

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

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

**Werkstoffkundliche Untersuchungen und Genauigkeitsanalyse  
zu SLA- und DLP-gedruckten Kunststoffen**

Habilitation

an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Dr. med. dent. Andreas Keßler  
aus München  
2021

*Für meine Familie*

## Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung der Habilitationsschrift .....</b>	<b>4</b>
<b>2. Eigene Arbeiten .....</b>	<b>11</b>
<b>2.1 Originalarbeit: Keßler A, Hickel R, Ilie N.</b> In vitro investigation of the influence of printing direction on the flexural strength, flexural modulus and fractographic analysis of 3D-printed temporary materials. Dent Mater J 2021 Jan 15; online ahead of print ( <a href="https://doi.org/10.4012/dmj.2020-147">https://doi.org/10.4012/dmj.2020-147</a> ) IF 2019: 1.359.....	13
<b>2.2 Originalarbeit: Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B.</b> Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. Clin Oral Investig 2020;24:701-770 ( <a href="https://doi.org/10.1007/s00784-019-02952-7">https://doi.org/10.1007/s00784-019-02952-7</a> ) IF 2019: 2.812 .....	15
<b>2.3 Originalarbeit: Keßler A, Reymus M, Kunzelmann KH, Hickel R.</b> Three-body wear of 3D printed temporary materials. Dent Mater 2019;35:1805-1812 ( <a href="https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.10.005">https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.10.005</a> ) IF 2019: 4.495 .....	17
<b>2.4 Originalarbeit: Keßler A, Kapor S, Erdelt K, Hickel R, Edelhoff D, Syrek A, Güth JF, Kühnisch J.</b> Two-body wear and fracture behaviour of an experimental paediatric composite crown in comparison to zirconia and stainless steel crowns dependent on the cementation mode. Dent Mater 2021;37(2):264-271 ( <a href="https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.010">https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.010</a> ) IF 2019: 4.495 .....	19
<b>2.5 Originalarbeit: Reymus M, Hickel R, Keßler A.</b> Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: milling vs printing. Clin oral invest 2020;24(12):4607-4615 ( <a href="https://doi.org/10.1007/s00784-020-03329-x">https://doi.org/10.1007/s00784-020-03329-x</a> ) IF 2019: 2.812.....	21
<b>2.6 Originalarbeit: Keßler A, Dosch M, Reymus M, Folwaczny M</b> Influence of 3D-printing method, resin material, and sterilization on the accuracy of virtually designed surgical implant guides. J Proth Dent 2020; accepted IF 2019: 2.444 .....	23
<b>2.7 Originalarbeit: Keßler A, Reichl FX, Folwaczny M, Högg C:</b> Monomer release from surgical guides resins manufactured with different 3D printing devices. Dent Mater 2020;S0109-5641(20)30242-6 ( <a href="https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.09.002">https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.09.002</a> ) IF 2019: 4.495.....	25
<b>2.8 Originalarbeit: Reymus M, Liebermann A, Diegritz D, Keßler A:</b> Development and evaluation of an interdisciplinary teaching model via 3D printing. Clin Exp Dent Res 2021;7(1):3-10 ( <a href="https://doi.org/10.1002/cre2.334">https://doi.org/10.1002/cre2.334</a> ) IF 2019: 0.720.....	27
<b>3. Diskussion .....</b>	<b>28</b>
<b>4. Zusammenfassung .....</b>	<b>42</b>
<b>5. Literaturübersicht .....</b>	<b>46</b>
<b>6. Abkürzungsverzeichnis.....</b>	<b>52</b>
<b>7. Danksagung .....</b>	<b>53</b>

## **1. Einleitung der Habilitationsschrift**

Die Anwendung von Computer Aided Design (CAD) und Computer Aided Manufacturing (CAM) hat sich in der Zahnmedizin über die vergangenen zwei Jahrzehnte stark weiterentwickelt und führte neben der Digitalisierung und Automatisierung der Arbeitsprozesse zur Erschließung neuer Materialklassen sowie zu reproduzierbaren Arbeitsabläufen. Bis vor kurzem war der CAM-Prozess in der Zahnmedizin gleichzusetzen mit subtraktiven Herstellungsverfahren.

Bei diesen wird ein Objekt unter Einsatz von Werkzeugen aus einem Rohling durch Fräsen, Schleifen, Bohren, Drehen oder Polieren herausgearbeitet. Begonnen haben die ersten experimentellen Forschungsarbeiten im digitalen Bereich durch Duret in den 1970er-Jahren [8, 60] und wurden schließlich durch Mormann und Brandestini mit der Entwicklung des CEREC-Systems (Ceramic Reconstruction) in den dentalen Markt eingeführt [6, 31]. Aus verfahrenstechnischer und ökologischer Sicht birgt das subtraktive Herstellungsverfahren den Nachteil, dass die Oberflächenauflösung abhängig von dem kleinsten Werkzeugradius und dessen Zugang ist. Des Weiteren besteht ein großer Verlust an Rohmaterial und ein Verschleiß der Werkzeuge [5, 25, 35]. Innerhalb eines Bearbeitungsvorganges kann simultan nur ein Objekt hergestellt werden und die subtraktive Technik ist nicht in der Lage komplexe Geometrien zu reproduzieren [4].

Ein alternativer Weg zur Fertigung der CAD-Dateien sind die additiven Herstellungsverfahren. Allen additiven Herstellungsverfahren ist gemeinsam, dass auf der Basis von digitalen 3D-Konstruktionsdaten durch das schichtweise Auf- oder Aneinanderfügen von Volumenelementen ein physisches Objekt aufgebaut wird. Neben dem Begriff „additives Verfahren“ finden auch häufig die Synonyme „generatives Verfahren“, „Rapid prototyping“ und „3D-Druck“ Verwendung [26].

Im Gegensatz zum subtraktiven Verfahren, können im additiven Verfahren durch das selektive Aneinanderfügen der Volumenelemente Material eingespart werden sowie

komplexere Geometrien speziell in kleinen Stückzahlen gefertigt werden. Damit bietet sich diese Fertigungsmethode für bestimmte Indikationen im Dentalbereich an (Tabelle 1), weist aber elementare Unterschiede zum subtraktiven Verfahren auf (Tabelle 2).

**Tabelle 1: Druckverfahren, Materialien und Anwendungsindikationen der additiven Fertigung in der Zahnmedizin**

Verfahren	Materialien	Anwendungsmöglichkeiten
Stereolithografie (SLA), Digital Light Processing (DLP)	Kunststoffe	Temporäre Restaurationen, Modelle, Bohrschablonen, Schienen, kieferorthopädische Geräte, Try-ins, Abformlöffel, Prothesenbasen, Gingivamasken, Lost-wax-Technik, Indirect bonding trays
SLS (Selective Laser Sintering), SLM (Selective Laser Melting)	CoCr, Titan, PEEK, Kunststoffe	Kronen, Brücken, Gerüste, Modellguss, Implantate, Abutments
PJ (Photopolymer Jetting)	Kunststoffe	Modelle, Bohrschablonen, Schienen, Indirect bonding trays
FFF (Fused Filament Fabrication)	Kunststoffe, PEEK, organisches Gewebe	Modelle, Bioprinting
LCM (Lithography-based Ceramic Manufacturing)	Zirkoniumdioxid, Lithiumdisilikat, Tricalciumphosphat, Hydroxylapatit	Kronen, Implantate, Knochenersatz
BJ (Binder Jetting)	Kunststoffe	Modelle

**Tabelle 2: Vergleich zwischen subtraktiven und additive Fertigungsverfahren**

	Subtraktiv	Additiv
Datensatz	Oberflächendatensatz	Volumendatensatz
Materialien	CoCr, Titan, Gold, Zirkoniumdioxid, Glaskeramiken, PEEK, Kunststoffe	CoCr, Titan, Zirkoniumdioxid, PEEK, Kunststoffe
Grundprinzip	Entfernung von Material unter Einsatz von Werkzeugen aus einem Grundkörper durch i.d.R. Schleifen und Fräsen	Schichtweises Auf- oder Aneinanderfügen von Volumenelementen
Verfahrenskomplexität	Hohe Komplexität (Schleifbahnen, simultane Steuerung der Achsen und der Werkzeuge)	Niedrige Komplexität (Steuerung von xy-Achse simultan und z-Achse konsekutiv)
Materialaufbau	Homogen	Anisotrop (verfahrensabhängig)
Objektgeometrie	Limitation durch Fräserzugang und Fräsradius	Hochkomplexe und komplizierte Geometrien
Materialeinsatz	Hoher Materialeinsatz	Niedriger Materialeinsatz
Nachbearbeitung	Nachbearbeitung durch Abtrennung der Haltestifte, Politur	Nachbearbeitung durch Abtrennen der Stützstrukturen, Reinigung, Nachvergütung, Politur
Auflösung	In allen Achsen gleich, abhängig von dem kleinsten Werkzeugradius	Unterschied zwischen z- und xy-Achse, abhängig von der Schichtdicke
Fertigungszeit: Krone, Brücke (dreigliedrig) und Bohrschablone (Gesamtkiefer)	8 min 30 min 150 min	8 min 8 min 28 min

Basis für eine additive Fertigung ist eine vollständige Beschreibung der Oberfläche in einer dreidimensionalen CAD-Datei. Das Objekt muss hierbei in sich geschlossen (wasserdicht) sein, wobei es zumeist im Dateiformat der Standardschnittstelle STL („Stereolithografie“, „Standard Transformation Language“, „Surface Tessellation Language“ oder „Standard Triangulation Language“) vorliegt. Das STL-Format beinhaltet die Beschreibung der Oberfläche von dreidimensionalen Körpern mit Hilfe der Triangulation (Dreiecksfacetten, englisch tessellation = Parkettierung). Jede Dreiecksfacette wird durch seine drei Eckpunkte sowie die zugehörige Flächennormale des Dreieckes charakterisiert. Gekrümmte Freiflächen werden in ihrer eigentlichen Form durch Polyeder angenähert. Eine erhöhte Polyederanzahl minimiert den Sekantenfehler und beschreibt somit die Objektoberfläche mit einer höheren Auflösung [54].

Vor dem Drucken des Objektes wird die Oberflächendatei in einer CAM-Software in horizontale Schichten (xy-Ebene) geschnitten (slicing) wobei die verschiedenen Slices Weeginformationen (xy-Koordinaten) beinhalten. Das Ergebnis des Slicings ist der sogenannte G-Code, welcher den Maschinenbefehl für den Drucker darstellt. Dünnere Schichtstärken, die im Dentalbereich 25µm bedeuten, gehen mit glatteren Objekten, jedoch auch mit einer höheren Produktionszeit einher. Die umgesetzte Schichtdicke entspricht der Auflösung der z-Achse des Druckers, welche die vertikale Achse darstellt und eines der wesentlichen technischen Merkmale eines jeden 3D-Druckers ist. Treppenförmige Abstufungen des gedruckten Objektes sowie die daraus resultierende Anisotropie sind charakteristisch für additiv hergestellte Oberflächen und beeinflussen deren Genauigkeit sowie die mechanischen Eigenschaften [27]. Sie treten bei Ebenen mit geringer Neigung am stärksten auf und stellen jeweils nur eine Annäherung an die eigentliche Objektoberfläche dar. Inwieweit sich die additive Fertigung als Herstellungsverfahren in der Zahnmedizin etablieren bzw. Goldstandard werden kann, hängt unter anderem von den werkstoffkundlichen Eigenschaften der einsetzbaren Materialien und der Produktionsgenauigkeit ab. Aufgrund der erst kürzlichen Einführung der Technologie in den zahnmedizinischen Markt ist die wissenschaftliche Datenlage noch nicht ausreichend, um ein fundiertes Fazit zu ziehen.

Als Erfinder der additiven Fertigung mittels Kunststoff ging Chuck Hull 1986 mit der Anmeldung des Patentess über den stereolithografischen (SLA) Druck in die Geschichte ein [14]. Rechtlich geschützte Patente verursachten dabei hohe Kosten und verhinderten ein rasches Ausbreiten der neuen Technologie. Mit dem Ablauf wichtiger Patente beschleunigte sich vor einigen Jahren der Marktzugang durch Weiterentwicklungen und geringeren Kosten der Hard- und Software. Die Möglichkeit kleine Freiformen aus Kunststoff bei geringer Stückzahl mit wenig Materialverlust reproduzierbar herzustellen, prädestiniert die SLA-Technologie für dentale Bereiche. Entgegengesetzt zu der schnellen Verbreitung, steht die

bisher geringe wissenschaftliche Evidenz des Verfahrens vor allem im Bereich der verwendeten Materialien.

Die SLA-Technologie beruht auf dem schichtweisen Aufbau eines Objektes aus UV-empfindlichem flüssigen Monomer, welches mittels Laserstrahl polymerisiert und verfestigt wird. Die Bauplattform ist in den jeweiligen Druckern in vertikaler Richtung absenkbar und wird in eine Wanne mit flüssigem Monomer getaucht. Durch die Belichtung des Monomers wird die radikalische Polymerisationsreaktion aktiviert und es kommt zur lokalen Verfestigung. Nach jedem Belichtungszyklus wird das Objekt in der Druckwanne abgesenkt und auf eine Position zurückgefahren, die um den Betrag einer Schichtstärke unter der vorherigen liegt. Mit Hilfe des Laserstrahls, welcher über zwei Spiegel in der xy-Achse gesteuert wird, kommt es zur Polymerisation einer weiteren Schicht [40]. Der Polymerisationszyklus wird für jede Schicht wiederholt, bis das Objekt aufgebaut ist. Üblicherweise werden bei Kunststoffen Schichtdicken zwischen 25-100  $\mu\text{m}$  umgesetzt [54]. Die Schichtdicke wird durch die Menge an Photoinitiatoren, den Einstrahlbedingungen (Wellenlänge, Leistung und Belichtungszeit) ebenso beeinflusst wie durch die Temperatur des Monomers als auch durch absorbierende Inhaltsstoffe, wie den Pigmenten und Füllkörpern. Um eine hohe Polymerisationseffizienz sowie eine geringe Aushärtungstiefe zu erzielen, müssen aufgrund der kurzen Polymerisation während des Druckvorganges die Initiatoren auf die Lichtquelle optimal abgestimmt sein sowie ein hohes molares Absorptionsvermögen besitzen [54]. Neben der Schichtdicke ist die Orientierung der Objekte auf der Bauplatte eine weitere Variable, welche das Druckergebnis bezüglich der Genauigkeit sowie der mechanischen Eigenschaften beeinflussen kann [57].

Das Maskenbelichtungsverfahren, auch DLP (Digital Light Processing) genannt, funktioniert ähnlich wie das SLA-Verfahren und ist im zahnmedizinischen Bereich ebenfalls verbreitet. Elementarer Bestandteil dieser Technik ist ein mikroelektromechanisches Bauelement zur dynamischen Modulation von Licht. Das sogenannte Digital Micromirror Device (DMD)



besteht in der Anordnung rechteckiger Spiegel, welche sich in ihrem Winkel einzeln verstellen lassen und zwei stabile Endzustände besitzen. Die als Lichtschalter fungierenden Mikrospiegel projizieren hierbei das Licht der Lichtquelle als einzelne Bildpunkte auf die Projektionsfläche bzw. Bauplatte des Druckers. Die Auflösung des projizierten Bildes korrespondiert mit der Anzahl der Spiegel. Vorteil der DLP-Technologie ist, dass alle Objekte auf der Bauplatte zugleich belichtet werden können und nicht wie bei der SLA-Technologie einzeln von einem Laser abgefahren werden müssen. Daraus folgernd ist die Bauzeit unabhängig von der jeweiligen Schichtgeometrie, der Positionierung und der Anzahl der Objekte.

Um eine Fixierung des Objektes an der Bauplattform zu erreichen, werden bei beiden Verfahren zu dem eigentlichen Objekt simultan Stützstrukturen mitgedruckt. Stützstrukturen, die in Form von kleinen Säulen vorliegen, verhindern ein Absinken von überhängenden Strukturen, welche bedingt durch eine Dichteänderung bei der Polymerisation auftreten würden.

Nach dem Druck schließt sich die charakteristische Nachbearbeitung (Post-Processing) an. Dieses beinhaltet das Entfernen überschüssigen Harzes durch Isopropanol, die Nachpolymerisation mittels Lichtpolymerisationsöfen sowie Abtrennung der Stützstrukturen. Das Post-Processing kann sich je nach Herstellerangaben stark unterscheiden. So können LED-, UV-, oder lichtblitzbasierte Polymerisationsgeräte mit und ohne Schutzgasanwendung finden.

Die verwendeten Monomergemische für den SLA- und DLP-Druck sollten eine niedrige bis moderate Viskosität aufweisen und 5 Pas nicht überschreiten, da es bei hochviskösen Monomergemischen prozessbedingt zu Lufteinschlüssen und mangelndem Nachfließen zwischen Bauplatte und Wannenboden nach jedem Druckzyklus kommen kann [56]. Hierdurch liegt die Beimengung an anorganischen Füllkörpern derzeit bei maximal 30 Volumenprozent und die mechanischen Eigenschaften sind verfahrenstechnisch eingeschränkt

[18]. Die meistgenutzten Monomere sind derzeit Acrylharze. Aufgrund der initial kurzen Belichtungszeit sind den Monomeren Photoinitiatoren mit einem Gewicht von 3-5% zugegeben [20]. Die Initiatoren müssen auf die entsprechende Lichtquelle des Druckers abgestimmt werden, wodurch nicht jedes Material in allen handelsüblichen SLA- oder DLP-Druckern verwendet werden kann.

## 2. Eigene Arbeiten

Folgende Fragestellungen werden in den Untersuchungen zum Thema dentale Kunststoffe für die additive Fertigung behandelt:

### Positionierung

Aufgrund des schichtweisen Aufbaus, weisen SLA- und DLP-gefertigte Objekte eine Anisotropie auf, die abhängig von der Druckrichtung beziehungsweise Positionierung der Objekte auf der Bauplatte ist. Dies kann sich auf Eigenschaften wie Biegefestigkeit, Bruchlast, Fraktografie sowie Oberflächengenauigkeit auswirken.

### Nachbelichtung

Stereolithographisch hergestellte Objekte werden initial während des Druckvorgangs polymerisiert und benötigen eine anschließende Nachbelichtung. Hierfür stehen mehrere Geräte, die mit unterschiedlichen Lichtquellen arbeiten, zur Verfügung. Die Nachbelichtung kann Einfluss auf die Bruchlast additiv gefertigter Provisorien haben.

### Alterung

Der Einfluss der künstlichen Lagerung kann materialspezifische Unterschiede zwischen subtraktiv und additiv hergestellten Objekten aufzeigen. Die Erkenntnisse hieraus können ein Anhaltspunkt für die langfristigen mechanischen Eigenschaften der Materialien sein.

### Abrasion

Additiv verarbeitete Kunststoffe zur Herstellung von temporären Kronen im Bereich der Erwachsenen- und Kinderzahnheilkunde unterscheiden sich in ihrer Zusammensetzung. Eine besondere Herausforderung stellt dabei die Integration von Füllkörpern dar. Diese wiederum

haben einen Einfluss auf den Verschleiß der Werkstoffe. Ein Vergleich der verschiedenen additiven Kunststoffe untereinander sowie mit bereits etablierten Materialien der Werkstoffklassen Zirkoniumdioxid und Metall, kann Rückschlüsse auf ihre klinische Abrasionsfestigkeit geben.

### Präzision und Richtigkeit

Bohrschablonen, welche die Position des dentalen Implantates intraoperativ vorhersagbar gestalten und zu einer Risikominimierung bei der Operation führen sollen, sind mittlerweile elementarer Bestandteil der navigierten dentalen Implantologie.

Eine Übertragung der virtuell geplanten Implantatposition in die Realität wird mit gedruckten oder gefrästen Bohrschablonen bewerkstelligt. Grundvoraussetzung für eine hohe Genauigkeit der Implantatposition ist hierbei die Präzision und Richtigkeit der verwendeten Schienen.

### Biokompatibilität

Bohrschablonen befinden sich kurzzeitig in engem Kontakt mit dem Operationssitus. Die Art und Menge an eluierten Monomeren kann Einfluss auf die Biokompatibilität haben und spezifisch für das Material und das Herstellungsverfahren sein.

### Modelle

Anhand von individuell gedruckten Modellen kann es Ärzten/-innen und Studenten/-innen möglich gemacht werden, schon vor der eigentlichen Operation die Schritte der navigierten Implantologie zu üben. Die additive Fertigung ermöglicht hierbei die Herstellung realistischer Kunststoffmodelle mit nachgestellter Spongiosa und Kompakta, die auf dreidimensionalen Volumendatensätzen von echten Patientenfällen beruhen.

**2.1 Originalarbeit:** Keßler A, Hickel R, Ilie N: In vitro investigation of the influence of printing direction on the flexural strength, flexural modulus and fractographic analysis of 3D-printed temporary materials. Dent Mater J 2021 Jan 15; online ahead of print ([https://doi:10.4012/dmj.2020-147](https://doi.org/10.4012/dmj.2020-147)) IF 2019: 1.359

### Zusammenfassung

**Zielsetzung:** Ziel dieser Studie war es, den Einfluss von Druckrichtung und Alterung auf die mechanische Festigkeit von additiv gefertigten temporären Kompositen zu untersuchen.

**Material und Methoden:** 360 Prüfkörper ( $2 \times 2 \times 25 \text{ mm}^3$ ) aus drei Materialien (3Delta temp, Nextdent C&B, Freeprint temp) wurden mittels eines DLP-Druckers (Rapidshape D20II) hergestellt. Die Proben wurden 24 Stunden lang in destilliertem Wasser bei  $37^\circ\text{C}$  gelagert oder zusätzlich einer Temperaturwechselbadbelastung ausgesetzt. Die Biegefestigkeit und das Biegemodul wurden in einem 3-Punkt-Biegeversuch unter Berücksichtigung von drei Druckrichtungen untersucht. Eine fraktografische Analyse wurde mittels Lichtmikroskopie durchgeführt und die Oberflächen wurden nach deren Bruchursache kategorisiert. Die Daten wurden mittels multivariater Analyse (ANOVA), post-hoc-Tukey-Test, Pearson-Chi-Quadrat-Test und Weibull-Analyse ( $\alpha = 0,05$ ) ausgewertet.

**Ergebnisse:** Die Biegefestigkeit reichte von 93,2 bis 159,9 MPa bei nicht gealterten und 76,8 bis 135,1 MPa bei gealterten Proben in der Materialfolge: Freeprint temp < Nextentc&b < 3Delta temp. Die Druckrichtung übte den stärksten Einfluss auf das Material 3Delta temp aus ( $\eta_p^2 = 0,407$ ) und hatte einen Einfluss auf den Ursprung der Bruchentstehung bei nicht gealterten Proben bei dem Material Freeprint temp ( $p = 0,009$ ) und 3Delta temp ( $p = 0,042$ ). Der Parameter Material übte den größten Einfluss auf die Biegefestigkeit aus ( $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,651$ ), gefolgt von der Alterung ( $\eta_p^2 = 0,220$ ) und der Druckrichtung ( $\eta_p^2 = 0,048$ )

**Schlussfolgerung:** Der Einfluss der Druckrichtung auf die Biegefestigkeit war materialabhängig und geringer als die der Alterung. Das Material 3Delta temp mit dem höchsten Füllstoffgehalt von 30 Volumenprozent erreichte die höchsten mechanischen Eigenschaften vor und nach der Alterung und wurde am stärksten von der Druckrichtung beeinflusst. Bei ungefüllten Materialien wie Freeprint temp und Nextdent c&b hat die Druckrichtung eine untergeordnete Rolle.

**2.2 Originalarbeit:** Reymus M, Fabritius R, **Keßler A**, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging - an in vitro study. Clin Oral Investig 2020;24:701-770 (<https://doi.org/10.1007/s00784-019-02952-7>) IF 2019: 2.812

### Zusammenfassung

**Zielsetzung:** Ziel der Untersuchung war es, den Einfluss des verwendeten Materials, der Druckrichtung, des Nachbelichtungsverfahrens sowie der künstlichen Alterung auf die Bruchlast von dreigliedrigen Brücken zu bestimmen.

**Material und Methode:** Dreigliedrige Brücken wurden aus den Materialien Temp PRINT, NextDent C&B, Freeprint temp, 3Delta temp, welche für den temporären Zahnersatz freigegeben sind, in drei Druckrichtungen gedruckt. Im ersten Teil der Untersuchung wurde der Einfluss der Druckrichtung sowie der künstlichen Alterung getestet. Die Bruchlast wurde nach Lagerung der Prüfkörper in destilliertem Wasser für 21 Tage bei 37°C gemessen. Im zweiten Teil der Untersuchung wurde die Auswirkung des Nachbelichtungsverfahrens untersucht. Folgende Geräte wurden hierbei benutzt: Labolight DUO, Otofash G171 und LC-3DPrint Box. Während als positive Kontrollgruppe das CAD/CAM-PMMA Material Telio/CAD verwendet wurde, diente als negativ Kontrollgruppe das 2-Phasenmaterial Luxatemp.

Eine jede Untergruppe enthielt 15 Prüfkörper. Die initialen Bruchlastwerte wurden, jeweils mit denen nach künstlicher Alterung verglichen. Die Daten wurden mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test, dem t-Test, den Kruskal-Wallis-Test und dem Mann-Whitney-U-Test ( $p < 0,05$ ) ausgewertet. Die univariate ANOVA-Analyse mit partiellem eta-Quadrat ( $\eta_p^2$ ) wurde verwendet, um den Einfluss der Testparameter auf die Bruchlast zu analysieren.

**Ergebnisse:** Die höchsten Werte wurden durch NextDent C&B erreicht, gefolgt von 3Delta temp ( $p < 0,001$ ). Temp PRINT zeigte die niedrigsten Werte, gefolgt von Freeprint temp ( $p < 0,001$ ). Nach künstlicher Alterung wurde eine signifikante Reduktion der Bruchlast für Temp PRINT ( $p < 0,001$ ) und 3Delta temp ( $p < 0,001$ ) beobachtet. Der größte Einfluss auf die gemessenen Werte wurde durch die Wechselwirkung zwischen additiv gefertigtem Material und Nachbelichtungsverfahren ( $\eta_p^2 = 0,233$ ;  $p < 0,001$ ) ausgeübt, gefolgt von dem additiv gefertigten Material selbst ( $\eta_p^2 = 0,219$ ;  $p < 0,001$ ) sowie dem Nachbelichtungsverfahren ( $\eta_p^2 = 0,108$ ;  $p < 0,001$ ).

**Schlussfolgerung:** Die Druckrichtung, das Nachbelichtungsverfahren, die künstliche Alterung und das Druckmaterial beeinflussen die Bruchlast additiv gefertigter Brücken. Eine korrekte Nachbelichtung ist erforderlich, um die mechanische Stabilität von additiv gefertigten Provisorien zu gewährleisten. Die gefüllten additiven Kunststoffe sind anfälliger für künstliche Alterung als konventionelle Materialien.



**2.3 Originalarbeit: Keßler A**, Reymus M, Kunzelmann KH, Hickel R. Three-body wear of 3D printed temporary materials. Dent Mater 2019;35:1805-1812 (<https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.10.005>) IF 2019: 4.495

### Zusammenfassung

**Zielsetzung:** Ziel dieser Untersuchung war es, den Dreikörperverschleiß verschiedener additiv gefertigter temporärer Restaurationsmaterialien, eines CAD/CAM PMMA- basierten Materials sowie eines direkten Komposits unter Verwendung einer ACTA Maschine zu untersuchen.

**Material und Methode:** Es wurden Prüfkörper (n = 8) der additiv verarbeiteten Materialien 3Delta temp, Nextdent C&B und Freeprint temp mittels einem DLP-Drucker gefertigt und nach Herstellerangabe nachbearbeitet.

Die Proben der Kontrollgruppe Telio CAD wurden aus vorgefertigten Blöcken in der entsprechenden Größe herausgesägt und das Komposit Tetric EvoCeram direkt in Formen appliziert und ausgehärtet. Der Dreikörperverschleiß wurde mittels einer ACTA-Maschine simuliert. Die Daten wurden statistisch analysiert (ANOVA, post-hoc-Test: Tukey,  $p < 0,05$ ). Die abradierten Oberflächen der Prüfkörper wurden unter einem Rasterelektronenmikroskop untersucht.

**Ergebnisse:** Der durchschnittliche mittlere Verschleiß betrug  $50 \pm 15 \mu\text{m}$  für Tetric EvoCeram, gefolgt von 3Delta temp mit  $62 \pm 4 \mu\text{m}$ , Telio CAD mit  $236 \pm 31 \mu\text{m}$ , NextDent C&B mit  $255 \pm 13 \mu\text{m}$  und Freeprint temp mit  $257 \pm 24 \mu\text{m}$ . Nach 200.000 Zyklen waren der Verschleiß sowie die Verschleißrate für Tetric EvoCeram und 3Delta temp signifikant niedriger als für die anderen Materialien ( $p < 0,001$ ). Die Untersuchung mittels Rasterelektronenmikroskop zeigte homogen verteilte unregelmäßige Glasfüller mit einem Durchmesser von  $< 1\mu\text{m}$  in dem Material 3Delta temp, während die anderen additiven

Kunststoffe keine anorganischen Füllkörper enthielten. Der Füllergehalt ist mit 30 Volumenprozent bei 3Delta temp jedoch geringer als bei Tetric EvoCeram mit 55 Volumenprozent.

**Schlussfolgerung:** Der Füllstoffgehalt beeinflusst das Verschleißverhalten von Kunststoffen im DLP-Verfahren, genau wie die der weiter untersuchten Materialien. Während zwei der untersuchten additiven Materialien keine anorganischen Füllkörper aufweisen und sie nur für den temporären Einsatz prädestiniert sind, zeigt 3Delta temp eine optimierte Zusammensetzung. Somit kann dieses Material für eine längere klinische Standzeit geeignet sein, wenn der Verschleiß als Parameter betrachtet wird.

**2.4 Originalarbeit:** Keßler A, Kapor S, Erdelt K, Hickel R, Edelhoff D, Syrek A, Güth JF, Kühnisch J. Two-body wear and fracture behaviour of an experimental paediatric composite crown in comparison to zirconia and stainless steel crowns dependent on the cementation mode. Dent Mater 2021;37(2):264-271 (<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.010>) IF 2019: 4.495

### Zusammenfassung

**Zielsetzungen:** Ziel der in-vitro Untersuchung war es, den Zweikörperverschleiß und das Bruchverhalten einer experimentell additiv hergestellten Kompositkrone für Milchmolaren im Vergleich zu Kronen aus Zirkoniumdioxid und Edelstahl sowie deren Zementierungsprotokoll zu bestimmen.

**Material und Methoden:** Drei verschiedene pädiatrische Kronen, eine experimentelle Kompositkrone (CCs, 3M), eine Zirkoniumdioxidkrone (ZCs, NuSmile) und eine Edelstahllkrone (SSCs, 3M) wurden mit einem experimentellen kunststoffmodifizierten Glasionomierzement (RMGIC, 3M) und zwei selbstadhäsiven Zementen (SACs; RelyX Unicem Automix 2, 3M; BioCem, NuSmile) zementiert. Sieben Gruppen mit jeweils acht Proben wurden in einem Kausimulator mit Steatit-Antagonisten (50N/ 1,2Hz) und gleichzeitigen Temperaturwechselbad (55°C/ 5°C) dynamisch belastet. Der flächenbezogene und der volumetrische Materialverlust aller Proben wurde vor und nach den 1.200.000 Kauzyklen mit einem 3D-Profilometer ausgewertet. Für die Bruch- und Oberflächenanalyse wurden Licht- und Rasterelektronenmikroskopie verwendet. Paarweise Vergleiche zwischen allen Gruppen wurden mit dem Mann-Whitney U-Test ( $p < 0,05$ ) durchgeführt.

**Ergebnisse:** Die mikroskopische Bildgebung zeigte unterschiedliche Verschleißmuster für jedes Material. Die niedrigsten Bruchraten wurden für die Kompositkronen dokumentiert. Im Gegensatz dazu wiesen alle Metallkronen Perforationen auf. Die mit RMGIC zementierten Kompositkronen zeigten den signifikant höchsten volumetrischen Verschleiß ( $6,3 \pm 0,72$

mm<sup>3</sup>), gefolgt von den mit RMGIC zementierten Metallkronen ( $3,6 \pm 1,79\text{mm}^3$ ) und den mit SAC zementierten Kompositkronen ( $3,5 \pm 1,92\text{mm}^3$ ), bei welchen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte. Hinsichtlich des Verschleißes wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen allen anderen Gruppen gefunden. Diese lagen zwischen  $0,4 \pm 0,25 \text{ mm}^3$  und  $0,6 \pm 0,32 \text{ mm}^3$ .

**Schlussfolgerung:** Der Volumenverlust der untersuchten Kronen war bei Komposit- und Edelstahlkronen abhängig von der Art der Zementierung. Dabei zeigten mit SAC befestigte Kronen aufgrund des E-Moduls des Zementes und der adhäsiven Befestigung zum Stumpf niedrigere Volumenverluste. Im Hinblick auf den in-vitro Verschleiß und die Frakturmuster kann die Zementierung mit SAC den klinischen Erfolg der untersuchten additiv gefertigten Kompositkronen erhöhen.

**2.5 Originalarbeit:** Reymus M, Hickel R, Keßler A. Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: milling vs printing. Clin Oral Invest 2020;24(12):4607-4615.

([https://doi: 10.1007/s00784-020-03329-x](https://doi.org/10.1007/s00784-020-03329-x)) IF 2019: 2.812

Zusammenfassung:

**Zielsetzung:** Ziel dieser Untersuchung war es, die Genauigkeit von CAD/CAM gefertigten Aufbissschienen in Abhängigkeit von dem Herstellungsverfahren (subtraktiv versus additiv), der Positionierung auf der Bauplatte des Druckers (horizontal versus vertikal), des Materials sowie der Messmethode bei der Auswertung zu prüfen.

**Material und Methode:** Die jeweiligen Aufbissschienen (n = 10) wurden in horizontaler oder vertikaler Position zur Bauplatte unter der Verwendung der Materialien Dental LT, Ortho Clear, Freeprint Splint und V-Print Splint additiv gefertigt. Als Kontrollgruppe wurden Aufbissschienen durch CNC-Fräsen aus dem Material ProArt CAD hergestellt. Die Schienen wurden nach dem Einscannen bezüglich der Abweichung zur CAD Datei (Richtigkeit) und untereinander innerhalb einer Gruppe (Präzision) mit zwei verschiedenen Softwareprogrammen und Methoden (Punktwolke zu Punktwolke versus Punktwolke zu Oberflächennetz) untersucht. Die Daten wurden mittels univariater Analyse, Kolmogorov-Smirnov, Kruskal-Wallis und Mann-Whitney U-Test analysiert.

**Ergebnisse:** Den größten Einfluss auf die Genauigkeit hatte die Auswahl des Materials (Richtigkeit:  $\eta_p^2 = 0,871$ ,  $p < 0,001$ ; Präzision:  $\eta_p^2 = 0,715$ ,  $p < 0,001$ ). Gefräste Schienen zeigten die höchste Richtigkeit ( $p < 0,01$ ), jedoch nicht die höchste Präzision. Horizontal auf der Bauplatte positionierte, additiv gefertigte Aufbissschienen zeigten die geringsten Abweichungen in Bezug auf die Richtigkeit, während die vertikale Positionierung zu der höchsten Präzision führte. Die Wolke-zu-Wolke-Methode zeigte höhere Messabweichungen als die andere Methode ( $p < 0,001$  -  $p = 0,002$ ).

**Schlussfolgerung:** Gefräste Schienen zeigen eine höhere Richtigkeit als additiv gefertigte, während letztere eine höhere Präzision aufweisen. Die berechneten Abweichungen variieren je nach der verwendeten Messmethode. In Bezug auf die Genauigkeit scheinen gefräste und additiv gefertigte Aufbissschienen von gleicher Qualität zu sein.

## 2.6 Originalarbeit: Keßler A, Dosch M, Reymus M, Folwaczny M

Influence of 3D-printing method, resin material, and sterilization on the accuracy of virtually designed surgical implant guides. J Prosthet Dent 2020 accepted IF 2019: 2.444

### Zusammenfassung

**Zielsetzung:** Ziel der in-vitro Studie war es, den Einfluss der Herstellungsmethode (additive- und subtraktive Fertigung), der Drucktechnologie (SLA und DLP), des Materials und der Sterilisation auf die Genauigkeit navigiert gesetzter Implantate mittels Bohrschablone zu untersuchen.

**Material und Methode:** Für die navigierte Insertion von 132 Implantaten mittels Bohrschablonen wurden Modelle auf Grundlage eines Patientenfalls mit einer Schaltlücke verwendet. Die Genauigkeit der postoperativen Implantatposition wurde hinsichtlich des Herstellungsverfahrens (Drucken und Fräsen), der Harzmaterialien und der präoperativen Sterilisation analysiert. Zur Bestimmung der dreidimensionalen Genauigkeit der Implantatposition wurden die Winkelverschiebung, die dreidimensional krestale sowie apikale und die linear vertikale Verschiebung am Apex für jede Gruppe separat berechnet (n=12). Zusätzlich wurde die Oberfläche der Bohrschablonen vor und nach Sterilisation mittels Rasterelektronenmikroskopie (REM) untersucht.

**Ergebnisse:** Die postoperative Winkelabweichung reichte von  $0,8 \pm 0,5^\circ$  (Rapidshape D20II mit Nextdent SG) bis  $2,4 \pm 0,6^\circ$  (Form2 mit Nextdent SG) ( $p < 0,001$ ). Die lineare horizontale Verschiebung krestal war am kleinsten bei Rapidshape D20II mit 3Delta guide ( $0,27 \pm 0,08$  mm) und am größten bei Form2 mit Nextdent SG ( $0,54 \pm 0,10$  mm) ( $p < 0,001$ ). Die lineare horizontale Verschiebung am Apex reichte von  $0,36 \pm 0,10$  mm (Solflex 350 mit V-Print SG) bis  $0,89 \pm 0,32$  mm (Form2 mit Nextdent SG) ( $p < 0,001$ ). Die vertikale Positionsabweichung lag im Vergleich mit der geplanten bei maximal  $0,43 \pm 0,07$  mm (Form2 mit Nextdent SG).

Keines der Implantate war zu weit nach apikal versetzt. Die präoperative Sterilisation beeinträchtigte die Genauigkeit der chirurgischen Schablonen unterschiedlich stark.

**Schlussfolgerungen:** Die Herstellungsweise, die additive Fertigungstechnologie, das Material und die Anwendung der präoperativen Sterilisation beeinflusst die Genauigkeit der postoperativen Implantatposition. Unabhängig von der Herstellungsmethode wurden alle Implantate innerhalb des allgemein akzeptierten Sicherheitsabstands von 1 mm nach apikal gesetzt.



**2.7 Originalarbeit: Keßler A**, Reichl FX, Folwaczny M, Högg C: Monomer release from surgical guides resins manufactured with different 3D printing devices. Dent Mater 2020 S0109-5641(20)30242-6 (<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.09.002>) IF 2019: 4.495

Zusammenfassung:

**Zielsetzung:** Ziel dieser Untersuchung war es, die Monomerfreisetzung aus Kunststoffen, welche für implantologische Bohrschablonen verwendet werden, in Abhängigkeit von der Drucktechnologie (SLA und DLP) und dem Lösungsmedium (Wasser und Methanol) mittels Hochleistungsflüssigchromatographie zu bestimmen.

**Material und Methode:** Proben der Materialien Nextdent SG, Freeprint Splint, Fotodent Guide, 3Delta Guide und V-Print SG (n = 4) wurden additiv mit den entsprechenden DLP/SLA-Druckgeräten (Rapidshape D20II, Form2, Solflex350) hergestellt. Die Nachbearbeitung der gedruckten Prüfkörper erfolgte nach den Spezifikationen der Hersteller mittels Ultraschallreinigung und Nachbelichtung. Anschließend wurden die Prüfkörper in Methanol oder Wasser eluiert und mit Gaschromatographie/Massenspektrometrie (GC/MS) analysiert.

**Ergebnisse:** Insgesamt wurden zwölf verschiedene Substanzen aus den untersuchten Materialien freigesetzt. Die höchste eluierte Konzentration für MMA in Methanol betrug  $20,27 \pm 8,60$  g/mL, gefolgt von  $12,66 \pm 3,38$  g/mL bei HEMA. HEMA konnte mit einer Konzentration von  $11,17 \pm 2,43$  g/mL in Methanol und  $1,15 \pm 0,11$  g/mL in Wasser nachgewiesen werden. TPGDA und TEGDMA erreichten die maximale Konzentration in Methanol von  $4,29 \pm 0,54$  g/mL und  $5,07 \pm 0,93$  g/mL und in Wasser von  $0,79 \pm 0,19$  g/mL bzw.  $0,36 \pm 0,14$  g/mL. Bei dem Material NextdentSG, welches mittels SLA- und DLP-Technologie gedruckt wurde, konnten signifikante Unterschiede der eluierten Konzentrationen nachgewiesen werden.

THFMA ( $p = 0,041$ ) und EGDMA ( $p = 0,06$ ) wurde vermehrt nach SLA-Fertigung gefunden, während TEGDMA ( $p = 0,026$ ), TPGDA ( $p = 0,05$ ) häufiger nach DLP-Fertigung nachgewiesen wurde. Die Menge der in Wasser freigesetzten Monomere erreichte nicht die Nachweisgrenze für V-Print SG.

**Schlussfolgerung:** Die Untersuchung zeigte einen signifikanten Einfluss der Drucktechnik und des Materials auf die Elution der Monomere. Die Elution aller untersuchten Materialien lag unterhalb der toxisch relevanten Konzentrationen. Zwei der untersuchten Materialien (V-Print SG und 3Delta Guide) zeigten die geringste Monomerfreisetzung und können für die Herstellung von additiv gefertigten Bohrschablonen besonders empfohlen werden.

**2.8 Originalarbeit:** Reymus M, Liebermann A, Diegritz D, **Keßler A**: Development and evaluation of an interdisciplinary teaching model via 3D printing. Clin Exp Dent Res, 2020 Oct 27. (<https://doi.org/10.1002/cre2.334>) IF 2019: 0.720

### Zusammenfassung

**Zielsetzungen:** Ziel der Untersuchung war es, ein interdisziplinäres Ausbildungsmodell, welches endodontische, restaurative sowie implantologische Behandlungsverfahren simuliert, unter Verwendung der 3D-Drucktechnologie herzustellen und zu evaluieren.

**Material und Methoden:** Als erster Schritt wurde eine digitale Volumentomographie (DVT) des Unterkiefers eines Patienten angefertigt. Die generierten Daten wurden anschließend in eine STL-Datei konvertiert. Diese wurde bearbeitet, um Platz für austauschbare Replika-Zähne, ein Knochensegment und einen Adapter zur Fixierung des Modells im Kopf einer Phantompuppe zu schaffen. Nach dem Herstellungsprozess wurde das Modell von Zahnmedizinierenden bewertet, die einen Glasfaserstift gesetzt sowie eine Wurzelbehandlung und eine Implantation durchgeführt haben.

**Die Ergebnisse:** Der Arbeitsablauf ermöglichte einen einfachen und kostengünstigen Weg zur Herstellung eines einzigen Modells, das für mehrere Ausbildungsszenarien in den Bereichen Endodontie, Prothetik und Implantologie geeignet ist. Das Modell wurde als vergleichbar mit der realen Patientensituation bewertet und bietet repetitive Behandlungssimulationen.

**Schlussfolgerungen:** Der vorliegende Arbeitsablauf ist eine praktikable Möglichkeit, DICOM-Daten und die additive Fertigung für ein interdisziplinäres Ausbildungsmodell zu nutzen. Die zahnmedizinischen Fakultäten können Modelle nach ihrem eigenen Lehrplan entwerfen und reale Patientenfälle in Übungsmodelle umwandeln.

### 3. Diskussion

Hinsichtlich des Einflusses der Positionierung wurden Prüfkörper auf die Biegefestigkeit, das Biegemodul, der Bruchursache und der Bruchlast untersucht [18, 41]. Als Ergebnis der Studie zur Biegefestigkeit konnte festgestellt werden, dass die untersuchten Prüfkörper eine materialabhängige Anisotropie aufwiesen, die sich in den Rasterelektronenmikroskopbildern, der Fraktografie, in der Biegefestigkeit und dem Biegemodul widerspiegelte. Das Material 3Delta temp erreichte die höchsten Werte für Biegefestigkeit und Biegemodul in allen Druckrichtungen. Als Erklärung kann der erhöhte Füllkörpergehalt, welcher in den REM-Bildern im Vergleich zu den beiden anderen Materialien nachgewiesen werden konnte, angenommen werden. Das Material beinhaltet 30 Volumenprozent irregulärer anorganischer Füllkörper mit einem Durchmesser von  $<1 \mu\text{m}$ .

Die Werte bei den vertikal gedruckten Prüfkörpern lagen bei 3Delta temp signifikant niedriger als bei den zwei horizontalen Druckrichtungen. Bei den vertikal gedruckten Prüfkörpern bewirkt die Kraft auf die Zugzone bei Belastung im Biegeversuch eine Trennung der einzelnen gedruckten Schichten. Die Ausrichtung der einzelnen Schichten der vertikal gedruckten Prüfkörper stellt somit einen geringen Widerstand für die Rissausbreitung dar. Diese Beobachtungen stimmen mit zuvor veröffentlichten Daten überein [10, 57, 59]. Bei den horizontal gedruckten Prüfkörpern muss der entstehende Riss zunächst eine Druckschicht brechen und an einer nachfolgenden Schicht wiederbeginnen, bis der endgültige Bruch des Prüfkörpers erfolgt. Dieser Effekt ist bei höher gefüllten Materialien wie 3Delta temp stärker ausgeprägt als bei ungefüllten Materialien wie Freeprint temp und Nextdent C&B. Diese Hypothese wird auch durch die Bruchbildanalyse gestützt, bei der die vertikal gedruckten 3Delta temp Prüfkörper im Vergleich zu den horizontal gedruckten Prüfkörpern häufiger an der Oberfläche brachen. Bei den vertikal gedruckten Prüfkörpern konnten häufiger Brüche zwischen den Schichten und Delaminationen beobachtet werden, welche ihren

Ausgangspunkt in Fehlstellen wie Luftblasen zwischen den Schichten hatten. Obwohl die Positionierung der Prüfkörper einen signifikanten Einfluss auf Biegefestigkeit ( $\eta_p^2 = 0,048$ ) bewirkte, übte die Materialwahl ( $\eta_p^2 = 0,651$ ) gefolgt von der Alterung ( $\eta_p^2 = 0,220$ ) den größten Einfluss aus. Die Studie zeigt, dass der Einfluss der Druckrichtung der Prüfkörper materialabhängig ist. Bei dem gefüllten Material 3Delta temp sollte bei der Ausrichtung der zu druckenden Restaurationen eine Ausrichtung der Schichten senkrecht zur Belastungsrichtung bevorzugt werden.

In einer weiteren Studie, in der die Prüfkörpergeometrie auf eine dreigliedrige Brücke erweitert wurde zeigte hingegen die Positionierung der Brücken im Gegensatz zur Nachbelichtung und Alterung keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast [41]. Bei kleinen Prüfkörpern wie im Biegeversuch kann von einer vollständigen Polymerisation der Proben durch die Nachbelichtung ausgegangen werden und es wurde eine Abhängigkeit der mechanischen Eigenschaften durch die Positionierung gefunden [18, 57]. Aufgrund der Geometrie der Brücken wird vermutet, dass die Nachbelichtung den Einfluss der Positionierung überlagert. Die Stützstrukturen können somit bei Brücken nach zeitökonomischen und prothetischen Gesichtspunkten gelegt werden. Ein Vorteil der horizontalen Positionierung der Brücken auf der Bukkalseite besteht dabei in der Reduktion der Druckschichten und der Vermeidung der Stützstrukturen auf der Okklusalfäche.

Der Nachbelichtung kommt bei stereolithographischen Materialien eine besondere Bedeutung zu, da während des Druckvorganges nur eine kurze initiale Belichtung durchgeführt wird. Die Photoinitiatoren werden zunächst nicht vollständig umgesetzt und stehen bei der Nachbelichtung der gedruckten Objekte zur Verfügung [54]. Aufgrund der Geometrie der Brücken und der großen Schichtstärken, wie zum Beispiel der Verbinder bzw. des Zwischengliedes, ist es von besonderer Bedeutung, welches Nachbelichtungsverfahren gewählt wird um möglichst tiefe Schichten nachzubelichten. Derzeit existieren auf dem Markt

mehrere Nachbelichtungsgeräte, die für das Post-Processing additiv gefertigter Objekte angeboten werden. Diese Geräte unterscheiden sich in der Art der Lichtemission und den entsprechenden Wellenlängen. Bei dieser Untersuchung war festzustellen, dass die von den einzelnen Materialherstellern empfohlenen Geräte nicht immer die höchste Bruchlast des jeweiligen Materials erzielten. So konnte mit der Nachbelichtung des Materials Nextdent C&B eine signifikant höhere Bruchlast nach Verwendung des Blitzlichtverfahrens als nach Verwendung des vom Materialhersteller stammenden UV-Gerätes erzielt werden. Im Gegensatz hierzu steht die Studie von Unkovskiy et al. [57]. In dieser Arbeit wurde bei der Untersuchung von Schienenmaterialien kein Einfluss der Nachbelichtungsverfahren auf die Biegefestigkeit stereolithographisch gefertigter Prüfkörper festgestellt. Der initiale Widerspruch in den beiden Arbeiten kann durch die Transluzenz der Materialien erklärt werden. Unkovskiy et al. verwendeten ein Schienenmaterial mit erhöhter Transluzenz, während in dieser Untersuchung zahnfarbene Materialien mit höherer Opazität Verwendung fanden. Bei transluzenten Objekten konnte die Nachbelichtung gut in tiefere Schichten eindringen, wodurch der Einfluss des einzelnen Verfahrens wenig Bedeutung hat.

Zur Simulation einer Alterung wurde in der Untersuchung zu der Biegefestigkeit ein Thermocycling und zu der Untersuchung der Bruchlast eine dreiwöchige Lagerung in Wasser gewählt. Obwohl diese künstlichen Methoden den intraoralen Temperatur- und Feuchtigkeitszustand nicht exakt reproduzieren, können sie Hinweise auf die Langzeitstabilität der Kunststoffe liefern. Die Alterung hatte auf die Biegefestigkeit einen Einfluss von  $\eta_p^2 = 0,220$  und auf das Biegemodul von  $\eta_p^2 = 0,381$ . Die gedruckten Materialien mit Füllkörpern wiesen bei den dreigliedrigen Brücken eine signifikante Reduktion der Bruchlast im Vergleich zu den Ausgangswerten auf. Ein möglicher Erklärungsansatz ist, dass bei 3Delta temp sowie Print TEMP ein insuffizienter Verbund der Füllkörper mit der Matrix vorliegt, welcher hydrolysiert wurde [51]. Eine Limitation der künstlichen Alterung stellt in

dieser Studie die rein thermische Belastung dar. In weiteren Studien sollte deshalb eine Kausimulation gewählt werden, um die Mundbedingungen besser zu simulieren.

In der Untersuchung zum Abrasionsverhalten wurden verschiedene additiv verarbeitete Materialien für den temporären Zahnersatz untersucht und mit bestehenden Materialien verglichen [21, 19]. Dafür wurde zunächst die ACTA Dreikörper-Verschleißmethode gewählt. Nach 200.000 Zyklen konnten zwei voneinander signifikant unterschiedlich homogene Gruppen festgestellt werden. Das additiv verarbeitete Material 3Delta temp und der direkte Füllungskunststoff Tetric EvoCeram zeigten den niedrigsten Verschleiß. Der Verschleißunterschied zu den anderen untersuchten Materialien konnte mit dem jeweiligen Füllkörpergehalt erklärt werden. Jedoch enthielt 3Delta temp einen deutlich geringeren Anteil an Füllkörpern in Volumen und Gewicht als der direkte Füllungskunststoff. Als mögliche Erklärung für die signifikant gleiche Abrasion von 3Delta temp im Vergleich zu Tetric EvoCeram kann die Matrixzusammensetzung von 3Delta temp angenommen werden. Die Hauptmatrixkomponente von 3Delta temp ist UDMA, während Tetric EvoCeram Bis-GMA, UDMA und Bis-EMA enthält. Die Vorteile von UDMA ist eine geringere Viskosität aufgrund eines hochflexiblen urethanverknüpften aliphatischen Kerns innerhalb des Monomers. UDMA hat eine geringere Größe und damit eine höhere Konzentration an Doppelbindungen im Gegensatz zu Bis-GMA und Bis-EMA [50]. Daraus resultierte eine höhere Umwandlungsrate, die mit einer höheren Verschleißfestigkeit korreliert werden kann [3, 33]. Obwohl der reine PMMA Kunststoff Telio CAD unter industriellen Bedingungen mit hohem Polymerisationsgrad hergestellt wird, unterschied es sich in Bezug auf den absoluten Verschleiß nach 200.000 Zyklen und der Verschleißrate nicht von den Materialien Nextdent C&B und Freeprint temp. Dieses Ergebnis und die Tatsache, dass die hybridgefüllten Materialien einen geringeren Verschleiß aufwiesen, legt nahe, dass die Menge an

anorganischem Füllstoff den primären Schutz vor Verschleiß bietet und wichtiger ist als die Wahl des Herstellungsprozesses, der Matrix und der Konversionsrate.

Die Untersuchung zum Zweikörperverschleiß wurde mittels Kausimulator durchgeführt und das Frakturverhalten verschiedener pädiatrischer Kronen in Abhängigkeit der Befestigungsmethode untersucht. Einbezogen in die Studie wurden präfabrizierte Edelstahl-, Zirkoniumdioxid- und additiv gefertigte Kunststoffkronen.

Der niedrigste Verschleiß bezogen auf die Fläche und das Volumen wurde für die Zirkoniumdioxidkronen festgestellt. Die Zementierungsmethode hatte hierbei aufgrund der Materialeigenschaften des Zirkoniumdioxids keinen Einfluss. Dies steht in Einklang mit bereits veröffentlichten Studien [2, 64]. Neben dem Totalverlust einer Zirkoniumdioxidkrone war das häufige Versagensmuster die Perforation durch Einbruch der Oberfläche, welcher Mikrofrakturen vorausgingen. Das Verschleißverhalten der Zirkoniumdioxidkronen unterschied sich maßgeblich von dem der anderen untersuchten Materialklassen. Die vertikal eingeleitete Kraft während der Belastung führte hierbei zu einer Materialermüdung an der initialen Kontaktfläche, während die seitliche Bewegung des Steatit-Antagonisten ohne erkennbaren Abrieb blieb. Sprödbrüche wurde bei den Zirkoniumdioxidkronen daher als der dominierende Verschleißmechanismus angenommen.

Im Gegensatz zu den Zirkoniumdioxidkronen zeigten die verwendeten Komposit- und Edelstahlkronen einen erhöhten Verschleiß, der abhängig von der Zementierungsmethode war. Kronen, welche mit dem selbstadhäsiven Kunststoffzement Rely X Unicem 2 befestigt wurden, zeigten in-vitro niedrigere Verschleißwerte. Eine verringerte Steifigkeit des Kronenmaterials leitet die Belastung stärker auf die Zementschicht weiter. Selbstadhäsive kunststoffbasierte Zemente wie Relay X Unicem weisen dabei eine höhere Druckfestigkeit ( $198.3 \pm 16.5$  MPa), E-Modul ( $7.5 \pm 0.5$  GPa) und Verbundfestigkeit ( $9.2 \pm 1.6$  MPa) als Glasionomerezemente auf. Sie können als zwischengeschaltete Pufferzone wirken und mit den



Kompositkronen einen monoblockähnlichen Verbund bilden [13, 37, 39]. Die Zahnstümpfe in der Studie wurden aus dem Kompositmaterial Lava Ultimate hergestellt. Dieses weist eine ähnliche Biegefestigkeit ( $196 \pm 10$  MPa), E-Modul ( $10.7 \pm 0.3$  GPa) und Poissonzahl ( $0.43 \pm 0.03$ ) wie menschliches Dentin auf, jedoch muss die unterschiedliche Adhäsion zwischen Zement und Lava Ultimate bzw. Dentin kritisch diskutiert werden [23, 34]. Kompositkronen, welche mit dem selbstadhäsiven Kompositzement befestigt wurden, zeigten eine Erfolgsrate von 100% ohne Oberflächendefekte. Im Gegensatz dazu brach in der Glasionomerezement-Gruppe eine Kompositkrone vollständig und sechs wiesen Oberflächendefekte auf. Bei den Kompositkronen schien eine Kombination aus Abrasion und Ermüdung der dominierende Verschleißmechanismus zu sein [16], was zu einem substantziellen Materialverlust führte. Die zyklische Belastung verursachte vertikale Risse, wenn die Zugfestigkeit des Materials aufgrund von Scherspannungen überschritten wurde. Zusätzlich bildeten sich horizontale Risse durch Druck- und Zugspannungen, die an der Füllstoffmatrix-Grenzfläche initiiert wurden, was auf das unterschiedliche Elastizitätsmodul der anorganischen Füllstoffe und der organischen Matrix zurückzuführen ist [24]. Die herausgelösten Füllkörper auf der Oberfläche der Kronen oder auf dem Steatit-Antagonisten könnten zusätzlich als Abrasivstoffe wirken. Die auf den REM-Aufnahmen in Gleitrichtung beobachteten Kratzer unterstützen diese Annahme, obwohl das wiederholte Thermocycling der Prüfkörper solche Abrasivstoffe wahrscheinlich größtenteils von der Oberfläche der Krone abspült.

Alle Edelstahlkronen zeigten nach der Kausimulation Perforationen mit dünn auslaufenden Rändern an der Oberfläche. Während der Prüfung okkludierte der Steatit-Antagonist gegen die duktile Metalloberfläche und der Verschleiß wurde zunächst durch plastische Verformung verursacht. Durch wiederholte Krafteinwirkung schritt der Verschleiß fort und es entstanden die charakteristischen Metallperforationen, welche wahrscheinlich auf das duktile Verhalten des Metalls zurückzuführen ist. Im Gegensatz zu der Beobachtung in dieser Untersuchung wurde in einer in-vivo Studie von einer Perforationsrate von lediglich 0,2% nach fünf Jahren

Beobachtungszeit berichtet [49]. Die erhöhte Perforationsrate in der hiesigen Studie ist vor allem mit dem sehr langen Belastungsprotokoll zu erklären. Die Oberflächen der adhäsiv zementierten Edelstahlkronen hielten doppelt so lange wie konventionell zementierte Edelstahlkronen, bevor Perforationen beobachtet wurden. Dies ist wie bei den Kompositkronen mit den überlegenen Materialeigenschaften des adhäsiven Zements zu erklären [38].

Als Limitation dieser Arbeit muss die unterschiedliche Kronendicke angefügt werden sowie das Belastungsprotokoll. Dieses wurde aus vorausgegangener Literatur übernommen, ist jedoch für Restaurationsmaterialien aus der Erwachsenen Zahnheilkunde entwickelt worden [44-46]. Die Stümpfe wurden in Kunststoffe eingebettet, welcher eine E-Modul (2.000–2.300 N/mm<sup>2</sup>) vergleichbar mit menschlichen Knochen hat (Spongiosa: 1.000 N/mm<sup>2</sup>; Kortikalis: 10.000 N/mm<sup>2</sup>), jedoch wurde keine Simulation zur Federung des Parodontalen Ligaments vorgenommen.

In der Studie zur Genauigkeit wurden CAD/CAM gefertigte Aufbissschienen in Abhängigkeit von dem Herstellungsverfahren, der Positionierung auf der Bauplatte des Druckers, des Materials als auch der Messmethode bei der Auswertung untersucht [42].

Gefräste Schienen zeigten die höchste Richtigkeit, aber nicht gleichzeitig die höchste Präzision. Dies kann durch die Abhängigkeit des Fräsradius bei dem subtraktiven Verfahren erklärt werden. Kleine konkave Oberflächen, wie die Innenflächen der Inzisivi, erfordern einen Fräsradius des Instrumentes, welcher kleiner als der des auszufräsenden Radius ist. Andernfalls kann der Fräsvorgang zu überdimensioniert reproduzierten Geometrien führen [47]. Additiv gefertigte Schienen wiesen hier eine geringere Abweichung von der geplanten Geometrie auf als die gefrästen und es zeigte sich der Vorteil der additiven Fertigung von speziell schwer zugänglichen Geometrien.

In Bezug auf die Positionierung der gedruckten Schienen auf der Bauplatte zeigten die Ergebnisse einen Unterschied zwischen Richtigkeit und Präzision. Die horizontale Positionierung ergab eine höhere Richtigkeit, aber eine geringere Präzision. Dies könnte durch die geringere Anzahl von Druckschichten erklärt werden, welche eine horizontal positionierte Schiene benötigt. Hierbei beträgt die Anzahl der Schienen lediglich ein Viertel der Schichten im Vergleich zu einer vertikalen Positionierung. Dadurch verringert sich die Anzahl der möglichen Fehler zwischen zwei aufeinanderfolgenden Schichten. Bei der vertikalen Positionierung hingegen müssen mehr Schichten miteinander verbunden werden, wodurch sich die Summe der wiederholten Ungenauigkeiten erhöht.

Das additiv verarbeitete Material Dental LT, welches mit einem SLA-Drucker verarbeitet wurde, zeigte sowohl eine höhere Richtigkeit als auch Präzision bei horizontaler Positionierung im Gegensatz zu der vertikalen Druckausrichtung. Dies könnte damit erklärt werden, dass der SLA-Drucker in der z-Achse eine geringere Genauigkeit aufweist als der DLP-Drucker. So weisen die mit dem Dental LT gedruckten Schienen in vertikaler Baurichtung eine größere Standardabweichung bezüglich der Präzision auf als die anderen Materialien oder das Dental LT in horizontaler Lage. Dieses Ergebnis steht im Einklang mit einer anderen Studie, die den klinischen Sitz von SLA-gedruckten Aufbissschienen untersuchte [58].

Des Weiteren wurde in der Studie der Einfluss der Messmethode untersucht. Es wurde festgestellt, dass der Vergleich der Datensätze mittels "Punktwolke-zu-Punktwolke" höhere Abweichungen aufweist als "Punktwolke-zu-Oberflächengitter". Als Erklärungsansatz wurde ein geometrisches Modell gewählt. Wird von einem Fixpunkt ein Lot auf eine Oberfläche gefällt, stellt dies die kürzeste Entfernung der beiden geometrischen Elemente zueinander dar. Hingegen kann der Abstand zwischen dem Fixpunkt und einem zweiten zuvor ausgewählten Punkt, welcher auf dem Oberflächengitter liegt, einen größeren Abstand ergeben. Beide Abstände, der senkrechte zur Oberfläche und der zwischen zwei selektierten Punkten, können

sich in der Differenz annähern, wenn die Dichte der Punktwolke des Oberflächengitters zunimmt. Nichtsdestotrotz stellt ein Oberflächengitter nur eine Annäherung an das reale Objekt dar und beinhaltet immer einen in sich variierenden Sekantenfehler [15]. Basierend auf den Ergebnissen dieser Studie ist anzunehmen, dass die berechneten Abweichungen mehr von der Messmethode als von der verwendeten Softwareanwendung abhängen. Für Studien, welche die Abweichung von zwei oder mehr STL-Dateien untersuchen, scheint es daher sehr empfehlenswert, die verwendete Messmethode explizit anzugeben, um die Ergebnisse mit weiteren Studien vergleichen zu können.

Eine Limitation dieser Studie besteht in der Verwendung des Scanners, welcher kein industrieller "Referenzscanner" ist. Mit einer Genauigkeit von 6 µm gemäß der ISO-Norm Nr. 12836:2015-11 scheint er jedoch für den vorgesehenen Zweck geeignet zu sein und steht im Einklang mit vergleichbaren Studien, die ebenfalls einen Laborscanner als Referenz verwendeten [1, 22, 36].

Die Transfergenauigkeit der Implantatposition mittels Bohrschablone kann beeinflusst werden durch die Herstellungsmethode der Schienen, der Drucktechnologie, des Materials und der Sterilisation [17]. In der Untersuchung wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den DLP-gedruckten und der gefrästen Kontrollgruppe gefunden. Innerhalb des Materials, welches mittels SLA- und DLP-Druckern hergestellt wurde, konnten signifikante Unterschiede in der Implantatposition festgestellt werden. Mit den Schablonen, welche im DLP-Verfahren hergestellt wurden, konnte die Implantatposition bis auf den kristallinen Versatz signifikant genauer reproduziert werden. Dieser Unterschied ist wahrscheinlich auf die primäre Polymerisation während des Druckvorgangs zurückzuführen. Das Nextdent SG Harz beinhaltet den Initiator TPO, welches die Absorptionsmaxima bei 235 nm, 290 nm und 385 nm besitzt. Während die LED des DLP-Druckers Rapidshape D20II ein normalverteiltes Lichtspektrum mit dem Maximum bei 385 nm mit einer Halbwertsbreite von 14 nm emittiert,

verwendet der SLA-Drucker einen Laser mit 405 nm. Die primäre Konversionsrate könnte durch die unterschiedlichen Spektren verschieden sein [27], was zu einer unterschiedlichen primären Polymerisationsschrumpfung beim Druck und sekundären beim Nachbelichten führen kann. Folglich kann es zu einer insuffizienten Passung der Bohrschablonen durch SLA-gedruckte Schienen kommen. Diese Ergebnisse stimmen mit denen einer früheren Studie überein, in der ebenfalls von einer Verschiebung der Implantatposition sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung bei Verwendung des SLA-Druckers mit dem Material Nextdent SG berichtet wurde [11].

Die Genauigkeit der verschiedenen in der vorliegenden Studie getesteten Implantatschablonen zeigte, dass das Material 3Delta Guide die beste Übereinstimmung zwischen präoperativer und postoperativer Implantatposition aufwies. Mit Ausnahme der 3Delta Guide Schablonen wurden alle Implantate kurz vor der vorgesehenen apikalen Länge positioniert, was mit früheren Berichten übereinstimmt, die ebenfalls eine vertikale Verschiebung in Richtung Alveolarkamm zeigten [48, 63, 65]. Für die vertikale Verschiebung des Implantats könnten verschiedene Faktoren verantwortlich sein, einschließlich der Passung der Schablone, die Polymerisationsschrumpfung oder die Passung zwischen den Schablonenkomponenten [55].

Während der chirurgischen Implantation kommen die Bohrschablonen in engen Kontakt mit dem Operationssitus und es ist eine präoperative Sterilisation der Schienen empfehlenswert. Das Material Nextdent SG, welches mit einem SLA-Drucker hergestellt wurde, zeigte nach Sterilisation vermehrt Unregelmäßigkeiten. In der Oberflächenanalyse mittels Rasterelektronenmikroskop waren makroskopische Risse zu erkennen, welche wahrscheinlich durch Verformung bei Hitzeeinwirkung entstanden sind und insbesondere zwischen zwei Druckschichten lokalisiert wurden. Die Oberflächenveränderung konnte bei dem gleichen Material, gedruckt auf dem DLP-Gerät, nicht festgestellt werden. Diese Beobachtung ist ein weiterer Hinweis auf eine insuffizientere primäre Polymerisation während des Druckvorgangs im SLA-Gerät. Strukturelle Materialveränderungen können die Bruchfestigkeit der Schablone

verringern und zu Dimensionsänderungen führen, die in einer Ungenauigkeit der endgültigen Implantatposition resultieren können.

Die Limitation der vorliegenden Untersuchung beinhaltet das In-vitro Design. Die klinische Genauigkeit kann durch Interferenzen des Weich- und Hartgewebes, Speichels, Blut und Patientenbewegungen beeinträchtigt werden. Das verwendete Modellmaterial weist ebenfalls nicht die gleichen physikalischen Eigenschaften wie Knochen und Zahnschmelze auf. Dies kann zu klinischen Veränderungen beim Sitz der Schablonen, der Implantatbettbohrung und der Insertion des Implantats führen. Weitere Studien zu den allgemeinen Design- und Herstellungsvariablen der Schablonen sind angezeigt, um Richtlinien bereitstellen zu können, die helfen, reproduzierbare und vorhersagbare Ergebnisse in der geführten Implantologie zu erzielen. Klinische Studien sind erforderlich, um die In-vitro-Ergebnisse zu bestätigen.

Die Monomerfreisetzung von additiv gefertigten Prüfkörpern, welche für implantologische Bohrschablonen verwendet werden, wurde in Abhängigkeit von der Drucktechnologie und den Lösungsmedien mittels Hochleistungsflüssigchromatographie untersucht [20].

Die höchste Konzentration wurde für das Monomer MMA bei dem Material Nextdent SG, hergestellt mit dem SLA-Drucker Form2, gemessen. Jedoch lag die Konzentration deutlich unter der bekannten EC50 Konzentration für menschliche Lungenzellen [9]. Interessanterweise konnte das Monomer HEMA für die Materialien 3Delta Guide und V-Print SG nachgewiesen werden, obwohl dies nicht von Herstellerseite als Bestandteil der Materialien angegeben wird. Diese Beobachtung stimmt mit früheren Daten überein, die beträchtliche Mengen von HEMA aus dentalen Kompositmaterialien nachwiesen, obwohl es nicht als Inhaltsstoff verwendet wurde [28-30]. Ein möglicher Erklärungsansatz ist, dass HEMA in diesen Materialien als Zerfallsprodukt von UDMA entsteht. Das Urethan-Monomer UEDMA ist ein 1:1-Gemisch aus zwei Isomeren mit einer 2,4,4-Trimethylhexan- bzw. einer 2,2,4-Trimethylhexan-Zentraleinheit. Zerfällt das Monomer, kann sich 2-

Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) und die daraus resultierenden vier Isomere Monoisocyanate (UEMA 1-4) und zwei Diisocyanate (UEI-2) bilden [53].

TEGDMA wurde aus allen Materialien freigesetzt, unabhängig vom jeweiligen Elutionsmedium, mit Ausnahme von V-Print SG und 3Delta Guide. Die in der aktuellen Studie beobachteten Konzentrationen waren zumeist höher als die in anderen Studien angegebenen Konzentrationen für direkte Kompositmaterialien, jedoch geringer als die toxischen Dosen für humane Mukosazellen [12, 32]. In der Untersuchung konnte des Weiteren ein Einfluss der Drucktechnologie, wie schon in der vorangegangenen Studie, festgestellt werden. Bei Verwendung des gleichen Materials im SLA- und DLP-Druckverfahren wurden die gleiche Art von Monomeren jedoch in einer signifikant unterschiedlichen Konzentration eluiert. Dies unterstreicht wiederum die Bedeutung der initialen Polymerisation im Drucker unterstreicht.

Wird die Monomerfreisetzung in Methanol für das Material Nextdent SG auf die Größe einer Bohrschablone hochgerechnet, welche für eine Implantation bei einem zahnlosen Oberkiefer verwendet wird, und zusätzlich die Zeitkomponente mit einbezogen, kann die maximale Konzentration für MMA und HEMA die kritisch toxischen Werte erreichen [7, 9, 52]. Eine entsprechende Auswahl des Druckmaterials kann somit die Eluation signifikant senken. In dieser Studie wurde der Schwerpunkt auf die quantitative Identifizierung der eluierten Monomere gelegt. Die Biokompatibilität, einschließlich des allergenen Potenzials, kann sich jedoch hiervon unterscheiden. Die Menge der Eluate ist einer von mehreren Faktoren, die sich auf die Biokompatibilität auswirken. Weitere Studien sollten sich auf die Biokompatibilität und den Einfluss der Nachbearbeitung von additiv gefertigten Harzen konzentrieren.

Für das vorklinische Curriculum benötigen Universitäten Modelle, welche die Patientenversorgung und eine Vielzahl ihrer Pathologien realitätsnah abbilden [62]. Das Ziel ist es, den Studierenden einen reibungsloseren Übergang in den klinischen Alltag zu

ermöglichen, indem im präklinischen Ausbildungsteil Erfahrungen durch repetitive Übungen gesammelt werden. In der vorliegenden Untersuchung wurde die Herstellung eines interdisziplinären Übungsmodells mit Hilfe der additiven Fertigung auf ihre Machbarkeit untersucht [43]. Bestehende Modelle sind für eine Vielzahl von restaurativen und prothetischen Übungen geeignet und ermöglichen ein wiederholtes Training. Ein Nachteil besteht jedoch in der nicht realistischen Gestaltung der Modelle, da die Zahn- und Kieferanatomie lediglich ein perfektes Schema präsentiert. Außerdem lassen sich endodontische Behandlungsabläufe mit solchen Modellen nicht zufriedenstellend simulieren, da die Wurzeln in ihrer Länge verkürzt sind. Daher ist das realistischste Szenario immer noch die Übung mit extrahierten menschlichen Zähnen oder die Verwendung von Tierpräparaten für implantologische Zwecke. Dies stellt seit Jahrzehnten den Goldstandard für die Lehre dar, da sie eine perfekte Umgebung schafft, um das Befunden von Röntgenbildern, Kariesentfernung, Füllungstherapie, Präparation, Wurzelkanalbehandlung und Implantologie zu trainieren [61]. Dennoch besteht bei extrahierten menschlichen Zähnen oder Tierpräparaten der Nachteil, dass diese nicht objektivierbar sind. Daher wurde in den letzten Jahren vermehrt nach Alternativen zu extrahierten menschlichen Zähnen und Tierpräparaten gesucht.

Der vorgestellte Arbeitsablauf erlaubt die Herstellung eines interdisziplinären Ausbildungsmodells, das endodontische, restaurative sowie implantologische Behandlungsverfahren simuliert und unter Verwendung der 3D-Drucktechnologie hergestellt werden kann. Das Modell basiert auf einem DICOM Datensatz eines Patienten und wurde nach der Konvertierung in ein STL Format weiterbearbeitet. Der Vorteil der additiven Fertigung ist hierbei vor allem in der detaillierten Darstellung von Hohlräumen zu sehen, welche mit herkömmlichen Herstellungsmethoden wie Spritzguss oder subtraktiven Verfahren nicht nachgebildet werden können. Hierzu zählen insbesondere die Pulpakammern, Wurzelkanäle oder spongiöse Knochenstrukturen. Die Bewertung der Studenten innerhalb der Studie zeigte, dass es gelungen war ein kostengünstiges interdisziplinäres Modell



herzustellen, welches vergleichbar mit der realen Patientensituation bewertet wurde. Hierdurch können zahnmedizinische Fakultäten Modelle nach ihrem eigenen Lehrplan entwerfen und individuelle Patientenfälle als Übungsmodell anbieten. Die Weiterentwicklung patientenbezogener Modelle für Übungszwecke kann dazu beitragen das Operationsrisiko im Bereich der Implantologie für den Patienten zu senken und zu vorhersagbaren sowie reproduzierbaren Ergebnissen führen.

Derzeit besteht in dem beschriebenen Verfahren einige Limitationen bei der Herstellung der Modelle. So sind die verwendeten Kunststoffe insbesondere bei der Präparation weicher als Zahnschmelz, des Weiteren wäre es wünschenswert innerhalb eines Druckprozesses mehrfarbig sowie mit Materialgradienten zu drucken. Besondere Aufmerksamkeit sollte deshalb zukünftig auf den Bereich des Multijet 3D-Drucks gelegt werden. Durch die Verwendung unterschiedlicher Farben und Materialgradienten innerhalb eines Druckprozesses ist es möglich anatomische Strukturen in ihrer individuellen Erscheinung exakt zu reproduzieren. Eine Einschränkung des Verfahrens im dentalen Lehrbereich besteht noch bezüglich der Härte der Kunststoffe sowie der hohen Druckerkosten.

#### **4. Zusammenfassung**

Um einen erfolgreichen klinischen Einsatz der unterschiedlich additiv zu verarbeitenden Kunststoffe zu gewährleisten, ist eine spezifische Kenntnis über deren Eigenschaften von großer Bedeutung. Hierzu wurden folgende Parameter untersucht: Positionierung, Nachbelichtung, Alterung, Genauigkeit, Monomerfreisetzung und Umsetzung in ein Übungsmodell.

Aufgrund der schichtweisen Fertigung sind SLA- und DLP-gedruckte Kunststoffobjekte anisotrop. Das bedeutet, ihre mechanischen Eigenschaften und ihre Oberflächengenauigkeit können abhängig von ihrer Positionierung während des Druckvorgangs sein. In der vorliegenden Arbeit zeigten sich materialabhängige Einflüsse der Druckrichtung, die aber einen geringeren Einfluss auf die getesteten Materialeigenschaften hatten als die Nachbelichtung und Alterung. Im Gegensatz zum subtraktiv gefertigten PMMA-Material und den ungefüllten additiv verarbeiteten Kunststoffen, reagierten vor allem die additiv verarbeiteten Materialien mit Füllkörpern empfindlich auf die künstliche Alterung. Dies kann auf einen insuffizienten Verbund der Füllkörper mit der Matrix hindeuten. In der Bruchbildanalyse wurde häufig der Ausgangspunkt des Versagens an Luftblasen beobachtet, die sich zwischen zwei Druckschichten befanden und wahrscheinlich prozessbedingt in das Material eingeschlossen wurden. Eine Möglichkeit, solche Luftblasen zukünftig zu vermeiden, wäre den Druckprozess unter Vakuum durchzuführen.

Zusätzlich zu den makromechanischen Eigenschaften, hat der Verschleiß eines Materials eine große Bedeutung für den Langzeiterfolg einer Restauration. Insbesondere bei Sanierungen im Sinne einer Bisshebung ist die Eingliederung kostengünstiger temporärer Versorgungen ein notwendiger Schritt. Diese werden häufig ohne oder nur mit minimaler Präparation auf die bestehende Zahnhartsubstanz geklebt, wodurch die Restaurationen oft dünn auslaufende

Ränder aufweisen. Durch die additive Fertigungsweise können temporäre Restaurationen diesen Anforderungen gerecht und besonders kosteneffizient hergestellt werden. Dennoch ergibt sich bei den klinischen Anwendern generell die Frage nach der Abrasionsfestigkeit dieser Materialien. Das gefüllte additiv verarbeitete Material zeigte im Dreikörperverschleiß ein signifikant geringeres Abrasionsverhalten als die ungefüllten additiv verarbeiteten Materialien oder das subtraktiv verarbeitete PMMA-Material. Es war damit vergleichbar mit einem direkten Komposit, welches einen höheren Füllkörpergehalt besitzt. Die Ergebnisse verdeutlichen die Wichtigkeit der anorganischen Füllkörper auf den Dreikörperverschleiß, welche unabhängig von der Herstellungsweise sind. Im Vergleich von Edelstahl-, Zirkoniumdioxid- und additiv gefertigter Kunststoffkronen im Kausimulator, wurde der geringste 2D- und 3D-Verschleiß für die Zirkoniumdioxidkronen unabhängig von der Befestigungsart gemessen. Bezogen auf den Verschleiß, kann unter Limitation der Studie die Verwendung des adhäsiven Zementes für Edelstahl- und Kunststoffkronen empfohlen werden, da dieser einen erhöhten adhäsiven Verbund gewährleistet und aufgrund der mechanischen Eigenschaften in der Lage ist mehr Kaukraft aufzunehmen.

Die Fertigungsgenauigkeit von Aufbissschienen zeigte, dass die Genauigkeit gefräster und gedruckter Schienen vergleichbar ist. Die Positionierung der gedruckten Schienen wies eine höhere Richtigkeit, aber eine geringere Präzision für horizontal gedruckte Schienen im Vergleich zu vertikal gedruckten auf.

In den Studien zu den additiv gefertigten Provisorien und Aufbissschienen konnte ein materialspezifischer Zusammenhang zwischen der Positionierung der Objekte und den mechanischen Eigenschaften sowie der Genauigkeit gezeigt werden. Denkbar wäre im Zusammenhang mit der Positionierung, dass zukünftige intelligente CAM-Software Lösungen unter der Berücksichtigung patientenspezifischer Parameter, wie beispielsweise der

Zahnposition bei der Auswahl des Materials, eine automatische Positionierung der Objekte nach werkstoffkundlichen, ästhetischen und ökonomischen Richtlinien vornehmen.

Datenprozesse, wie die Fusion von dreidimensionalen Röntgenbefunden und virtuellen Modelldatensätzen, führen zu einer erhöhten Planbarkeit bei implantologischen und prothetischen Therapiekonzepten. Die Kombination aus dem CAD-Prozess und der additiven Fertigung bietet die Möglichkeit, Bohrschablonen kostengünstig einzusetzen und somit das Operationsrisiko für den Patienten zu minimieren.

In der Studie konnte kein signifikanter Unterschied zwischen DLP-gedruckten und der gefrästen Gruppe in Bezug auf die Implantatposition gefunden werden. Aufgrund der Kosten- und Zeiteinsparung bei der Herstellung bieten die DLP-gedruckten Bohrschablonen somit einen Vorteil gegenüber den subtraktiv gefertigten. Hingegen konnte eine Überlegenheit des DLP-Druckerverfahrens gegenüber dem SLA-Druckverfahren in Bezug auf die Genauigkeit der Implantatposition bei Verwendung des gleichen Materials festgestellt werden, welche sich durch die Sterilisation noch verstärkte. Weitere Untersuchungen, wie zum Beispiel der Einsatz in Freundsituationen oder verschiedene Abstützungsvarianten der Schienen, sind notwendig, um ihre Eignung abschließend zu evaluieren.

Bezüglich der Biokompatibilität wurde die Monomereisetzung aus Kunststoffen, welche für additiv gefertigte Bohrschablonen verwendet werden, in Abhängigkeit von der Drucktechnologie untersucht. Insgesamt konnten zwölf verschiedene Monomere in unterschiedlichen Konzentrationen eluiert werden, wobei eine Abhängigkeit des Materials, der Drucktechnologie und des Mediums bestand. Jedoch lagen die Konzentrationen deutlich unter der bekannten EC50 Konzentration für menschliche Lungenzellen. Dennoch sollten die in der Untersuchung gewonnenen Ergebnisse berücksichtigt und klinisch ein Material mit einer möglichst niedrigen Eluation gewählt werden.

Um schwierigere Behandlungsschritte in der navigierten Implantologie vor dem klinischen Einsatz zu üben, wurde ein Modell auf Basis eines dreidimensionalen Röntgendatensatzes erstellt. Die additive Fertigung bietet hier neue Möglichkeiten, welche mit traditionellen Herstellungsmethoden nicht umsetzbar sind. 3D-Modelle können aus Kunststoff kortikale und spongiöse Strukturen nachbilden und dem Operateur die Möglichkeit geben spezifische fallbezogene Fertigkeiten präoperativ zu trainieren. Der aufgezeigte Arbeitsprozess erlaubt es Lehranstalten zukünftig eigene Modelle für ihre spezifischen Übungsmaßnahmen unabhängig von kommerziellen Herstellern zu entwerfen und herzustellen. Mit Hinblick auf die fehlende Objektivierbarkeit von extrahierten Zähnen und Tierpräparaten könnten so kostengünstige und realistische Alternativen entwickelt werden. Limitation der bisherigen Modelle besteht in dem fehlenden Materialgradienten der Harze. Eine Möglichkeit diesen Nachteil zu überwinden liegt in der Nutzung von Multijet 3D-Druckern, welche derzeit aufgrund ihrer Kostenstruktur noch eine Einstiegshürde darstellen.

## 5. Literaturübersicht

- [1] Atzeni E, Iuliano L, Minetola P, Salmi A. Proposal of an innovative benchmark for accuracy evaluation of dental crown manufacturing. *Comput Biol Med.* 2012;42:548-55.
- [2] Azab MM, Moheb DM, El Shahawy OI, Rashed MA. Influence of luting cement on the clinical outcomes of Zirconia pediatric crowns: A 3-year split-mouth randomized controlled trial. *Int J Paediatr Dent.* 2020;30:314-22.
- [3] Barszczewska-Rybarek IM. Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. *Dent Mater.* 2009;25:1082-9.
- [4] Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204:505-11.
- [5] Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1425-31.
- [6] Brandestini M, Moermann WH. Method and apparatus for the custom shaping of dental inlays, onlays, crowns, bridges and parts thereof. US Patent 4,766,704
- [7] Cataldi A, Zara S, Rapino M, Patruno A, di Giacomo V. Human gingival fibroblasts stress response to HEMA: A role for protein kinase C alpha. *J Biomed Mater Res A.* 2013;101:378-84.
- [8] Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988;117:715-20.
- [9] Emmeler J, Seiss M, Kreppel H, Reichl FX, Hickel R, Kehe K. Cytotoxicity of the dental composite component TEGDMA and selected metabolic by-products in human pulmonary cells. *Dent Mater.* 2008;24:1670-5.
- [10] Es-Said O, Foyos J, Noorani R, Mendelson M, Marloth R, Pregger B. Effect of layer orientation on mechanical properties of rapid prototyped samples. *Mater and Manuf Process.* 2000;15:107-22.
- [11] Gjølvoold B, Mahmood DJH, Wennerberg A. Accuracy of surgical guides from 2 different desktop 3D printers for computed tomography-guided surgery. *J Prosthet Dent.* 2019;121:498-503.

- [12] Högg C, Maier M, Dettinger-Maier K, He X, Rothmund L, Kehe K, et al. Effect of various light curing times on the elution of composite components. *Clin Oral Investig.* 2016;20:2113-21.
- [13] Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schlapfer R, Hammerle C, Fischer J. Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater.* 2008;24:944-50.
- [14] Hull CW. Method for production of three-dimensional objects by stereolithography. Google Patents; 1990.
- [15] Ireland AJ, McNamara C, Clover MJ, House K, Wenger N, Barbour ME, et al. 3D surface imaging in dentistry - what we are looking at. *Br Dent J.* 2008;205:387-92.
- [16] ISO D. Guidance on testing of wear. Part 2: Wear by two-and/or three body contact. Techn Specific; 2001.
- [17] Keßler A, Dosch M, Reymus M, Folwaczny M. Influence of 3D-printing method, resin material, and sterilization on the accuracy of virtually designed surgical implant guides. *J Prosthet Dent.* 2021.
- [18] Keßler A, Hickel R, Ilie N. In vitro investigation of the influence of printing direction on the flexural strength, flexural modulus and fractographic analysis of 3D-printed temporary materials. *Dent Mater J.* 2021.
- [19] Keßler A, Kapor S, Erdelt K, Hickel R, Edelhoff D, Syrek A, et al. Two-body wear and fracture behaviour of an experimental paediatric composite crown in comparison to zirconia and stainless steel crowns dependent on the cementation mode. *Dent Mater* 2021;37(2):264-271
- [20] Keßler A, Reichl FX, Folwaczny M, Hogg C. Monomer release from surgical guide resins manufactured with different 3D printing devices. *Dent Mater.* 2020.
- [21] Keßler A, Reymus M, Hickel R, Kunzelmann KH. Three-body wear of 3D printed temporary materials. *Dent Mater.* 2019;35:1805-12.
- [22] Kim SR, Lee WS, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Digitization of dental alginate impression: Three-dimensional evaluation of point cloud. *Dent Mater J.* 2015;34:835-40.
- [23] Kinney JH, Gladden JR, Marshall GW, Marshall SJ, So JH, Maynard JD. Resonant ultrasound spectroscopy measurements of the elastic constants of human dentin. *J Biomech.* 2004;37:437-41.

- [24] Kunzelmann KH, Burkle V, Bauer C. Two-body and three-body wear of glass ionomer cements. *Int J Paediatr Dent.* 2003;13:434-40.
- [25] Lebon N, Tapie L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *J Prosthet Dent.* 2015;114:236-47.
- [26] Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol.* 2006;29:317-35.
- [27] Manapat JZ, Chen Q, Ye P, Advincula RC. 3D printing of polymer nanocomposites via stereolithography. *Macromol Mater Eng.* 2017;302:1600553-66.
- [28] Manojlovic D, Radisic M, Vasiljevic T, Zivkovic S, Lausevic M, Miletic V. Monomer elution from nanohybrid and ormocer-based composites cured with different light sources. *Dent Mater.* 2011;27:371-8.
- [29] Michelsen VB, Moe G, Skalevik R, Jensen E, Lygre H. Quantification of organic eluates from polymerized resin-based dental restorative materials by use of GC/MS. *J Chromatogr B Analyt Technol Biomed Life Sci.* 2007;850:83-91.
- [30] Michelsen VB, Moe G, Strom MB, Jensen E, Lygre H. Quantitative analysis of TEGDMA and HEMA eluted into saliva from two dental composites by use of GC/MS and tailor-made internal standards. *Dent Mater.* 2008;24:724-31.
- [31] Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:7S-13S.
- [32] Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci.* 2000;108:341-5.
- [33] Musanje L, Ferracane JL, Ferracane LL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on in vitro wear of experimental hybrid resin composite. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006;77:120-5.
- [34] Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015;73:602-8.
- [35] Oliaei SNB, Karpat Y. Influence of tool wear on machining forces and tool deflections during micro milling. *Int J Adv Manuf Technol.* 2016;84:1963-80.



- [36] Park JM. Comparative analysis on reproducibility among 5 intraoral scanners: sectional analysis according to restoration type and preparation outline form. *J Adv Prosthodont.* 2016;8:354-62.
- [37] Pilo R, Papadogiannis D, Zinelis S, Eliades G. Setting characteristics and mechanical properties of self-adhesive resin luting agents. *Dent Mater.* 2017;33:344-57.
- [38] Piwowarczyk A, Lauer HC. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent.* 2003;28:535-42.
- [39] Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater.* 2006;22:125-32.
- [40] Revilla-Leon M, Ozcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont.* 2019;28:146-58.
- [41] Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging-an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2020;24:701-10.
- [42] Reymus M, Hickel R, Keßler A. Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: milling vs 3D printing. *Clin Oral Investig.* 2020;24:4607-15.
- [43] Reymus M, Liebermann A, Diegritz C, Keßler A. Development and evaluation of an interdisciplinary teaching model via 3D printing. *Clin Exp Dent Res.* 2021;7:3-10.
- [44] Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater.* 2006;22:176-82.
- [45] Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater.* 2009;25:348-52.
- [46] Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent.* 2008;36:1048-53.
- [47] Schäfer O, Kuepper H, Thompson GA, Cachovan G, Hefti AF, Guentsch A. Effect of CNC-milling on the marginal and internal fit of dental ceramics: a pilot study. *Dent Mater.* 2013;29:851-8.

- [48] Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20 Suppl 4:73-86.
- [49] Schuler IM, Hiller M, Roloff T, Kuhnisch J, Heinrich-Weltzien R. Clinical success of stainless steel crowns placed under general anaesthesia in primary molars: an observational follow up study. *J Dent.* 2014;42:1396-403.
- [50] Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2002;23:1819-29.
- [51] Soderholm KJ. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res.* 1981;60:1867-75.
- [52] Spagnuolo G, D'Anto V, Valletta R, Strisciuglio C, Schmalz G, Schweikl H, et al. Effect of 2-hydroxyethyl methacrylate on human pulp cell survival pathways ERK and AKT. *J Endod.* 2008;34:684-8.
- [53] Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent.* 1998;26:137-45.
- [54] Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater.* 2016;32:54-64.
- [55] Tallarico M, Martinolli M, Kim Y, Cocchi F, Meloni SM, Alushi A, et al. Accuracy of Computer-Assisted Template-Based Implant Placement Using Two Different Surgical Templates Designed with or without Metallic Sleeves: A Randomized Controlled Trial. *Dent J (Basel).* 2019;7:41-53.
- [56] 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.* 2018;16:151-60.
- [57] Unkovskiy A, Bui PH, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater.* 2018;34:e324-e33.

- [58] Vasques MT, Laganá DC. Accuracy and Internal Fit of 3D printed Occlusal Splint, according to the printing position. *Clin Lab Res Dent*. 2018;1-6.
- [59] Vega V, Clements J, Lam T, Abad A, Fritz B, Ula N, et al. The effect of layer orientation on the mechanical properties and microstructure of a polymer. *J Mater Eng*. 2011;20:978-88.
- [60] Williams AG. Dentistry and CAD/CAM: another French revolution. *J Dent Pract Adm*. 1987;4:2-5.
- [61] Wolgin M, Wiedemann P, Frank W, Wrbas KT, Kielbassa AM. Development and Evaluation of an Endodontic Simulation Model for Dental Students. *J Dent Educ*. 2015;79:1363-72.
- [62] Yang T, Lin S, Tan T, Yang J, Pan J, Hu C, et al. Impact of 3D Printing Technology on Comprehension of Surgical Anatomy of Retroperitoneal Tumor. *World J Surg*. 2018;42:2339-43.
- [63] Yeung M, Abdulmajeed A, Carrico CK, Deeb GR, Bencharit S. Accuracy and precision of 3D-printed implant surgical guides with different implant systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2020;123:821-8.
- [64] Zesewitz TF, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2014;27:264-6.
- [65] Zhou W, Liu Z, Song L, Kuo CL, Shafer DM. Clinical Factors Affecting the Accuracy of Guided Implant Surgery-A Systematic Review and Meta-analysis. *J Evid Based Dent Pract*. 2018;18:28-40.

## 6. Abkürzungsverzeichnis

BIS-EMA	Bisphenol A-Diglycidylmethacrylate
BIS-GMA	Bisphenol A-Glycidylmethacrylate
BJ	Binder Jetting
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CEREC	Ceramic Reconstruction
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DLP	Digital Light Processing
FFF	Fused Filament Fabrication
HPMA	Hydroxypropylmethacrylat
LCM	Lithography-based Ceramic Manufacturing
MMA	Methylmethacrylat
PEEK	Polyetheretherketon
PJ	Photopolymer Jetting
PMMA	Polymethylmethacrylat
REM	Rasterelektronenmikroskop
SLA	Stereolithografie
SLM	Selective Laser Melting
SLS	Selective Laser Sintering
STL	Standard Triangulation/Tesselation Language
TEGDMA	Triethyleneglycoldimethacrylate
THFMA	Tetrahydrofurfurylmethacrylat
TPGDA	Tripropyleneglycoldiacrylate
TPO	Trimethylbenzoyl-diphenyl-phosphinoxid
UDMA	Urethandimethacrylat

## 7. Danksagung

Mein Dank gebührt allen, die mich bei der Arbeit an meiner Habilitation unterstützt, gefördert und motiviert haben. Im Besonderen möchte ich mich bei folgenden Personen bedanken:

- Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel, Dekan der medizinischen Fakultät, der mein wissenschaftliches Arbeiten als Direktor an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie ermöglichte und förderte sowie als mein Fachmentor meine Habilitation mit Rat und Tat begleitete.
- Meinen beiden weiteren Fachmentoren, Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff und Prof. Dr. med. Wolfgang Böcker, für ihre Unterstützung und Betreuung während meiner Habilitation.
- Prof. Dr. med. dent. Karl Heinz Kunzelmann, der meine Begeisterung für das Thema additive Fertigung weckte und mich zur Habilitation ermutigte. Er ist mir ein Vorbild, nie das Fragen nach dem „Warum“ aufzugeben.
- Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Matthias Folwaczny, der mich während der wissenschaftlichen Arbeit mit Ruhe und Gewissenhaftigkeit unterstützte und mir gezeigt hat, wie aus klinischen Problemen wissenschaftliche Fragestellungen werden können.
- Prof. Dr. med. dent. Jan Kühnisch, der mir mit viel Engagement den Spaß an der Wissenschaft vermittelte, wobei er mir stets freundschaftlich und fachlich zur Seite stand.
- Allen weiteren Kolleginnen und Kollegen sowie Doktoranden, mit denen ich zusammen arbeiten durfte; im Besonderen möchte ich mich bei PD Dr. med. dent. Marcel Reymus bedanken, mit welchen ich den Weg der Habilitation gemeinsam bestritten habe, Dr. med. dent. Lea Hoffmann, welche mir für statistische Fragen immer zur Seite stand, Maximilian Dosch, welcher mich nicht nur als Doktorand sondern auch als Zahntechniker sehr viel unterstützt hat, Janine Metze, meiner immerzu fröhlichen klinischen Assistentin und Prof. Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. Nicoleta Ilie, welche mich seit der Promotion im wissenschaftlichen Werdegang begleitete.

- Meiner langjährigen Freundin Negar Fahrzadmanesh für ihre liebevolle und geduldige Unterstützung, ohne sie hätte ich dieses Ziel nicht erreichen können.
- Meinen Eltern und meiner Schwester Kathrin für ihre unerschöpfliche Motivation und stetigen Rückhalt, den sie mir im Laufe meiner gesamten Ausbildung gegeben haben.