine schematische Übersicht des Versuchsablaufes mit zugehöriger Probenanzahl gibt Abbildung 4.13. Zur Abrasionsanalyse wurde nach der Antagonistenherstellung jeder einzelne Antagonist mit einem festinstallierten optischen 3D-Scanner (Atos Core 45, GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland) vermessen (siehe Kapitel 4.3.1). Diese Erstvermessung vor der zyklischen Belastung diente als Referenzdatensatz und wurde digital abgespeichert. Nach thermomechanischer Wechselbelastung im Kausimulator erfolgte die erneute Vermessung mit Generierung eines Follow-Up-Datensatzes, der ebenfalls digital gesichert wurde. Anschließend konnte die Abweichung der beiden Datensätze durch Überlagerung berechnet und in einer Farbendarstellung für jeden einzelnen Antagonisten visualisiert werden. Alle Brückenprüfkörper, wurden in einer Universalprüfmaschine (Zwick 1454, Zwick GmbH, Ulm, Deutschland) bis zum Bruch belastet. Die ermittelte maximale Bruchkraft  $F_{\max}$  wurde für jeden einzelnen Prüfkörper in der zugehörigen Prüfsoftware (TestXpert Version 10.11, Zwick GmbH, Ulm, Deutschland) erfasst.

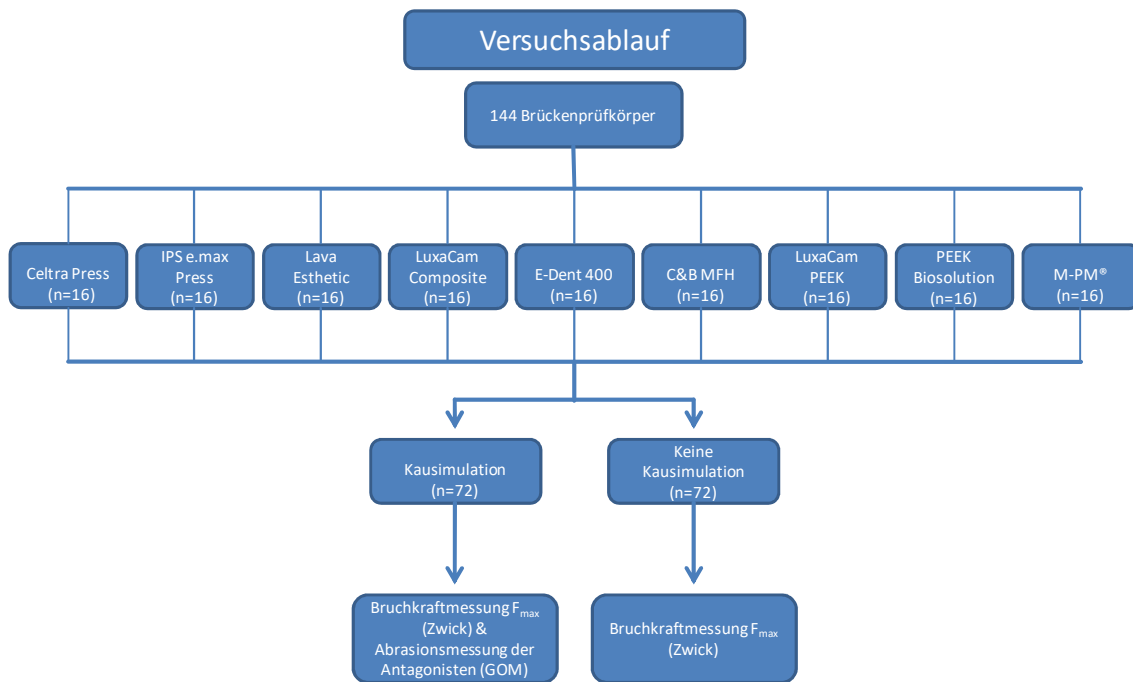


Abb. 4.13: Studienübersicht einschließlich der Probenanzahl (n)

#### 4.3.1 Abrasionsanalyse mittels optischen 3D-Scanner

Nach der Herstellung der Antagonisten für die Kausimulation wurde jeder einzelne Antagonist separat mit einem auf Streifenprojektion basierenden optischen 3D-Scanner (Atos Core 45, GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland) digital erfasst. Das Atos-Digitalisierungssystem (Advanced Topometric Sensor) arbeitet nach einem Triangulationsprinzip, in dem jeder 3D-Messpunkt der Oberfläche in einer Quasi-Dreiecksmessung erfasst wird. Der ATOS-Sensor war in dem vorliegenden Versuchsaufbau statisch mit einem speziellen Stativ verbunden, sodass der Antagonist unter dem Scanner frei positioniert werden konnte. Der Antagonistenhalter aus Aluminium wurde zunächst mit einer dünnen, etwa 10 µm dicken, Scanpuderschicht überzogen, da sonst aufgrund der glänzenden Oberfläche Reflektionsfehler aufgetreten wären, die zu unvollständigen Messdaten geführt hätten. Die Steatitkugel selber wurde wegen der matten Oberfläche nicht gepudert. Danach erfolgte die Befestigung des Antagonisten an einem dreidimensional drehbaren Fixierungshalter. Dieser Halter ermöglichte die korrekte Ausrichtung des Messobjektes unter dem Atos-Sensor während der Messung (Abbildung 4.14).





Abb. 4.14: Eingespannter Antagonist im drehbaren Fixierungshalter

Am Fixierungshalter mussten Kreispunktmarken als Referenzpunkte angeklebt werden. Durch diese Referenzpunkte wurden die Einzelmessungen automatisch zu einem digitalen Gesamtobjekt zusammengesetzt. Nach dem Starten eines Messvorgangs in der Software wurden präzise Streifenmuster, bestehend aus blauem LED-Licht, auf die Antagonistenoberfläche projiziert und von zwei Kameras, im Sinne eines Stereokameraaufbaus, durch Triangulation erfasst. Um den Antagonisten komplett zu erfassen, waren immer zwischen 14 und 18 Teilmessungen aus verschiedenen Richtungen nötig, die hochgenau in ein gemeinsames Koordinatensystem übertragen und zusammengeführt wurden. Das errechnete Polygonnetz bildete die Grundlage für die Erstellung eines CAD-Modells. Somit wurde für jeden einzelnen Antagonisten ein Referenzdatensatz im STL-Format erzeugt. Alle Messungen fanden bei ruhigen vibrationsarmen Umgebungsbedingungen statt.

Direkt nach der jeweiligen thermomechanischen Wechselbelastung wurden sämtliche Antagonisten nochmals, wie oben beschrieben, digital erfasst, womit schließlich die zugehörigen Follow-Up-Datensätze im STL-Format erzeugt wurden.

#### **4.3.2 Zyklische thermomechanische Wechselbelastung im Kausimulator**

Nach Fertigstellung und Einbettung der Brückenprüfkörper in den Halterungen des Kausimulators wurden diese einer thermomechanischen Wechselbelastung ausgesetzt. Die zyklischen Belastungen erfolgten mit einem Kausimulator (CS-4.8 professional line, SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland), der acht separate Probekammern aufwies (Abbildung 4.15).



Abb. 4.15: Kausimulator CS-4.8 professional line (SD Mechatronic GmbH, Deutschland)

Somit konnten zeitgleich maximal acht Prüfkörper parallel belastet werden. Jede Prüfkammer besaß eine Gewichtsstange an welcher individuell Gewichtsscheiben aufgesetzt werden konnten. Die Gewichtsstangen waren über eine Querstange (Z-Traverse) miteinander verbunden, die von einem computergesteuerten Motor in der vertikalen Achse durch zwei Antriebsspindeln bewegt wurden. Die Horizontalbewegung wurde durch die Querstange (X-Traverse) durchgeführt, an der die Plexiglas-Probekammern befestigt wurden. Diese Probekammern hatten einen Durchmesser von 5 cm und eine Höhe von 6 cm. Es wurden pro Durchgang jeweils acht Prüfkörper eines Prüfmaterials zeitgleich der Kausimulation ausgesetzt. Deshalb waren bei neun getesteten Prüfmaterialien insgesamt neun Durchgänge im Kausimulator notwendig. Die Prüfung erfolgte in destilliertem Wasser unter thermomechanischer Wechselbelastung ( $5/55\text{ C} \pm 2\text{ °C}$ ) mit einer Zyklenzahl von 1,2 Millionen bei einer Hubfrequenz von 1,4 Hz. Die Zyklenzahl von 1,2 Millionen simuliert gemäß Literaturangaben eine Alterung von circa fünf Jahren<sup>107</sup>. Die Verweildauer des Wassers in den Probekammern betrug jeweils 115 s mit zusätzlichen 15 s Ablaufzeit. Die Prüfkörper waren, ausgenommen während der Befüllungs- und Ablaufdauer, konstant mit Wasser bedeckt. Als weitere Maschinenparameter wurden ein Aufwärtshub von 2 mm, ein Abwärtshub von 1 mm, eine Lateralbewegung von 0,5 mm, sowie eine Auf-/Abwärtsgeschwindigkeit von 60 mm/s und 20 mm/s gewählt<sup>82</sup>. Eine Übersicht der wesentlichen Maschinenparameter ist in Tabelle 4.10 aufgeführt.

Vor der Durchführung der Kausimulation wurde jede Prüfkammer optimal justiert. Die Belastung der Prüfkörper erfolgte durch Antagonisten aus Steatit (CeramTec GmbH, Plochingen), die eine Kugelform (8.0 mm Durchmesser) hatten (siehe 4.2.1). Die Antagonisten wurden zeitgleich auf alle Prüfkörper, jeweils in der zentralen Fossa des Zwischengliedes der Brückenkonstruktion abgesenkt, berührten diese kurz und wurden

nach einer Horizontalbewegung entlang des mesiopalatinalen Höckerabhanges anschließend wieder angehoben.

Somit bestand kein Dauerkontakt zwischen Antagonist und Prüfkörper während der zyklischen Belastung. Die Höhe der Belastungskraft bei der Kausimulation war über die Menge der aufgesetzten Gewichtsscheiben festgelegt. Bei einer verwendeten Gesamtmasse von 10 kg pro Probekammer, mit dem Eigengewicht der Hubstange von etwa 1 kg, betrug somit die resultierende Gewichtskraft etwa  $107 \pm 1$  N. Die Prüfzeit im Kausimulator betrug für jedes Material ohne jegliche Unterbrechungen 239 Stunden. Die zyklische Wechselbelastung erfolgte in einem vollklimatisierten Raum bei 22 °C und einer Luftfeuchtigkeit von 50% ( $\pm 10\%$ ).

Während der laufenden Kausimulation wurden zweimal täglich der Kausimulator und die Prüfkörper kontrolliert. Bei den Prüfkörpern wurden Risse, Chipping-Frakturen oder komplette Frakturen als Versagen gewertet und entsprechend dokumentiert. Zur täglichen Routinekontrolle am Kausimulator zählte die Wasserstandsüberprüfung mit Temperaturmessung. Zusätzlich konnte über einen direkten Webkamerazugriff der korrekte Betrieb von extern überprüft werden. Nach Beendigung der Kausimulation erfolgte die Lagerung der Prüfkörper im Wärmeschrank bei 37 °C für 24 Stunden in destilliertem Wasser.

Tab. 4.10: Maschinenparameter der Kausimulation

Übersicht der Kausimulator-Parameter	
Belastungszyklen	1,2 Mio.
Belastungskraft [N]	$107 \pm 1$
Belastungsfrequenz [Hz]	1,4
Aufwärtsbewegung [mm]	2
Abwärtsbewegung [mm]	1
Seitwärtsbewegung [mm]	0,5
Aufwärtsgeschwindigkeit [mm/s]	60
Abwärtsgeschwindigkeit [mm/s]	20
Seitwärtsgeschwindigkeit [mm/s]	40
Badtemperatur [°C]	5/55 (je 2 min) Thermocycling

### 4.3.3 Bruchfestigkeitsprüfung

Bei jedem Prüfmaterial wurden sowohl die unbelasteten Prüfkörper ( $n=8$ ), als auch die Prüfkörper, die eine thermomechanische Kausimulation durchliefen ( $n=8$ ), in einer Universalprüfmaschine (Zwick 1454, Zwick GmbH, Ulm, Deutschland) bis zum vollständigen Bruch belastet. Falls es nach 1 mm Dehnungsweg nicht zum Bruch kam, wurde der Prüfvorgang abgebrochen. Zur Versuchsdurchführung wurde jeder Prüfkörper mitsamt des Silikons zur Parodontalspaltsimulation in einer speziell angefertigten Metallgusshalterung eingebracht und auf der Traverse in der Prüfmaschine befestigt. Als Kraftüberträger diente eine Stahlkugel mit 12,5 mm Durchmesser, die in der zentralen Fossa des Brückenzwischen Gliedes platziert wurde<sup>108</sup>. Zwischen Stahlkugel und Brückenzwischen Glied wurde eine 0,4 mm dicke Zinnfolie gelegt, um Spannungsspitzen auf der Prüfkörperoberfläche zu vermeiden (siehe Abbildung 4.16)<sup>108</sup>. Die Vorschubgeschwindigkeit der Traverse bei der Prüfung betrug 0,5 mm/min. Für jeden Prüfkörper wurde während des Prüfvorgangs im Computer ein Kraft-Dehnungs-Diagramm (Zwick testXpert V 10.11 Software) zur Bestimmung der maximalen Bruchkraft ( $F_{\max}$ ) aufgezeichnet.

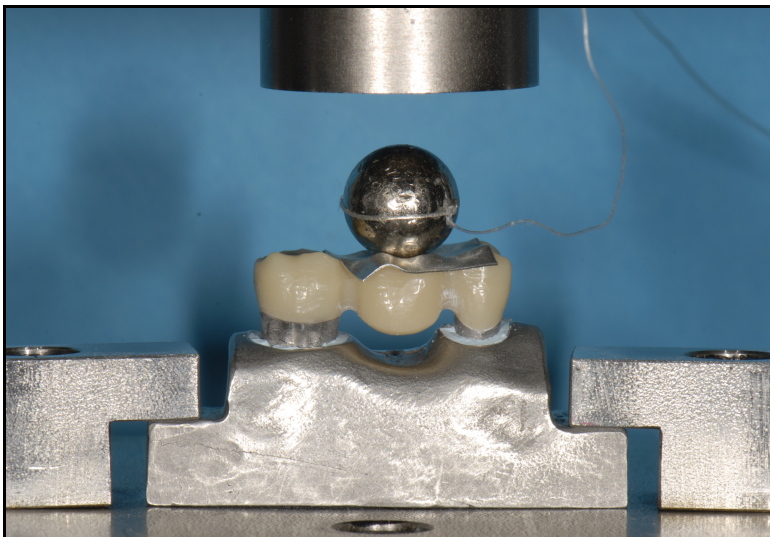


Abb. 4.16: Versuchsanordnung zur Bruchkraftprüfung

## 4.4 Auswertung

In diesem Kapitel erfolgt die Erläuterung der Datengewinnung und der folgenden Auswertung.

### 4.4.1 *Analyse der Antagonistenabrasion*

Wie in Kapitel 4.3.1 beschrieben, wurden von den einzelnen Antagonisten mit Hilfe des GOM-Scanners ein Referenz- und ein nach Kausimulation folgender Follow-Up-Datensatz digital generiert. Diese zwei jeweils zueinander gehörenden STL-Datensätze wurden mit Hilfe der zugehörigen Software GOM Inspect (Version 8 SR1, GOM GmbH, Braunschweig, Deutschland) durch Überlagerung verglichen. Dazu wurde der Referenzdatensatz in die Software als CAD-Modell importiert. Die zugehörige Follow-Up-Datei wurde als Polygonnetz importiert. Durch die Softwarefunktion einer Initialausrichtung konnte eine erste Vorausrichtung der beiden 3D-Körper erfolgen. Die Hauptausrichtung erfolgte durch die lokale Best-Fit-Funktion<sup>14</sup>. Hierbei wurde die Fläche auf dem Netzkörper selektiert, die mit dem CAD-Körper überlagert werden sollte. Anschließend konnte mit den übereinander gelegten 3D-Körpern ein Flächenvergleich durchgeführt werden, der mit Hilfe eines Farbplots in der Software dargestellt wurde. Vertikaler Substanzabtrag wurde in dunkelblauer Farbe dargestellt. Der größte Abweichungswert stellte den maximalen vertikalen Substanzverlust dar und wurde im Programm metrisch in mm mit zwei Nachkommastellen angezeigt. Die Abbildung 4.17 stellt exemplarisch das Endergebnis einer durchgeführten Überlagerung für einen Antagonisten dar. Dieses Auswertungsverfahren in der GOM-Inspect-Software wurde mit allen acht Antagonistenkörpern nach der Kausimulation durchgeführt. Die zu einer Prüfserie zugehörigen Abrasionswerte wurden in eine Excel-Datei übertragen und daraus für jedes Prüfmaterial ein Mittelwert berechnet.

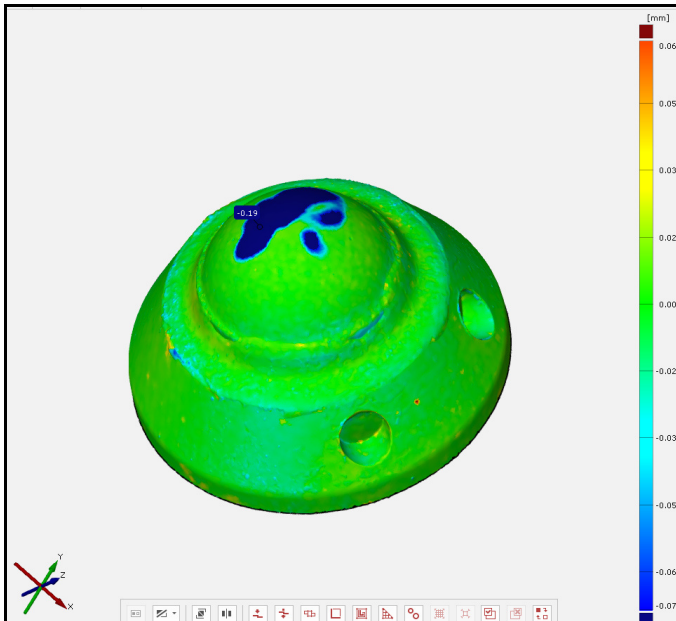


Abb. 4.17: Exemplarisches Überlagerungsergebnis eines Antagonisten

## 4.5 Statistische Verfahren

Die Versuchsdaten wurden im Programm Microsoft Excel (Version 2010) für Windows 10 direkt nach Versuchsdurchführung erfasst. Die weitere statistische Auswertung erfolgte mit der Software IBM SPSS Statistics (Version 23.0) für Windows 10. Statistische Beratung und Unterstützung erfolgte durch Herrn Dr. Johannes Herrmann (Asterweg 60, 35390 Gießen).

Die Varianzhomogenität wurde zunächst mittels Levene-Tests überprüft. Bei Vorliegen von Heterogenität wurden entsprechend passende Tests berichtet (Welch-Test bei einfaktorieller Anova, Prozedur Mixed bei mehrfaktorieller Anova).

Die paarweisen Vergleiche für die Bruchkraftwerte (post-hoc-Tests) wurden mit LSD-Tests (Least Significant Difference) durchgeführt. Bei der Antagonistenabrasion wurde im Anschluss der post-hoc-Test nach Games-Howell durchgeführt.

P-Werte kleiner als 0,05 wurden als statistisch signifikant interpretiert.

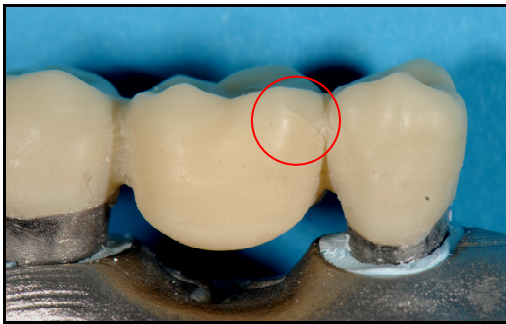
Es wurde überprüft, ob signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Materialien bezüglich der maximalen Bruchkraft ( $F_{max}$ ) und der Antagonistenabrasion bestehen. Des Weiteren wurde untersucht, ob die zyklische Wechselbelastung bei den verschiedenen Werkstoffen zu einer signifikanten Reduktion der maximalen Bruchkraft ( $F_{max}$ ) führte.

## 5 Ergebnisse

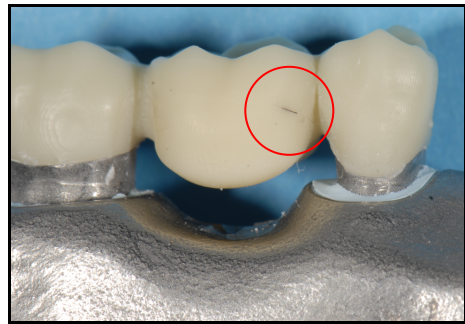
### 5.1 Überlebensrate der Seitenzahnbrücken nach Kausimulation

Die Prüfkörper wurden nach thermozyklischer Wechselbelastung im Kausimulator einer visuellen Prüfung unterzogen. Hierbei wurde insbesondere auf Materialrisse oder Materialabplatzungen geachtet.

Insgesamt wiesen zwei von den 72 im Kausimulator belasteten Prüfkörpern einen sichtbaren Riss im Materialgefüge auf (Abbildungen 5.1 und 5.2). Die Risse waren vom Verlauf her jeweils vestibulär vom mesialen Verbinderbereich ausgehend Richtung zentro-okklusal beobachtbar. Sie waren nicht mit einer Sonde tastbar und wiesen keine Stufe auf. Beide Prüfkörper waren dem Prüfmaterial C&B MFH zuzuordnen. Alle anderen getesteten Materialien waren nach Kausimulation, soweit mit dem Auge zu beurteilen, unversehrt.



*Abb. 5.1: Riss nach Kausimulation  
Prüfkörper 1 C&B MFH*



*Abb. 5.2: Riss nach Kausimulation  
Prüfkörper 4 C&B MFH*

Somit ergab sich eine Überlebensrate von 100% nach Kausimulation für alle Prüfmaterialien, außer für C&B MFH. Bei C&B MFH ergab sich eine Überlebensrate von 84% bei einer Fehlerrate von 16%.

## 5.2 Bruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken

In diesem Abschnitt werden zunächst die Bruchmuster per Fotoaufnahmen dargestellt. Danach erfolgt die statistische Analyse in tabellarischer und graphischer Form.

### 5.2.1 *Bruchmusteranalyse der Prüfkörper*

Während der Ermittlung der maximalen Bruchkraftwerte in der Universal-Prüfmaschine Zwick entstanden Bruchmuster an den Brückenzwischengliedern. Diese wurden mit Fotoaufnahmen dokumentiert und sind nachfolgend in der Übersichtsabbildung 5.3a-c (Teil 1 bis Teil 3) exemplarisch dargestellt.

Bei den Bruchmustern war zu erkennen, dass die Materialien Celtra Press, IPS e.max Press und LuxaCam Composite häufiger mehrere kleinere Bruchfragmente mit vielen Splittern aufwiesen. Die anderen Prüfmaterialien (Lava Esthetic, C&B MFH, E-Dent 400, M-PM<sup>®</sup>) zeigten in der Regel größere Bruchstücke mit geringen Absplitterungen. Alle Prüfkörper der beiden PEEK-Materialien (LuxaCam PEEK, PEEK Biosolution) waren nach der Bruchkraftmessung unversehrt und wiesen keine sichtbare Deformation auf.

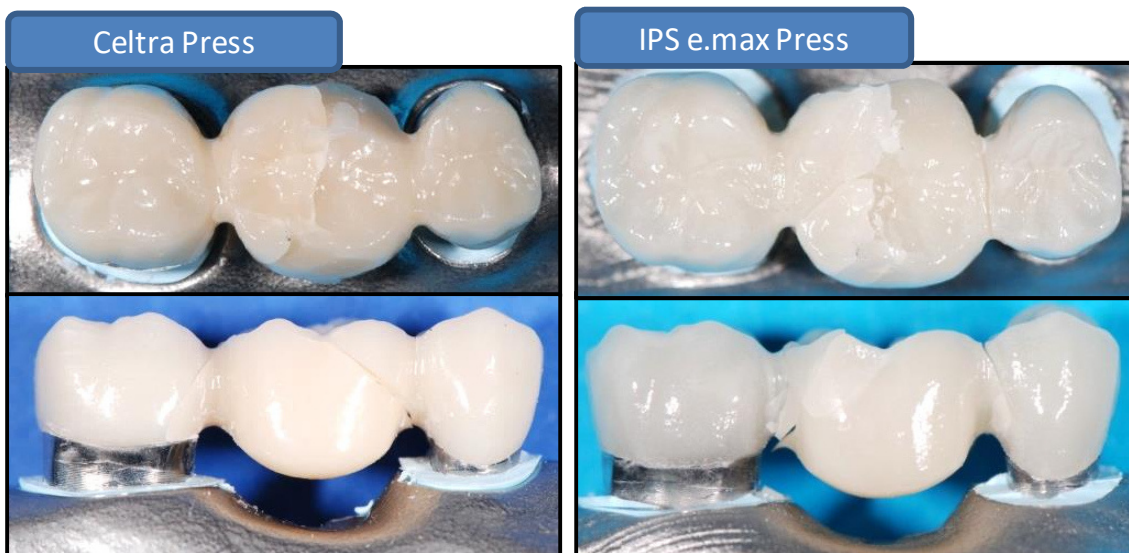


Abb. 5.3a: Übersicht: Bruchmuster der Prüfkörper (Teil 1)



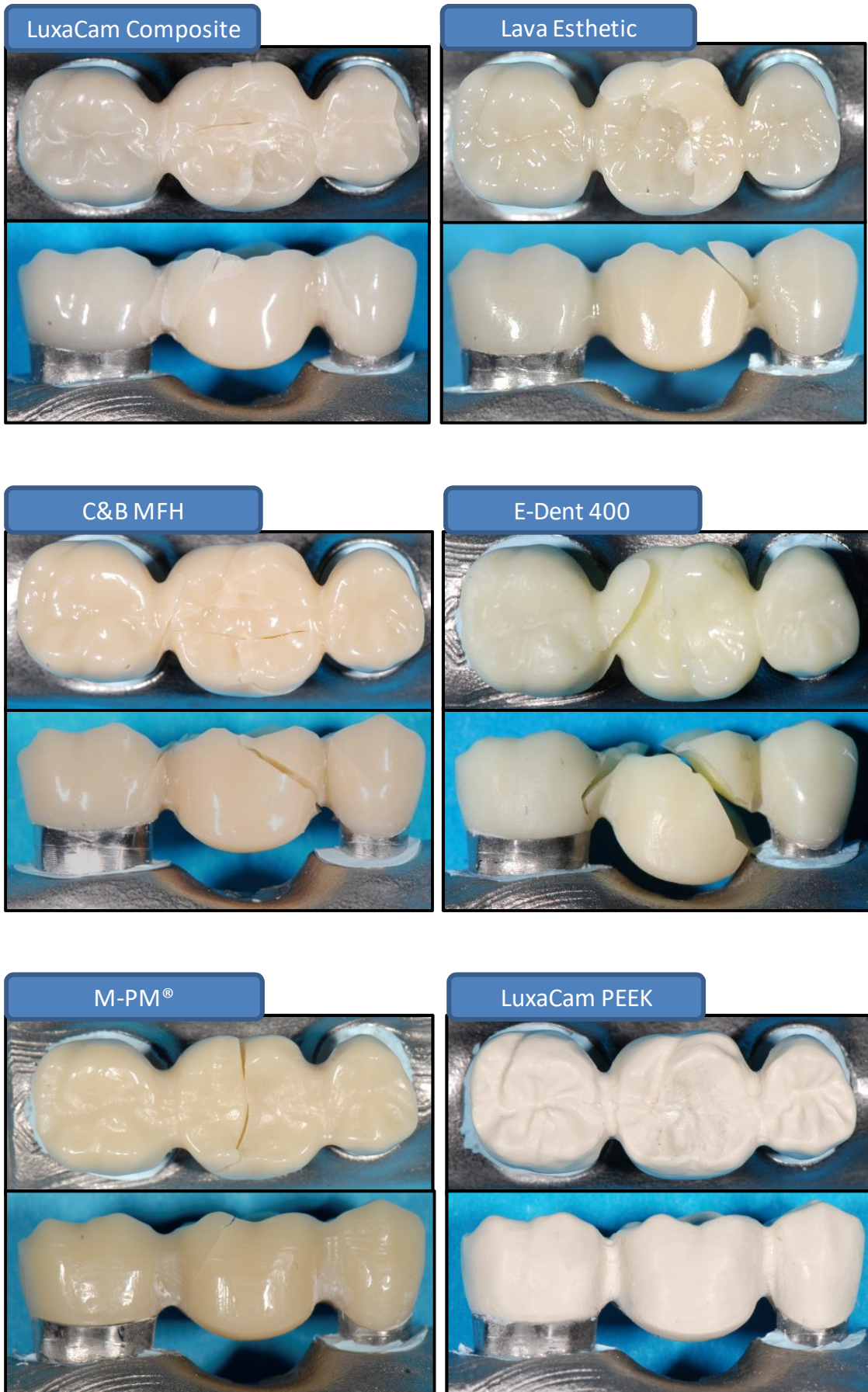


Abb. 5.3b: Übersicht: Bruchmuster der Prüfkörper (Teil 2)

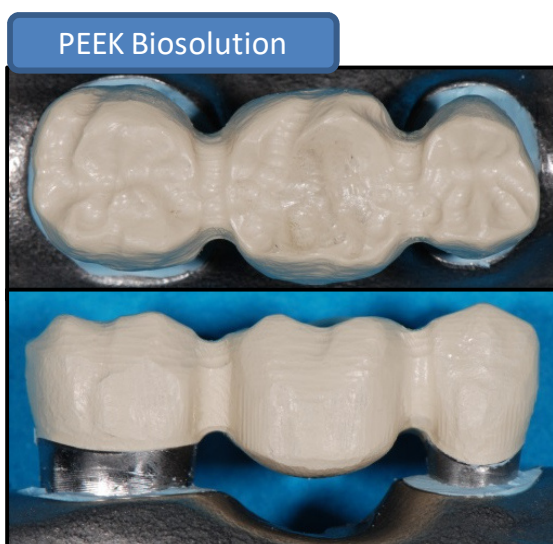


Abb. 5.3c: Übersicht: Bruchmuster der Prüfkörper (Teil 3)

Es wurde bei der Analyse der Bruchmuster der Prüfmaterialien festgestellt, dass sich der Frakturspalt immer durch den mesialen oder distalen Verbinderbereich zog. Während bei den Keramiken (Celtra Press, IPS e.max Press, Lava Esthetic) in der Regel ein Verbinder frakturierte, waren bei den Kompositmaterialien (C&B MFH, E-Dent 400, LuxaCam Composite) meist beide Verbinderbereiche von der Fraktur betroffen. Eine Gesamtübersicht der jeweils frakturierten Verbinderbereiche ist in Tabelle 5.1 dargestellt.

Tab. 5.1: Übersicht: Lokalisation der Verbinderfraktur (n=16)

Prüfmaterial	Einseitige Verbinderfraktur (mesial ODER distal)	Beidseitige Verbinderfraktur (mesial UND distal)
Celtra Press	10	6
IPS e.max Press	14	2
Lava Esthetic	14	2
C&B MFH	1	15
E-Dent 400	3	13
LuxaCam Composite	1	15
M-PM®	15	1
LuxaCam PEEK	n.m.	n.m.
PEEK Biosolution	n.m.	n.m.
n.m.= nicht messbar		

### 5.2.2 Maximale Bruchkraft ( $F_{max}$ ) der Prüfkörper

Im Folgenden werden die ermittelten Bruchkraftwerte der Prüfkörper ohne (Tabelle 5.2) und mit (Tabelle 5.3) zyklischer Wechselbelastung im Kausimulator dargestellt. Die statistische Auswertung mit Vergleich der Materialien untereinander erfolgt im Unterkapitel 5.2.3.

Die Tabelle 5.2 zeigt die mittleren Bruchkraftwerte, die zugehörigen Standardabweichungen und die Minima respektive Maxima der jeweiligen Prüfmaterialien ohne zyklische Wechselbelastung durch Kausimulation. Die höchste mittlere Bruchkraft zeigte das Polymermaterial M-PM<sup>®</sup> mit  $1775 \pm 337$  N. Die niedrigste mittlere Bruchkraft trat bei dem Keramikmaterial IPS e.max Press mit  $1125 \pm 199$  N auf. Die Prüfkörper der beiden PEEK-Materialien wiesen keine Bruchkraftwerte auf, da es bei den Messungen bis zu einer Dehnung von einem mm zu keinen Brucherscheinungen kam.

Tab. 5.2: Übersicht: Mittelwerte der Bruchkraft ohne zyklische Wechselbelastung ( $n=8$ )

Prüfmaterial	Mittelwert (N)	Standardabweichung (N)	Minimum (N)	Maximum (N)
Celtra Press	1268	$\pm 201$	959	1611
IPS e.max Press	1125	$\pm 199$	805	1398
Lava Esthetic	1599	$\pm 147$	1400	1791
C&B MFH	1686	$\pm 80$	1530	1797
E-Dent 400	1299	$\pm 107$	1103	1473
LuxaCam Composite	1643	$\pm 227$	1288	1912
M-PM <sup>®</sup>	1775	$\pm 337$	1066	2106
LuxaCam PEEK	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.
PEEK Biosolution	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.

n.m.= nicht messbar

Die Tabelle 5.3. zeigt die mittleren Bruchkraftwerte, die zugehörigen Standardabweichungen und die Minima respektive Maxima der jeweiligen Prüfmaterialien nach zyklischer Wechselbelastung durch Kausimulation (1,2 Millionen Zyklen mit 108 N Belastung). Die höchste mittlere Bruchkraft wies mit  $1601 \pm 125$  N das Material LuxaCam Composite auf. Der niedrigste Bruchkraftwert von  $596 \pm 165$  N wurde für E-Dent 400 gemessen. Für die PEEK-Materialien konnten auch hier keine Bruchkraftwerte ermittelt werden.

Tab. 5.3: Übersicht: Mittelwerte der Bruchkraft mit zyklischer Wechselbelastung ( $n=8$ )

Prüfmaterial	Mittelwert (N)	Standardabweichung (N)	Minimum (N)	Maximum (N)
Celtra Press	1087	$\pm 258$	608	1347
IPS e.max Press	1175	$\pm 24$	1150	1203
Lava Esthetic	1571	$\pm 226$	1291	1900
C&B MFH	1331	$\pm 258$	1019	1749
E-Dent 400	596	$\pm 165$	454	924
LuxaCam Composite	1601	$\pm 125$	1467	1855
M-PM®	1383	$\pm 122$	1209	1571
LuxaCam PEEK	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.
PEEK Biosolution	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.
n.m.= nicht messbar				

### 5.2.3 Statistische Analyse der maximalen Bruchkraft ( $F_{max}$ )

Die statistische Auswertung der maximalen Bruchkraftwerte jeweils ohne und mit zyklischer Wechselbelastung im Kausimulator erfolgten mit der zweifaktoriellen Varianzanalyse unter Berücksichtigung von Interaktionseffekten und wurde mit Hilfe der Prozedur Mixed durchgeführt, um die Varianzheterogenität mitmodellieren zu können. Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 5.4 und 5.5 mit Hilfe eines Boxplots graphisch dargestellt. In den Tabellen 5.4 und 5.5 sind die Ergebnisse der Signifikanztests im Vergleich der Materialien untereinander, getrennt nach den beiden Faktorstufen für „ohne und mit Wechselbelastung“, zusammengefasst.

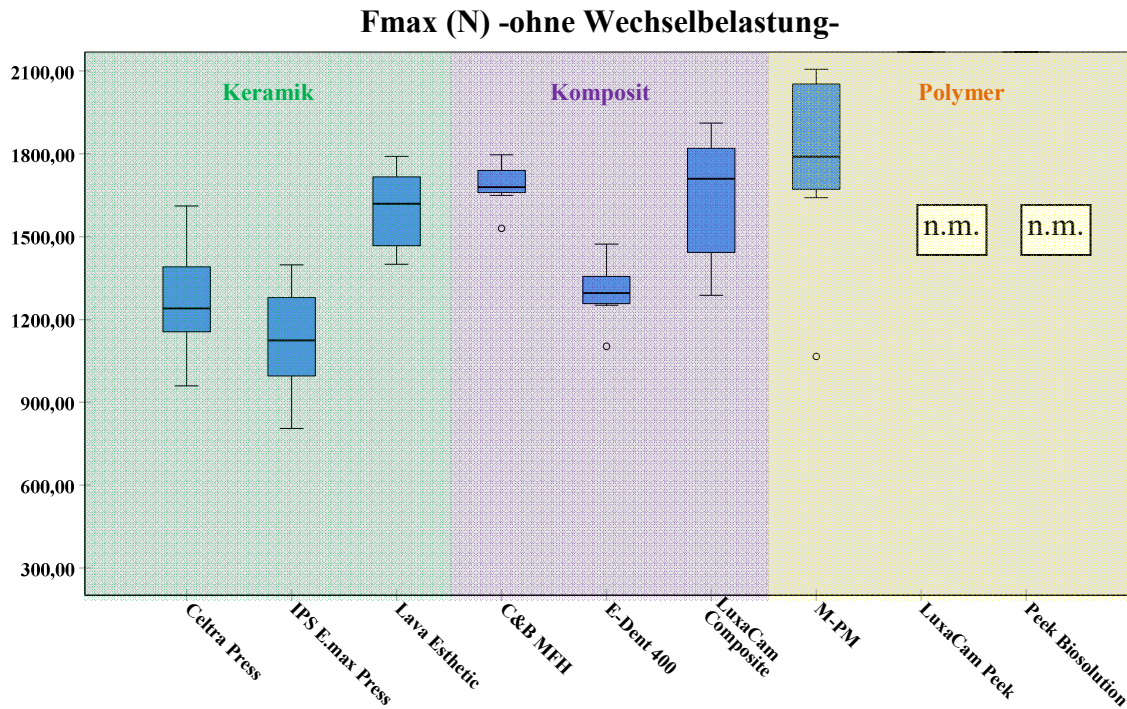


Abb. 5.4: Boxplot: Bruchkraft ohne zyklische Wechselbelastung (n.m. = nicht messbar)

Im Test ohne zyklische Wechselbelastung zeigte sich, dass in der Gruppe der Keramiken Lava Esthetic signifikant höhere Bruchkraftwerte aufwies als Celtra Press und IPS e.max Press (siehe Tabelle 5.4). Bei den Kompositen zeigte E-Dent 400 gegenüber C&B MFH und LuxaCam Composite signifikant niedrigere Bruchkraftwerte. Das Polymermaterial M-PM<sup>®</sup> wies signifikant höhere Bruchkraftwerte auf als die beiden Silikatkeramiken Celtra Press und IPS e.max Press (siehe Tabelle 5.4).

Tab. 5.4: Signifikanztabelle: Bruchkraft ohne zyklische Wechselbelastung

	IPS e.max Press (ohne Belastung)	Lava Esthetic (ohne Belastung)	C&B MFH (ohne Belastung)	E-Dent 400 (ohne Belastung)	LuxaCam Composite (ohne Belastung)	M-PM <sup>®</sup> (ohne Belastung)	LuxaCam PEEK (ohne Belastung)	PEEK Biosolution (ohne Belastung)
Celtra Press (ohne Belastung)	p=0,177 (n.s.)	p=0,002 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,703 (n.s.)	p=0,004 (s.)	p=0,004 (s.)	n.m.	n.m.
IPS e.max Press (ohne Belastung)		p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,053 (n.s.)	p=0,000 (s.)	p=0,001 (s.)	n.m.	n.m.
Lava Esthetic (ohne Belastung)			p=0,175 (n.s.)	p=0,000 (s.)	p=0,658 (n.s.)	p=208 (n.s.)	n.m.	n.m.
C&B MFH (ohne Belastung)				p=0,000 (s.)	p=0,629 (n.s.)	p=0,487 (n.s.)	n.m.	n.m.
E-Dent 400 (ohne Belastung)					p=0,003 (s.)	p=0,005 (s.)	n.m.	n.m.
LuxaCam Composite (ohne Belastung)						p=0,376 (n.s.)	n.m.	n.m.
M-PM <sup>®</sup> (ohne Belastung)							n.m.	n.m.
LuxaCam PEEK (ohne Belastung)								n.m.
PEEK Biosolution (ohne Belastung)								

s. = signifikant; n.s. = nicht signifikant; n.m. = nicht messbar

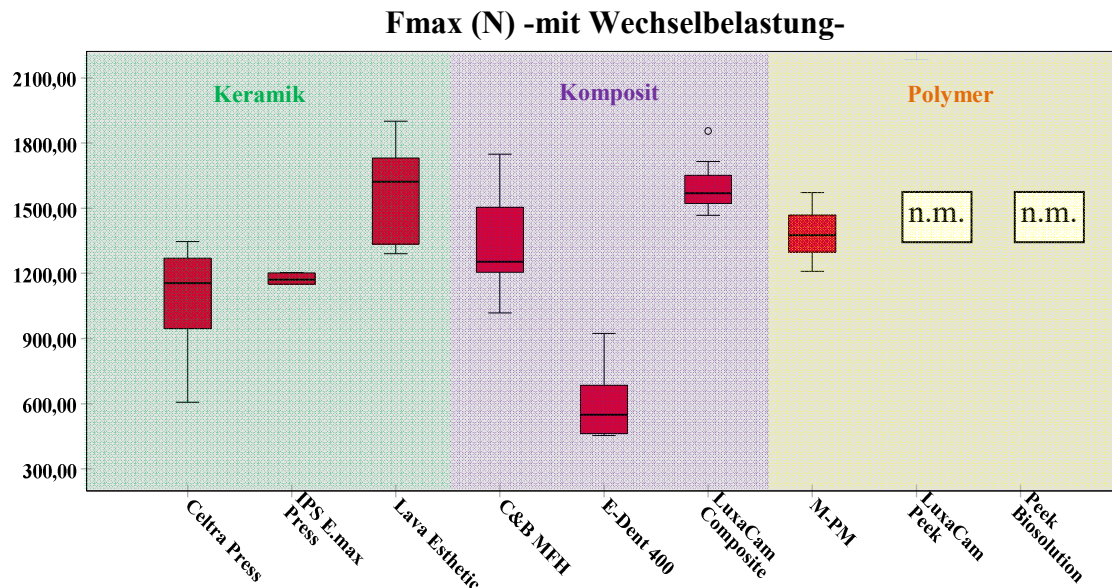


Abb. 5.5: Boxplot: Bruchkraft mit zyklischer Wechselbelastung (n.m. = nicht messbar)

Lava Esthetic zeigte in den post-hoc-Tests innerhalb der Keramikgruppe nach zyklischer Wechselbelastung gegenüber Celtra Press und IPS e.max Press die signifikant höchsten Bruchkraftwerte. E-Dent 400 wies im Vergleich zu allen anderen Materialien die signifikant niedrigsten Bruchkraftwerte auf. In der Gruppe der Komposite waren die Bruchkräfte von LuxaCam Composite signifikant höher als von C&B MFH und E-Dent 400. LuxaCam Composite und Lava Esthetic zeigten im Gesamtvergleich die signifikant höchsten Bruchkräfte (siehe Tabelle 5.5).

Tab. 5.5: Signifikanztabelle: Bruchkraft mit zyklischer Wechselbelastung

	IPS e.max Press (nach Belastung)	Lava Esthetic (nach Belastung)	C&B MFH (nach Belastung)	E-Dent 400 (nach Belastung)	LuxaCam Composite (nach Belastung)	M-PM® (nach Belastung)	LuxaCam PEEK (nach Belastung)	PEEK Biosolution (nach Belastung)
Celtra Press (nach Belastung)	p=0,367 (n.s.)	p=0,001 (s.)	p=0,222 (n.s.)	p=0,001 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,015 (s.)	n.m.	n.m.
IPS e.max Press (nach Belastung)		p=0,002 (s.)	p=0,429 (n.s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,002 (s.)	n.m.	n.m.
Lava Esthetic (nach Belastung)			p=0,021 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,749 (n.s.)	p=0,064 (n.s.)	n.m.	n.m.
C&B MFH (nach Belastung)				p=0,000 (s.)	p=0,007 (s.)	p=0,230 (n.s.)	n.m.	n.m.
E-Dent 400 (nach Belastung)					p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	n.m.	n.m.
LuxaCam Composite (nach Belastung)						p=0,003 (s.)	n.m.	n.m.
M-PM® (nach Belastung)							n.m.	n.m.
LuxaCam PEEK (nach Belastung)								n.m.
PEEK Biosolution (nach Belastung)								

s. = signifikant; n.s. = nicht signifikant; n.m. = nicht messbar

In Abbildung 5.5 ist im Vergleich zwischen mit und ohne zyklischer Wechselbelastung ersichtlich, dass C&B MFH, E-Dent 400 und M-PM<sup>®</sup> deutliche Erniedrigungen der Bruchkraftwerte aufwiesen. Bei allen anderen Materialien zeigte die zyklische Wechselbelastung durch Kausimulation keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Bruchkraftwerte (siehe Tabelle 5.6).

Vergleich Fmax (N) -ohne/mit Wechselbelastung-

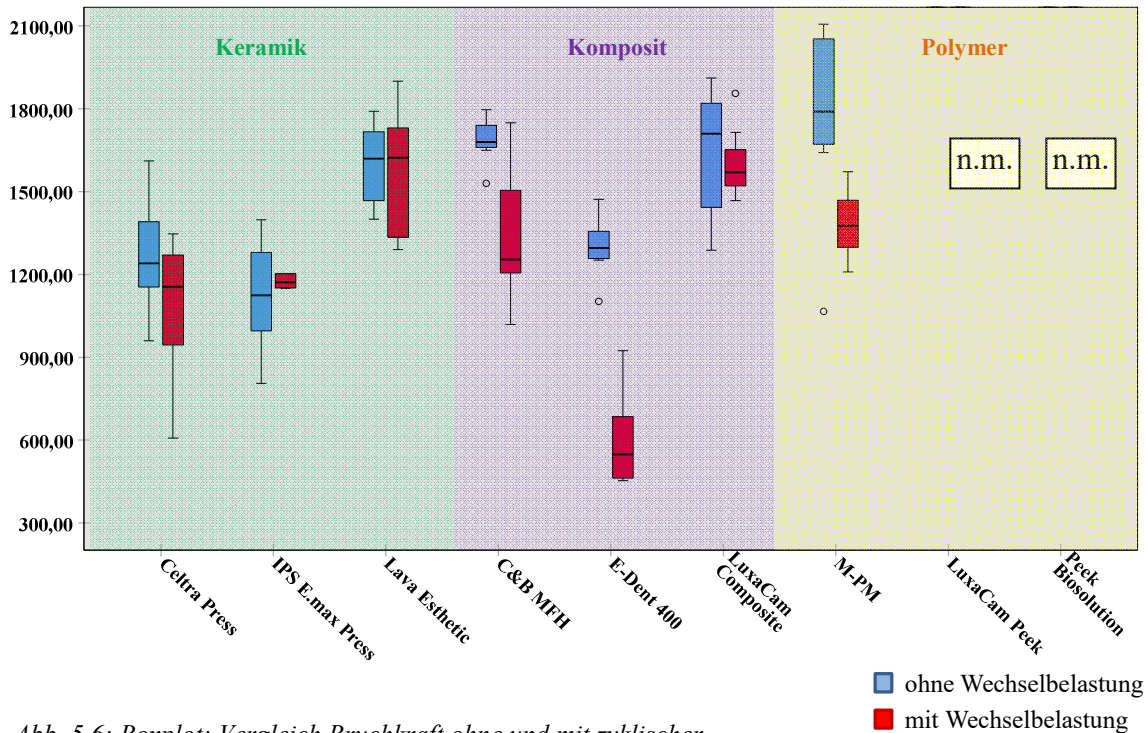


Abb. 5.6: Boxplot: Vergleich Bruchkraft ohne und mit zyklischer Wechselbelastung (n.m. = nicht messbar)

Tab. 5.6: Signifikanztabelle: Einfluss der zyklischen Wechselbelastung auf die Bruchkraft der einzelnen Prüfmaterialien

	Celtra Press	IPS e.max Press	Lava Esthetic	C&B MFH	E-Dent 400	LuxaCam Composite	M-PM <sup>®</sup>	LuxaCam PEEK	PEEK Biosolution
Belastung	p=0,142 (n.s.)	p=0,505 (n.s.)	p=0,770 (n.s.)	p=0,002 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,657 (n.s.)	p=0,013 (s.)	n.m.	n.m.
s.= signifikant; n.s.= nicht signifikant; n.m.= nicht messbar									

## 5.3 Abrasionsanalyse

In diesem Unterkapitel werden zunächst die Antagonisten nach Wechselbelastung per Fotoaufnahmen und ergänzend nach vergleichender CAD-Überlagerung dargestellt. Danach erfolgt die statistische Analyse in tabellarischer und graphischer Form.

### **5.3.1 Visuelle Analyse der Antagonistenabrasion**

Die Antagonisten wurden photographisch bei 34-facher Vergrößerung mit einem Lichtmikroskop untersucht. Hiervon wurden nachfolgend Fotoaufnahmen erzeugt und sind in der Übersichtsabbildung 5.7 dargestellt. Diese Aufsichtaufnahmen zeigen die Abrasion respektive den Verschleiß, verursacht durch die jeweiligen Prüfmaterialien während der Kausimulation mit 1,2 Millionen Belastungen.

Die Analyse der Aufsichtaufnahmen der Antagonisten zeigte deutliche Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Prüfmaterialien bei der Verursachung der Antagonistenabrasion. Die Keramiken Celtra Press, IPS e.max Press und Lava Esthetic erzeugten die deutlichsten Abrasionsspuren am Antagonisten. Bei der Gruppe der Komposite verursachte das C&B MFH und das LuxaCam Composite eine vergleichsweise nur leichte Antagonistenabrasion. Die Polymere M-PM<sup>®</sup>, LuxaCam PEEK und PEEK Biosolution schienen außer Verfärbungen keine deutlich sichtbaren Abrasionen zu verursachen.



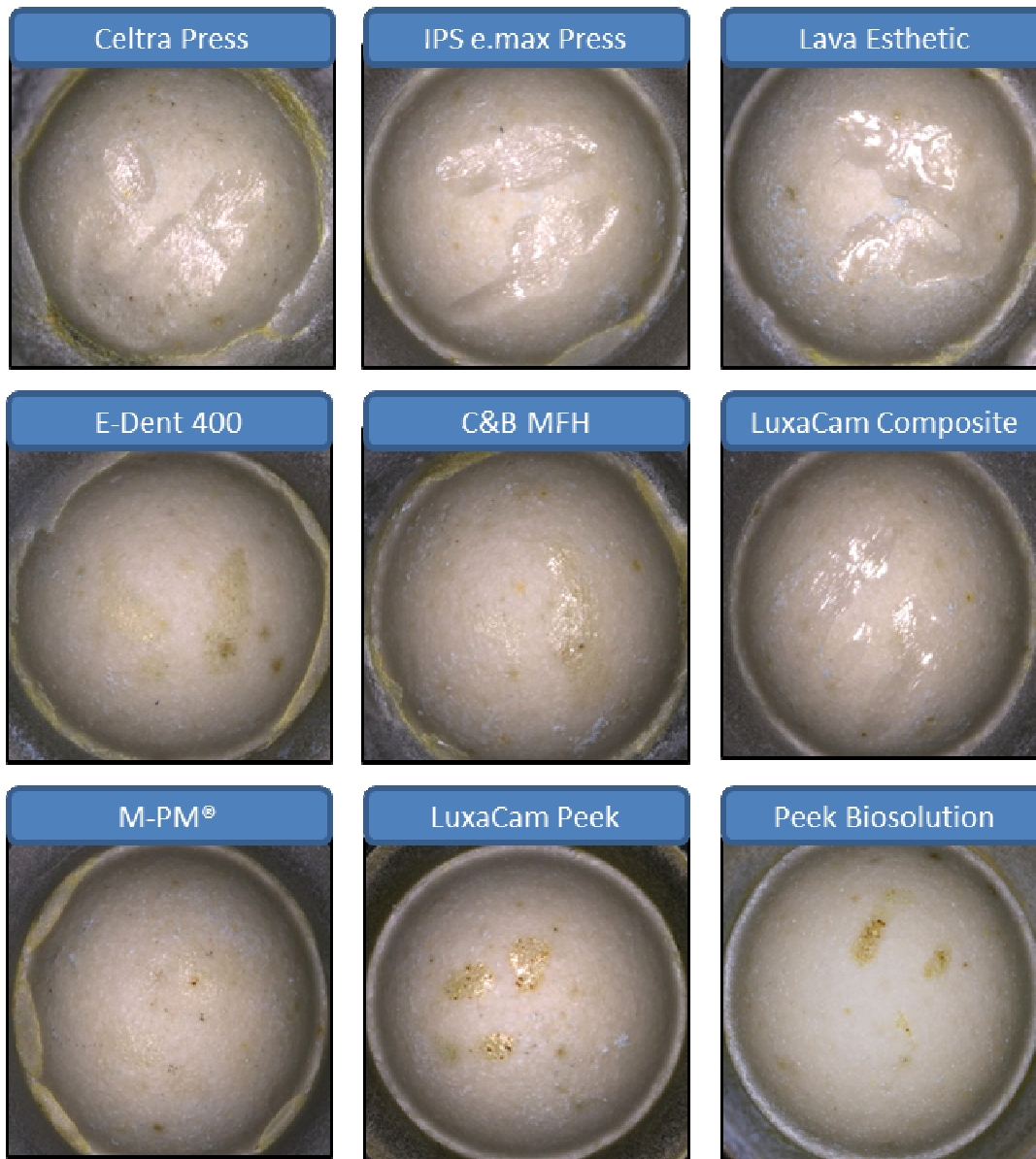


Abb. 5.7: Aufsichtaufnahmen der Steatit-Antagonisten nach zyklischer Belastung im Kausimulator

### 5.3.2 CAD-Analyse der Antagonistenabrasion

Alle Antagonisten wurden durch Überlagerung der Referenzdatensätze und der Follow-Up-Datensätze ausgewertet (Abbildung 5.8). Dabei wurde der jeweils höchste Abrasionswert ermittelt und für die Mittelwertbestimmung verwendet (Tabelle 5.7).

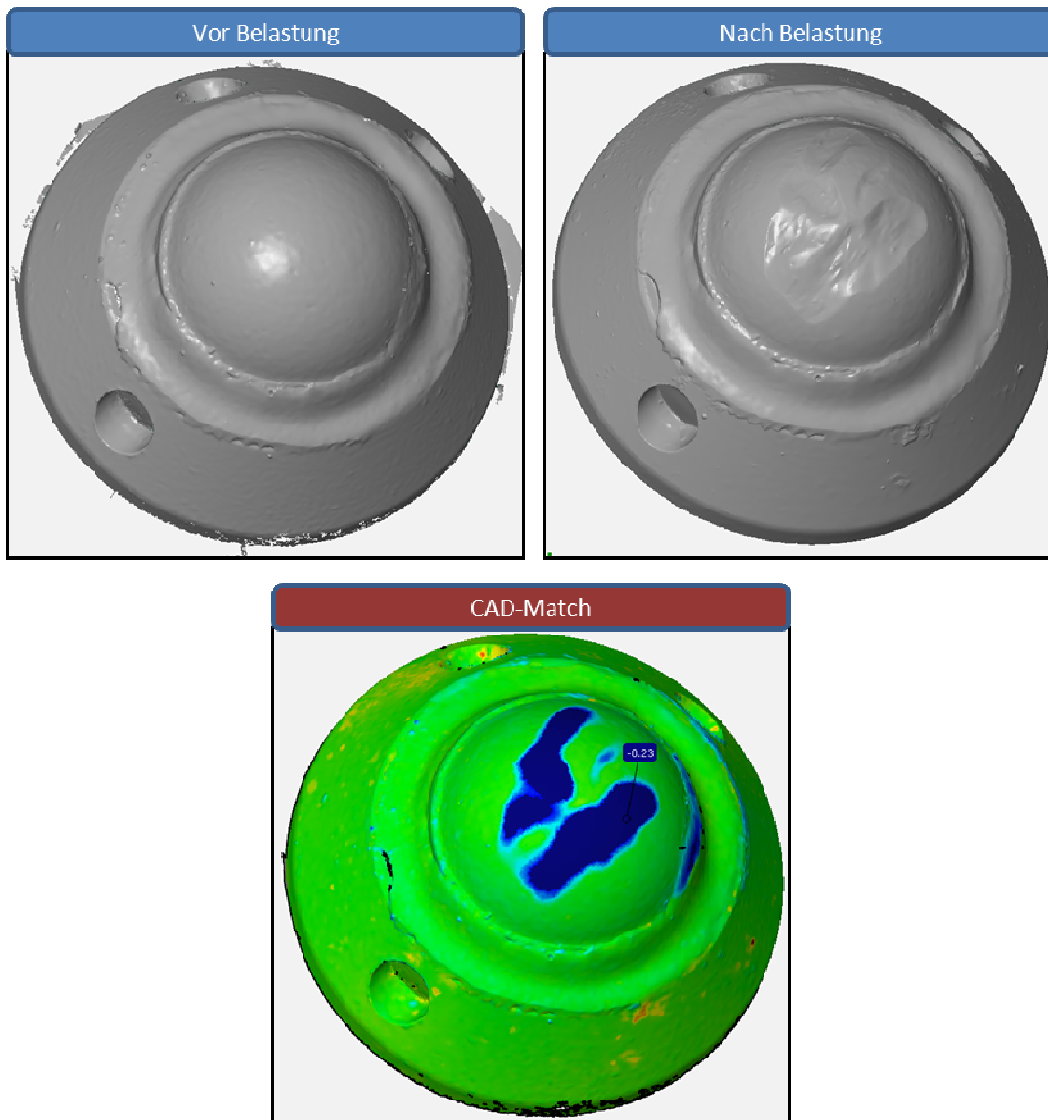


Abb. 5.8: Exemplarisches Überlagerungsergebnis eines Antagonisten

Die Tabelle 5.7 zeigt die Mittelwerte der höchsten Materialabträge bei der Abrasion, die zugehörigen Standardabweichungen und die Minima sowie Maxima der jeweiligen Prüfmaterialien nach zyklischer Wechselbelastung durch Kausimulation (1,2 Millionen Zyklen mit 108 N Belastung). Es wird deutlich, dass die Keramiken Celtra Press, IPS e.max Press und Lava Esthetic die stärksten Abrasionen an den Antagonisten verursachten. Das LuxaCam Composite zeigte bei den Kompositen die höchsten Abrasionswerte am Antagonisten. Die beiden PEEK-Materialien und das Komposit C&B MFH erzeugten am Antagonisten den geringsten Verschleiß.

Tab. 5.7: Übersicht: Höchster Materialabtrag der Antagonistenabrasion ( $n=8$ )

Prüfmaterial	Mittelwert ( $\mu\text{m}$ )	Standardabweichung ( $\mu\text{m}$ )	Minimum ( $\mu\text{m}$ )	Maximum ( $\mu\text{m}$ )
Celtra Press	197	$\pm 23$	170	230
IPS e.max Press	175	$\pm 27$	140	230
Lava Esthetic	241	$\pm 41$	180	320
C&B MFH	9	$\pm 3$	5	15
E-Dent 400	20	$\pm 3$	14	25
LuxaCam Composite	81	$\pm 15$	52	100
M-PM®	20	$\pm 5$	14	26
LuxaCam PEEK	7	$\pm 4$	4	16
PEEK Biosolution	9	$\pm 3$	4	12

### 5.3.3 Statistische Analyse der Antagonistenabration

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe einer einfaktoriellen Varianzanalyse, die bei Varianzheterogenität mit dem Welch-Test korrigiert wurde. Die paarweisen post-hoc-Vergleiche wurden mit dem Games-Howell-Test durchgeführt.

Die statistische Auswertung der Abrasion am Antagonisten (Abbildung 5.9 und Tabelle 5.8) zeigte, dass ein signifikanter Unterschied zwischen den keramischen Materialien (Celtra Press, IPS e.max Press, Lava Esthetic) und den anderen Materialgruppen, Komposite respektive Polymere, vorliegt. Die Keramiken erzeugten somit den höchsten Verschleiß an den Antagonisten. LuxaCam Composite verursachte signifikant höhere Abrasionswerte als die anderen beiden Komposite C&B MFH und E-Dent 400. Das Polymermaterial M-PM<sup>®</sup> zeigte einen signifikanten Unterschied zu den beiden PEEK-Materialien.

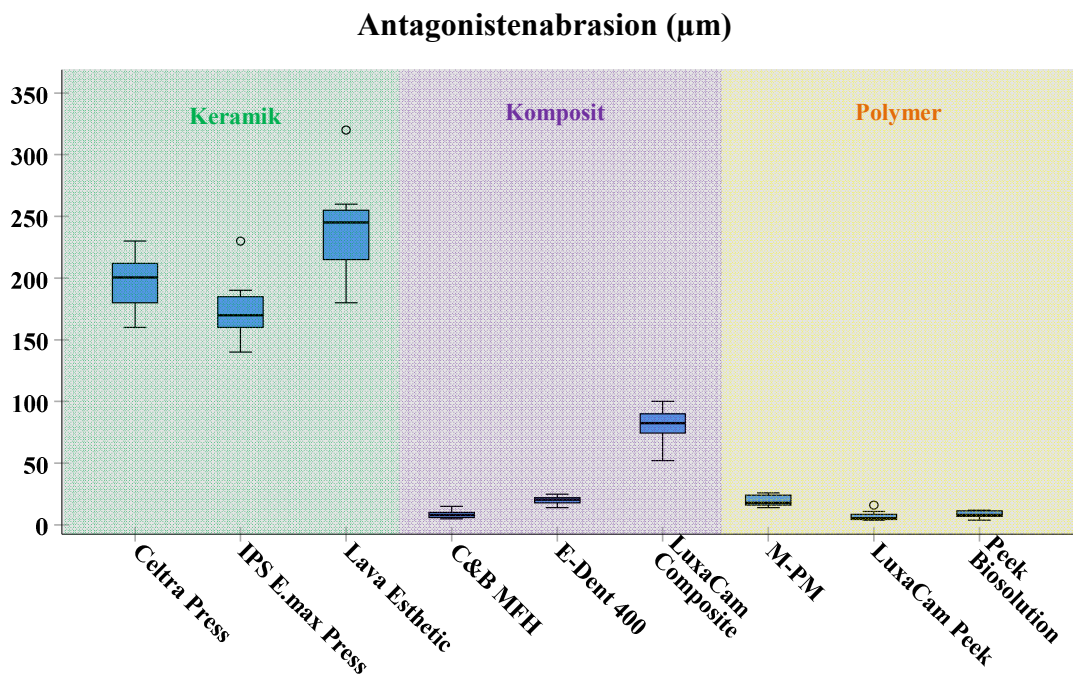


Abb. 5.9: Boxplot: Höchster Materialabtrag der Antagonistenabration

Tab. 5.8: Signifikanztabelle: Antagonistenabrasion

	IPS e.max Press	Lava Esthetic	C&B MFH	E-Dent 400	LuxaCam Composite	M-PM®	LuxaCam PEEK	PEEK Biosolution
Celtra Press	p=0,726 (n.s.)	p=0,266 (n.s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)
IPS e.max Press		p=0,044 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)
Lava Esthetic			p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)
C&B MFH				p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,002 (s.)	p=0,997 (n.s.)	p=1,000 (n.s.)
E-Dent 400					p=0,000 (s.)	p=1,000 (n.s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)
LuxaCam Composite						p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)	p=0,000 (s.)
M-PM®							p=0,002 (s.)	p=0,002 (s.)
LuxaCam PEEK								p=0,993 (n.s.)
PEEK Biosolution								

s.= signifikant; n.s.= nicht signifikant

## 5.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Alle Prüfmaterialien bis auf zwei Prüfkörper von C&B MFH überlebten die Kausimulation ohne Komplikationen. Für die zwei PEEK-Materialien konnten keine Bruchkraftwerte ermittelt werden, weil es während der Versuchsdurchführung zu keinem Bruch der Prüfkörper kam. Es konnte beim Vergleich der drei Materialklassen bezüglich der Bruchkraftwerte ohne zyklische Belastung kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, womit die erste Nullhypothese bestätigt werden konnte.

Die künstliche Alterung mit zyklischer Wechselbelastung im Kausimulator führte bei zwei Kompositmaterialien (C&B MFH und E-Dent 400) und dem Polymermaterial M-PM<sup>®</sup> zu einer signifikanten Reduktion der Bruchkraft. Somit konnte gezeigt werden, dass die Kausimulation bei einigen Prüfmaterialien zu einer Erniedrigung der initialen Bruchkraftfestigkeit führt und dadurch die zweite aufgestellte Nullhypothese verworfen werden musste.

Bei Betrachtung der Antagonistenabrasion zeigte sich, dass die keramischen Werkstoffe Celtra Press, IPS e.max Press und Lava Esthetic signifikant die höchsten Abrasionswerte am Antagonisten verursachten. Alle anderen Materialien waren mit ihren niedrigeren Abrasionswerten schonender für die Antagonisten. Somit konnte die dritte aufgestellte Nullhypothese verworfen werden.

## 6 Diskussion

### 6.1 Kritische Betrachtung der eigenen Methodik

#### 6.1.1 *Prüfmaterialien*

Bei der Auswahl der zu untersuchenden Materialien galten als wichtigste Kriterien zum einen ein metallfreier Werkstoff und zum anderen der monolithische, respektive voll-anatomische, Einsatz bei der Restaurationsherstellung. Alle untersuchten Materialien entsprachen diesen Kriterien und waren im Markt frei erwerblich. Um in dieser Studie ein möglichst breites Spektrum an verschiedenen nutzbaren Werkstoffen zu untersuchen und um diese miteinander vergleichen zu können, wurden Produkte der Werkstoffklassen Keramik, Komposit und Polymer verwendet. Die verschiedenen Verfahren zur Restaurationsherstellung (Pressverfahren, Subtraktives/Additives CAM-Verfahren) waren in dieser Studie primär nicht von Interesse.

In der Werkstoffgruppe der Keramiken wurde mit einer lithium-disilikat verstärkten Glaskeramik ein Produkt gewählt, das in der fräsbaren Version (IPS e.max CAD) bereits oft gute in der Literatur dokumentierte klinische Ergebnisse geliefert hat und deshalb als bewährtes Material für monolithische Kronen- und Brückenrestorationen gilt<sup>34, 111</sup>. In dieser Studie wurde jedoch die Pressvariante IPS e.max Press gewählt, da im Vergleich höhere maximale Bruchkraftwerte gemessen wurden<sup>154</sup>. Als technologische Erweiterung auf dem Markt wurde die zirkoniumdioxidverstärkte Lithium-Silikat-Glaskeramik Celtra Press mituntersucht. Der in der Glasphase gelöste zehnpromtente Zirkoniumdioxidanteil soll sich in Kombination mit einem Power-Fire-Brand gemäß Herstellerangaben positiv auf die Bruchfestigkeit auswirken<sup>12</sup>. In einer in-vitro-Studie mit Seitenzahnkronen konnten jedoch *Taha et al* und *Preis et al* keinen signifikanten Unterschied in der Bruchfestigkeit zwischen rein lithium-disilikat verstärkter Glaskeramik (IPS e.max CAD) und zirkoniumdioxid verstärkter Lithium-Silikat-Glaskeramik (Celtra Duo) feststellen<sup>100, 149</sup>. Für Brückenrestorationen gibt es nach aktuellem Wissenstand bislang keine vergleichenden Studien. Einziges keramisches Material, das für posteriore Seitenzahnbrücken ab dem zweiten Prämolaren freigegeben ist, ist Zirkoniumdioxid. Diese Keramikklasse zeigte in der Literatur große Probleme bezüglich Frakturen der Verblendung, was als „Chipping“ bezeichnet wird<sup>79, 144</sup>. Als Materialweiterentwicklung wird das monolithisch einsetzbare fluoreszierende

Zirkonoxid Lava Esthetic gesehen. Bei diesem Material wurde durch Erhöhung des kubischen Phasenanteils die Lichttransmission erhöht mit gleichzeitiger Verbesserung der ästhetischen Eigenschaften<sup>44</sup>. In Folge hatte dieses Vorgehen negative Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften mit einhergehender Schwächung der Kristallstruktur von Zirkonoxid und gleichzeitiger Steigerung der Sprödigkeit<sup>164</sup>.

Als weitere metallfreie Materialalternative wurden druckbare Komposite in dieser Studie getestet. Durch den stetig wachsenden Markt im CAD/CAM-Bereich werden additive Herstellprozesse immer interessanter als Alternative für zahnmedizinische Anwendungen<sup>56</sup>. Materialien für den „3D-Druck“ wurden durch die zwei in dieser Studie geprüften Produkte C&B MFH und E-Dent 400 repräsentiert. Diese Materialien sind laut Herstellerangaben als provisorische Werkstoffe in der Kronen- und Brückenprothetik zugelassen. Da bisher noch keine Studien für druckbare Werkstoffe in der Kronen- und Brückenprothetik durchgeführt wurden, stellt die Prüfung dieser Materialien einen experimentellen Versuch zur ersten Einordnung im Bereich der verfügbaren Dentalwerkstoffe dar.

Als repräsentatives Polymermaterial auf Basis von Polymethylmethacrylat wurde M-PM<sup>®</sup> ausgewählt, das als ein industriell vorgefertigter Hochleistungskunststoff für das CAD/CAM-System bezeichnet werden kann. Zwar sind die hochquervernetzten PMMA-Polymere bisher nur für Langzeitprovisorien indiziert, dennoch wiesen *Edelhoff et al* eine Überlegenheit von gefrästen dreigliedrigen PMMA-Brücken gegenüber Pendants auf Glaskeramikbasis auf<sup>27</sup>.

PEEK-Materialien, wozu auch die in dieser Studie geprüften Produkte PEEK Biosolution und LuxaCam PEEK gehören, werden relativ neu im zahnmedizinischen Bereich verwendet. Diese Produkte gehören zur Polymerfamilie der Hochleistungsthermoplaste und wurden bisher vorwiegend in der Humanmedizin für Implantate in der Traumatologie, Orthopädie und Neurochirurgie mit Erfolg eingesetzt<sup>127</sup>. Mit der unumstrittenen Biokompatibilität und den guten Werkstoffeigenschaften zeigten die PEEK-Materialien in in-vitro-Untersuchungen bereits ihr hohes Potential als metallfreies Restaurationsmaterial<sup>81, 139</sup>. Um alle im Markt befindlichen metallfreien Materialgruppen in der vorliegenden Studie zu testen, wurde ein Material der neueren jüngsten Entwicklung mit einbezogen. Mit LuxaCam Composite als Hybrid- respektive Verbundwerkstoff wurden die Eigenschaften von Polymeren und Keramiken miteinander vereint<sup>112, 145</sup>. Das Material besteht aus einer organischen Polymermatrix in



die nahezu 80% anorganische Silikatglaspartikel eingebettet wurden. Studien mit anderen geprüften Hybridwerkstoffen sehen in dieser Materialklasse bei bestimmten Indikationen eine Alternative zu rein keramischen Werkstoffen<sup>123, 168</sup>.

### 6.1.2 *Antagonistenmaterial*

Bei der Materialauswahl für den Antagonisten während der Kausimulation gibt es verschiedene Möglichkeiten, jedoch ohne einheitlichen Konsens in der Fachliteratur. Im Allgemeinen besteht die Einteilung der Antagonisten in „natürliche“ und „nicht natürliche“ Materialien<sup>82</sup>.

Zu den „natürlichen“ Antagonisten zählt Zahnhartsubstanz (Schmelz, Dentin) von menschlichen Weisheitszähnen. Diese kommen zur Vergleichbarkeit der Ergebnisse auf material-technischer Ebene den klinischen Versuchen am nächsten und stellen damit für ideale in-vitro-Untersuchungen das Material der Wahl dar<sup>46</sup>. Ein Problem besteht aber zum einen bei den interindividuellen Unterschieden in der strukturellen Zusammensetzung und der anatomischen Form der Zähne und zum anderen bei der limitierten Verfügbarkeit der Zähne in guter und labortechnisch nutzbarer Qualität<sup>21, 51</sup>.

Im Hinblick auf die Reproduzierbarkeit, Verfügbarkeit und gleichbleibenden Materialqualitäten haben die „nicht natürlichen“ Antagonistenmaterialien durch die industriellen Fertigungsbedingungen einen Vorteil. Zu diesen „nicht natürlichen“ Materialien gehören Steatit, Keramik, Komposit und Metall<sup>51</sup>. *Shembish et al* sowie *Wassell et al* sprechen in ihren Studien der gleichbleibenden Materialqualität der Antagonisten und der Form- respektive Größengleichheit eine große Wichtigkeit zu<sup>128, 159</sup>. Steatit, wie auch in dieser in-vitro-Studie genutzt, stellt mit seiner Festigkeit zwischen Schmelz und Keramiken eine gute Kompromisslösung dar<sup>29, 159</sup>. Obwohl Steatit laut *Shortall et al* nicht als idealster Ersatz für natürliche Zahnhartsubstanz betrachtet werden kann, haben trotzdem viele Studien diesen Werkstoff für Abrasionsuntersuchungen verwendet<sup>82, 129</sup>. Aufgrund der Überlegungen, dass Steatit von vielen Autoren für Kausimulationsversuche genutzt und empfohlen wurde, schien es zur Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit anderen Studien plausibel dieses Antagonistenmaterial gleichermaßen im Rahmen der vorliegenden in-vitro-Studie einzusetzen.

### 6.1.3 Zahnstumpfmaterial

Die in dieser Studie verwendeten Stümpfe aus Titan wurden auch in anderen literaturbekannten Studien verwendet<sup>6, 24, 73, 168</sup>. Insgesamt ist die Materialauswahl für Stümpfe in der Literatur breit beschrieben. Sie reicht von natürlichen Zähnen, über kunststoffbasierte Materialien bis hin zu verschiedenen Metallen. Der Einsatz von natürlichen Zahnstümpfen stellt auf den ersten Blick das idealste Material für in-vitro-Studien dar, deren Anwendung kann aber auch Gefahren und Nachteile bergen. *Heintze et al* und *Cho et al* sehen Nachteile bei der Einhaltung von standardisierten Präparationsrichtlinien, insbesondere des Präparationswinkels von 6-8° und einer gleichmäßigen Präparationsstufe<sup>21, 49</sup>. Diese wichtigen Punkte sind mit manueller Präparation nicht einheitlich in standardisierter Form zu erreichen. Weiterhin stehen hier ebenfalls wie beim Antagonistenmaterial interindividuelle Strukturunterschiede der Zahnhartsubstanz und die limitierte Verfügbarkeit dem Einsatz für in-vitro-Versuche entgegen. Diverse Studien zeigten, dass die marginale Dicke von Restaurationen, sowie der Präparationswinkel einen signifikanten Einfluss auf die Anfälligkeit für Frakturen haben<sup>19, 166</sup>. *Rosentritt et al* zeigten in einer Studie, dass der Einsatz von verschiedenen Stumpfmaterialien einen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit von Restaurationen haben kann<sup>108</sup>. Als Erklärung für diesen Effekt wurde der unterschiedlich große E-Modul beschrieben. *Scherrer und de Rijk* fanden ebenfalls heraus, dass die Bruchfestigkeit von Kronen im großen Maß abhängig vom E-Modul des verwendeten Stumpfmaterials ist. Je kleiner in dieser Studie das E-Modul des Stumpfmaterials war, umso höher wurde die Häufigkeit von Kronenfrakturen beobachtet<sup>122</sup>. Dies bedeutet auf die vorliegende in-vitro-Studie übertragen, dass durch Nutzung von Titanstümpfen, die einen hohen E-Modul besitzen, höhere Bruchfestigkeitswerte erzielt werden können als bei natürlichen Zahnstümpfen. Dieses Ergebnis kann zu einer Überbewertung der gemessenen Bruchfestigkeitswerte führen und sollte bei Studienvergleichen mitberücksichtigt werden<sup>108</sup>.

#### **6.1.4 Material zur Parodontalspaltsimulation**

In der durchgeführten Studie wurde ein künstlicher Parodontalspalt um die metallischen Zahnstümpfe mit Hilfe eines Silikons generiert, um die physiologische Zahnbeweglichkeit im Alveolarknochen zu simulieren. Dieses Vorgehen wird im Allgemeinen bei in-vitro-Studien für Brücken empfohlen<sup>82</sup>. Hintergrund dabei ist, die erhöhten Zugspannungen im Bereich der basalen Querverbinderanteile einer Brücke zu berücksichtigen, was die klinische Situation besser simuliert<sup>49</sup>. Laut *Rees* kann bei natürlichen Kauvorgängen das Parodontalligament als Teil des Zahnhalteapparates zu einem signifikanten Einfluss bei der Verteilung von Spannungen führen<sup>101</sup>. *Rosentritt et al* konnten in einer in-vitro-Studie durch resiliente Einbettung der Zahnstümpfe einen negativen Einfluss auf die Bruchfestigkeit von keramischen Brücken feststellen<sup>109</sup>. Bei in-vitro-Versuchen mit Kronen raten jedoch *Heintze et al* von einer Parodontalspaltsimulation ab, da zum einen die standardisierte Ummantelung der Zahnstümpfe schwierig ist und zum anderen eine Dämpfung der axialen Belastungskräfte auf die Krone auftreten kann<sup>49</sup>. Es wurden verschiedene Materialien (Polysiloxane, Polyether) in unterschiedlichen Stärken getestet, um die klinische Realität des Parodontalspalts möglichst exakt zu simulieren. Die Varietät an genutzten Materialien mit ihren unterschiedlichen physikalischen und chemischen Eigenschaften macht eine Vergleichbarkeit zwischen Studien deutlich schwieriger<sup>82</sup>. Das in der vorliegenden Studie genutzte Polysiloxan Imprint-4-Bite wurde ausgewählt, da es eine sehr hohe Endhärte aufwies und bei der Testung mit einem Periometer eine klinisch vergleichbare Zahnstumpfmobilität zeigte. Nichts desto trotz konnte das von *Heintze et al* beschriebene Problem der Belastungsdämpfung durch ein Hineingleiten der Stümpfe ins „Silikonfach“ bei der Kausimulation auch in der vorliegenden Studie in ähnlicher Weise beobachtet werden<sup>49</sup>. Dies kann ein Grund für die Streuung der vorliegenden Daten sein.

### **6.1.5 Künstliche Alterung durch Kausimulation**

In dieser in-vitro-Studie wurde bei der Hälfte der Prüfkörper eine künstliche Alterung mit thermomechanischer Wechselbelastung im Kausimulator durchgeführt, um mögliche Auswirkungen auf die Bruchfestigkeit der Prüfmaterialien festzustellen. Die Verwendung eines Kausimulators mit Thermocycling stellt in der Literatur eine etablierte Methode dar, um die intraoral vorherrschenden Umgebungsbedingungen möglichst genau nachzubilden<sup>82, 114</sup>. Bei der Simulation der Mundhöhlenverhältnisse stellen eine feuchte Umgebung und Thermolastwechsel, wie sie bei der Aufnahme von Nahrungsmitteln und der Atmung vorkommen können, eine wichtige Voraussetzung bei Versuchen dar<sup>82</sup>.

Die Wichtigkeit eines durchgeführten Thermocyclings wiesen bereits diverse Studien nach. Dabei zeigten die Bruchfestigkeiten je nach getesteten Materialien oft signifikante Unterschiede<sup>24, 108</sup>. Es sind in der Literatur verschiedene Thermocycling-Protokolle, was Belastungsdauer, Belastungsfrequenz und Temperaturbereiche angeht, zu finden<sup>82</sup>. Die meisten in-vitro-Studien nutzten einen Temperaturbereich von 5 °C bis 55 °C, was klinischen Messungen in der Mundhöhle entspricht<sup>82, 92, 136</sup>. Die Belastungshäufigkeit variiert in der Literatur zwischen 1251 und 10000 Zyklen mit einer Belastungsdauer zwischen 30 und 120 Sekunden<sup>82</sup>. Somit wurde ein einheitlicher Laborstandard noch nicht festgesetzt, was den Vergleich von unterschiedlichen Ergebnissen deutlich erschwert. Fest steht jedoch, dass das Thermocycling einen wichtigen Parameter darstellt, der bei Bewertungen von Werkstoffen nicht fehlen sollte und deshalb fester Bestandteil der vorliegenden in-vitro-Studie war. Es wurde deshalb ein Temperaturbereich zwischen 5 °C und 55 °C gewählt, wie er auch in vielen anderen Studien genutzt wurde<sup>64, 126, 153</sup>. Die Häufigkeit der thermischen Zyklen lag bei 3500 bei einer jeweiligen Belastungsdauer von 105 Sekunden. Als Orientierung dienten ebenfalls bereits durchgeführte Studien<sup>4, 47, 108</sup>.

Die mechanische Wechselbelastung in einem Kausimulator stellt einen wichtigen Einflussfaktor für die Bruchfestigkeitsprüfung dentaler Werkstoffe dar. Die physiologisch auftretenden Kaukräfte liegen zwischen 70 und 350 N und bei Bruxismuspatienten bei bis zu 1000 N<sup>108, 157</sup>. Für die notwendige Anzahl an Kauzyklen bei in-vitro-Versuchen gibt es bisher noch keinen einheitlichen Konsens. Üblicherweise geht man davon aus, dass eine durchgeführte künstliche Alterung mit 250.000 mechanischen Belastungen

einer klinischen Tragedauer von einem Jahr sehr nahe kommt <sup>118</sup>. Die Anzahl von Belastungszyklen bewegt sich in der Literatur zwischen 10.000 und 2 Millionen bei dreigliedrigen Seitenzahnbrücken <sup>91</sup>. In der vorliegenden in-vitro-Studie wurden 1,2 Millionen Belastungszyklen bei einer Belastungskraft von 108 N ausgewählt. Einige in-vitro Studien nutzten ebenfalls diese gleichen Parameter um die Bruchfestigkeit von Seitenzahnbrücken nach künstlicher Alterung im Kausimulator zu untersuchen <sup>64, 126</sup>. Es wurde in der vorliegenden Studie bewusst die höchste am Kausimulator einstellbare Belastungskraft gewählt, um die Prüfkörper einem möglichst hohen Belastungsstress zu unterziehen.

Für die Simulation der intraoralen Verhältnisse gibt es mittlerweile eine Vielzahl von verschiedenen Kausimulatoren, die je nach Kraftapplikation (mechanisch, elektromagnetisch, hydraulisch) in Gruppen eingeteilt werden können <sup>46</sup>. In der Zahnärztlichen Prothetik des Uniklinikums Gießen stand ein Kausimulator mit mechanischer Kraftapplikation zur Verfügung. Hierbei erfolgte die Kraftgenerierung über die Gewichtskraft mit manuell auflegbaren Gewichtsscheiben. Bei dieser Art der Krafterzeugung ist der anfänglich auftretende Kraftimpuls auf einen Prüfkörper kritisch zu bewerten, da der Kraftwert abhängig von der Absenkbeschleunigung ist. Laut *Heintze et al* können anfänglich durchaus bis zu vierfach höhere Kraftimpulse generiert werden <sup>46</sup>. Die Angabe der Abwärtsbeschleunigung respektive -geschwindigkeit sollte deshalb eine obligate Parameterangabe darstellen, wird aber in der Literatur nur selten realisiert. Weiterhin gilt es die Messunterschiede zwischen den einzelnen Probekammern kritisch zu hinterfragen. Es konnte nachgewiesen werden, dass eine mittlere Abweichung der tatsächlich einwirkenden Gewichtskraft von 6,9-8,1% zwischen den Kammern besteht <sup>148</sup>. Dies kann in der vorliegenden Studie mitverantwortlich für das Auftreten von Ergebnisstreungen sein. Insgesamt stellt jedoch der Kausimulator eine gute Möglichkeit dar, Tendenzen für die klinische Eignung aufzuzeigen <sup>47, 82</sup>.

## 6.2 Ergebniskritik

### 6.2.1 Überlebensrate der Seitenzahnbrücken

Die in der vorliegenden in-vitro-Studie ermittelten Daten zur Überlebensrate nach zyklischer Wechselbelastung in einem Kausimulator lagen bei 84% für das Material C&B MFH und bei 100% für alle anderen Prüfmaterialien. Die Anzahl an Kauzyklen betrug mit 1,2 Millionen einer in der Literatur geschätzten klinischen Tragedauer von 5 Jahren <sup>110</sup>.

In der Literatur sind ähnliche Ergebnisse zu finden. *Stawarczyk et al* untersuchten in einer in-vitro-Studie die Bruchkräfte dreigliedriger Brücken verschiedener provisorischer Materialien auf Polymerbasis vor und nach künstlicher Alterung. Dabei zeigten sich Überlebensraten von 100% nach Kausimulation bei den industriell gefertigten CAD/CAM-Polymeren. Die konventionell manuell angemischten Polymermaterialien zeigten lediglich eine Überlebensrate zwischen 0 und 20% <sup>141</sup>. Hieraus wurde ersichtlich, dass industriell gefertigte CAD/CAM-Polymere unter optimalen Herstellungsbedingungen signifikant bessere mechanische Eigenschaften aufweisen mit zugleich erniedrigtem Risiko für intermolekulare Porositäten. Zur Methodik muss hierbei angemerkt werden, dass bei *Stawarczyk et al* zum einen mit 7,36 mm<sup>2</sup> ein deutlich niedrigerer Verbinderquerschnitt gewählt wurde und zum anderen keine Parodontalspaltsimulation bei der Bruchkraftmessung verwendet wurde <sup>141</sup>. Beide Parameter erschweren den Vergleich mit den vorliegenden Ergebnissen, lassen aber von den Tendenzen her vergleichbare Resultate erkennen.

*Rosentritt et al* hatten in einer in-vitro-Studie mit einer Aluminiumoxid-verstärkten Glaskeramik nach Kausimulation (1,2 Millionen Zyklen bei 50 N) ebenfalls eine 100%ige Überlebensrate der Brückenprüfkörper <sup>109</sup>. *Rosentritt et al* betonen in ihrer Studie die Wichtigkeit der Parodontalspaltsimulation sowohl bei der künstlichen Alterung als auch bei der Bruchkraftmessung. Kleine Kaukräfte könnten noch durch axiale Kompression ausgeglichen werden, während größere Kaukräfte zu einer Zahnauslenkung in oro-vestibulärer Richtung führen und somit vermehrt Stress auf das Brückenglied ausüben <sup>109</sup>. Aufgrund der Ähnlichkeit des Versuchsaufbaus kann hinsichtlich der Überlebensrate von näherungsweise vergleichbaren Ergebnissen mit denjenigen der Keramikgruppe der vorliegenden Studie ausgegangen werden.

Ebenfalls eine 100%ige Überlebensrate nach künstlicher Alterung (1,2 Millionen Zyklen bei 50 N) zeigte ein in-vitro-Versuch von *Schultheis et al.* Das verwendete Material war wie auch in der vorliegenden Studie eine lithium-disilikat verstärkte Glaskeramik. Die Forschergruppe bestätigte den Vorteil einer monolithischen Materialverwendung, da im Vergleich verblendete Prüfkörper signifikant niedrigere Bruchkräfte aufwiesen <sup>126</sup>.

Bei Hinzunahme zweier in-vivo-Studien der Arbeitsgruppen *Marquardt et al* und *Kern et al* konnte für die lithium-disilikat-verstärkten Keramiken eine 5-Jahres-Überlebensrate dreigliedriger Seitenzahnbrücken von 100% bestätigt werden <sup>62, 75</sup>. Voraussetzung für diese Überlebensrate war für beide Studiengruppen eine strikte Einhaltung der Verarbeitungsrichtlinien und die Realisation von Verbinderdimensionen von mindestens 4 x 4 mm in Höhe und Breite bei einer Querschnittsfläche von 16 mm<sup>2</sup>. Bei Nichteinhaltung der geforderten Verbinderdimensionen kam es zu Komplikationen, die zu einer Reduktion der Überlebensrate führten <sup>62, 75</sup>.

In einer retrospektiven klinischen Studie von *Brandt et al* wurden 44 Brückenrestorationen außerhalb des empfohlenen Indikationsbereichs im posterioren Seitenzahngebiet aus IPS e.max Press eingesetzt. Hierbei wurde eine kumulative Überlebensrate von 95,35% nach 5 Jahren erreicht. Ein signifikanter Unterschied zu Brücken, die nur im empfohlenen Indikationsbereich eingesetzt wurden, bestand nicht. Insgesamt kam es bei allen 136 eingesetzten Brücken nur bei zwei Brücken zu einer Materialkomplikation in Form einer Fraktur, während die restlichen Restaurationsversagen biologischen Ursprungs waren <sup>16</sup>.

### **6.2.2 Bruchkraft**

Die Untersuchung der Bruchkraftwerte, ohne und mit zyklischer Wechselbelastung, in einer Universalprüfmaschine (Zwick 1454, Zwick GmbH, Ulm, Deutschland) durch eine axial wirkende Kraft auf eine Stahlkugel, erfolgte methodisch gleich wie in zahlreichen Publikationen beschrieben. Diese Art der Belastungsübertragung an Restaurationen kommt klinischen Bedingungen sehr nahe und kann daher als valide Prüfmethode eingeordnet werden <sup>108, 109, 141</sup>. Generell gilt beim Vergleich der Bruchkraftwerte verschiedener Studien, dass die anatomische Ausgestaltung monolithischer dreigliedriger Seitenzahnbrücken bei vielen Studien unterschiedlich war, weil bisher keine einheitlichen Herstellungsbedingungen und Testverfahren etabliert worden



sind. Diese unterschiedlichen anatomischen Designs könnten die Stresskonzentration und die Stressverteilung auf die Brückenzwischenlieder bei Belastungstests negativ oder positiv beeinflussen<sup>88</sup>. Weiterhin ist anzuführen, dass von unterschiedlichen Zementschichtdicken ausgegangen werden kann, da unterschiedliche Herstellungsmethoden mit verschiedenen Fräs- und Druckmaschinen genutzt wurden. Diese Beobachtung wurde schon bei anderen in-vitro-Studien gemacht, die Keramikmaterialien testeten und hierbei fräsbedingte Variationen bezüglich der Restaurationspassung erkannten. Diese wiederum könnten theoretisch Einfluss auf die maximalen Bruchkraftwerte durch eine unterschiedliche Stressverteilung haben<sup>13, 103</sup>.

Celtra Press wies vor künstlicher Alterung im Kausimulator einen initialen mittleren Bruchkraftwert von 1268 N auf, welcher nach thermomechanischer Wechselbelastung auf 1087 N absank. Eine statistisch signifikante Auswirkung der Kausimulation auf diese Bruchkraftwerte konnte jedoch nicht beobachtet werden. Vergleichsstudien mit dreigliedrigen Seitenzahnbrücken existieren dazu nach aktuellem Wissensstand nicht. Es kann nur auf Studien des CAD/CAM-Materials Celtra Duo zurückgegriffen werden. *Zierden et al* untersuchten CAD/CAM-gefertigte Seitenzahnkronen und stellten für Celtra Duo einen mittleren initialen Bruchkraftwert von 2217 N und nach zyklischer Belastung einen Wert von 1645 N fest. Eine statistisch signifikante Reduktion des Bruchkraftwertes konnte jedoch auch dort nicht festgestellt werden<sup>168</sup>. In einer weiteren in-vitro-Studie wurde bei Implantatkronen nach Wechselbelastung ein Wert von 1848 N ermittelt<sup>111</sup>. In der Methodik wurde bei beiden erwähnten Studien neben der Kronenrestauration eine niedrigere Belastungskraft (49 N) im Kausimulator gewählt. Des Weiteren verwendeten beide Untersuchungen keine Parodontalspaltsimulation. Diese vorstehend erwähnten Faktoren können bei den zitierten Studien die höheren Bruchkraftwerte erklären.

Die mittleren Bruchkraftwerte für IPS e.max Press lagen in der vorliegenden Studie bei 1125 N vor und bei 1175 N nach zyklischer Belastung. Die thermomechanische Wechselbelastung hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchkraftwerte. Dass die künstliche Alterung keinen negativen Einfluss auf die maximalen Bruchkraftwerte von Lithium-Disilikat-Keramiken hat, zeigten *Schultheis et al* bereits in ihrer Studie. Sie nutzten eine sehr ähnliche Methodik mit den Ausnahmen, dass eine Belastungskraft von 49 N auf die Seitenzahnbrücken ausgeübt und eine Verbinderdimension von 4 x 6 mm genutzt wurde. Sie ermittelten Bruchkraftwerte von 1298 N vor und 1900 N nach

künstlicher Alterung. Des Weiteren erreichten sie vergleichbare Bruchkraftergebnisse wie der dentale Goldstandard bei VMK- (Verblend-Metall-Keramik-) Brücken <sup>126</sup>. *Chitmongkolsuk et al* untersuchten das Vorgängermaterial IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und konnten bei einer Belastungskraft von 49 N eine Bruchkraft von 1273 N vor und 1161 N nach künstlicher Alterung messen <sup>20</sup>. Somit kann bei der vorliegenden Studie im Vergleich mit bekannten Literaturergebnissen von übereinstimmenden Ergebnissen ausgegangen werden.

In der vorliegenden Studie wurden für das fluoreszierende Zirkoniumoxidmaterial Lava Esthetic ein initialer mittlerer Bruchkraftwert von 1599 N und nach Kausimulation ein Wert von 1571 N ermittelt. Studien, die sich mit Lava Esthetic oder mit hochästhetischem fluoreszierendem Zirkoniumoxid als Brückenmaterial beschäftigt haben, gibt es nach aktuellem Wissensstand bislang nicht. Ein näherungsweise Vergleich wird mit Studien möglich, die andere Zirkoniumoxidmaterialien verwendet haben. *Schneeman et al* untersuchten die vergleichende Belastbarkeit viergliedriger verblendeter Seitenzahnbrücken, die aus dem Zirkoniumdioxidsystem Lava<sup>®</sup> und der Lithium-Disilikat-Keramik IPS Empress 2 hergestellt wurden. Der Einfluss von künstlicher Alterung durch thermische Wechselbelastung (5 °C/55 °C) und mechanischer Belastung (600.000 Zyklen bei 100 N) wurde geprüft. Die Kontrollgruppe wies einen Bruchkraftwert von 1162 N auf, während nach künstlicher Alterung ein signifikant reduzierter Wert von 936 N gemessen wurde. Die Autoren zeigten, dass für Zirkoniumdioxidbrücken erwartungsgemäß signifikant höhere Bruchkraftwerte als für Lithium-Disilikat-Brücken erreicht werden konnten <sup>124</sup>. Über die Brückendimension und die Verbinderquerschnittsfläche ist nicht berichtet worden. Jedoch kann man davon ausgehen, dass bei einer monolithischen Verarbeitung und einer dreigliedrigen Anatomie die Bruchkraftwerte nochmals höher gewesen wären. Aufgrund der größeren Brückenspannweite und den dadurch höher ausfallenden Kompressions- und Spannungskräften könnte der Ergebnisunterschied bezüglich der Bruchkraftreduktion nach künstlicher Alterung erklärt werden. Wie auch in der vorliegenden Studie, konnten *Stamouli et al* bei ihren Prüfkörpern keine signifikante Reduktion der Bruchkraftwerte nach Kausimulation nachweisen <sup>138</sup>. Der Vorteil der monolithischen Verwendung von Zirkoniumdioxiden wurde bei der Studie von *Lameira et al* nochmals sehr deutlich. Hierbei erreichten die monolithisch hergestellten Kronen nahezu 70% höhere Bruchkraftwerte als verblendete Kronen <sup>69</sup>. *Preis et al* ermittelten

mittlere Bruchkraftwerte zwischen 1200 und 1300 N nach künstlicher Alterung. Initiale Bruchkraftwerte wurden nicht gemessen<sup>99</sup>. Die niedrigeren Bruchkraftwerte könnten auf die Zahnstümpfe aus Kunststoff zurückzuführen sein, die mit 2,3 GPa ein deutlich geringeres E-Modul als Titan (105 GPa) aufweisen und dadurch, wie bereits *Scherrer und de Rijk* berichteten, eine signifikante Erniedrigung der Bruchkraftwerte zur Folge haben<sup>122</sup>. Somit reihen sich die ermittelten Bruchkraftwerte der vorliegenden Studie gut in die Ergebnisse anderer Veröffentlichungen ein.

Die Bruchkraftprüfung zeigte bei den gedruckten Kompositmaterialien Werte von 1686 N/ 1331 N für C&B MFH und 1299 N/ 596 N für E-Dent 400, jeweils vor und nach thermomechanischer Belastung. Bei beiden Prüfwerkstoffen wurde eine signifikante Materialermüdung durch die Kausimulation nachgewiesen, wobei bei E-Dent 400 die Bruchkraftreduktion höchst signifikant war. Bei den additiven Herstellungsverfahren sind Polymere, genauer Acrylat- und Metacrylatbasierte Harze, die am meisten verwendete Materialklasse<sup>72, 152</sup>. Studien, die sich mit der Bruchkraftfestigkeit additiver Werkstoffe beschäftigt haben, sind nach aktuellem Kenntnisstand nicht vorhanden. Für die großen Ergebnisunterschiede zwischen den beiden Materialien nach künstlicher Belastung können folgende Überlegungen angestellt werden. Bei gedruckten Restaurationen muss in der Regel aufgrund unzureichender Polymerisation der Monomere eine Nachvergütung im Sinne einer Nachpolymerisation stattfinden. Die am meisten verbreitete Nachbehandlung ist die Härtung mittels UV-Strahlung in einem Lichtofen. Hauptziel dabei ist die vollständige Umsetzung der Restmonomere, um die Vernetzung der Polymerketten zu verstärken und die Stabilität des gedruckten Objektes und dessen mechanischen Eigenschaften zu verbessern<sup>152</sup>. Ein weiterer wichtiger Punkt stellt laut *Taormina et al* die Sedimentations- und Agglomerationsgefahr der verwendeten Füllstoffe vor und während des Druckprozesses dar. Eine homogene Verteilung der Füllstoffe im flüssigen Kompositmaterial ist entscheidend für die mechanischen Eigenschaften des fertigen Druckobjektes<sup>152</sup>. Aus diesem Grund gibt es von verschiedenen Materialherstellern zugehörige Mixer, die vor der Verwendung eine gute Dispersion der Füllstoffe in der Matrix gewährleisten sollen<sup>85</sup>. Seitens des E-Dent 400 ist keine Information bezüglich eines durchgeführten Mischvorgangs eingegangen. Anders als bei der subtraktiven Herstellung, ist die additive Verfahrensweise aufgrund der notwendigen perfekten Abstimmung zwischen Rohmaterial und Druckprozess sehr techniksensitiv. Parameter,

die einen Einfluss auf die Druckqualität haben können sind unter anderem die Laserpunktgröße, die Druckgeschwindigkeit, die Schichtstärke, der Schrumpfungsgrad, die Auflösung und die Materialviskosität <sup>102</sup>. In diesem Zusammenhang spricht die Studiengruppe um *Wang et al* in ihrer Übersichtsarbeit das Vorhandensein von Hohlräumen als Hauptgrund für die geringe mechanische Festigkeit gedruckter Objekte an. Der Versuch der Verstärkung des Materials durch Dotierung mit verschiedenen Additiven kann die Porosität, durch eine schlechtere Grenzflächenanbindung mit der Matrix, weiter erhöhen <sup>158</sup>. Die additive Fertigungstechnologie ist im Laufe der Jahre eine Option für die Herstellung provisorischer Restaurationen geworden. Es gibt bisher nur sehr begrenzt Informationen der Hersteller über die chemische Zusammensetzung und die physikalischen Eigenschaften, welche eine Hilfe zur Beurteilung der klinischen Leistungsfähigkeit und zur Einordnung der vorhandenen Studienergebnisse sein könnten. Somit sind die Ergebnisse momentan nicht vergleichbar und es bedarf weitere Untersuchungen zur Validierung.

Für den Hybridwerkstoff LuxaCam Composite wurde in der vorliegenden Arbeit ein initialer Bruchkraftwert von 1643 N und nach künstlicher Alterung ein Wert von 1601 N gemessen. Die künstliche Alterung hatte keinen Einfluss auf die Bruchkraft. Ein Vergleich der Bruchkrafteergebnisse ist aufgrund der fehlenden wissenschaftlichen Datenlage für LuxaCam Composite nicht möglich. Im Nachgang zu den durchgeführten Versuchen der vorliegenden Dissertation wurden in einer separaten Studie unter gleichen Bedingungen für das Hybridmaterial Grandio Disc (Voco GmbH, Cuxhaven), das eine ähnliche Zusammensetzung aufweist, ebenfalls hohe Bruchkraftwerte von 1913 N vor und 1743 N nach künstlicher Alterung ermittelt <sup>86</sup>. *Awada et al* kamen in ihrer *in-vitro*-Studie zum Ergebnis, dass polymerbasierte Verbundwerkstoffe eine höhere Biegefestigkeit und einen niedrigen E-Modul aufweisen als rein keramische Materialien. Diese Kombination aus hoher Biegefestigkeit und niedrigem E-Modul führt zu einer erhöhten Belastbarkeit, da diese Werkstoffe einer erhöhten elastischen Deformation vor dem Versagen standhalten können <sup>11</sup>. Durch die industrielle Herstellung unter idealisierten Bedingungen, hat LuxaCam Composite eine sehr hohe Monomerumsetzung mit einer hohen Netzwerkdichte und ermöglicht dadurch eine Unterbindung einer Wassereinlagerung, die die Unempfindlichkeit gegenüber thermomechanischer Wechselbelastung begründen könnte <sup>60</sup>.

Das polymerbasierte Prüfmaterial M-PM<sup>®</sup> erreichte in der vorliegenden Studie einen Bruchkraftwert von 1775 N vor und von 1383 N nach zyklischer Wechselbelastung. In einer in-vitro-Studie von *Stawarczyk et al* wurden polymerbasierte CAD/CAM-Prüfkörper (ZENO PMMA, Wieland GmbH, Pforzheim) mit Zirkonoxid und einem hochgoldhaltigen Material verglichen. Sie nutzten, abweichend von der vorliegenden Studie, einen Verbinderquerschnitt von 7,36 mm<sup>2</sup>. Die PMMA-Prüfkörper erreichten nach Hochgold (6408 N) und Zirkonoxid (1558 N) einen mittleren Bruchkraftwert von 734 N. Es erfolgte keine Brückenbefestigung und keine thermomechanische Wechselbelastung, sodass keine Aussage über den Alterungseffekt gemacht werden konnte<sup>143</sup>. In Anbetracht der niedrigen Verbinderdimension ist der direkte Vergleich mit der vorliegenden Studie äußerst schwierig. Eine weitere in-vitro-Studie untersuchte die Bruchkraftwerte von temporären polymerbasierten CAD/CAM-Materialien vor und nach künstlicher Alterung. Es wurden Seitenzahnbrücken mit einem Verbinderquerschnitt von 9 mm<sup>2</sup> hergestellt. Der höchste mittlere Bruchkraftwert eines fräsbaren PMMA-Materials lag bei 569 N vor und bei 556 N nach künstlicher Alterung. Eine signifikante Reduktion der mechanischen Festigkeit durch künstliche Alterung wurde widersprüchlich zu der vorliegenden Studie nicht festgestellt<sup>27</sup>. Die niedrigeren Bruchkraftwerte haben ihre Begründung in der deutlich niedrigeren Verbinderdimension. Der fehlende Alterungseffekt auf die Prüfmaterialien könnte mit der unterschiedlichen Methodik, durch eine kurze Kausimulation (240.000 Zyklen) mit einer niedrigeren Belastungskraft (50 N), erklärt werden. Die Studiengruppe *Arslan et al* führte Biegefestigkeitsprüfungen vor und nach thermischer Wechselbelastung (5 °C/55 °C) von M-PM<sup>®</sup> durch und zeigten ebenfalls einen signifikanten Alterungseffekt<sup>8</sup>. Es ist davon auszugehen, dass thermische Wechselbelastungen Spannungen auslösen, die durch Vergrößerung des Abstandes zwischen Polymerketten die Wasseraufnahme des Materials erhöhen. Die zwischen die Polymerketten diffundierten Wassermoleküle wirken hierbei als Weichmacher und ermöglichen ein Gleiten der Ketten unter Kaubelastung, was die mechanische Festigkeit der Polymere herabsetzt<sup>8</sup>.

Die Bruchkraftwerte der beiden PEEK-Materialien LuxaCam PEEK und PEEK Biosolution waren in der vorliegenden Studie nicht messbar, da es während des Prüfungsvorgangs bis zu einem Millimeter Prüfweg zu keinem Bruch der Prüfkörper kam. *Stawarczyk et al* konnte in einer in-vitro-Studie über ein ähnliches Materialverhalten von PEEK-Prüfkörpern berichten. Die Studiengruppe führte

Bruchkraftmessungen an Prüfkörpern durch, die nach etwa 1200 N eine plastische Deformation zeigten und auch bei einer mittleren Bruchkraft von 1383 N lediglich Risse in den basalen Verbinderbereichen offenbarten. Es gilt zu erwähnen, dass bei *Stawarczyk et al* eine Verbinderdimension von 7,36 mm<sup>2</sup> genutzt und die Prüfkörper auf den Titanstümpfen nicht befestigt wurden. Diese Methodenunterschiede können bereits zu großen Unterschieden bei den Messwerten führen. Ein Versuch, der die starke Deformation ohne Bruch der Prüfkörper erklären könnte liegt in der hohen Duktilität des Materials. Uniaxiale Spannungen und Kompressionen werden vom Material bis zu einer bestimmten Grenze toleriert und führen dann nach und nach zu einer plastischen irreversiblen Verformung <sup>139</sup>. In einer weiteren in-vitro-Studie wurden verblendete PEEK-Brücken einer thermischen Wechselbelastung (5 °C/55 °C) unterzogen. Hierbei wurden mittlere Bruchkraftwerte von 2021 N gemessen, wobei es bei den Prüfkörpern nur zu einer Verblendfraktur und nie zur Fraktur des PEEK-Brückengerüsts kam. Eine signifikante Reduktion der Bruchkraftwerte durch thermische Wechselbelastung konnte ausgeschlossen werden <sup>153</sup>. Eine ergänzende Studie von *Stawarczyk et al* verglich die Bruchkraftwerte von PEEK-Materialien, die mit 20% anorganischen Füllstoffen modifiziert wurden, in Abhängigkeit ihrer verschiedenen Herstellungsmethoden. Dabei konnten die Prüfkörper aus CAD/CAM-Blanks mit 3169 N den Maximalwert und mit 2354 N den höchsten mittleren Bruchkraftwert erreichen. Es gab in der Frakturanalyse sowohl Frakturen als auch plastische Deformationen <sup>140</sup>.

Zusammenfassend können die in der vorliegenden Studie ermittelten Ergebnisse mit der Literatur in Einklang gebracht werden, vor allem in Hinblick auf die äußerst hohe Duktilität der PEEK-Materialien mit Tendenz zur plastischen Verformung ohne Frakturerscheinungen.

### 6.2.3 *Antagonistenabrasion*

Die Untersuchung des Verschleißes von Antagonisten oder von Restaurationmaterialien spielt aufgrund von Abnutzungserscheinungen im menschlichen Gebiss eine wichtige Rolle und kann sowohl in-vivo oder in-vitro bestimmt werden. In der vorliegenden Studie wurde ein computergesteuerter Kausimulator verwendet, mit dem vertikale und horizontale Kaubewegungen unter einer bestimmten Belastungskraft erzeugt werden können (siehe Kapitel 4.3.2). Obwohl durch einen in-vitro-Versuch die komplexe Mundsituation nicht vollständig nachgeahmt werden kann, stellt laut *Heintze et al* der genutzte Willytech-Kausimulator eine gute Möglichkeit dar, Abrasionsmessungen unter validierten Bedingungen durchzuführen<sup>46</sup>. Generell ist es bei der kritischen Betrachtung der vorliegenden Ergebnisse wichtig zu berücksichtigen, dass bei keinem der getesteten Materialien ein direkter Ergebnisvergleich mit anderen Studien erfolgen konnte. Auch andere Autoren kritisieren die schwierige Vergleichbarkeit von Ergebnissen und das Fehlen von Normierungen bezüglich der Abrasionsmessung in-vitro<sup>52, 161</sup>. Selbst ein Versuch des Vergleiches kann nur unter Vorbehalt erfolgen, da es zwischen den einzelnen Studien teils signifikante Unterschiede im Versuchsaufbau gab. Bereits 2001 publizierte die Internationale Organisation für Standardisierung (ISO) acht verschiedene 2-/ oder 3-Körperkontakt-Tests zur Verschleißbestimmung. Zusätzlich dazu wurden noch viele weitere Messmethoden in den letzten Jahren entwickelt<sup>50</sup>. *Heintze et al* verglichen beispielsweise verschiedene Messmethoden miteinander und kamen zu dem Ergebnis, dass jede Messmethode mit gleichen Prüfwerkstoffen unterschiedliche Resultate erzeugte<sup>46</sup>. *Sarikaya und Hayran* wiesen nach, dass Kronen einem höheren Materialverschleiß unterliegen, als dreigliedrige Seitenzahnbrücken<sup>121</sup>. Die physiologische Schmelzabnutzung im menschlichen Kiefer beträgt zwischen 30 bis 40 µm jährlich und demnach sollten idealerweise die Antagonistenabrasionen von getesteten Dentalmaterialien ähnlich sein<sup>68</sup>.

In der vorliegenden Studie wurde bei der Silikatkeramik Celtra Press eine mittlere Antagonistenabrasion von 197 µm und für IPS e.max Press ein Wert von 175 µm gemessen. Der Unterschied bei den geprüften Lithium-Silikat-Keramiken war nicht signifikant. Die Studiengruppe um *Esquivel-Upshaw et al* führte eine in-vivo-Studie mit dreigliedrigen glasierten Brücken aus IPS e.max Press durch. Sie hatten eine mittlere Abrasion von 88 µm pro Jahr gemessen. Die Werte schwankten jedoch in einem

Bereich von 29  $\mu\text{m}$  bis zu einem Maximum von 255  $\mu\text{m}$ . Grund dafür könnte die indirekte Abrasionsbestimmung über eine konventionelle Polyetherabformung mit Modellherstellung und einem nachfolgendem 3D-Scan sein. Die Größe des entstehenden Methodenfehlers wurde nicht angegeben. Eine direkte Korrelation zwischen Kaukraft und Abrasion konnte ausgeschlossen werden<sup>32</sup>. In einer Folgestudie über drei Jahre in-vivo von *Esquivel-Upshaw et al* wurde festgestellt, dass ein keramisches Gerüst von IPS e.max Press mit einer Glasur die gleiche Antagonistenabrasion verursachte wie die natürliche Schmelz-zu-Schmelzabrasion. Weiterhin konnte von der Studiengruppe eine Abhängigkeit zwischen intraoraler Position im Zahnbogen und der Abrasion nachgewiesen werden<sup>31</sup>.

Das fluoreszierende Zirkoniumoxid Lava Esthetic wies eine mittlere Antagonistenabrasion von 241  $\mu\text{m}$  auf und war signifikant von den Materialien auf Polymer- und Kompositbasis zu unterscheiden. Zirkonoxide hatten in der Vergangenheit den Ruf einer starken Schmelzabrasion aufgrund ihrer großen Härte<sup>52</sup>. In-vitro-Studien konnten dies in den letzten Jahren widerlegen und haben gezeigt, dass poliertes Zirkonoxid eine niedrigere Schmelzabrasion verursacht als glasierte respektive verblendete Zirkonoxide<sup>57, 93</sup>. Dieses Ergebnis wurde damit begründet, dass polierte Zirkonoxide eine glattere Oberfläche aufwiesen als beispielsweise glasierte Keramiken. Eine Korrelation zwischen der Rauigkeit von Keramikoberflächen und vermehrter Abrasion wurde hergestellt<sup>55</sup>. *Lawson et al* führte eine vergleichende Abrasionsmessung von dem Zirkonoxid Lava (3M Deutschland GmbH, Neuss) und der Lithium-Disilikat-Keramik IPS e.max Press mit Schmelz als Referenz durch. Dabei kam die Studiengruppe zum Ergebnis, dass bei Politur der getesteten Materialien gleiche Abrasionswerte erreicht wurden wie bei der Schmelz-Referenzgruppe<sup>70</sup>. Der Grund für die deutlichen Unterschiede der Antagonistenabrasion zwischen den Keramiken und den kunststoffbasierten Materialien liegt unter anderem in der Zusammensetzung der Werkstoffe. Die untersuchten Keramiken enthielten zur Festigkeitssteigerung Lithium-Disilikat-Kristalle, respektive Zirkoniumoxid-Kristalle. Diese Kristalle können sich bei zunehmender Belastungsdauer herauslösen und dadurch eine höhere Rauigkeit verursachen<sup>167</sup>. In Vorgängerstudien wurde bereits der Zusammenhang zwischen Oberflächenrauigkeit und der Abrasion untersucht<sup>54, 113</sup>. Man kam zu dem Ergebnis, dass glattere Oberflächen einen weniger starken Antagonistenverschleiß erzeugen. Aus diesem Grund kann die Abrasion durch eine



Oberflächenbehandlung, wie die adäquate Politur, beeinflusst werden<sup>48, 94</sup>. In der vorliegenden Arbeit wurden die Silikatkeramiken Celtra Press und IPS e.max Press nach der presstechnologischen Herstellung nochmals mit einer Glaskeramik glasiert (siehe Kapitel 4.2.3). Vermutlich hätte eine reine Politur einen niedrigeren Abrasionswert erzeugt, da die Glasurkeramiken ebenfalls, wie in anderen Studien gezeigt, zu höherem Verschleiß tendieren<sup>48, 70, 146</sup>.

In der Gruppe der Hybridkomposite wurden für die druckbaren Materialien C&B MFH und E-Dent 400 Abrasionswerte von 9  $\mu\text{m}$  und 20  $\mu\text{m}$  ermittelt. Das fräsbare Material LuxaCam Composite erreichte mit 81  $\mu\text{m}$  einen signifikant höheren Abrasionswert. Alle Kompositmaterialien wiesen einen signifikant niedrigeren Antagonistenverschleiß auf als die Silikat- und Oxidkeramiken. *Stawarczyk et al* hatten einen abweichenden methodischen Aufbau, konnten aber wie bei den vorliegenden Ergebnissen zeigen, dass Hybridkomposite eine signifikant niedrigere Antagonistenabrasion verursachten als die Lithium-Disilikat-Keramik IPS e.max CAD<sup>145</sup>. In einer weiteren in-vitro-Studie von *Habib et al* wurde gezeigt, dass monolithisches Zirkonoxid und Lithium-Disilikat-Keramiken eine signifikant höhere Antagonistenabrasion an humanem Schmelz verursachten, als ein mit Nanopartikeln gefülltes Hybridkomposit<sup>43</sup>. Laut *Samuel et al* und *Oliveira et al* scheint die Größe, die Form sowie die Verteilung der anorganischen Füllstoffpartikel einen Einfluss auf die Verschleißigenschaften von Kompositen zu haben. Es wird in den Studien davon ausgegangen, dass je kleiner die Füllstoffe sind und je besser ihre Verteilung ist, umso kleiner auch der Abrasionsgrad des Antagonisten ist<sup>90, 120</sup>. Dies könnte auch die Begründung dafür sein, warum die beiden druckbaren Materialien mit ihren relativ geringen Anteilen an Mikrohybridfüllstoffen eine niedrigere Antagonistenabrasion aufweisen, als das mit knapp 80% Silikatglas dotierte LuxaCam Composite. Weiterhin kann durch die industrielle Blankherstellung von LuxaCam Composite davon ausgegangen werden, dass die Verteilung und die Polymerisation deutlich besser erfolgt, als dies bei additiver Herstellung möglich ist. Dieser Umstand begünstigt eine höhere Widerstandsfähigkeit von LuxaCam Composite gegenüber dem Antagonisten und somit einen höheren Verschleiß.

Für die PEEK-Materialien LuxaCam PEEK und PEEK Biosolution wurden Abrasionswerte von 7  $\mu\text{m}$  und 9  $\mu\text{m}$  gemessen, während das M-PM<sup>®</sup> eine Abrasion von 20  $\mu\text{m}$  aufwies. Alle Polymere lagen signifikant unter den keramischen Materialien und dem Hybridkomposit LuxaCam Composite. Zwischen den druckbaren Komposit-

Materialien und den Polymeren gab es keine signifikanten Unterschiede. Studien von *Carvalho et al* und *Stawarczyk et al* zeigten, wie auch in der vorliegenden Studie, dass CAD/CAM-Polymere im Vergleich zu Keramiken die kleinste Antagonistenabrasion verursachen <sup>18, 147</sup>. Der Grund dafür könnte der deutlich niedrigere E-Modul von Polymeren sein. Dies begünstigt bessere Dämpfungseigenschaften bei Belastung in Form von Deformationsstress <sup>161</sup>. Eine weitere in-vitro-Studie, die ebenfalls mit der vorliegenden Studie übereinstimmende Ergebnisse zeigte, untersuchte einen PEEK-, einen Komposit- und einen PMMA-Werkstoff. Die Autoren fanden heraus, dass es zwischen den Materialien bezüglich der Antagonistenabrasion keinen signifikanten Unterschied gab <sup>161</sup>. *Akiba et al* untersuchten unterschiedliche provisorische Polymermaterialien unter anderem auf ihr Materialverschleißverhalten in Abhängigkeit von der Polymerisationsart. Sie fanden heraus, dass zusätzliche Lichtpolymerisation durch einen erhöhten Konversionsgrad zu einer Verbesserung der mechanischen Eigenschaften beiträgt und damit zu einem veränderten Verschleißverhalten. Schlechter Polymerisationsgrad in Verbindung mit thermomechanischer Belastung kann zum Zusammenbruch des gesamten Polymernetzwerkes führen, was das Abriebverhalten signifikant ändert <sup>2</sup>. Das könnte auch die vorliegenden Ergebnisse von dem reinen PMMA-basierten Polymer M-PM<sup>®</sup>, mit niedriger Antagonistenabrasion und Einbruch der Bruchkraft nach künstlicher Alterung, begründen. Weitere Studien, die sich mit den abrasiven Eigenschaften von PEEK beschäftigten, sind nach aktuellem Kenntnisstand nicht bekannt.

### 6.3 Schlussfolgerung mit klinischem Verweis

Im Rahmen der vorliegenden in-vitro-Studie lag der Fokus auf der Bestimmung der Bruchfestigkeit dentaler Materialien, die monolithisch für dreigliedrige Brückenrestorationen im Seitenzahnbereich eingesetzt werden können. Als weiterer Parameter wurde die durch die verschiedenen Restaurationswerkstoffe verursachte Antagonistenabrasion gemessen und verglichen.

Es lässt sich schlussfolgern, dass alle getesteten Materialien ausreichend hohe Bruchkraftwerte zeigten, die den natürlich auftretenden Kaukräften im Seitenzahnbereich standhalten können. Voraussetzung zur Nutzung der Werkstoffe für Brückenrestorationen stellt die strikte Einhaltung der empfohlenen Verbinderdimension von 4 x 4 mm in Höhe und Breite mit einer Querschnittsfläche von 16 mm<sup>2</sup> dar. Der klinische Einsatz der druckbaren Werkstoffe C&B MFH und E-Dent 400 für permanente Seitenzahnbrücken kann nicht empfohlen werden, da es in der Studie zu einer signifikanten Reduktion der Bruchkraftwerte nach künstlicher Alterung kam. Diese druckbaren Werkstoffe sollten, wie auch die Hersteller angeben, nur für den temporären Gebrauch zum Einsatz kommen. Anders als erwartet zeigte das fräsbare Hybridkomposit LuxaCam Composite hohe Bruchfestigkeiten vergleichbar mit dem fluoreszierenden Zirkonoxid. Weiterhin zeigten alle Komposite und Polymere eine geringe Antagonistenabrasion, was für Bruxismuspatienten einen guten Therapieansatz darstellen kann. Wenn die ästhetischen Eigenschaften von Keramiken erreicht werden, können LuxaCam Composite und die PEEK-Materialien eine gewinnbringende Alternative für monolithische Seitenzahnbrücken darstellen. Hinsichtlich des PEEKs bleibt abzuklären, in wie weit aufgrund der hohen Duktilität und Elastizität eine klinische Eignung als Brückenmaterialien möglich ist. Für die Übertragbarkeit der in-vitro-Ergebnisse auf in-vivo-Situationen gilt es, die vorliegenden Ergebnisse in klinischen Studien zu verifizieren.

Ein Blick in die Zukunft zeigt, dass im Bereich der Computersimulationen durch die Finite-Elemente-Analyse Materialprüfungen digital und ohne aufwendige Laboruntersuchungen durchgeführt werden können. Dieser Versuchsaufbau würde dann die Leistungsfähigkeit von unterschiedlichen Werkstoffen in verschiedenen klinischen Situationen näherungsweise vorhersagen können. Der nächste wichtige Schritt müsste

aber zuerst die Definition einer international normierten Messmethode für die Bestimmung der Bruchfestigkeit dentaler Materialien sein. Ohne diese Normierung stellt sich die Vergleichbarkeit von Messergebnissen mit einer anschließenden klinischen Empfehlung als äußerst schwierig dar.

## 7 Zusammenfassung

Ziel dieser in-vitro Studie war es, die Bruchfestigkeit und die Antagonistenabrasion von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken, die aus drei verschiedenen dentalen Materialklassen (Keramiken, Komposite und Polymere) hergestellt wurden, nach Kausimulation vergleichend zu untersuchen.

Dazu wurden ein Prämolare und ein Molar nach empfohlenen Präparationsrichtlinien digital erstellt und aus Titan standardisiert gefräst. Danach erfolgte die Herstellung von vollanatomischen dreigliedrigen Seitenzahnbrücken mit einem Verbinderquerschnitt von  $16 \text{ mm}^2$ , die auf den Titanstümpfen mit dualhärtendem Befestigungskomposit befestigt wurden. Insgesamt wurden von jedem der neun getesteten Restaurationsmaterialien (3 pro Materialklasse) 16 Prüfkörper hergestellt. Von jedem Material wurden je die Hälfte der Prüfkörper ( $n=8$ ) in einem Kausimulator einer mechanischen Belastung (1,2 Millionen Zyklen bei 108 N) und einer gleichzeitigen thermischen Wechselbelastung ( $5 \text{ °C}/55 \text{ °C}$ ) unterzogen. Um die maximale Bruchkraft zu bestimmen, wurden sowohl die unbelasteten als auch die belasteten Prüfkörper axial bis zum Bruch belastet (Zwick Universalprüfmaschine). Für die Analyse der Antagonistenabrasion wurden die Antagonisten aus Steatit jeweils vor und nach der Kausimulation gescannt. Danach erfolgten die Überlagerung der beiden Datensätze mit einem digitalen Flächenvergleich und die Bestimmung des maximalen Substanzverlustes.

Alle Prüfkörper außer zwei der Gruppe C&B MFH, überlebten die Kausimulation unbeschadet. Bei den PEEK-Materialien (LuxaCam PEEK und PEEK Biosolution) konnte im Bruchkraftversuch keine Materialfraktur nachgewiesen werden. Das Kompositmaterial LuxaCam Composite zeigte eine Bruchfestigkeit vergleichbar mit dem Zirkonoxid Lava Esthetic und eine höhere Bruchfestigkeit gegenüber den Silikatkeramiken nach thermomechanischer Belastung. Weiterhin wiesen die Komposite und die Polymere eine niedrigere Antagonistenabrasion auf als die Keramiken, was für klinische Anwendungen sehr nützlich sein kann.

Innerhalb der Grenzen dieser Studie wurde in Hinblick auf die Bruchfestigkeit bei allen Materialien eine ausreichende Stabilität nachgewiesen, um den intraoral generierbaren Kaukräften standhalten zu können. Wenn die ästhetischen Eigenschaften von Keramiken erreicht werden können, stellen Komposite und Polymere eine viel-

versprechende Alternative für vollanatomische dreigliedrige Seitenzahnbrücken dar. Die vorliegenden Daten sollten durch klinische Langzeitstudien abgesichert werden, bevor eine grundsätzliche Empfehlung ausgesprochen werden kann.

## 8 Summary

The purpose of this in vitro study was to evaluate the fracture strength and additionally the abrasion effect on the opposing dentition of posterior three-unit fixed partial dentures (FPD) made of three different groups (Ceramics, Composites and Polymers) of dental materials after chewing simulation.

Therefore a premolar and molar were digitally designed accorded to recommended preparation guidelines and milled out of titanium standardized. This was followed by the fabrication of posterior three-unit FPDs in an anatomical shape with a connector size of 16 mm<sup>2</sup> attached to the titanium stumps with a dual-cure luting composite. In total sixteen specimens were prepared from each of the 9 restoration materials tested (3 per material class). One half of the specimens from each group (n=8) were placed in a chewing simulator and were subjected to mechanical load (1.2 million cycles with 108 N) and simultaneous thermocycling (5 °C/55 °C). To determine the maximum fracture strength, both the unloaded and the loaded specimens were loaded axially until they fractured (Zwick universal testing machine). For the analysis of the wear of the opposing dentition the integrated steatite balls were scanned before and after chewing simulation. The two data sets were digitally superimposed and the maximum substance loss was determined by area comparison.

All specimens except for two of the group C&B MFH survived the chewing simulation. With the two PEEK materials (LuxaCam PEEK and PEEK Biosolution), no material fracture could be achieved in the fracture strength test. The composite material LuxaCam Composite showed a fracture strength comparable to the zirconium Lava Esthetic and a higher fracture strength compared to the silicate ceramics after thermomechanical loading. Furthermore, the composites and the polymers showed lower wear of the opposing dentition than the ceramics, which may be very useful for clinical applications.

Within the limits of this study, in terms of fracture strength, all materials could be considered stable enough to withstand intraoral generated chewing forces. If the esthetic properties of ceramics can be achieved, composites and polymers represent a promising alternative for posterior three-unit FPDs. The available data should be backed up by long-term clinical studies before a recommendation can be made.

## 9 Literaturverzeichnis

1. 3M Deutschland GmbH. 3M RelyX Ultimate Technisches Datenblatt; 2018.
2. Akiba S., Takamizawa T., Tsujimoto A., Moritake N., Ishii R., Barkmeier W. W., Latta M. A., Miyazaki M. Influence of different curing modes on flexural properties, fracture toughness, and wear behavior of dual-cure provisional resin-based composites. *Dent Mater J*; ;2019.
3. Al-Rabab'ah M., Hamadneh W., Alsalem I., Khraisat A. Use of high performance polymers as dental implantabutments and frameworks: A case series report. *Journal of Prosthodontics*; 28: 365-372; 2017.
4. Albrecht T., Kirsten A., Kappert H. F., Fischer H. Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *Dent Mater*; 27: 298-303; 2011.
5. Alt V., Hannig M., Wostmann B., Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater*; 27: 339-347; 2011.
6. Altamimi A. M., Tripodakis A. P., Eliades G., Hirayama H. Comparison of fracture resistance and fracture characterization of bilayered zirconia/fluorapatite and monolithic lithium disilicate all ceramic crowns. *Int J Esthet Dent*; 9: 98-110; 2014.
7. Arnold C.; Klar, B. Schnittstelle Zahnmedizin-Zahntechnik PEEK- neues Material, viele Möglichkeiten. *Dentista- Wissenschaft-Praxis-Leben*; 01: 36-39; 2018.
8. Arslan M., Murat S., Alp G., Zaimoglu A. Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD/CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures. *Int J Comput Dent*; 21: 31-40; 2018.
9. Attia A., Abdelaziz K. M., Freitag S., Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*; 95: 117-123; 2006.
10. Awad D., Stawarczyk B., Liebermann A., Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*; 113: 534-540; 2015.
11. Awada A., Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*; 114: 587-593; 2015.
12. Badawy R., El-Mowafy O., Tam L. E. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials - Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater*; 32: 847-852; 2016.
13. Baladhandayutham B., Lawson N. C., Burgess J. O. Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *J Prosthet Dent*; 114: 266-271; 2015.
14. Benedickt C.R. Untersuchungen zur Genauigkeit digitaler intraoraler Scans. Justus-Liebig Universität Gießen. Dissertation; 2017.
15. Beuer F., Schweiger J., Kölpin M. Kunststoffbasierte CAD/CAM-Materialien- die nächste Generation zahnfarbener Werkstoffe? *Quintessenz Verlag*; 10: 1159-1166; 2015.



16. Brandt S., Winter A., Lauer H. C., Kollmar F., Portscher-Kim S. J., Romanos G. E. IPS e.max for All-Ceramic Restorations: Clinical Survival and Success Rates of Full-Coverage Crowns and Fixed Partial Dentures. *Materials (Basel)*; 12: ; 2019.
17. Carlsson G. E. Implant and root supported overdentures - a literature review and some data on bone loss in edentulous jaws. *J Adv Prosthodont*; 6: 245-252; 2014.
18. Carvalho A. O., Bruzi G., Giannini M., Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*; 111: 310-317; 2014.
19. Chen C., Trindade F. Z., de Jager N., Kleverlaan C. J., Feilzer A. J. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*; 30: 954-962; 2014.
20. Chitmongkolsuk S., Heydecke G., Stappert C., Strub J. R. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent*; 10: 15-22; 2002.
21. Cho L., Song H., Koak J., Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent*; 88: 388-395; 2002.
22. D'Arcangelo C., Vanini L., Rondoni G. D., De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent*; 115: 350-355; 2016.
23. De Boever J. A., Adriaens P. A. Occlusal relationship in patients with pain-dysfunction symptoms in the temporomandibular joints. *J Oral Rehabil*; 10: 1-7; 1983.
24. Dhima M., Assad D. A., Volz J. E., An K. N., Berglund L. J., Carr A. B., Salinas T. J. Evaluation of fracture resistance in aqueous environment of four restorative systems for posterior applications. Part 1. *J Prosthodont*; 22: 256-260; 2013.
25. DIN Deutsches Institut für Normung. Zahnheilkunde- Keramische Werkstoffe (ISO 6872:2015). 2015.
26. DMG Chemisch- Pharmazeutische Fabrik GmbH. LuxaCam Composite-Ronde/Block- Gebrauchsinformation. 2016.
27. Edelhoff D., Schraml D., Eichberger M., Stawarczyk B. Comparison of fracture loads of CAD/CAM and conventionally fabricated temporary fixed dental prostheses after different aging regimens. *Int J Comput Dent*; 19: 101-112; 2016.
28. Egilmez F., Ergun G., Cekic-Nagas I., Vallittu P. K., Lassila L. V. J. Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res*; 62: 65-74; 2018.
29. El Zhawi H., Kaizer M. R., Chughtai A., Moraes R. R., Zhang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dent Mater*; 32: 1352-1361; 2016.
30. Envisiontec. Technical Data E-Dent 400. 2018.
31. Esquivel-Upshaw J. F., Rose W. F., Jr., Barrett A. A., Oliveira E. R., Yang M. C., Clark A. E., Anusavice K. J. Three years in vivo wear: core-ceramic, veneers, and enamel antagonists. *Dent Mater*; 28: 615-621; 2012.

32. Esquivel-Upshaw J. F., Young H., Jones J., Yang M., Anusavice K. J. In vivo wear of enamel by a lithia disilicate-based core ceramic used for posterior fixed partial dentures: first-year results. *Int J Prosthodont*; 19: 391-396; 2006.
33. Esquivel-Upshaw J. F., Young H., Jones J., Yang M., Anusavice K. J. Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*; 21: 155-160; 2008.
34. Fasbinder D. J., Dennison J. B., Heys D., Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc*; 141 Suppl 2: 10-14; 2010.
35. Furtado de Mendonca A., Shahmoradi M., Gouvea C. V. D., De Souza G. M., Ellakwa A. Microstructural and Mechanical Characterization of CAD/CAM Materials for Monolithic Dental Restorations. *J Prosthodont*; 28: 587-594; 2018.
36. Gale M. S., Darvell B. W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*; 27: 89-99; 1999.
37. Gehrt M., Wolfart S., Rafai N., Reich S., Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig*; 17: 275-284; 2013.
38. Gernet W. Biffar R., Beuer F., Schwenzer N. Zahnärztliche Prothetik. 5. Thieme Verlag; 2017.
39. Goncu Basaran E., Ayna E., Vallittu P. K., Lassila L. V. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design--computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontol Scand*; 69: 144-150; 2011.
40. Guess P. C., Bonfante E. A., Silva N. R., Coelho P. G., Thompson V. P. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater*; 29: 307-316; 2013.
41. Guess P. C., Kulis A., Witkowski S., Wolkewitz M., Zhang Y., Strub J. R. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*; 24: 1556-1567; 2008.
42. Guth J. F., Almeida E. Silva J. S., Ramberger M., Beuer F., Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *J Esthet Restor Dent*; 24: 310-318; 2012.
43. Habib S. R., Alotaibi A., Al Hazza N., Allam Y., AlGhazi M. Two-body wear behavior of human enamel versus monolithic zirconia, lithium disilicate, ceramometal and composite resin. *J Adv Prosthodont*; 11: 23-31; 2019.
44. Harada K., Raigrodski A. J., Chung K. H., Flinn B. D., Dogan S., Mancl L. A. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*; 116: 257-263; 2016.
45. Hausdörfer T. , Riechel J. Vollkeramische Versorgung mittels CAD/CAM-gefertigter zirkonoxidverstärkter Lithiumsilikatkeramik – Celtra Duo. *Digital Dental Magazin*; 3: 6-16; 2017.
46. Heintze S. D. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*; 22: 712-734; 2006.

47. Heintze S. D., Albrecht T., Cavalleri A., Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater*; 27: 10-19; 2011.
48. Heintze S. D., Cavalleri A., Forjanic M., Zellweger G., Rousson V. Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater*; 24: 433-449; 2008.
49. Heintze S. D., Cavalleri A., Zellweger G., Buchler A., Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater*; 24: 1352-1361; 2008.
50. Heintze S. D., Ilie N., Hickel R., Reis A., Loguercio A., Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials--A systematic review. *Dent Mater*; 33: 101-114; 2017.
51. Heintze S. D., Zellweger G., Cavalleri A., Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dent Mater*; 22: 166-175; 2006.
52. Hmaidouch R., Weigl P. Tooth wear against ceramic crowns in posterior region: a systematic literature review. *Int J Oral Sci*; 5: 183-190; 2013.
53. Holand W., Schweiger M., Frank M., Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*; 53: 297-303; 2000.
54. Jang Y. S., Nguyen T. T., Ko Y. H., Lee D. W., Baik B. J., Lee M. H., Bae T. S. In vitro wear behavior between enamel cusp and three aesthetic restorative materials: Zirconia, porcelain, and composite resin. *J Adv Prosthodont*; 11: 7-15; 2019.
55. Janyavula S., Lawson N., Cakir D., Beck P., Ramp L. C., Burgess J. O. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent*; 109: 22-29; 2013.
56. Javaid M., Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res*; 9: 179-185; 2019.
57. Jung Y. S., Lee J. W., Choi Y. J., Ahn J. S., Shin S. W., Huh J. B. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*; 2: 111-115; 2010.
58. Kappert H. F., Knode H., Schultheiss R. Strength of the In-Ceram system under mechanical loads and thermocycling in artificial saliva. *Dtsch Zahnärztl Z*; 46: 129-131; 1991.
59. Katzer A., Marquardt H., Westendorf J., Wening J. V., von Foerster G. Polyetheretherketone--cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*; 23: 1749-1759; 2002.
60. Kern M. Der Natur auf der Spur- Hybridwerkstoffe bieten zahnärztliche Eigenschaften. *Digital Dental Magazin*; 4: 52-61; 2018.
61. Kern M., Sasse M., Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc*; 143: 234-240.
62. Kern M., Sasse M., Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc*; 143: 234-240; 2012.

63. Kern P. Pospiech. M. Monolithisch vs. Verblendet. *Deutsches Zahnärzteblatt*; 9: 430-436; 2016.
64. Kohorst P., Dittmer M. P., Borchers L., Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater*; 4: 1440-1447; 2008.
65. Kramer N., Kunzelmann K. H., Taschner M., Mehl A., Garcia-Godoy F., Frankenberger R. Antagonist enamel wears more than ceramic inlays. *J Dent Res*; 85: 1097-1100; 2006.
66. Krejci I., Reich T., Lutz F., Albertoni M. [An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*; 100: 953-960; 1990.
67. Kulzer GmbH. Gebrauchsinformation Technovit 2-Komponenten-Kunststoffe. 2017.
68. Lambrechts P., Braem M., Vuylsteke-Wauters M., Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res*; 68: 1752-1754; 1989.
69. Lameira D. P., Buarque e Silva W. A., Andrade e Silva F., De Souza G. M. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *Biomed Res Int*; ;2015.
70. Lawson N. C., Janyavula S., Syklawer S., McLaren E. A., Burgess J. O. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent*; 42: 1586-1591; 2014.
71. Lehmann K. M., Hellwig E., Wenz H.-J. Zahnärztliche Propädeutik- Einführung in die Zahnheilkunde. 13. *Deutscher Zahnärzte Verlag*; 2015.
72. Ligon S. C., Liska R., Stampfl J., Gurr M., Mulhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chem Rev*; 117: 10212-10290; 2017.
73. Lopez-Suarez C., Rodriguez V., Pelaez J., Agustin-Panadero R., Suarez M. J. Comparative fracture behavior of monolithic and veneered zirconia posterior fixed dental prostheses. *Dent Mater J*; 36: 816-821; 2017.
74. Makarouna M., Ullmann K., Lazarek K., Boening K. W. Six-year clinical performance of lithium disilicate fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*; 24: 204-206; 2011.
75. Marquardt P., Strub J. R. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int*; 37: 253-259; 2006.
76. Marxkors R. Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. *Deutscher Zahnärzte Verlag*. 5. 2010.
77. Merve Bankoglu Gungor Secil Karakoca Nemli. Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *The Journal of Prosthetic Dentistry*; 119: 473-480; 2016.
78. Merz Dental GmbH. Gebrauchsinformation M-PM Disc. 1-5; 2018.
79. Miyazaki T., Nakamura T., Matsumura H., Ban S., Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*; 57: 236-261; 2013.

80. Morrison C., Macnair R., MacDonald C., Wykman A., Goldie I., Grant M. H. In vitro biocompatibility testing of polymers for orthopaedic implants using cultured fibroblasts and osteoblasts. *Biomaterials*; 16: 987-992; 1995.
81. Najeeb S., Zafar M. S., Khurshid Z., Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*; 60: 12-19; 2016.
82. Nawafleh N., Hatamleh M., Elshiyab S., Mack F. Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. *J Prosthodont*; 25: 116-126; 2016.
83. NextDent. Instruction for use NextDent C&B (Crown & Bridge). 2016.
84. NextDent. C&B MFH Technical Data. 2018.
85. NextDent. Productsheet LC-3DMixer. 2018.
86. Niem Th. Interner Abschlussbericht Auftragsstudie Firma Voco GmbH. Justus-Liebig Universität Gießen. 25.09.2018.
87. Nordahl N., Vult von Steyern P., Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci*; 57: 255-261; 2015.
88. Oh W. S., Anusavice K. J. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*; 87: 536-542; 2002.
89. Ohyama T., Yoshinari M., Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont*; 12: 28-37; 1999.
90. Oliveira G. U., Mondelli R. F., Charantola Rodrigues M., Franco E. B., Ishikiriyama S. K., Wang L. Impact of filler size and distribution on roughness and wear of composite resin after simulated toothbrushing. *J Appl Oral Sci*; 20: 510-516; 2012.
91. Ozcan M., Jonasch M. Effect of Cyclic Fatigue Tests on Aging and Their Translational Implications for Survival of All-Ceramic Tooth-Borne Single Crowns and Fixed Dental Prostheses. *J Prosthodont*; 27: 364-375; 2018.
92. Palmer D. S., Barco M. T., Billy E. J. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*; 67: 325-327; 1992.
93. Park J. H., Park S., Lee K., Yun K. D., Lim H. P. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*; 111: 20-29; 2014.
94. Passos S. P., Torrealba Y., Major P., Linke B., Flores-Mir C., Nychka J. A. In vitro wear behavior of zirconia opposing enamel: a systematic review. *J Prosthodont*; 23: 593-601; 2014.
95. Pjetursson B. E., Bragger U., Lang N. P., Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res*; 18: 97-113; 2007.
96. Pjetursson B. E., Sailer I., Makarov N. A., Zwahlen M., Thoma D. S. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater*; 31: 624-639; 2015.
97. Pjetursson B. E., Valente N. A., Strasding M., Zwahlen M., Liu S., Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res*; 29: 199-214; 2018.

98. Poggio C., Ercoli C., Rispoli L., Maiorana C., Esposito M. Metal-free materials for prosthodontic restorations (Review). *Cochrane library*; 12: ; 2017.
99. Preis V., Behr M., Hahnel S., Handel G., Rosentritt M. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *J Dent*; 40: 921-928; 2012.
100. Preis V., Behr M., Hahnel S., Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater*; 31: 1363-1369; 2015.
101. Rees J. S. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil*; 28: 425-432; 2001.
102. Revilla-Leon M., Meyers M. J., Zandinejad A., Ozcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent*; 31: 51-57; 2019.
103. Rinke S., Fornefett D., Gersdorff N., Lange K., Roediger M. Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. *Dent Mater J*; 31: 601-609; 2012.
104. Rinke S., Pabel A. K., Rodiger M., Ziebolz D. Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case Rep Dent*; : ; 2016.
105. Rinke S., Rodiger M., Ziebolz D., Schmidt A. K. Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow. *Case Rep Dent*; : ; 2015.
106. Rinke Sven. Monolithische Vollkeramikrestaurationen im Seitenzahnbereich. *Dental Magazin*; 3: 42-46; 2016.
107. Rocca G. T., Gregor L., Sandoval M. J., Krejci I., Dietschi D. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation after occlusal stressing of indirect class II composite restorations with different resinous bases and interface treatments. "Post-fatigue adaptation of indirect composite restorations". *Clin Oral Investig*; 16: 1385-1393; 2012.
108. Rosentritt M., Behr M., Gebhard R., Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater*; 22: 176-182; 2006.
109. 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*; 24: 465-468; 2011.
110. Rosentritt M., Behr M., van der Zel J. M., Feilzer A. J. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater*; 25: 348-352; 2009.
111. Rosentritt M., Hahnel S., Engelhardt F., Behr M., Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clin Oral Investig*; 21: 1213-1219; 2017.
112. Rosentritt M., Ilie N., Lohbauer U. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin-Moderne Materialien und Technologien. 1. *Thieme Verlag* 2018.

113. 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*; 16: 935-943; 2012.
114. Rosentritt M., Siavikis G., Behr M., Kolbeck C., Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent*; 36: 1048-1053; 2008.
115. Rosentritt M.; Ilie, N.; Lohbauer, U. Kausimulation: In-vitro-Option zur Abschätzung der Eignung von dentalen Materialien. *ZWR- Das deutsche Zahnärzteblatt*; 125: 42-45; 2016.
116. Sailer I., Pjetursson B. E., Zwahlen M., Hammerle C. H. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*; 18: 86-96; 2007.
117. Sailer I., Strasding M., Valente N. A., Zwahlen M., Liu S., Pjetursson B. E. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*; 29: 184-198; 2018.
118. Sakaguchi R. L., Douglas W. H., DeLong R., Pintado M. R. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater*; 2: 235-240; 1986.
119. Samer M. S., Faraz Q., Al-Dubai S. A. R., Vohra F., Abdullah H., Taiyeb-Ali T. B., Saub R. Clinical Outcomes and Predictors of Satisfaction in Patients with Improved Lithium Disilicate All-Ceramic Crowns. *Med Princ Pract*; 26: 470-479; 2017.
120. Samuel S. P., Li S., Mukherjee I., Guo Y., Patel A. C., Baran G., Wei Y. Mechanical properties of experimental dental composites containing a combination of mesoporous and nonporous spherical silica as fillers. *Dent Mater*; 25: 296-301; 2009.
121. Sarikaya I.; Hayran, Y. Effects of dynamic aging on the wear and fracture strength of monolithic zirconia restorations. *BMC Oral Health*; ; ; 2018.
122. Scherrer S. S., de Rijk W. G. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont*; 6: 462-467; 1993.
123. Schlenz M. A., Schmidt A., Rehmann P., Niem T., Wostmann B. Microleakage of composite crowns luted on CAD/CAM-milled human molars: a new method for standardized in vitro tests. *Clin Oral Investig*; 23: 511-517; 2019.
124. Schneemann P. Borchers L., Stiesch-Scholz M. Belastbarkeit 4-gliedriger Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik. *ZWR- Das deutsche Zahnärzteblatt*; 114: 28-36; 2005.
125. Schnuch A., Geier J., Lessmann H. Untersuchungen zur Verbreitung umweltbedingter Kontaktallergien mit Schwerpunkt im privaten Bereich. *Umweltbundesamt*; 01: 61-78; 2004.
126. Schultheis S., Strub J. R., Gerds T. A., Guess P. C. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig*; 17: 1407-1413; 2013.

127. Schwitalla A., Spintig T., Kallage I., Wagner R., Müller W.-D. Polyetheretherketon (PEEK)- ein vielversprechender Werkstoff für die Zukunft. *Umwelt-Medizin-Gesellschaft Verlag*; 27: 255-261; 2014.
128. Shembish F. A., Tong H., Kaizer M., Janal M. N., Thompson V. P., Opdam N. J., Zhang Y. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater*; 32: 499-509; 2016.
129. Shortall A. C., Hu X. Q., Marquis P. M. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. *Dent Mater*; 18: 246-254; 2002.
130. Siewert B. Die klinisch relevanten Vorteile von PEEK (Poly-Ether-Ether-Keton) in der zahnärztlichen Prothetik. *Umwelt-Medizin-Gesellschaft Verlag*: 266-270; 2014.
131. Silva N. R., Thompson V. P., Valverde G. B., Coelho P. G., Powers J. M., Farah J. W., Esquivel-Upshaw J. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *J Am Dent Assoc*; 142: 4-9; 2011.
132. Sinha N., Gupta N., Reddy K. M., Shastry Y. M. Versatility of PEEK as a fixed partial denture framework. *J Indian Prosthodont Soc*; 17: 80-83; 2017.
133. Sirona Dentsply. Celtra Press Gebrauchsanweisung. 2016.
134. Sirona Dentsply. Celtra Press FactFile. 1-8; 2017.
135. Skinner H. B. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*; 235: 224-236; 1988.
136. Spierings T. A., Peters M. C., Bosman F., Plasschaert A. J. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res*; 66: 1336-1339; 1987.
137. Spintzyk S. Additive Fertigungsverfahren: Anwendung in der Dentaltechnik. *Zahntechnik Magazin*; 04: 261-270; 2018.
138. Stamouli K., Smeekens S., Att W., Strub J.R. Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Zirkoniumdioxid-Seitenzahnbrücken. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*; 61: 621-626; 2006.
139. Stawarczyk B., Beuer F., Wimmer T., Jahn D., Sener B., Roos M., Schmidlin P. R. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*; 101: 1209-1216; 2013.
140. Stawarczyk B., Eichberger M., Uhrenbacher J., Wimmer T., Edelhoff D., Schmidlin P. R. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J*; 34: 7-12; 2015.
141. Stawarczyk B., Ender A., Trottmann A., Ozcan M., Fischer J., Hammerle C. H. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clin Oral Investig*; 16: 1669-1677; 2012.
142. 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*; 59: 128-138; 2016.



143. Stawarczyk B., Jahn D., Fischer J., Hämmerle C.H.F. Vergleichende Bruchlastuntersuchungen dreigliedriger Brücken. *Quintessenz Zahntechnik*; 1: 78-86; 2009.
144. Stawarczyk B., Keul C., Eichberger M., Figge D., Edelhoff D., Lumkemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int*; 48: 369-380; 2017.
145. Stawarczyk B., Liebermann A., Eichberger M., Guth J. F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*; 55: 1-11; 2015.
146. Stawarczyk B., Ozcan M., Schmutz F., Trottmann A., Roos M., Hammerle C. H. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand*; 71: 102-112; 2013.
147. Stawarczyk B., Ozcan M., Trottmann A., Schmutz F., Roos M., Hammerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthodont*; 109: 325-332; 2013.
148. Steiner M., Mitsias M. E., Ludwig K., Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*; 25: 494-499; 2009.
149. Taha D., Spintzyk S., Sabet A., Wahsh M., Salah T. Assessment of marginal adaptation and fracture resistance of endocrown restorations utilizing different machinable blocks subjected to thermomechanical aging. *J Esthet Restor Dent*; 30: 319-328; 2018.
150. Tan K., Pjetursson B. E., Lang N. P., Chan E. S. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*; 15: 654-666; 2004.
151. Tannous F., Steiner M., Shahin R., Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater*; 28: 273-278; 2012.
152. Taormina G., Sciancalepore C., Messori M., Bondioli F. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: technologies, materials, and future trends. *J Appl Biomater Funct Mater*; 16: 151-160; 2018.
153. Taufall S., Eichberger M., Schmidlin P. R., Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*; 20: 2493-2500; 2016.
154. Vivadent Ivoclar. IPS e.max Press- Wissenschaftliche Dokumentation. 2011.
155. Vivadent Ivoclar. IPS e.max Press monolithic solutions - Gebrauchsanweisung. 2014.
156. Wagner C., Stock V., Merk S., Schmidlin P. R., Roos M., Eichberger M., Stawarczyk B. Retention Load of Telescopic Crowns with Different Taper Angles between Cobalt-Chromium and Polyetheretherketone Made with Three Different Manufacturing Processes Examined by Pull-Off Test. *J Prosthodont*; 27: 162-168; 2018.
157. Waltimo A., Kononen M. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. *Acta Odontol Scand*; 53: 254-258; 1995.

158. Wang X., Jiang M., Zhou Z., Gou J. 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Elsevier Composites Part B*; 110: 442-458; 2017.
159. Wassell R. W., McCabe J. F., Walls A. W. A two-body frictional wear test. *J Dent Res*; 73: 1546-1553; 1994.
160. Williams D. F., McNamara A. Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *Journal of Materials Science Letters*; 6: 188-190; 1987.
161. Wimmer T., Huffmann A. M., Eichberger M., Schmidlin P. R., Stawarczyk B. Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dent Mater*; 32: 127-136; 2016.
162. Wolfart S., Eschbach S., Scherrer S., Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater*; 25: 63-71; 2009.
163. Zarone F., Ferrari M., Mangano F. G., Leone R., Sorrentino R. "Digitally Oriented Materials": Focus on Lithium Disilicate Ceramics. *Int J Dent*; 2016.
164. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*; 30: 1195-1203; 2014.
165. Zhang Y., Lawn B. R. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*; 97: 140-147; 2018.
166. Zhang Z., Sornsuvan T., Rungsiyakull C., Li W., Li Q., Swain M. V. Effects of design parameters on fracture resistance of glass simulated dental crowns. *Dent Mater*; 32: 373-384; 2016.
167. Zhang Z., Yi Y., Wang X., Guo J., Li D., He L., Zhang S. A comparative study of progressive wear of four dental monolithic, veneered glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*; 74: 111-117; 2017.
168. Zierden K., Acar J., Rehmann P., Wostmann B. Wear and Fracture Strength of New Ceramic Resins for Chairside Milling. *Int J Prosthodont*; 31: 74-76; 2018.
169. Zimmermann M., Ender A., Egli G., Ozcan M., Mehl A. Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clin Oral Investig*; 6: 2777-2784; 2018.
170. Zimmermann M., Koller C., Mehl A., Hickel R. Indirect zirconia-reinforced lithium silicate ceramic CAD/CAM restorations: Preliminary clinical results after 12 months. *Quintessence Int*; 48: 19-25; 2017.

# 10 Anhang

## 10.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 3.1	Schematischer Brückenaufbau	5
Abb. 3.2	Herstellungsmöglichkeiten von zahnärztlichen Brücken	6
Abb. 3.3	Chemische Kondensationsreaktion für PEEK	9
Abb. 4.1	Schematische Darstellung des Herstellprozesses der Prüfkörper	27
Abb. 4.2	Antagonisteneinbettung	28
Abb. 4.3	Konstruierte Modellstümpfe als STL-Datensätze	29
Abb. 4.4	Titanstümpfe im Vergleich	29
Abb. 4.5	Ummantelte Titanstümpfe in Metallgusshalterung	30
Abb. 4.6	STL-Datensatz der Metallgusshalterung	31
Abb. 4.7	Konstruierte Endpfeilerbrücke	31
Abb. 4.8	Konstruierte Endpfeilerbrücke mit Antagonist	31
Abb. 4.9	Fertiggestellte Brücken	35
Abb. 4.10a/b	Herstellung Parodontalspaltsimulation	39
Abb. 4.11a/b	Eingebettete Prüfkörper mit Silikonform	39
Abb. 4.12	Optimale Antagonistenpositionierung im Kausimulator	40
Abb. 4.13	Studienübersicht mit Probenanzahl	41
Abb. 4.14	Eingespannter Antagonist im Fixierungshalter	42
Abb. 4.15	Kausimulator CS-4.8 professional line	43
Abb. 4.16	Versuchsanordnung zur Bruchkraftprüfung	45
Abb. 4.17	Exemplarisches Überlagerungsergebnis Antagonist	47
Abb. 5.1	Riss nach Kausimulation Prüfkörper 1	48
Abb. 5.2	Riss nach Kausimulation Prüfkörper 4	48

Abb. 5.3a	Übersicht: Bruchmuster der Prüfkörper (Teil 1)	49
Abb. 5.3b	Übersicht: Bruchmuster der Prüfkörper (Teil 2)	50
Abb. 5.3c	Übersicht: Bruchmuster der Prüfkörper (Teil 3)	51
Abb. 5.4	Boxplot: Bruchkraft ohne zyklische Belastung	54
Abb. 5.5	Boxplot: Bruchkraft mit zyklischer Belastung	55
Abb. 5.6	Boxplot: Vergleich der Bruchkraft	56
Abb. 5.7	Aufsichtaufnahme der Antagonisten nach Kausimulation	58
Abb. 5.8	Exemplarisches Überlagerungsergebnis eines Antagonisten	59
Abb. 5.9	Boxplot: Antagonistenabrasion	61

## 10.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 4.1	Übersicht der Prüfmaterialien	25
Tab. 4.2	Übersicht der Befestigungsmaterialien	26
Tab. 4.3	Material zur Parodontalspaltsimulation	26
Tab. 4.4	Brückenparameter	32
Tab. 4.5	Pressparameter Celtra Press und IPS e.max Press	33
Tab. 4.6	Brennparameter Celtra Press und IPS e.max Press	33
Tab. 4.7	Sinterungsparameter Lava Esthetic	33
Tab. 4.8	Brennparameter Lava Esthetic	34
Tab. 4.9	Übersicht Befestigungsprozess der Prüfmaterialien	38
Tab. 4.10	Maschinenparameter der Kausimulation	44
Tab. 5.1	Übersicht: Lokalisation Verbinderfraktur	51
Tab. 5.2	Übersicht: Bruchkraft ohne zyklische Wechselbelastung	52
Tab. 5.3	Übersicht: Bruchkraft mit zyklischer Wechselbelastung	53
Tab. 5.4	Signifikanztabelle: Bruchkraft ohne zyklische Wechselbelastung	54
Tab. 5.5	Signifikanztabelle: Bruchkraft mit zyklischer Wechselbelastung	55
Tab. 5.6	Signifikanztabelle: Einfluss Wechselbelastung auf Bruchkraft	56
Tab. 5.7	Übersicht: Antagonistenabrasion	60
Tab. 5.8	Signifikanztabelle: Antagonistenabrasion	62

# 11 Veröffentlichungen

Aus dieser Dissertationsschrift ist folgende Veröffentlichung hervorgegangen:

International Association for Dental Research (IADR); Posterpräsentation; 25.-28.07.2018; London



**Justus-Liebig-University Giessen**

## Fracture Resistance of Posterior Monolithic Three-Unit FPDs: Ceramic vs. Composite

M. Koziel\*, T. Niem, B. Wöstmann

Department of Prosthodontics, Justus-Liebig-University Giessen, Germany



#1415

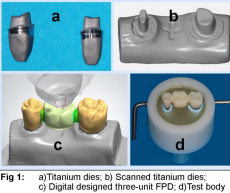
---

### 1. Objectives

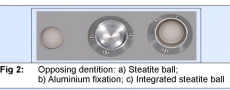
Nowadays due to the patient's higher aesthetic standards, the request for monolithic materials for Fixed Partial Denture (FPD) restorations in the molar region has increased. Nevertheless information about the fracture strength of posterior monolithic three-unit FPDs is still scarce.<sup>1,2,3</sup> So far, only monolithic FPDs made of zirconia are available for the posterior region.<sup>4</sup> An alternative could be polymers or hybrid composites, a mixture of polymerized resins and silicate glass fillers.<sup>5,6</sup> The purpose of this in vitro study was to evaluate the fracture strength and additionally the abrasion effect on the opposing dentition of posterior three-unit FPDs made of three different groups [Ceramics (C), Hybrid composites (HC) and Polymers (P)] of dental materials before and after thermomechanical loading in a chewing simulator.

### 2. Materials & Methods

An upper second premolar and a first molar were digitally designed and milled out of titanium (Fig.1a/b). An upper posterior three unit FPD was digitally designed in an anatomical shape with a connector or size of 16mm<sup>2</sup> (Dental Designer, 3-Shape) (Fig.1c/d). In total sixteen FPDs were fabricated from each material (Tab.1). One half of the specimens from each group (n=8) were placed in a chewing simulator (SD-Mechatronics-Cs-4.8; 1.2million chewing cycles with 108N, 1.4Hz, 0.5mm slide). During the chewing simulation thermocycling (5°C/55°C) was performed (105 seconds each). To determine the fracture strength all specimens were loaded until they fractured (0.5mm/min feed, Zwick 1454, Zwick GmbH). For the analysis of the abrasion of the opposing dentition the integrated steatite balls (Fig.2 a-c) were scanned before and after the loading period (Atos Core 45, GOM GmbH). The scans were superimposed and the wear was calculated (GOM-Inspect V8-software).



**Fig 1:** a) Titanium dies; b) Scanned titanium dies; c) Digital designed three-unit FPD; d) Test body

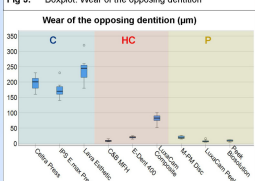


**Fig 2:** a) Opposing dentition; b) Steatite ball; c) Aluminium fixation; d) Integrated steatite ball

Material	Manufacturer	Material type
Celtra Press	Dentsply Sirona, Wals, Austria	Zirconia-reinforced lithium silicate
IPS E.max Press	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Lithium disilicate
Lava Esthetic	3M ESPF, St. Paul, USA	Fluorescent zirconia
C&B MFH	NextDent B.V., Soesterberg, Netherlands	Printable hybrid composite
E-Dent 400	Vertex Dental B.V., Soesterberg, Netherlands	Printable hybrid composite
LuxaCam Composite	DMG Dental, Hamburg, Germany	Silicate glass filled composite
M-PM Disc	Merz Dental, Lütjenburg, Germany	Polymethyl methacrylate (PMMA)
LuxaCam Peek	DMG Dental, Hamburg, Germany	Polyether ether ketone (PEEK)
Peek Biosolution	Merz Dental, Lütjenburg, Germany	Polyether ether ketone (PEEK)

### 3. Results

All specimens except for two of the group C&B MFH survived the thermomechanical loading. The specimens of Peek Biosolution showed the significantly highest fracture strength (Tab.2; Fig.4) before/after cyclic loading ( $p < .05$ ). The specimens made of LuxaCam Composite had a higher fracture strength than the silicate ceramics (IPS E.max Press and Celtra Press). Only in the group of the printed composites thermomechanical loading had a significant influence on the fracture strength ( $p < .05$ ). Regarding the wear of the opposing dentition (Fig.3), the ceramic group with Lava Esthetic (mean 241µm) showed the highest wear followed by Celtra Press (mean 197µm) and IPS E.max Press (mean 175µm). All other tested materials showed significantly lower abrasion rates than the ceramics ( $p < .05$ ).



**Fig 3:** Boxplot: Wear of the opposing dentition



**Fig 4:** Boxplot: Fracture strength

Material	Mean before cyclic load (N) n=8	Standard deviation (N)	Mean after cyclic load (N) n=8	Standard deviation (N)
Celtra Press	1268	± 201	1087	± 256
IPS E.max Press	1125	± 199	1175	± 24
Lava Esthetic	1599	± 147	1571	± 226
C&B MFH	1686	± 80	1253	± 262
E-Dent 400	1299	± 107	596	± 165
LuxaCam Composite	1643	± 227	1601	± 126
M-PM Disc	1775	± 337	1383	± 122
LuxaCam Peek	2382	± 138	2396	± 171
Peek Biosolution	2640	± 144	2654	± 94

### 4. Discussion & Conclusion

Other than anticipated the hybrid composite LuxaCam Composite showed a fracture strength comparable to the fluorescent zirconia after thermomechanical loading. Furthermore, all hybrid composites showed a lower degree of abrasion of the opposing dentition, which could be helpful in clinical application. Within the limits of the study it can be concluded that thermomechanical loading has a negative influence on the fracture strength of printable composites. With regards to the fracture strength all of the tested materials with a connector dimension of 16mm<sup>2</sup> showed a sufficient stability to withstand intraoral generated forces. If the aesthetic properties of ceramics can be achieved, composites as well as polymers could be a promising alternative for posterior three-unit FPDs. However, meaningful clinical studies are

### 5. References

needed to support the use of composite or polymer FPDs in long-term restorations.

- Kern, M., M. Sasse and S. Wolfart (2012) Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. J Am Dent Assoc. 143(3): p. 234-40.
- Schultheis, S., J. R. Strub, T. A. Gerds and P. C. Guess (2012) Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. Clin Oral Investig. 17(5): p. 1407-13.
- Prieger, S., A. Salman and A. S. Bidra (2014) Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. J Prosthet Dent. 112(1): p. 22-30.
- Rinke, S. and C. Fischer (2013) Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. Quintessence Int. 44(8): p. 557-66.
- Basaran, E. G., E. Ayna, P. K. Vallittu and L. V. Lassila (2010) Load bearing capacity of fiber-reinforced and unreinforced composite resin CAD/CAM-fabricated fixed dental prostheses. J Prosthet Dent. 109(2): p. 88-94.
- Stawarczyk, B., A. Ender, A. Trottmann, M. Ozcan, J. Fischer and C. H. Hammerl (2011) Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens

### 6. Correspondence

\*Michael Koziel  
Justus-Liebig-University Giessen  
Department of Prosthodontics

Schlangenzahl 14  
D-35392 Giessen, Germany

Phone: +49-641-99 46 150  
Fax: +49-641-99 46 139

Email: Michael.Koziel@dentist.med.uni-giessen.de  
Home: http://www.uniklinikum-giessen.de/prd/

103

## 12 Erklärung

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

---

Ort, Datum

---

Koziel, Michael

## 13 Danksagung

An erster Stelle möchte ich *meiner Familie* danken, die mir alles ermöglicht und mich in allen Lebenslagen unterstützt hat. Auf sie konnte ich mich immer verlassen und ohne sie hätte ich es nie soweit geschafft.

Meinen herzlichen Dank richte ich an *Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann* für die Bereitstellung des Themas, für die Unterstützung bei der Umsetzung der Dissertation und die tolle Arbeit als Leiter der Zahnklinik.

Weiterhin gilt mein großer Dank *Herrn Prof. Dr. Peter Rehmann* für seine Hilfestellungen, das Antreiben und das Korrekturlesen des Textes.

Ein herzlicher Dank geht an *Herrn Dr. Thomas Niem* und *Frau Antje Hübner* für die tolle Unterstützung bei der Durchführung der Versuche und die Hilfestellung bei werkstoffkundlichen Fragen.

Ich danke *Herrn Dr. Johannes Herrmann* für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Daten.

Bei *Herrn Thorsten Müller* bedanke ich mich herzlich für seine Hilfe bei der Herstellung der Antagonisten und bei seiner tollen Arbeit in der gesamten Zahnklinik.

Ein großer Dank geht an meine Freunde *Julian, Piyer* und *Laurenz*, die mich abseits der Zahnklinik immer auf andere Gedanken gebracht haben.

Zu guter Letzt vielen Dank an alle *Mitarbeiter der Prothetik und der Zahnerhaltung* für die gute Zusammenarbeit.