

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

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

Additive Fertigung in der dentalen Werkstoffkunde und Lehre

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

vorgelegt von
Dr. med. dent. Marcel Reymus
aus München
2020

Meiner Frau Lucie & meiner Tochter Sophie

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	5
2. Eigene Arbeiten	8
2.1 Dentale Werkstoffe für die additive Fertigung	8
2.1.1 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 (IF 2019: 2.812)	13
2.1.2 Originalarbeit: Reymus M, Stawarczyk B. Influence of different postpolymerization strategies and artificial aging on hardness of 3D-printed resin materials: An in vitro study. Int J Prosthodont (In Press 2019; IF 2019: 1.490)	15
2.1.3 Originalarbeit: Reymus M, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. J Prosthet Dent (In Press 2020; IF 2019: 2.444)	17
2.1.4 Originalarbeit: Reymus M, Lümckemann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. Int J Compu Dent 2019;22:231-237 (IF 2019: 1.714)	19
2.1.5 Originalarbeit: Keßler A, Reymus M, Kunzelmann KH, Hickel R. Three-body wear of 3D printed temporary materials. Dent Mater 2019;35:1805-1812 (IF 2019: 4.495)	20
2.1.6 Originalarbeit: Prechtel A, Reymus M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Comparison of various 3D printed and milled PAEK materials: Effect of printing directions and artificial aging on Martens parameters. Dent Mater 2020;36:197-207 (IF 2019: 4.495)	22
2.1.7 Originalarbeit: Prechtel A, Stawarczyk B, Hickel R, Edelhoff D, Reymus M. Fracture load of 3D printed PEEK inlays compared with milled ones, direct resin composite fillings, and sound teeth. Clin Oral Investig (In press 2020; IF 2019: 2.812)	24
2.1.8 Originalarbeit: Krug R, Reich S, Soliman S, Keß S, Reymus M, Connert T, Krastl G. Guided Endodontics: A comparative in vitro study on the accuracy and effort of two different planning workflows. Int J Comp Dent 2020;23:119-128 (IF 2019: 1.714)	26
2.2 Additive Fertigung in der dentalen Lehre	28
2.2.1 Originalarbeit: Reymus M, Fotiadou C, Keßler A, Heck K, Hickel R, Diegritz C. 3D printed replicas for endodontic education. Int Endod J 2019;52:123-130 (IF 2019: 3.801)	30
2.2.2 Originalarbeit: Reymus M, Fotiadou C, Hickel R, Diegritz C. 3D-printed model for hands-on training in dental traumatology. Int Endod J 2018;51:1313-1319 (IF 2018: 3.331)	31
3. Diskussion	32
3.1 Dentale Werkstoffe für die additive Fertigung	32
3.2 Additive Fertigung in der dentalen Lehre	42

4. Zusammenfassung	45
5. Literaturübersicht	51
6. Danksagung.....	59

1. Einleitung

Die Computer unterstützte Zahnheilkunde ist heute tägliche Praxis. Begriffe wie „Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing“ (CAD/CAM), „STL-File“ oder „Digitaler Workflow“ sind in den letzten Jahren fester Bestandteil des zahnmedizinischen Wortschatzes geworden. Den Anfang dieser Entwicklung, welche die Fertigung dentaler Restaurationen von Grund auf veränderte, bildeten die ersten experimentellen Forschungsarbeiten durch Duret in den 1970er Jahren [28,87]. Mörmann und Brandestini gelang mit der Entwicklung des CEREC-Systems (Ceramic Reconstruction) die Etablierung sowie die Kommerzialisierung der neuen Technologie in der Zahnheilkunde auf breiter Basis [15,56]. Die Herstellung indirekter Restaurationen mit Hilfe der CAD/CAM-Technologie führt zu Arbeitsabläufen, die standardisierter und teils effizienter erfolgen als bei konventionellen Verfahren; sie resultiert darüber hinaus auch in besser vorhersagbarer Qualität [9,54].

Der Arbeitsablauf CAD/CAM gefertigter Restaurationen untergliedert sich in drei Teilabschnitte. Zuerst wird die klinische Situation 3-dimensional erfasst und digitalisiert. Dies kann entweder intraoral geschehen (chairside) oder erfolgt indirekt über eine konventionelle Abformung (labside). In beiden Fällen sind heute optische Systeme zur Übertragung der realen Situation in eine virtuelle die Regel [47,50]. Anschließend wird auf Grundlage des erworbenen Oberflächendatensatzes die zu fertigende Arbeit digital designt. Im letzten Schritt erfolgt die Herstellung des gewünschten Objektes, welche bis heute meist subtraktiv erfolgt. Dabei werden mit Hilfe von CNC-Maschinen (Computerized Numerical Control) die Restaurationen aus vorgefertigten Materialblöcken herausgeschliffen bzw. gefräst.

Neben der subtraktiven Herstellungsmethode wird neuerdings der additiven Fertigung eine zukunftsweisende Rolle in der Zahnmedizin zugesprochen. *Additive Manufacturing* (AM), das auch unter Begriffen wie „Rapid Prototyping“ oder „3D-Druck“ firmiert, ist eine Herstellungsweise, die in den letzten Jahren einen beträchtlichen wirtschaftlichen Aufschwung erlebte und einige Industriezweige fundamental veränderte [8]. Heute ist ihr Einzug in die Zahnheilkunde zu beobachten [22]. Die additive Herstellungsmethode umfasst eine Vielzahl unterschiedlicher Technologien, mit denen eine große Bandbreite an Materialien bearbeitet

werden kann [39]. Eine Auswahl zahnmedizinischer Indikationen, welche mittels additiver Fertigung realisierbar sind, ist in Tabelle 1 aufgeführt. Für den dentalen Nutzer ist es wichtig zu wissen, dass die additive Fertigung wesentliche Unterschiede zum bekannten subtraktiven Verfahren aufweist (Tabelle 2) und sich der Herstellungsprozess dementsprechend deutlich unterscheidet [7].

Ob sich die additive Fertigung für bestimmte Indikationen in der Zahnmedizin durchsetzen kann oder ob sie gar zur Konkurrenz für das etablierte subtraktive Verfahren wird, hängt unter anderem von den werkstoffkundlichen Eigenschaften der verfügbaren Materialien ab. Da es sich bei der additiven Fertigung um eine relativ neue Technologie in der Zahnmedizin handelt, ist die wissenschaftliche Datenlage noch recht dünn.

Neben der Fertigung von Objekten für die klinische Anwendung bietet die additive Fertigung auch neue Möglichkeiten für die dentale Lehre. Kommerziell findet die neue Technologie zur Herstellung von Lehrmodellen bereits Anwendung. Nicht zuletzt wegen des fortschreitenden Kostenrückgangs von 3D-Druckern stellt diese Technik einen großen Gewinn für Lehrende dar [6].

Tabelle 1. Anwendungsindikationen der additiven Fertigung in der Zahnmedizin

Fachbereiche	Indikation	Drucktechnologie
Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie	Anatomische (Lehr-)Modelle	SLA, FFF
	Pre-operative Planungsmodelle	SLA, FFF
	Führungsschiene (Implantologie)	SLA
	Chirurgische Platten	SLM/SLS
	Regenerative Maßnahmen	Bioprinting
Prothetik	Zahntechnische Modelle	SLA, MJ
	Hilfsmittel (z.B. Abformlöffel)	SLA
	Funktionsschienen	SLA, MJ
	Festsitzender Zahnersatz (Kronen & Brücken)	SLA, FFF (PAEK)
	Herausnehmbarer Zahnersatz (Totalprothese)	SLA
	Lost-Wax-Technik	SLA
	Gerüste	SLM/SLS
Restaurativ	Inlays, Onlays	SLA
Kieferorthopädie	Modelle für Aligner-Technik	SLA
	Indirect Bonding Tray	SLA
Endodontie	Führungsschienen (Trepanation, WSR)	SLA
	Regenerative Endodontie	Bioprinting
Parodontologie	Führungsschienen (Gingivakorrekturen)	SLA
	Regenerative Parodontologie	Bioprinting
Lehre	Lehrmodelle, Übungszähne	SLA, MJ

SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication, SLM: Selective Laser Melting, SLS: Selective Laser Sintering, MJ: Material-Jetting

Tabelle 2. Unterschiede zwischen subtraktiven und additiven Fertigungsverfahren

Aspekt	Subtraktiv	Additiv
CAD-Software	Oberflächendatensatz	Volumendatensatz (wasserfest)
Materialien	Am besten harte Materialien, die während des Schleifens nicht nachgeben (z.B. Keramiken, Metalle, etc.)	Am besten weiche Materialien (Polymere, Silikone, etc.), die additiv fertigbar sind
Materialaufbau	Homogen (industriell vorgefertigte Blöcke)	Anisotrop, schichtweiser Aufbau
Geschwindigkeit	Schneller als additive Fertigung, jedoch muss ein umfangreiches Objekt in Teilschritten gefertigt werden	Auf eine Einheit bezogen langsamer, jedoch kann ein umfangreiches Objekt in einem Schritt gefertigt werden
Objektgeometrie	Einschränkungen (Hohlräume, starke Unterschnitte sind nicht reproduzierbar)	Volle Freiheit
Fertigungsverfahren	Hoch komplex (Schleifbahnen, mehrere Achsen, mehrere Schleifkörper)	Relativ einfach (3D Objekt wird in 2D Schnitte zerlegt)
Auflösung	In allen drei Achsen gleich	Unterschiedliche Auflösungen: in z-Achse abhängig von Druckschichtstärke, in xy-Achse abhängig von Extruder- (FFF) bzw. Laser-Durchmesser (SLA)

2. Eigene Arbeiten

Im Folgenden werden 10 Originalarbeiten vorgestellt, die in englischsprachigen, peer-reviewed Journals mit Impact-Factor veröffentlicht wurden. Vorangestellt ist eine Einführung in die jeweiligen Themenbereiche, die diese Habilitationsschrift näher betrachtet nämlich: *Dentale Werkstoffe für die additive Fertigung* und *additive Fertigung in der dentalen Lehre*.

2.1 Dentale Werkstoffe für die additive Fertigung

Der Industriezweig der additiven Fertigung ist im letzten Jahrzehnt mit jährlichen Zuwachsraten von etwa 33% dramatisch gewachsen [17]. Dabei findet diese Fertigungstechnik Anwendung sowohl in der Großindustrie, wie etwa im Flugzeug- und Autobau, als auch vermehrt in der Produktion von Kleinserien und im privaten Umfeld [33,45,86]. Mit dem Ablauf mehrerer Patente aus der Anfangszeit der additiven Fertigung stehen heute Geräte zur Verfügung, die für unter 5.000 \$ als so genannte „Desktop-Drucker“ angeboten werden [71].

Der Technologie werden im dentalen Sektor hohe Zuwachsraten zugesprochen. Die Entwicklung wird dadurch begünstigt, dass der digitale Arbeitsprozess bereits etabliert ist, „Desktop-Drucker“ einen niedrighwelligen Einstieg ermöglichen und die dentale Fertigung nach individuellen Kleinserien verlangt, für welche die additive Fertigung prädestiniert ist. Heute bietet eine Vielzahl von Herstellern dentale Materialien und Geräte für die additive Fertigung an. Gleichzeitig steht diese jedoch erst seit kurzer Zeit im Fokus der Werkstoffwissenschaft. Dem Nutzer sind daher häufig die Besonderheiten der neuen Technologie sowie die Materialeigenschaften noch unbekannt.

Die additive Fertigung umfasst mehrere verschiedene Technologien [39]. Die ASTM (American Society for Testing and Materials), eine US-amerikanische Standardisierungsorganisation, führt für die additive Fertigung folgende Fertigungsverfahren auf [55]: Stereolithographie (SLA), Fused Deposition Modeling (FDM) bzw. Fused Filament Fabrication (FFF), Material-Jetting (MJ), Binder Jetting (BJ), Powder Bed Fusion (PBF), Sheet Lamination und Direct Energy Deposition. Gemeinsam ist allen Verfahren, dass das zuvor 3D

konstruierte Objekt mit Hilfe einer so genannten Slicing-Software in eine Vielzahl zweidimensionaler Schichten zerlegt wird. Diese werden nacheinander gefertigt und miteinander verbunden bis das gewünschte Objekt dreidimensional reproduziert ist. Im Folgenden werden die Stereolithographie und das Fused Deposition Modeling genauer vorgestellt, weil es sich hierbei um die in den Originalarbeiten eingesetzten Verfahren handelt.

Die Grundlagen für die Stereolithographie wurden in Japan (Dr. Hideo Kodama), Frankreich (Prof. André) und den USA (Charles Hull) gelegt [89]. Es war jedoch der US-Physiker Hull, der auf Grundlage seines Patentes (U.S. Patent 4,575,330) die Technologie mit der Gründung des Konzerns *3D Systems* kommerzialisierte und verbreitete. Bei der Stereolithographie finden Photopolymere Anwendung, die mit Hilfe einer geeigneten Lichtquelle polymerisiert werden. Bei diesem Verfahren befindet sich das Harz in einer Wanne. Die Bauplattform, auf der das gewünschte Objekt reproduziert werden soll, taucht bei den so genannten „CLIP-Systemen“ (Continuous Liquid Interface Production) in diese mit Harz gefüllte Wanne ein und eine einzelne Schicht wird auf der Plattform polymerisiert. Daraufhin hebt sich die Plattform um die voreingestellte Druckschichtstärke, sodass der nächste Polymerisationsschritt erfolgen kann. Dieser Ablauf wiederholt sich bis das Objekt vollständig dreidimensional rekonstruiert wurde. Neben dem eigentlichen Objekt werden zusätzliche Strukturen gebaut, welche die Überhänge des Objektes stützen (Stützstruktur). Das Harz darf bei dieser Fertigung nur eine geringe Viskosität aufweisen, damit es bei jeder neuen Schicht gleichmäßig unter die Bauplattform fließen kann. Des Weiteren muss es eine große Anzahl an Photoinitiatoren enthalten, die meist bei etwa 3 – 5 wt% liegen, damit eine ausreichende Polymerisation bei der kurzen Belichtungszeit stattfinden kann (etwa 50 – 20.000 μ s) [34]. Diese müssen außerdem einen hohen molaren Absorptionskoeffizienten besitzen, um den Polymerisationsvorgang auf den definierten Bereich zu begrenzen. Dem Harz können Farbstoffe, Füllstoffe und sonstige Additiva hinzugefügt werden. Als Lichtquelle kann wahlweise ein Laser verwendet werden, dessen Strahl über einen Spiegel gelenkt wird, um das Harz punktuell zu belichten. Bei diesem Verfahren spricht man von der klassischen SLA-Technologie. Alternativ kann das Harz auch

großflächig belichtet werden. Dies kann mit Hilfe eines LCD- bzw. LED-Displays erfolgen oder mittels UV-Licht, welches durch eine Vielzahl kleiner Mikrospiegel, ein so genanntes *Digital Micromirror Device* (DMD), die gesamte definierte Schicht belichtet. Hierbei spricht man vom DLP-Verfahren (Digital Light Processing). Nach ihrer Herstellung benötigen die Objekte eine Nachbearbeitung. Zum einen muss die Stützstruktur entfernt werden, zum anderen muss das Objekt von noch anhaftendem, unpolymerisierten Harz gereinigt werden. Darauf erfolgt eine Nachbelichtung, um die Polymerisation zu vervollständigen. Dies ist aufgrund der hohen Anzahl an noch nicht aktivierten Photoinitiatoren möglich.

Fused Filament Fabrication (FFF) bzw. Fused Deposition Modeling (FDM) sind zwei Begriffe für ein und dasselbe Druckverfahren, welches im Deutschen als *Schmelzschichten* bezeichnet wird. Als dessen Erfinder gilt Scott Crump in den späten 1980er Jahren [21]. Mit der Gründung der Firma *Stratasys* kommerzialiserte er die Technologie in den frühen 1990er Jahren. Fused Deposition Modeling ist ein geschützter Begriff der Firma *Stratasys*, während Fused Filament Fabrication vom Open-Source Projekt „RepRap“ geprägt wurde. Bei dieser Technologie werden Thermoplasten verarbeitet, welche als vorgefertigte Stangen auf einer Spule aufgerollt bereitstehen. Mit Hilfe eines Kanülensystems wird das Material in eine Hitzekammer geleitet, wo es fließfähig wird, um anschließend über eine Düse (Extruder) auf die Bauplattform aufgetragen zu werden. Dort kühlt das Material wieder ab und die nächste Schicht kann aufgebracht werden. Die Düse ist dabei in der x-y-Koordinate ansteuerbar, während die Bauplattform in der z-Achse verschiebbar ist. Thermoplastische Materialien, welche mit dieser Technologie verarbeitet werden können, sind unter anderem ABS (Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymer), PLA (Polyactid), Polycarbonat oder Polyamid. Im Gegensatz zur Stereolithographie können beim Schmelzschichten durch Verwendung zweier Düsen mehrere Materialien gleichzeitig verarbeitet werden. So können Objekte aus verschiedenen Farben oder die Stützstruktur aus einem anderen Materialgradienten zur einfacheren Entfernung produziert werden. Aufgrund der einfachen Konstruktion der Geräte sowie der kostengünstigen Materialien ist diese Drucktechnologie im Heim- und Hobbybereich weit verbreitet [61]. Weiter fortentwickelt ist dieses Verfahren auch im so genannten *Bioprinting* zu

finden. Bei diesem werden biologische Medien verarbeitet, um zum Beispiel dreidimensionale Gerüste (Scaffolds) für regenerative Maßnahmen herzustellen [53].

Folgende Fragestellungen werden in den Originalarbeiten zum Thema *Dentale Werkstoffe für die additive Fertigung* behandelt:

Aufgrund der Fertigungsweise sind additiv hergestellte Objekte anisotrop. Das heißt, ihre mechanischen Eigenschaften sind abhängig von ihrer Positionierung während des Druckvorgangs. Es stellt sich die Frage, wie die Positionierung von Restaurationen die Bruchlast beeinflusst.

Stereolithographisch hergestellte Objekte benötigen eine Nachbelichtung. Zu diesem Zweck stehen mehrere Geräte, die mit unterschiedlichen Lichtquellen arbeiten, zur Verfügung. Dabei gilt es zu untersuchen, welchen Einfluss diese verschiedenen Nachbelichtungsverfahren auf die Konversionsrate und auf die mechanischen Eigenschaften additiv gefertigter dentaler Versorgung haben.

3D-Druckmaterialien zur Herstellung von Zahnersatz unterscheiden sich in ihrer Zusammensetzung. Eine besondere Herausforderung stellt dabei die Integration von Füllkörpern dar. Diese wiederum haben einen Einfluss auf das Abrasionsverhalten der Werkstoffe. Ein Vergleich der verschiedenen Materialien untereinander sowie mit einem konventionellen Material kann Rückschlüsse auf ihre klinische Performance geben.

Das Verfahren des Fused Filament Fabrication findet bis heute keine nennenswerte Anwendung in der Zahnmedizin. Durch die Erforschung neuer Kunststoffe, wie beispielsweise von Polyaryletherketonen (PAEK), für die dentale Anwendung könnte sich dies ändern. Als Thermoplast ist PAEK für das Schmelzschichtverfahren geeignet, wobei es interessante Werkstoffeigenschaften besitzt. Es gilt zu untersuchen, mit welchen Druckparametern dieser Werkstoff am besten zu fertigen ist. Danach ist ein Vergleich zwischen additiv gefertigten PAEK-Objekten im Vergleich zu subtraktiv gefertigten zu ziehen.

Die Verwendung drei-dimensionaler Bildgebungsverfahren am Patienten erlaubt eine verbesserte Diagnostik in vielen Bereichen. Für die Endodontie kann hierbei unter anderem die Präsenz und der Verlauf von Wurzelkanälen untersucht werden. Dies ist besonders bei

obliterierten Wurzelkanälen hilfreich. Durch die Überlagerung drei-dimensionaler Volumendatensätze mit Oberflächendaten kann mit Hilfe spezieller Softwarelösungen eine Zugangskavität digital designt werden, die möglichst substanzschonend zum apikal gelegenen Wurzelkanal führt. Durch eine Führungsschiene kann diese Zugangskavität am Patienten überführt werden. Hierbei ist von Interesse, ob additiv gefertigte Schienen die vordefinierte Kavität genauer wiedergeben können als subtraktiv gefertigte.

2.1.1 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 (IF 2019: 2.812)

Zusammenfassung

Zielsetzung: Das Ziel der Untersuchung war es, den Einfluss des 3D-Druckmaterials, der Positionierung, des Nachbelichtungsverfahrens sowie der künstlichen Alterung auf die Bruchlast von dreigliedrigen Brücken zu untersuchen.

Material und Methode: Es wurden dreigliedrige Brücken aus folgenden 3D-Druckmaterialien für den temporären Zahnersatz additiv gefertigt (n=60):

- Temp PRINT
- NextDent C&B
- Freeprint temp
- 3Delta temp

Im ersten Teil der Untersuchung wurden der Einfluss der Positionierung sowie der künstlichen Alterung getestet. Die Brücken wurden so hergestellt, dass die Stützstrukturen entweder auf Okklusal-, Bukkal- oder Distalfäche ansetzten. Die Bruchlast wurde nach künstlicher Alterung gemessen (Lagerung der Prüfkörper in destilliertem Wasser für 21 Tage bei 37°C). Im zweiten Teil wurde die Auswirkung des Nachbelichtungsverfahrens untersucht. Dabei wurden die Brücken mit folgenden Geräten nachbelichtet: Labolight DUO, Otoflash G171 und LC-3DPrint Box. Als positive Kontrollgruppe diente das CAD/CAM-PMMA TelioCAD, die negative Kontrollgruppe war das 2-Phasenmaterial Luxatemp. Jede Untergruppe enthielt 15 Prüfkörper. Die initialen Bruchlastwerte wurden 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 (η_p^2) wurde verwendet, um den Einfluss der Testparametern auf die Bruchlast zu analysieren.

Ergebnisse: Brücken, deren Längsachse distal zur Druckerplattform positioniert war, zeigten eine höhere Bruchlast als okklusal positionierte ($p = 0,049$). Die höchsten Werte wurden für NextDent C&B beobachtet, 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 Bruchlast wurde durch die Wechselwirkung zwischen 3D-Druckmaterial und Nachbelichtungsverfahren ($\eta_p^2 = 0,233$, $p < 0,001$) ausgeübt, gefolgt vom 3D-Druckmaterial selbst ($\eta_p^2 = 0,219$, $p < 0,001$) sowie dem Nachbelichtungsverfahren ($\eta_p^2 = 0,108$, $p < 0,001$)

Schlussfolgerung: Die Positionierung, das Nachbelichtungsverfahren, die künstliche Alterung und das 3D-Druckmaterial wirken sich auf die Bruchlast additiv gefertigter Brücken aus. Eine korrekte Nachbelichtungsstrategie ist erforderlich, um die mechanische Stabilität von additiv gefertigtem Zahnersatz sicherzustellen. Die getesteten 3D-Druckmaterialien reagieren stärker auf künstliches Altern als vergleichbare konventionelle Materialien.

2.1.2 Originalarbeit: Reymus M, Stawarczyk B. Influence of different postpolymerization strategies and artificial aging on hardness of 3D-printed resin materials: An in vitro study. Int J Prosthodont (In Press 2019; IF 2019: 1.490)

Zusammenfassung

Zielsetzung: Das Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss verschiedener Nachbelichtungsverfahren sowie künstlicher Alterung auf die Martens-Parameter von 3D-Druckmaterialien für den temporären Zahnersatz zu untersuchen.

Material und Methode: Aus folgenden Materialien wurden 30 Prüfkörper pro Gruppe in Form von Scheiben (Durchmesser: 20 mm, Dicke: 5 mm) additiv gefertigt:

- NextDent C&B
- Temp PRINT
- Freeprint temp
- 3Delta temp

Jeweils 10 Prüfkörper pro Gruppe wurden mit folgenden Geräten nachbelichtet: Labolight DUO, Otofash G171 und LC-3DPrint Box. Als Kontrollgruppe diente das CAD/CAM-PMMA Telio CAD. Die Martens-Parameter (Martens-Härte (HM) und der Eindringmodul (E_{IT})) wurden initial (nach Herstellung der Prüfkörper) sowie nach 14- bzw. 28-tägiger künstlicher Alterung (Lagerung in destilliertem Wasser bei 37°C) gemessen (ZHU 0,2). Die Daten wurden mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests, des Kruskal-Wallis-Tests sowie mit dem Mann-Whitney-U-Test ($p < 0,05$) ausgewertet. Die univariante ANOVA-Analyse mit partiellem eta-Quadrat (η_P^2) wurde verwendet, um den Einfluss der Testparameter auf HM und E_{IT} zu analysieren.

Ergebnisse: Der größte Einfluss auf die Martens-Parameter wurde vom Material ausgeübt (HM: $\eta_P^2 = 0,957$, E_{IT} : $\eta_P^2 = 0,967$, $p < 0,001$), gefolgt vom Nachbelichtungsverfahren (HM: $\eta_P^2 = 0,557$, E_{IT} : $\eta_P^2 = 0,496$, $p < 0,001$) und der künstlichen Alterung (HM: $\eta_P^2 = 0,068$, E_{IT} : $\eta_P^2 = 0,038$, $p < 0,001$). Die Werte für HM lagen zwischen 108 und 282 N/mm², die Werte für E_{IT} zwischen 2,89 und 7,73 kN/mm². 3Delta temp gefolgt von Temp PRINT zeigten, unabhängig

vom Nachbelichtungsverfahren und der künstlichen Alterung, die höchsten Martens-Parameter ($p < 0,001$). NextDent C&B gefolgt von Freeprint temp wiesen die niedrigsten HM- und E_{IT} -Werte auf ($p < 0,001$) auf. Die Kontrollgruppe Telio CAD lag zwischen diesen beiden Gruppen.

Schlussfolgerung: Die Nachbelichtungsstrategie hat einen hohen Einfluss auf die Martens-Parameter von 3D-Druckmaterialien für den temporären Zahnersatz. Materialien mit einem höheren Füllkörpergehalt übertreffen die Werte der Kontrollgruppe. Sie könnten somit eine Alternative zu den konventionellen CAD/CAM PMMA-basierten Werkstoffen darstellen.

2.1.3 Originalarbeit: Reymus M, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. J Prosthet Dent (In Press 2020; IF 2019: 2.444)

Zusammenfassung

Zielsetzung: Das Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss verschiedener Nachbelichtungsverfahren sowie künstlicher Alterung auf die Martens-Parameter von 3D-Druckmaterialien für Aufbissschienen zu untersuchen.

Material und Methode: Aus folgenden 3D-Druckmaterialien wurden 30 Prüfkörper pro Gruppe in Form von Scheiben (Durchmesser: 20 mm, Dicke: 5 mm) additiv gefertigt:

- NextDent Splint
- Formlabs Dental LT Clear
- Freeprint Splint

Jeweils 10 Prüfkörper pro Gruppe wurden mit folgenden Geräten nachbelichtet: Labolight DUO, Otofash G171 und LC-3DPrint Box. Als Kontrollgruppe diente das CAD/CAM-PMMA Temp Premium (ZZ). Die Martens-Parameter (Martens-Härte (HM) und der Eindringmodul (E_{IT})) wurden initial (nach Herstellung der Prüfkörper) sowie nach 14- und 28-tägiger künstlicher Alterung (Lagerung in destilliertem Wasser bei 37°C) gemessen (ZHU 0,2). Die Daten wurden statistisch unter Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests, des Mann-Whitney-U-Tests und des Wilcoxon-Tests (angepasst durch Bonferroni-Korrektur $\alpha = 0,05 / 27 = 0,002$) analysiert. Die univariate ANOVA-Analyse mit partiellem eta-Quadrat (η_p^2) wurde verwendet, um den Einfluss der Testparameter auf die Martens-Parameter zu analysieren.

Ergebnisse: Der größte Einfluss auf die Martens-Parameter wurde durch die künstliche Alterung (HM: $\eta_p^2 = 0,840$, EIT: $\eta_p^2 = 0,855$, $p < 0,001$) ausgeübt, gefolgt vom Material (HM: $\eta_p^2 = 0,690$ EIT: $\eta_p^2 = 0,845$, $p < 0,001$) und dem Nachbelichtungsverfahren (HM: $\eta_p^2 = 0,649$, EIT: $\eta_p^2 = 0,778$, $p < 0,001$). Die initialen HM-Werte reichten von 89,5 N/mm² für Freeprint Splint, bei einer Nachbelichtung in Labolight DUO, bis zu 147 N/mm² für Formlabs Dental LT Clear, bei

einer Nachbelichtung in Otoflash. Die E_{IT} -Werte reichten von $2,48 \text{ kN/mm}^2$ für Freeprint Splint, bei einer Nachbelichtung in Labolight, bis zu $3,92 \text{ kN/mm}^2$ für Formlabs Dental LT Clear, bei einer Nachbelichtung in Otoflash. Die Martens-Parameter für die 3D-Druckmaterialien nahmen während der künstlichen Alterung ab, während die Werte für die Kontrollgruppe unverändert blieben.

Schlussfolgerung: Die Martens-Parameter von 3D-Druckmaterialien für Aufbissschienen hängen von der Nachbelichtungsstrategie ab. Otoflash und Printbox führen zu höheren HM- und E_{IT} -Werten. Die getesteten Materialien sind anfälliger für die künstliche Alterung als die Kontrollgruppe. Dies stellt ihre klinische Verwendung in Frage.

2.1.4 Originalarbeit: Reymus M, Lümekemann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. Int J Compu Dent 2019;22:231-237 (IF 2019: 1.714)

Zusammenfassung

Zielsetzung: Das Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss der Druckschichtdicke sowie des Nachbelichtungsverfahrens auf die Konversionsrate (DC) eines 3D-Druckmaterials für den temporären Zahnersatz zu untersuchen.

Material und Methoden: 120 Prüfkörper des Materials Next-Dent C&B wurden additiv in drei verschiedenen Druckschichtdicken (25 µm, 50 µm und 100 µm) gefertigt und entweder mit Labolight DUO, Otofash G171, LC-3DPrint Box oder PCU LED nachbelichtet. Jede Untergruppe hatte zehn Prüfkörper. Die Ramanspektren wurden für den unpolymerisierten Zustand des Materials (n = 10) (R_{uncured}), direkt nach dem Fertigungsprozess (R_{print}) sowie nach der Nachbelichtung (R_{cured}) gemessen. Darauffolgend wurden DC und ΔDC berechnet. Die Daten wurden statistisch mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test, der allgemeinen linearen Modellanalyse zusammen mit partiellen Eta-Quadrat (η_P^2), dem Kruskal-Wallis-Test und den Mann-Whitney-U-Tests analysiert ($p < 0,05$).

Ergebnisse: Die Nachbelichtung mit Otofash G171 zeigte die höchsten ΔDC -Werte, gefolgt von Printbox, PCU LED und Labolight DUO ($p < 0,001$). Die Nachbelichtung mit Printbox, PCU LED und Labolight DUO zeigte keine Unterschiede untereinander ($p = 0,076$ bis $0,209$). Die Druckschichtdicken von 100 µm und 50 µm ($p = 0,931$) zeigten höhere ΔDC -Werte als die Druckschichtdicke von 25 µm ($p < 0,001$).

Schlussfolgerung: Die Wahl der Nachbelichtungsstrategie sowie der Druckschichtdicke hat einen hohen Einfluss auf die Konversionsrate des getesteten 3D-Druckmaterials. Bei der Nachbelichtung mit Otofash G171 konnten, unabhängig von der Schichtdicke, die höchsten DC- und ΔDC -Werte erzielt werden.

2.1.5 Originalarbeit: Keßler A, Reymus M, Kunzelmann KH, Hickel R. Three-body wear of 3D printed temporary materials. Dent Mater 2019;35:1805-1812 (IF 2019: 4.495)

Zusammenfassung

Zielsetzung: Das Ziel dieser Untersuchung war es, den Dreikörperverschleiß verschiedener additiv gefertigter 3D-Druckmaterialien für den temporären Zahnersatz, eines CAD/CAM-PMMA-basierten Materials sowie eines direkten Komposits unter Verwendung einer ACTA-Maschine zu untersuchen.

Material und Methode: Prüfkörper (n = 8) folgender 3D-Druckmaterialien wurden additiv gefertigt und nach Herstellerangabe nachbearbeitet:

- NextDent C&B
- Freeprint temp
- 3Delta temp

Als Kontrollgruppen diente das CAD/CAM-PMMA Telio CAD sowie das Komposit Tetric EvoCeram. Der Dreikörperverschleiß wurde mittels einer ACTA-Maschine simuliert. Die abradierten Oberflächen der Prüfkörper wurden unter einem Rasterelektronenmikroskop untersucht. Die Daten wurden statistisch analysiert (ANOVA, post-hoc-Test: Tukey, $p < 0,05$).

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 Betrachtung unter dem Rasterelektronenmikroskop ergab, dass 3Delta temp einen höheren Füllstoffanteil als die anderen 3D-Druckmaterialien aufweist. Dieser ist jedoch geringer als bei Tetric EvoCeram.

Schlussfolgerung: Der Füllstoffgehalt beeinflusst das Verschleißverhalten von Materialien für die additive Fertigung sowie den weiteren getesteten Materialien. Während die meisten 3D-Druckmaterialien einen geringen anorganischen Füllstoffgehalt aufweisen, zeigt DT eine

optimierte Zusammensetzung. Somit kann dieses Material für eine längere klinische Betriebszeit qualifiziert sein, wenn der Verschleiß als Ergebnisvariable betrachtet wird.

2.1.6 Originalarbeit: Prechtel A, Reymus M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B.

Comaprison of various 3D printed and milled PAEK materials: Effect of printing directions and artificial aging on Martens parameters. Dent Mater 2020;36:197-207 (IF 2019: 4.495)

Zusammenfassung

Zielsetzung: Das Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss künstlicher Alterung auf die Martens-Parameter verschiedener additiv und subtraktiv gefertigter Polyaryletherketon-Materialien (PAEK) zu untersuchen.

Material und Methode: Insgesamt wurden 120 Prüfkörper folgender PEEK-Materialien (Polyetheretherketon) im Schmelzschichtverfahren (FLM) in horizontaler und vertikaler Richtung additiv gefertigt (n = 15 pro Gruppe):

- Essenz PEEK
- KetaSpire PEEK MS-NT1
- VICTREX PEEK 450G
- VESTAKEEP i4 G

75 Prüfkörper wurden subtraktiv aus folgenden PAEK-Rohlingen hergestellt:

- breCAM.BioHPP
- Dentokeep
- JUVORA Dental Disc 2
- Ultaire AKPgefräst

Die Martenshärte (HM), die Eindringhärte (H_{IT}) sowie das Eindringmodul (E_{IT}) wurden initial (nach Herstellung der Prüfkörper) und nach künstlicher Alterung (zuerst Thermocycling bei 5–55°C für 10.000 Zyklen, gefolgt von Autoklavieren bei 134°C und 2 bar) bestimmt. In jedem Fall wurde die Oberflächentopographie der Prüfkörper unter Verwendung eines Lichtmikroskops untersucht. Die Daten wurden mittels Kolmogorov-Smirnov-Tests, einer univariaten ANOVA-Analyse gefolgt von einem post-hoc-Scheffé-Test mit partiellem eta-

Quadrat (η_p^2), Kruskal-Wallis-Test, Mann-Whitney-U-Test, Friedman-Test und Wilcoxon-Test analysiert ($p < 0.005$).

Ergebnisse: Subtraktiv gefertigte Prüfkörper zeigten höhere Martens-Parameter als additiv hergestellte ($p < 0,001$). Die künstliche Alterung wirkte sich negativ auf die gemessenen Parameter aus ($p < 0,001$). Horizontal gedruckte Prüfkörper zeigten, unabhängig vom Material und künstlicher Alterung, höhere Martens-Parameter als vertikal gedruckte ($p < 0,001$). Essentium PEEK und breCAM.BioHPP zeigten die höchsten und VICTREX PEEK 450G sowie Ultaire AKP die niedrigsten Werte ($p < 0,001$). Die mikroskopische Untersuchung zeigte, dass künstliche Alterung keine wesentlichen Veränderungen der Oberflächentopographie mit sich bringt.

Schlussfolgerung: Additiv gefertigte PEAK-Materialien sind subtraktiv hergestellten in Bezug auf die Martens-Parameter unterlegen. Die horizontale Ausrichtung von additiv gefertigten PAEK-Objekten führt zu besseren mechanischen Eigenschaften als die vertikale. Künstliche Alterung hat einen negativen Effekt auf die Martens-Parameter beider Materialklassen, jedoch nicht auf die Oberflächentopographie.

2.1.7 Originalarbeit: Prechtel A, Stawarczyk B, Hickel R, Edelhoff D, **Reymus M.** Fracture load of 3D printed PEEK inlays compared with milled ones, direct resin composite fillings, and sound teeth. Clin Oral Investig (In press 2020; IF 2019: 2.812)

Zusammenfassung

Zielsetzung: Das Ziel dieser Untersuchung war es, die Bruchlast, die Frakturtypen sowie den Einfluss von Kausimulation auf extrahierte humane Molaren, die mit additiv gefertigten Polyetheretherketon (PEEK) Inlays restauriert wurden, zu untersuchen. Diese Ergebnisse wurden mit subtraktiv hergestellten PEEK-Inlays sowie mit direkten Kompositfüllungen verglichen.

Material und Methode: Insgesamt wurden 112 defektfreie Molaren mit formkongruenten Klasse-I-Kavitäten präpariert und mit folgenden Materialien adhäsiv versorgt (n = 16 pro Gruppe):

- (1) Essentium PEEK (ESS)
- (2) KetaSpire PEEK MS-NT1 (KET)
- (3) VESTAKEEP i4 G (VES)
- (4) VICTREX PEEK 450G (VIC)
- (5) JUVORA Dental Disc 2 (JUV)
- (6) Tetric EvoCeram (TET)

Dabei wurden die indirekten Inlays aus den Materialien (1) – (4) mittels Schmelzschichtverfahren additiv hergestellt, während das Material (5) subtraktiv gefertigt wurde. Das Material (6) wurde in direkter Füllungstechnik eingebracht. Als positive Kontrollgruppe dienten gesunde, nicht präparierte Molaren. Die Hälfte der Prüfkörper jeder Gruppe (n = 8) wurde in einem Kausimulator mit kombinierten Thermocycling-Verfahren (1,2 Millionen Kauzyklen bei 50 N kombiniert mit 12.000 Thermozyklen bei 5°C und 55°C) künstlich gealtert. Die Bruchlast und die Frakturtypen aller Molaren wurden initial (nach Herstellung der Prüfkörper) sowie nach Kausimulation bestimmt. Die Daten wurden mit dem Kolmogorov-

Smirnov-Test, einer zweivarianten ANOVA-Analyse gefolgt von einem post-hoc-Scheffé-Test mit partiellem eta-Quadrat (η_p^2), einem Chi-Quadrat-Test und einem Weibull-Modul mit einem 95%-Konfidenzintervall analysiert ($p < 0,05$).

Ergebnisse: ESS und TET zeigten die niedrigste Bruchlast mit einem Minimum von 956 N, während die unbehandelten Molaren die höchsten Werte von bis zu 2981 N aufwiesen. Die Kausimulation zeigte keine Auswirkung auf die Bruchlast ($p = 0,132$). KET zeigte nach der Kausimulation ein niedrigeres Weibull-Modul als JUV, während TET ohne Kausimulation den höchsten Wert aufwies. Alle indirekten Restaurationen zeigten eine Fraktur im Zahn (75–100%), während direkte Kompositfüllungen einen Restorationsbruch (87,5%) aufwiesen. Von den unbehandelten Molaren frakturierte die Hälfte entweder vollständig oder erlitt eine Höckerfraktur.

Schlussfolgerung: Alle getesteten Materialien zeigten eine höhere Bruchlast als die zu erwartenden physiologischen und maximalen Kaukräfte. Die additive Fertigung von Inlays aus PEEK scheint bezüglich ihrer mechanischen Eigenschaften vielversprechend. Für die klinische Anwendung bedarf es jedoch noch einiger Verbesserungen in Bezug auf die Druckgenauigkeit und die Ästhetik der Materialien.

2.1.8 Originalarbeit: Krug R, Reich S, Soliman S, Keß S, **Reymus M**, Connert T, Krastl G. Guided Endodontics: A comparative in vitro study on the accuracy and effort of two different planning workflows. Int J Comp Dent 2020;23:119-128 (IF 2019: 1.714)

Zusammenfassung

Zielsetzung: Das Ziel dieser Untersuchung war es, die Genauigkeit und den Planungsaufwand zweier Softwarelösungen für das Verfahren der geführten Endodontie zu vergleichen.

Material und Methode: Es wurden vier identische Sätze von Ober- und Unterkiefermodellen mit additiv gefertigten Zahnreplika (insgesamt 32 Zähne) hergestellt, welche obliterierte Wurzelkanäle simulierten. Mit Hilfe zweier Planungssoftwarelösungen (CoDiagnostiX (CDX) und SICAT Endo (SE)) wurden Schablonen für die geführte Endodontie designt. Für CDX wurden die Schablonen additiv gefertigt, für SE wurden sie subtraktiv hergestellt. Die Planungen basierten auf dreidimensionalen Volumendatensätzen der Zahnreplika (DVT), die mit Oberflächenscans der Modelle kombiniert wurden. Ein Behandler führte die Zugangskavität an allen Frontzahnreplika mit Hilfe der gefertigten Schienen durch. Nach der Behandlung wurde erneut eine DVT-Aufnahme der Zähne gefertigt. Durch Überlagerung der pre- und postoperativen DVT-Aufnahmen wurden die Abweichungen von geplanter und tatsächlich durchgeführter Trepanation bewertet. Der Planungsaufwand wurde anhand der erforderlichen Zeitdauer und anhand der notwendigen Computerklicks bewertet. Statistische Analysen wurden unter Verwendung der 95% -Konfidenzintervalle (CI) durchgeführt.

Ergebnisse: Bei Verwendung von SE wurden in 16 von 16 Fällen (100%) die Wurzelkanäle erfolgreich lokalisiert, bei CDX gelang dies bei 15 von 16 Fällen (94%). Bezüglich der Abweichung in labial-oraler Richtung des 3D Vektors sowie des Winkels zeigten die durchgeführten Planungen mit SE (0,12 mm; 0,35 mm; 0,68 °) geringere Abweichungen als solche mit CDX (0,54 mm; 0,74 mm; 1,57 °) ($p < 0,01$). Der Planungsaufwand für jeden Kiefer

mit 4 Zähnen war unter CDX (10 Minuten, 50 Sekunden; 107 Klicks) geringer als unter SE (MV: 20 Minuten, 28 Sekunden; 341 Klicks) ($p < 0,05$).

Schlussfolgerung: Beide Systeme ermöglichen eine vorhersagbare Planung der Zugangskavität. Die subtraktiv gefertigten Schablonen führten zu einer geringeren Abweichung als die additiv hergestellten. Der Planungsaufwand zwischen den beiden Softwarelösungen unterscheidet sich. Es ist jedoch fraglich, ob dies klinisch relevant ist.

2.2 Additive Fertigung in der dentalen Lehre

Kostengünstige „Desktop-Drucker“ [6] sind auch für Bildungseinrichtungen wie etwa Zahnkliniken interessant, wenn eigene Lehrmodelle entwickelt werden sollen.

Die additive Fertigung findet heute bereits bei kommerziellen Lehrmittelanbietern Anwendung. Endodontische Übungszähne, die aufgrund ihres Aufbaus (feine Hohlräume) weder subtraktiv noch mittels Spritzguss-Verfahren gefertigt werden können, werden beispielweise von *RepliDens* (Schweiz) oder *TrueTooth* (USA) mit Hilfe des 3D-Drucks produziert und angeboten [3]. Im Vergleich zu einfachen Plastikblöcken mit einem simulierten Kanal sind sie viel realistischer und besitzen somit einen höheren didaktischen Mehrwert [80]. Im Vergleich zu extrahierten humanen Zähnen weisen sie keine Gefahr der Kontamination für Studierende auf. Jedoch steht nur eine geringe Auswahl an unterschiedlichen Zahnreplika zur Verfügung, die darüber hinaus vor Übungen rechtzeitig und in ausreichender Quantität bestellt werden müssen. Außerdem stellen sie aufgrund ihrer hohen Stückkosten eine finanzielle Belastung für die Studierenden dar, was repetitive Übungsmaßnahmen verhindert.

Bis heute herrschen in der dentalen Lehre so genannte Typodont-Modelle vor, die einen Kiefer mit idealisierten Zähnen wiedergeben. Sie eignen sich für die ersten vorklinischen Kurse, in denen die Studierenden ihre Fingerfertigkeit erlernen. Sie stoßen jedoch schnell an ihre Grenzen, wenn weiterführende Maßnahmen oder interdisziplinäre Behandlungen simuliert werden sollen. Für spezielle Übungen gibt es auf dem Markt einige kommerzielle Lehrmodelle, die jedoch nicht alle Bereiche abdecken; auch sind sie meist recht teuer und können keine kundenspezifischen Wünsche einer Bildungseinrichtung berücksichtigen.

Die additive Fertigung könnte dentalen Bildungseinrichtungen bei der Entwicklung und Herstellung eigener Übungszähne oder ganzer Modelle besonders nützlich sein. Vielfach sind Softwarelösungen zum Verarbeiten dreidimensionaler Datensätze in der Einrichtung bereits etabliert. Diese können auch für das Designen eigener Lehrmodelle Anwendung finden. Auf der Basis von Patientenfällen, die als Volumendatensätze (DVT) oder als Oberflächenscans zur Verfügung stehen, könnten besonders realistische Modelle entwickelt werden.

Folgende Fragestellungen werden in den Originalarbeiten zum Thema *additive Fertigung in der dentalen Lehre* behandelt:

Extrahierte humane Zähne sind bis heute der Goldstandard für endodontische Übungsmaßnahmen. Die potentielle Kontaminationsgefahr, die insbesondere für ungeübten Studierenden von ihnen ausgeht, ist zurzeit jedoch Gegenstand heftiger Diskussion. So ist davon auszugehen, dass die Nachfrage nach realistischen Zahnreplika in Zukunft stark zunehmen wird. Da kommerzielle Replika sich aufgrund ihrer hohen Stückkosten nicht für repetitive Übungen eignen stellt sich die Frage, ob Zahnkliniken eigene Replika mit den ihnen zur Verfügung stehenden Ressourcen herstellen können.

Für einige Lehrbereiche existieren bis heute keine geeigneten Übungsmodelle. Beispielsweise kann die Versorgung eines dentalen Traumas den Studierenden bisher nur in theoretischen Vorlesungen vermittelt werden. In Zukunft könnten dentale Bildungsrichtungen für spezifische Übungszwecke hoch realistische Modelle herstellen, die auf der Grundlage vorhandener dreidimensionaler Volumendatensätzen von echten Patientenfällen beruhen.

2.2.1 Originalarbeit: Reymus M, Fotiadou C, Keßler A, Heck K, Hickel R, Diegritz C. 3D printed replicas for endodontic education. Int Endod J 2019;52:123-130 (IF 2019: 3.801)

Zusammenfassung

Zielsetzung: Das Ziel dieser Untersuchung war es, die Herstellung von Zahnreplika für endodontische Übungsmaßnahmen mit Hilfe der additiven Fertigung auf ihre Machbarkeit hin zu beurteilen. Zusätzlich sollte die Genauigkeit des Fertigungsprozesses für diese Zwecke untersucht und die Replika von Studierenden evaluiert werden.

Material und Methodik: Geeignete extrahierte humane Zähne wurden ausgewählt, mittels einer dreidimensionalen Volumenaufnahme (DVT) und geeigneter Software digitalisiert und schließlich mit einem stereolithografischen Drucker Modelle additiv gefertigt. Die gedruckten Zähne wurden gescannt und deren Abweichung von der ursprünglichen CAD-Datei (Richtigkeit) sowie untereinander (Präzision) verglichen. Studierende der Zahnmedizin des sechsten Semesters führten als Übungsmaßnahme eine Wurzelkanalbehandlung an gedruckten Molaren durch und wurden anschließend gebeten, diese im Vergleich mit einer Behandlung an echten Zähnen zu evaluieren.

Ergebnisse: Der vorgestellte Arbeitsablauf erlaubt die Herstellung additiv gefertigter Zahnreplika. Die absolute Abweichung der Replika (Richtigkeit) lag zwischen 50,9 und 104,3 µm. Die Präzision lag zwischen 43,5 und 68,2 µm. Die Studierenden bewerteten die Zahnreplika als äußerst realistisch und sahen in ihrer Verwendung große Vorteile.

Schlussfolgerung: Der vorgestellte Arbeitsablauf kann von jeder dentalen Bildungseinrichtung nachvollzogen werden, die Zugang zu einer DVT-Einheit und einem stereolithografischen Drucker hat. Die Genauigkeit des Fertigungsprozesses eignet sich für die Herstellung von Zahnreplika für endodontische Übungsmaßnahmen. Studierende bewerten besonders die einfache Verfügbarkeit und die Fairness, die der Einsatz solcher Replika mit sich bringt, als äußerst positiv.

2.2.2 Originalarbeit: Reymus M, Fotiadou C, Hickel R, Diegritz C. 3D-printed model for hands-on training in dental traumatology. Int Endod J 2018;51:1313-1319 (IF 2018: 3.331)

Zusammenfassung

Zielsetzung: Das Ziel dieser Untersuchung war es, die Herstellung eines Lehrmodells für die dentale Traumatologie mit Hilfe der additiven Fertigung auf ihre Machbarkeit hin zu beurteilen. Zusätzlich sollte der Mehrwert der Website www.dental-traumaguide.org bei Übungen mit diesem Modell untersucht werden.

Material und Methode: Auf Grundlage einer dreidimensionalen Volumenaufnahme (DVT) eines Patientenfalls wurde mit Hilfe spezieller Softwarelösungen ein Modell entwickelt, das mehrere unfallbedingte Zahnverletzungen imitierte. Das Modell wurde additiv gefertigt und in einem Hands-On Kurs für Studierende des 10. Semesters verwendet. Während des Kurses erhielt eine Hälfte der Teilnehmer Zugang zur Website www.dentaltraumaguide.org. Nach dem Kurs wurden das theoretische Wissen sowie die praktischen Leistungen der Studierenden bewertet. Die erzielten Daten wurden mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test, dem ungepaarten t-Test und dem Mann-Whitney-U-Test ausgewertet ($p < 0.05$). Abschließend wurden die Studierenden gebeten, das Modell zu evaluieren.

Ergebnisse: Der vorgestellte Arbeitsablauf erlaubt die Herstellung eines Lehrmodells auf Grundlage eines Patientenfalls und ist relativ kostengünstig. Von den Studierenden wurde das Modell als äußerst realistisch und gewinnbringend angesehen. Zwischen beiden Gruppen waren signifikante Unterschiede festzustellen, wobei diejenige mit Zugang zur Website www.dentaltraumaguide.org insgesamt besser abschnitt.

Schlussfolgerung: Die additive Fertigung bietet neue Möglichkeiten für die Entwicklung realistischer Übungsmodelle. Die Website www.dentaltraumaguide.org kann bei der Versorgung einer unfallbedingten Zahnverletzung von großem Nutzen sein.

3. Diskussion

Im Folgenden werden die Themenbereiche dieser Habilitationsschrift einzeln diskutiert.

3.1 Dentale Werkstoffe für die additive Fertigung

In der Originalarbeit „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“ [66] wurde der Einfluss der Positionierung, des Nachbelichtungsverfahrens sowie der künstlichen Alterung auf die Bruchlast von 3D-Druckmaterialien für den temporären Zahnersatz untersucht.

Hierbei wurde festgestellt, dass Brücken, die in vertikaler Ausrichtung gefertigt wurden, die höchste Bruchlast erzielten. Dieses Ergebnis kann unter anderem mit der erhöhten Polymerisation des Prüfkörpers während des gesamten Druckvorganges erklärt werden. Bei dieser Ausrichtung wird das Objekt aus der höchsten Anzahl an Schichten hergestellt. Die Belichtungstiefe einer Schicht geht immer über diese hinaus und stellt so den Verbund zur vorhergehenden sicher, vergleichbar der Inkrementtechnik bei direkten Kompositfüllungen. Auf diese Weise erreichen die Prüfkörper eine insgesamt höhere Belichtungszeit und somit Polymerisation. Darüber hinaus muss bei der vertikalen Ausrichtung im Vergleich zur horizontalen Ausrichtung eine geringere Anzahl an Stützstrukturen entfernt werden, nämlich nur an der distalen Fläche. Da es bei der Entfernung der Strukturen und der Politur der Stützflächen zu Defekten im Gefüge der Objekte kommen kann, was besonders für spröde Materialien gilt, bietet die vertikale Ausrichtung Vorteile. Ein Nachteil der vertikalen Ausrichtung liegt darin, dass der Druckprozess auf Grund der Vielzahl an Schichten längere Zeit in Anspruch nimmt. Das Ergebnis dieser Untersuchung steht in Übereinstimmung mit einer Untersuchung von Unkovskiy et al. [84]. Alharbi et al. [1] hingegen stellten in ihrer Arbeit keinen Unterschied zwischen vertikaler oder horizontaler Ausrichtung ihrer Prüfkörper im Hinblick auf die Biegefestigkeit fest. Der Grund dafür könnte in der unterschiedlichen Form der Prüfkörper oder der verwendeten Materialien liegen. Alhabri et al. verwendeten eine nicht-klinische

Geometrie, während der Prüfkörper in der hier vorgestellten Originalarbeit eine dreigliedrige Brücke war. Anders als in dieser Originalarbeit wurden die Prüfkörper in der Arbeit von Alhabri et al. auch nicht künstlich gealtert.

Die Originalarbeit stellte einen Einfluss der verschiedenen Nachbelichtungsverfahren auf die Bruchlast fest. Die Materialien für den stereolithographischen Druckvorgang weisen eine hohe Anzahl an Photoinitiatoren auf, welche aufgrund der geringen Belichtungszeit während des Fertigungsprozesses nicht voll umgesetzt werden [34]. Somit ist eine Nachbelichtung der gedruckten Objekte erforderlich und möglich. Heute existieren auf dem Markt mehrere Nachbelichtungsgeräte, die für das Post-Processing additiv gefertigter Objekte angeboten werden. Diese Geräte unterscheiden sich in ihrer Technologie, d.h. der Quelle der Lichtemission und den entsprechenden Wellenlängen (Tabelle 3, Seite 37). Bei dieser Untersuchung war festzustellen, dass die von den einzelnen Materialherstellern angebotenen Geräte nicht immer die höchste Bruchlast des jeweiligen Materials erzielten. So war beispielsweise die Bruchlast für das Material NextDent C&B nach Verwendung des Blitzlichtverfahrens (Otoflash) höher als nach Verwendung des vom Materialhersteller stammenden UV-Gerätes (Printbox). Unkovskiy et al. [84] stellten in ihrer Arbeit keinen Einfluss der Nachbelichtungsverfahren auf die Biegefestigkeit stereolithographisch gefertigter Prüfkörper fest. Dies könnte mit den verschiedenen Testmaterialien oder mit Unterschieden in der Lichtenergie der getesteten Nachbelichtungsgeräte erklärt werden. Unkovskiy et al. verwendeten ein Schienenmaterial mit erhöhter Transluzenz, während in dieser Originalarbeit zahnfarbene Materialien mit äußerst geringer Transluzenz Verwendung fanden. Bei transluzenten Objekten könnte die Nachbelichtung bis in tiefere Schichten eindringen, wobei der Einfluss des einzelnen Verfahrens zu vernachlässigen ist. Der Einfluss der Transparenz sollte in zukünftigen Untersuchungen weiter geprüft werden.

Um eine Alterung der Prüfkörper zu simulieren wurde eine drei-wöchige Lagerung in Wasser bei 37°C gewählt. Dabei war für die 3D-Druckmaterialien, im Gegensatz zur Kontrollgruppe, eine erhebliche Reduktion der Bruchlast im Vergleich zu den initialen Werten zu beobachten. Besonders diejenigen Materialien, die Füllkörper integriert haben (Temp PRINT & 3Delta

temp), waren für den Alterungsprozess besonders anfällig. Dies kann mit einer Wasseraufnahme der Prüfkörper sowie einer schlechten oder gar fehlenden Silanisierung der Füllkörper zu erklären sein. Bei Print TEMP und 3Delta temp kann dies auf einen insuffizienten Verbund der Füllkörper mit der Matrix hindeuten [75] und sollte weiter untersucht werden.

Eine begrenzte Aussagekraft hat diese Untersuchung hinsichtlich des gewählten Verfahrens der künstlichen Alterung. Restaurationen sind in der Mundhöhle neben einer 100%igen Feuchtigkeit auch Temperaturschwankungen sowie Kaubelastungen ausgesetzt. So sollten in zukünftigen Untersuchungen die Materialien auch dem Thermocycling-Verfahren und einer Kausimulation unterzogen werden, um ihre klinische Performance bestmöglich in-vitro zu evaluieren.

In den Originalarbeiten „Influence of different post-polymerization strategies and artificial aging on the Martens hardness and indentation modulus of additively manufactured fixed dental prostheses: An in vitro study“ und “In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices“ wurde der Einfluss des Nachbelichtungsverfahrens sowie der künstlichen Alterung auf die Martens-Parameter von 3D-Druckmaterialien für den temporären festsitzenden Zahnersatz bzw. für Aufbissschienen untersucht. Dabei wurde ein elastisch-plastisches Verhalten für alle getesteten Materialien beobachtet.

In der ersten Originalarbeit wurden signifikant höhere Martens-Parameter für 3Delta temp und Temp PRINT als für die anderen 3D-Druckmaterialien gemessen. Dies kann damit begründet werden, dass diese beiden Materialien in die Matrix integrierte Füllkörper aufweisen. Der positive Zusammenhang zwischen Füllkörperanteil und Härte ist von konventionellen Kompositen bekannt [41,46]. Bei der Untersuchung der aufgezeichneten Kraft-Wege-Kurven konnte für Temp PRINT und 3Delta temp ein geringeres Kriechverhalten als für die anderen Materialien beobachtet werden, was wiederum auf deren Füllkörpergehalt zurückzuführen ist. Dabei bezeichnet das Kriechverhalten die zeitabhängige plastische Verformung eines Werkstoffes unter konstanter Last. Dentale Materialien sollten ein gewisses elastisches

Verhalten mit sich bringen, um maximale Kaukräfte besser aufnehmen zu können, bevor es zu einer Fraktur kommt. Eine plastische Verformung sollte jedoch möglichst gering sein, damit die Morphologie der Restauration unter Kaukraft intakt bleibt. Die Unterschiede zwischen den verschiedenen Nachbelichtungsverfahren, deren Spezifikationen in Tabelle 3 (Seite 37) dargestellt sind, waren signifikant. Die niedrigsten Martens-Parameter waren nach Anwendung des LED-Verfahrens (Labolight DUO) zu beobachten. Setzt man bei Kunststoffen eine Korrelation zwischen gemessener Härte und dem Konversionsgrad, so könnte dieses Ergebnis so interpretiert werden, dass durch Labolight DUO eine geringere Konversion als durch die anderen Nachbelichtungsverfahren hervorgerufen wird [14,31]. Dieser Hypothese wird in der nächsten Originalarbeit nachgegangen. Die künstliche Alterung führte bei allen 3D-Druckmaterialien nach 14-tägiger Wasserlagerung zu einer Abnahme der Martens-Parameter, wobei nach weiteren 14 Tagen ein leichter Anstieg der Werte zu beobachten war. Dies könnte mit einer Wasseraufnahme bei einer gleichzeitigen Nachpolymerisation der Prüfkörper erklärt werden. Durch eine hohe initiale Wasseraufnahme war der Effekt der Nachpolymerisation jedoch erst nach längerer Alterung feststellbar. Im Vergleich zum subtraktiven Material Telio CAD wiesen Temp PRINT und 3Delta temp auch nach künstlicher Alterung höhere Martens-Parameter-Werte auf. Somit könnten diese beiden 3D-Druckmaterialien eine Alternative zum subtraktiven Material darstellen.

In der zweiten Originalarbeit war der Einfluss des Nachbelichtungsverfahrens ebenfalls feststellbar. Auch hier führte das LED-Gerät (Labolight DUO) zu den geringsten Martens-Parametern und führte zugleich zum höchsten Kriechverhalten aller Materialien. Die 3D-Druckmaterialien für Aufbisschienen reagierten empfindlicher auf die künstliche Alterung als die Materialien für den temporären Zahnersatz. Nach 28-tägiger Wasserlagerung war ein starker Abfall der Werte zu beobachten. Die Kontrollgruppe zeigte hingegen keinen negativen Einfluss auf die Alterung. Die Ergebnisse dieser Originalarbeit stehen in Übereinstimmung mit einer Arbeit von Prpic et al. [64]. Auch dort war das subtraktiv gefertigte Material dem additiv gefertigten überlegen. Lutz et al. [48] untersuchten den Zweikörperverschleiß sowie die Bruchlast von additiv, subtraktiv und konventionell gefertigten Aufbisschienen-Materialien,

welche allen keine Füllkörper hinzugefügt waren. Hierbei zeigte das 3D-Druckmaterial den höchsten Volumenverlust und eine geringere Bruchlast als das Material für die subtraktive Fertigung. Zusammen genommen stellen diese Ergebnisse die Anwendung der additiven Fertigung von Aufbissschienen in Frage.

In der Originalarbeit „3D printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion“ [69] wurde der Einfluss der Druckschichtdicke und des Nachbelichtungsverfahrens auf die Konversionsrate von Materialien für den temporären Zahnersatz untersucht.

Unabhängig von Druckschichtdicke und Nachbelichtungsverfahren wurden sehr hohe Konversionsraten gemessen. Diese übersteigen solche von direkten Kompositmaterialien [21,62]. Dies kann damit erklärt werden, dass das untersuchte 3D-Druckmaterial keine Füllkörper aufweist, was eine höhere Konversionsrate erlaubt [18]. Des Weiteren kann es mit dem Herstellungsverfahren erklärt werden: die Prüfkörper werden während des Druckprozesses in äußerst dünnen Schichten polymerisiert und es folgt eine intensive Nachbelichtung. Die gemessenen Werte sind in Übereinstimmung mit einer Untersuchung von Tahayeri et al. [79], in der ebenfalls solch hohe Konversionsraten bei einem 3D-Druckmaterial beobachtet wurden.

Das Nachbelichtungsverfahren besitzt einen hohen Einfluss auf die Konversionsrate. Durch Nachbelichtung kann die Konversion im Vergleich zum Grünlings-Zustand um ein Drittel gesteigert werden. Dies unterstreicht die Bedeutung der Nachbelichtung stereolithographisch gefertigter Objekte. Nach Verwendung des Blitzlichtverfahrens (Otoflash) wurde die höchste Konversion gemessen. Dies könnte damit erklärt werden, dass bei diesem Verfahren das größte Spektrum an Wellenlängen abgedeckt wird (Tabelle 3, Seite 37), womit ein großer Anteil an Photoinitiatoren angesprochen wird. Gängige Photoinitiatoren für stereolithographische 3D-Druckmaterialien sind hierbei TPO, BAPO, Irgacure 184, Irgacure 369 oder Napthalimid-Derivate. Es könnte auch an einer höheren Lichtenergie als bei den anderen Verfahren liegen. Dieser Hypothese sollte bei zukünftigen Untersuchungen nachgegangen

werden. Bei dem Gerät Printbox, das auf UV-Licht basiert, war eine hohe Standardabweichung festzustellen. Dies könnte mit dem großen Volumen der Belichtungskammer des Gerätes zusammenhängen. Es scheint, dass die Positionierung der Prüfkörper innerhalb der Kammer einen Einfluss auf die Belichtungsintensität hat. Die Anwendung des LED-Verfahrens (Labolight DUO) führte zu der geringsten Konversionsrate. Dieses Ergebnis stützt die Hypothese der zuvor diskutierten Originalarbeit, dass die geringeren Martens-Parameter der mit Labolight DUO nachbelichteten Prüfkörper auf deren geringere Konversion zurückzuführen ist.

Auch die Druckschichtdicke hat einen Einfluss auf die Konversionsrate. Jedoch war interessanterweise kein Unterschied zwischen der 25 µm und der 50 µm Schichtstärke festzustellen. Dies könnte mit dem sogenannten „Overcuring-Effekt“ erklärt werden [34]. Dabei reicht die Belichtung einer Schicht nicht nur bis zur voreingestellten Schichtstärke, vielmehr erstreckt sich die Polymerisation bis auf die vorherige, um beide Schichten miteinander zu verbinden. Die 50 µm Schichtstärke könnte durch diesen Effekt soweit von der Belichtung durchdrungen sein, dass kein Unterschied mehr zur geringeren Schichtstärke von 25 µm festzustellen ist.

Als Limitation dieser Arbeit ist festzuhalten, dass nur die Konversionsrate der Prüfkörperoberfläche gemessen wurde. Eine weitere Untersuchung könnte die Konversionsrate in der Tiefe von Prüfkörpern bestimmen und somit den Bereich definieren, in den die verschiedenen Nachbelichtungsverfahren eindringen können. Des Weiteren wurde in dieser Arbeit auf eine künstliche Alterung verzichtet. Es ist aus klinischen Gesichtspunkten wichtig ihren Einfluss zu bestimmen; er könnte darüber hinaus mit einer toxikologischen Untersuchung des Materials abgeglichen werden.

Tabelle 3. Verwendete Nachbelichtungsgeräte aus den Originalarbeiten

Marke	Technologie	Dauer	Wellenlänge	Hersteller
LC-3DPrint Box	Ultraviolettes Licht (UV)	30 Minuten	Bereich von 315 bis 550 mit Höhepunkten bei etwa 360 und 435 nm	NextDent (Soesterberg, Niederlande)
Otoflash G171	Blitzlicht, Stickstoffatmosphäre	2 x 2.000 Blitze	Bereich von 300 bis 700 nm mit Höhepunkten bei etwa 480 und 530 nm	NK Optik (Baierbrunn, Deutschland)
Labolight DUO	Light-Emitting Diode (LED)	2 x 3 Minuten	Bereich von 380 bis 510 nm mit Höhepunkten bei etwa 395 und 475 nm	GC Europe (Leuven, Belgien)
PCU LED	Light-Emitting Diode (LED), Vakuum	5 Minuten	Höhepunkt bei etwa 410nm	Dreve (Unna, Deutschland)

In der Originalarbeit „Three-body wear of 3D printed temporary materials” [40] wurde das Abrasionsverhalten verschiedener 3D-Druckmaterialien für temporären Zahnersatz untersucht. Dafür wurde die Dreikörper-Verschleißmethode verwendet. Es war festzustellen, dass die meisten 3D-Druckmaterialien nach 200.000 Zyklen den gleichen Verschleiß wie das konventionelle Material zur subtraktiven Fertigung aufwiesen. Nur das gefüllte 3D-Druckmaterial 3Delta temp zeigte ein signifikant geringeres Abrasionsverhalten. Unter dem Rasterelektronenmikroskop waren bei diesem homogen verteilte Glasfüller irregulärer Form, deren Größe unter 1 μm lag, zu sehen. Das Abrasionsverhalten von 3Delta temp war vergleichbar mit einem Komposit für die direkte Füllungstechnologie (Tetric EvoCeram). Damit stimmen die Ergebnisse dieser Arbeit mit einer Untersuchung von Park et al. [60] überein. Für zukünftige Untersuchungen zum Abrasionsverhalten von 3D-Druckmaterialien sollte neben dem Dreikörper- auch der Zweikörperverschleiß untersucht werden. Darüber hinaus würde eine künstliche Alterung der Prüfkörper mehr Informationen zum klinischen Verhalten der Materialien liefern.

In den Originalarbeiten „3D printed and milled PAEK materials: Effect of artificial aging on Martens parameters” [63] und “Fracture load of 3D printed and milled PAEK materials” wurde die Machbarkeit der additiven Fertigung von PAEK-Materialien sowie deren mechanischen Eigenschaften untersucht. Polyaryletherketone sind Polymere, in denen aromatische Gruppen über Ether- und Ketonverbindungen miteinander verbunden sind [44]. Als äußerst biokompatibles Material mit hohen mechanischen Eigenschaften finden sie seit Jahren Anwendung in der Medizin und Zahnmedizin [38,82]. Wie von Valentan et al. 2018 [85] beschrieben, können Polyaryletherketone als Thermoplasten über das Schmelzsichtverfahren additiv gefertigt werden. Dabei ist die Verwendung spezieller 3D-Drucker notwendig, da das Material bis auf mindestens 343°C erhitzt werden muss, damit es fließfähig ist. Der Druckraum muss dementsprechend vorgewärmt sein, um das Material nicht zu schnell abkühlen zu lassen.

In der ersten Originalarbeit wurden zunächst Bearbeitungsparameter für einen solchen speziellen PAEK-Drucker bestimmt, um die vorgesehenen Materialien additiv zu fertigen. Im zweiten Schritt wurden auf Grundlage dieser Parameter Prüfkörper in horizontaler und vertikaler Druckrichtung hergestellt und ihre Martens-Parameter in Vergleich zu subtraktiven PAEK-Materialien untersucht. Dabei wurde festgestellt, dass die subtraktiv gefertigten Materialien höhere Werte erzielten. Dies kann durch ihre industrielle Herstellung mit einer gesteuerten Kristallisation erklärt werden. Bei den additiv gefertigten Prüfkörpern war der Kristallisationsprozess hingegen innerhalb des Druckraums von mehreren Faktoren abhängig und weniger steuerbar. Als Kritikpunkt muss festgehalten werden, dass die Prüfkörper nach ihrer Fertigung bei Raumtemperatur abgekühlt wurden. Dabei kann es bei einer zu schnellen Abkühlung zu einer geringeren Kristallisation sowie zu Defekten innerhalb des Gefüges kommen [72]. Eine stufenweise Abkühlung von den hohen Temperaturen im Druckraum bis zur Raumtemperatur wäre von Vorteil gewesen. Eine Nachbearbeitung der Prüfkörper mit Hitze zur Steigerung der Kristallisation hätte die mechanischen Eigenschaften wahrscheinlich erhöht [70]. Des Weiteren war ein Einfluss der Druckrichtung auf die additiv gefertigten Prüfkörper feststellbar. Die horizontale Ausrichtung führte zu höheren Werten als die vertikale. Bei den horizontal gefertigten Prüfkörpern erfolgte die Messung der Martens-Parameter senkrecht auf die Schichten, während bei den vertikalen Prüfkörpern die Messung parallel zu den Schichten erfolgte. Die einzelnen Schichten scheinen sich, so zeigen es die Mikroskop-Aufnahmen, nur schwach miteinander verbunden zu haben, was wiederum auf eine geringe Kristallisation zurückzuführen ist. Bei zukünftigen Untersuchungen sollte der Einfluss einer Nachbearbeitung mit Hitze untersucht werden. Die gemessenen Werte für die mittels Schmelzschichtverfahren gefertigten Prüfkörper sind vergleichbar mit denen der stereolithographisch hergestellten Prüfkörper aus der zuvor diskutierten Originalarbeit. Die mechanischen Eigenschaften der PEEK-Materialien könnten durch Zugabe von Füllkörpern gesteigert werden. Bei deren Zugabe muss jedoch darauf geachtet werden, dass sich das Fließverhalten des Materials auch weiterhin an die Eigenschaften einer Newtonschen

Flüssigkeit annähert [34]. Andernfalls könnte das Material nicht mehr gesteuert aus dem Extruder fließen und die Druckgenauigkeit wäre nicht mehr gegeben.

In der zweiten Originalarbeit wurde die Bruchlast von humanen Molaren untersucht, die mit additiv, subtraktiv oder direkt gefertigten Inlays versorgt wurden. Bei der Herstellung der mittels Schmelzschichtverfahren gefertigten PEEK-Inlays war auffällig, dass sie einer intensiven manuellen Nachbearbeitung bedurften, um in die Kavität zu passen. Das FFF-Verfahren ist, was die Genauigkeit betrifft, der Stereolithographie unterlegen [34]. Beim FFF-Verfahren entscheidet neben der Druckschichtdicke der Durchmesser des Extruders über die Genauigkeit der gefertigten Objekte. Bei dieser Arbeit lag der Durchmesser des Extruders bei 0,4 mm, was zur Herstellung dentaler Restaurationen als nicht ausreichend anzusehen ist. Jedoch stand zum Zeitpunkt dieser Arbeit noch kein Extruder aus geeignetem Material zur Realisierung eines geringeren Durchmessers zur Verfügung. Die gemessenen Bruchlast-Werte aller Untergruppen lagen oberhalb der erwartbaren physiologischen und maximalen Kaukraftkräfte. Die Bruchlast der mit additiv gefertigten Inlays versorgten Zähne war dabei vergleichbar mit solchen Zähnen, die mit subtraktiv gefertigten oder direkt eingebrachten Inlays versorgt wurden.

Die Ergebnisse der beiden Originalarbeiten legen nahe, dass additiv gefertigte PEEK-Versorgungen aus mechanischer Sicht für den klinischen Einsatz geeignet sind. Jedoch muss zuvor die Genauigkeit des Herstellungsprozess optimiert werden.

In der Originalarbeit „Guided Endodontics: A comparative in-vitro study on the accuracy and effort of two different planning workflows“ wurde die Genauigkeit zweier Workflows zur Fertigung von Führungsschienen für die Endodontie untersucht. Bei der Genauigkeitsuntersuchung erzielte der Workflow mit einer subtraktiv gefertigten Führungsschiene eine geringere Abweichung von der originären Planung als die additiv gefertigte Schiene. Beide Workflows ermöglichten jedoch zuverlässig das Auffinden obliterierter Wurzelkanäle an Frontzahnreplika, ohne eine Perforation der Zahnwurzel zu verursachen. Damit scheint der Unterschied zwischen den beiden Herstellungsverfahren

klinisch irrelevant. In zukünftigen Untersuchungen sollte die Genauigkeit subtraktiv und additiv gefertigter Aufbissschienen, welche die komplette Zahnreihe überdecken, analysiert werden, um beide Fertigungsverfahren besser vergleichen zu können.

3.2 Additive Fertigung in der dentalen Lehre

In der Originalarbeit „3D printed replicas for endodontic education“ [68] wurde die Herstellung von endodontischen Übungszähnen mit Hilfe eines Desktop-Druckers auf ihre Machbarkeit untersucht. Die Verwendung von Replika in der endodontischen Ausbildung ist aus mehreren Gründen ins Zentrum der Diskussion gerückt. Aufgrund des Erfolges präventiver und konservierender Zahnmedizin wird es immer schwieriger, geeignete extrahierte Zähne für studentische Übungsmaßnahmen zu finden. Außerdem wird eine mögliche Kontaminationsgefahr der noch ungeübten Studierenden durch extrahierte Zähne kontrovers diskutiert. Die Einbindung von Replika in das endodontische Curriculum wurde in mehreren Publikationen behandelt. Bitter et al. [12] fanden keinen Unterschied in der Leistung von Studierenden der Vorklinik, die entweder mit echten oder mit artifiziellen Zähnen geübt hatten. Zu demselben Ergebnis kam auch ein Review von Decurcio et al. [24]. Die Autoren betonten jedoch, dass die studentische Leistung in einem vorklinischen Kurs schwer auf die Behandlungsqualität am Patienten übertragbar sei. Tchorz et al. [80] bewerteten die Behandlungsfälle von Studierenden die im vorklinischen Kurs entweder mit Replika oder mit extrahierten Zähnen geübt hatten und konnten keine Unterschiede zwischen den beiden Gruppen feststellen.

Der in der Originalarbeit vorgestellte Arbeitsablauf erlaubt die Herstellung von endodontischen Übungszähnen auf einem Weg, der von anderen Zahnkliniken reproduziert werden könnte. Die Digitalisierung geeigneter extrahierter Zähne erfolgte mit einer Digitalen Volumetomographie (DVT). Die meisten Universitäten verfügen mittlerweile über solche Röntengeräte, nicht jedoch über μ CT mit denen feinere anatomische Besonderheiten wie Seitenkanäle aufgenommen werden können. Der gewonnene DICOM-Datensatz bedarf im Anschluss einer Umwandlung in eine STL-Datei und weiterer digitaler Nachbearbeitung. Zu

diesen Zweck stehen mehrere Open-Source-Softwarelösungen zur Verfügung, sodass dafür keine Kosten entstehen. Die Replika wurden schließlich mit einem Desktop-Drucker gefertigt, dessen Investitionskosten bei circa 3.000 € lagen. Dieser Drucker war in der Lage Hohlräume, wie zum Beispiel Wurzelkanäle wiederzugeben. Jedoch war die Auflösung nicht ausreichend, um feinere Strukturen, wie kleine Isthmen oder Seitenkanäle zu reproduzieren. Auch sind die Materialeigenschaften des verwendeten Druckharzes nicht mit humanem Dentin zu vergleichen. Die Röntgenopazität sowie die Härte wurden von den Studierenden als nicht mit echten Zähnen vergleichbar bewertet. Da mittels der Stereolithographie nur eine Farbe gedruckt werden kann, können keine Farbunterschiede (Sekundär- und Tertiärdentin) oder Entwicklungslinien wie bei einem menschlichen Zahn nachgeahmt werden. Solche Replika scheinen mit ihren Limitationen deshalb nur für erste Übungen der Studierenden geeignet. Sie können damit die Trepanation üben, sich mit der manuellen und maschinellen Aufbereitung vertraut machen sowie verschiedene Obturationsmethoden ausprobieren. Der Vorteil liegt darin, dass solche Replika kostengünstig und kurzfristig für repetitive Übungen zur Verfügung stehen. Für anspruchsvollere Simulationen, wie der Reinigung und Obturation feinsten Strukturen, sollten weitere Druckverfahren, wie beispielsweise das Multi-Jet-Verfahren, auf ihre Eignung hin untersucht werden.

In der Originalarbeit „3D-printed model for hands-on training in dental traumatology“ [67] wurde die Machbarkeit der Herstellung eines Übungsmodells für die dentale Traumatologie mittels additiver Fertigung untersucht. Eine unfallbedingte Zahnverletzung stellt den einzigen medizinischen Notfall in der Zahnmedizin dar. Auf eine einzelne Zahnarztpraxis gerechnet, tritt ein solcher Notfall relativ selten auf. Umso mehr fehlt den Zahnärzten die Erfahrung und Sachkenntnis, wie eine solche Situation zu behandeln ist [42]. Im universitären Curriculum wird die dentale Traumatologie meistens nur in theoretischen Vorlesungen behandelt. Praktische Erfahrung können die Studierenden auf Grund der Natur einer solchen Behandlung, die den sofortigen Eingriff eines erfahrenen Zahnarztes erfordert, im Rahmen ihres Studiums nicht sammeln. Auch in post-graduierten Fortbildungen wird das Thema

meistens nur theoretisch behandelt. Für praktische Übungsmaßnahmen fehlen kommerziell verfügbare Modelle. Marriot-Smith et al. [51] entwickelten ein Modell zum Training mit Studierenden im vorklinischen Studienabschnitt. Dieses Modell basiert jedoch auf einem Schafskadaver und ist dementsprechend nur schwer und aufwändig an anderen Zahnkliniken zu implementieren. In den letzten Jahren haben einige Universitäten mit der additiven Fertigung zur Entwicklung spezifischer Übungsmodelle für die medizinische und dentale Lehre begonnen [43,52,74].

In dieser Originalarbeit wird ein Arbeitsablauf zur Herstellung eines 3D gedruckten Modells für ein praktisches Training mit Studierenden zum Thema der dentalen Traumatologie vorgestellt. Da das Modell auf einer DVT-Aufnahme des Oberkiefers eines echten Patientenfalls basiert, wird die wiedergegebene Anatomie von den Studierenden als äußerst realistisch bewertet. Wie bei den additiv gefertigten Zahnreplika kann das Druckharz jedoch nicht die Materialeigenschaften von alveolaren Knochen, Dentin und Pulpa darstellen. Auch die Blutung einer Weichgewebsverletzung kann mit diesem Modell nicht simuliert werden. Trotz dieser Einschränkungen erlaubt das Modell den Studierenden, systematisch die Diagnose unfallbedingter Zahnverletzungen durchzuspielen und die Handgriffe für deren Versorgung repetitiv zu üben. Für die Zukunft sollten auch für diese Indikation weitere Drucktechnologien auf ihre Eignung untersucht werden. Das Multijet-Verfahren könnte dank der Verarbeitung mehrerer Materialgradienten eine geeignete Technologie sein.

Neben dem Modell wurde der Mehrwert der Website www.dentaltraumaguide.org evaluiert. Diese basiert auf den Guidelines der International Association of Dental Traumatology und stellt dem Zahnarzt bebilderte Informationen zur Diagnose und Therapie einer unfallbedingten Zahnverletzung zur Verfügung [4,5,25,49]. Die Gruppe von Studierenden, die mit Hilfe der Website die Übung durchführte, war besser imstande die korrekten Diagnosen zu stellen sowie die richtigen Therapien durchzuführen. Damit bietet die Website Zahnärzten, die mit einer unfallbedingten Zahnverletzung konfrontiert sind und damit wenig Erfahrung haben, eine erhebliche Unterstützung. Ein Nachteil liegt darin, dass die Website nur auf Englisch zur Verfügung steht. Alternativ gibt es auch deutschsprachige Apps für das Smartphone [27]. In

zukünftigen Arbeiten könnte deren Mehrwert ebenfalls mit Hilfe des Modells untersucht werden.

4. Zusammenfassung

Die Computer unterstützte Zahnheilkunde ist heute in zahntechnischen Laboren fest etabliert und ihre Bedeutung in Zahnarztpraxen weithin bekannt [13,83]. Die entsprechenden Arbeitsläufe sowie die dazugehörigen Softwarelösungen sind elaboriert und versprechen die Herstellung von Restaurationen in hoher und konstanter Qualität [2,29,30,54,59,88]. Bis heute herrscht die subtraktive Fertigung vor, bei welcher die Objekte aus industriell vorgefertigten Blöcken gefräst oder geschliffen werden.

Im letzten Jahrzehnt war der großflächige Einzug der additiven Fertigung in das verarbeitende Gewerbe zu beobachten, der in vielen Bereichen revolutionäre Veränderungen mit sich brachte [26,81]. Unter dem Begriff der additiven Fertigung, oder des Rapid Prototyping bzw. des 3D-Drucks, wird eine Vielzahl unterschiedlicher Verfahren zusammengefasst [39], denen allen gemeinsam ist, dass die Objekte schichtweise aufgebaut werden. In den letzten Jahren beobachten wir den Einzug dieser Fertigungsmethode in die Zahnmedizin [11]. Dieser kommt dabei zugute, dass der digitale Arbeitsablauf bereits bekannt und weit entwickelt ist, dass meist individuelle Kleinserien gefertigt werden, für welche die additive Fertigung prädestiniert ist, und dass kostengünstige Drucker den Einstieg niederschwellig ebnen. Eine Auswahl an dentalen Indikationen, die mit Hilfe dieser Methode gefertigt werden können, sowie ein Überblick über die Unterschiede zwischen subtraktivem und additivem Verfahren sind in Tabelle 1 und 2 (Seite 5 und 6) dargestellt.

Obwohl einige Hersteller die additive Fertigung in der Zahnmedizin stark bewerben und Materialien für verschiedene Indikationen anbieten, ist die Datenlage zu deren werkstoffkundlichen Eigenschaften noch sehr dünn, nimmt jedoch rasch zu [57]. Diese Habilitationsschrift stellt acht Originalarbeiten vor, welche dentale Materialien für die additive Fertigung untersucht haben.

Durch ihren schichtweisen Aufbau sind additiv gefertigte Objekte anisotrop, d.h. ihre mechanischen Eigenschaften sind von ihrer Positionierung während des Druckprozesses abhängig. In einer Originalarbeit konnte festgestellt werden, dass stereolithographisch gefertigte dreigliedrige Brücken eine höhere Bruchlast aufweisen, wenn ihre Längsachse vertikal zur Bauplattform positioniert ist [66]. Dies kann mit einer längeren Polymerisationszeit während des Druckprozesses erklärt werden, der aber mit dem Nachteil einer längeren Fertigungszeit einhergeht. Im Gegensatz zur Kontrollgruppe, einem CAD/CAM-PMMA, reagierten die getesteten 3D-Druckmaterialien empfindlich auf die künstliche Alterung. Besonders diejenigen Materialien mit integrierten Füllkörpern wiesen nach Wasserlagerung signifikant geringere Werte auf als initial. Dies könnte ein Hinweis auf eine insuffiziente Silanisierung der Füllkörper [76,77]. Die gemessenen Bruchlastwerte lagen für alle Materialien, unabhängig von der künstlichen Lagerung, oberhalb dessen, was als physiologische Kaufkräfte zu erwarten ist [32,36].

Eine Verschleißanalyse, wie mit der ACTA-Maschine, umfasst das gesamte tribologische System, in welchem das Material und die Prüfvorrichtung enthalten sind [23]. In der Originalarbeit zum Dreikörperverschleiß wurde für das gefüllte 3D-Druckmaterial ein signifikant geringeres Abrasionsverhalten als für die anderen 3D-Druckmaterialien oder das PMMA-Material festgestellt. Es war damit vergleichbar mit dem direkten Komposit [40]. Der positive Einfluss von Füllkörpern auf die Abrasionsresistenz eines Materials ist aus früheren Untersuchungen bekannt [19,20].

Eindringprüfungen, wie die Untersuchung der Martens-Parameters geben Rückschlüsse auf die Struktur und das Verformungsverhalten von getesteten Materialien [10]. Die Martens-Parameter sind dabei besonders für die Untersuchung elastisch-plastischer Materialien geeignet [73]. Sie sind außerdem anwendbar, wenn der Einfluss künstlicher Alterung auf ein Material ermittelt werden soll [16]. In der Originalarbeit zur Untersuchung der Martens-Parameter von 3D-Druckmaterialien für den temporären Zahnersatz war ein plastisch-elastisches Verhalten dieser festzustellen. Materialien mit integrierten Füllkörpern wiesen eine höhere Härte sowie ein höheres Eindringmodul auf und zeichneten sich gleichzeitig durch ein

geringeres Kriechverhalten als die ungefüllten Materialien sowie die Kontrollgruppe aus. Zieht man die Werte aus der Untersuchung von Hampe et al. [35] heran, gleichen die gefüllten Materialien in ihrem Verhalten den dort getesteten PMMA-basierten Materialien. Sie schneiden aber deutlich schlechter ab als CAD/CAM-Komposite, die noch wesentlich höher gefüllt sind.

Sowohl bei der Originalarbeit zur Bruchlast als auch bei der Arbeit zu den Martens-Parametern war ein hoher Einfluss des Nachbelichtungsverfahrens auf die untersuchten Eigenschaften festzustellen. Im Allgemeinen konnten nach Anwendung des Blitzlichtverfahrens die höchsten Werte beobachtet werden. Dies könnte an der großen Bandbreite der Wellenlängen durch dieses Verfahren oder an einer höheren Lichtintensität liegen. Hierfür bedarf es weiterer Untersuchungen. Bei der Nachbelichtung mit UV-Licht wurden allgemein die zweithöchsten Werte gemessen. Dies kann an der langen Belichtungszeit des Gerätes (Printbox) liegen, die mit 30 Minuten von allen am höchsten war. Bei diesem Gerät wurden sehr hohe Standardabweichungen festgestellt, welches mit dem großen Volumen der Belichtungskammer in Zusammenhang stehen kann. Die Positionierung der Prüfkörper darin scheint einen Einfluss auf die Lichtintensität zu haben. Die geringsten Werte wurden nach Verwendung des LED-Gerätes Labolight DUO beobachtet. Bei der Untersuchung des Einflusses des Nachbelichtungsverfahrens auf die Konversionsrate zeigte sich, dass das Blitzlichtverfahren zu den höchsten und Labolight DUO zu den geringsten Raten führte [69]. Die Korrelation zwischen Konversionsrate bzw. Füllkörpergehalt und mechanischen Eigenschaften ist von den direkten Kompositmaterialien bekannt und trifft auch auf die 3D-Druckmaterialien zu [14].

Auf Grundlage der soeben diskutierten Ergebnisse aus den vorliegenden Originalarbeiten zu stereolithographisch gefertigtem temporärem Zahnersatz ist festzuhalten, dass sie durchaus eine Alternative zu subtraktiven PMMA-Materialien darstellen könnten. Voraussetzung hierfür ist die Auswahl eines Materials mit integrierten Füllkörpern sowie ein korrektes Nachbelichtungsverfahren. Hingegen scheinen die untersuchten 3D-Druckmaterialien nicht für den definitiven Zahnersatz geeignet zu sein. Weitere Entwicklungen sowie Untersuchungen,

wie zum Beispiel zu ihrem optischen oder toxikologischen Verhalten, sind notwendig, um ihre Eignung abschließend zu evaluieren.

In zwei Originalarbeiten wurden die werkstoffkundlichen Eigenschaften von additiv fertigmaren PEEK-Materialien untersucht [63]. PEEK bzw. PAEK sind Polymere mit hohen mechanischen Eigenschaften und einer sehr guten Biokompatibilität, weswegen sie sich für den klinischen Einsatz hervorragend eignen [58,65,82]. Heute liegen sie als Granulat, Pellets oder als vorgefertigte Ronden für die subtraktive Fertigung vor [78]. Als Thermoplast sind sie aber auch über das Schmelzsichten additiv fertigbar [85]. Dafür sind spezielle Drucker notwendig, um das Material auf seinen Schmelzpunkt von 343°C zu erhitzen und zu verarbeiten. In der ersten Arbeit wurden die Martens-Parameter additiv gefertigter PEEK-Materialien mit subtraktiv gefertigten verglichen. Dabei waren die additiv gefertigten Materialien den subtraktiv gefertigten unterlegen. Dies kann durch eine höhere Kristallisation der Ronden, welche unter standardisiert industriellen Bedingungen vorgefertigt werden, erklärt werden. Die Kristallisation der additiv gefertigten Prüfkörper lief demgegenüber nicht vergleichbar gesteuert ab, was zu einer geringeren Kristallisation und zu Defekten im Gefüge geführt haben könnte [72]. Eine Nachbehandlung der Prüfkörper mit Hitze könnte deren mechanische Eigenschaften erhöhen, da dadurch die Kristallisation weiter angeregt wird [70]. Mikroskopisch war zu erkennen, dass die Schichten sich nicht optimal miteinander verbunden hatten und Lufteinschlüsse zwischen ihnen vorlagen. Dies kann erklären, warum die vertikale Ausrichtung, bei welcher die Messkraft parallel zu den Schichten verlief, zu geringeren Werten führte. In der zweiten Arbeit wurde die Bruchlast von Molaren untersucht, welche mit additiv oder subtraktiv gefertigten PEEK-Inlays sowie mit solchen aus einem direkten Kompositmaterial versorgt wurden. Auch hier erzielten die subtraktiv gefertigten Versorgungen höhere Werte. Jedoch lag die Bruchlast der Prüfkörper mit den additiv gefertigten Inlays oberhalb der maximal zu erwartenden Kaukräfte. Als Limitation der additiv gefertigten Inlays ist deren umfangreiche manuelle Nachbearbeitung anzusehen, die aufgrund der noch unzureichenden Passung erforderlich ist.

Zur klinischen Anwendung bedarf es noch weitere Untersuchungen zu möglichen Nachbearbeitungsverfahren, um die Kristallisation der Objekte zu erhöhen. Auch die Genauigkeit des Druckprozesses muss optimiert werden, um die Passung der Versorgungen zu gewährleisten.

3D-Druckmaterialien für Aufbissschienen wurden nur in einer Originalarbeit behandelt. Dabei wurden die Martens-Parameter in Abhängigkeit vom Nachbelichtungsverfahren und der künstlichen Alterung untersucht. Der Einfluss des Nachbelichtungsverfahrens deckt sich mit den Erkenntnissen aus den Untersuchungen zu den Materialien für den temporären Zahnersatz. Die Materialien für Aufbissschienen reagierten hingegen sehr empfindlich auf die künstliche Alterung. Für die Kontrollgruppe, ein PMMA-Material, war dies nicht zu beobachten. Dies stellt die klinische Anwendung dieser getesteten 3D-Druckmaterialien stark in Frage, doch sind weitere Untersuchungen nötig, um ihre Eignung besser beurteilen zu können.

Als Schablonen für die geführte Endodontie scheinen die Materialien besser geeignet zu sein, da die mechanischen Eigenschaften in diesem Fall eine untergeordnete Rolle spielen. In einer Originalarbeit konnte festgestellt werden, dass additiv gefertigte Schablonen das zuverlässige Auffinden von obliterierten Wurzelkanälen erlauben. Sie zeigten eine etwas höhere Abweichung als subtraktiv gefertigte Führungsschablonen, doch scheint dies klinisch nicht relevant zu sein.

Für die dentale Lehre bietet die additive Fertigung neue, ungeahnte Möglichkeiten. Diese Habilitationsschrift umfasst zwei Originalarbeiten, die sich der Anwendung der additiven Fertigung in der dentalen Lehre widmen.

Die Arbeiten untersuchten die Machbarkeit der Fertigung von endodontischen Übungszähnen sowie eines Lehrmodells für die dentale Traumatologie mit Hilfe eines kostengünstigen 3D-Druckers. Die vorgestellten Workflows erlauben es Zahnkliniken, zukünftig eigene Modelle für ihre spezifischen Übungsmaßnahmen, unabhängig von kommerziellen Herstellern zu entwerfen und herzustellen. Dabei könnten sich Zahnkliniken auch gegenseitig unterstützen.

Durch eine Vernetzung könnten Projekte gemeinsam entwickelt oder bestehende Modelle ausgetauscht werden. In Anbetracht der Diskussion um extrahierte humane Zähne für den vorklinischen Studienabschnitt könnten so effizient realistische Alternativen entwickelt werden. Als Limitation ist die Materialeigenschaft des in den Arbeiten verwendeten Druckharzes aufzuführen. In seiner optischen Erscheinung, der Radioopazität sowie der Härte ist es nicht mit Dentin vergleichbar. Zukünftig sollten weitere 3D-Druckmaterialien auf ihre Eignung für solche Lehrmodelle untersucht werden. Dabei könnten auch weitere Drucktechnologien evaluiert werden. So bietet beispielsweise das Multi-Jet-Verfahren die Möglichkeit mehrere Materialgradienten zu reproduzieren. Dies könnte es erlauben, Pulpa ähnliches Gewebe in ein Zahnreplikat einzufügen.

5. Literaturübersicht

1. Alharbi N, van de Veen AJ, Wismeijer D, Osman RB. Build angle and its influence on the flexure strength of stereolithography printed hybrid resin material. An in vitro study and a fractographic analysis. *Mater Technol* 2019;34:12-17.
2. Alves de Carvalho IF, Marques S, Araújo FM, Azevedo LF, Donato H, Correia A. Clinical performance of CAD/CAM tooth-supported ceramic restorations: A systematic review. *Int J Periodont Rest* 2018;38:68-78
3. Anderson J, Wealleans J, Ray J. Endodontic applications of 3D printing. *Int Endod J* 2018;51:1005-1018.
4. Andersson L, Andreasen JO, Day P, Heithersay G, Trope M, DiAngelis AJ, et al. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 2. Avulsion of permanent teeth. *Dent Traumatol* 2012;28:88-96.
5. Andreasen JO, Lauridsen E, Gerds TA, Ahrensburg SS. Dental Trauma Guide: A source of evidence-based treatment guidelines for dental trauma. *Dent Traumatol* 2012;28:345-350.
6. Attaran M. The rise of 3-D printing: The advantages of additive manufacturing over traditional manufacturing. *Bus Horiz* 2017;60:677-688.
7. Bae E-J, Jeong I-D, Kim W-C, Kim J-H. A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. *J Prosthet J* 2017;118:187-193.
8. Berman B. 3-D printing: The new industrial revolution. *Bus Horiz* 2012;55:155-162.
9. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505-511.
10. Bhandari NL, Lach R, Grellmann W, Adhikari R, editors. Depth-Dependent Indentation Microhardness Studies of Different Polymer Nanocomposites. *Macromol Symp* 2012;315:44-51.
11. Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh YH J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. *J Biomed Mater Res B* 2018;106:2058-2064.

12. Bitter K, Gruner D, Wolf O, Schwendicke F. Artificial versus natural teeth for preclinical endodontic training: a randomized controlled trial. *J Endod* 2016;42:1212-1217.
13. Blackwell E, Nesbit M, Petridis H. Survey on the use of CAD-CAM technology by UK and Irish dental technicians. *Br Dent J* 2017;222:689-693.
14. Bouschlicher M, Rueggeberg F, Wilson B. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent* 2004;29:698-704.
15. Brandestini M, Mörmann WH. Method and apparatus for the custom shaping of dental inlays, onlays, crowns, bridges and parts thereof. US Patent 4,766,704
16. Bürgin S, Rohr N, Fischer J. Assessing degradation of composite resin cements during artificial aging by Martens hardness. *Head Face Med* 2017;13:9-15.
17. Caffrey T. Executive summary of the Wohlers Report 2016
18. Chung KH, Greener E. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil* 1990;17:487-494.
19. Condon J, Ferracane J. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res* 1997;76:1405-1411.
20. Condon JR, Ferracane JL. Factors effecting dental composite wear in vitro. *J Biomed Mater Res* 1997;38:303-313.
21. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig* 2013;17:227-235.
22. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J* 2015;219:521-529.
23. De Gee A, Pallav P. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent* 1994;22:21-27.
24. Decurcio D, Lim E, Chaves G, Nagendrababu V, Estrela C, Rossi-Fedele G. Pre-clinical endodontic education outcomes between artificial versus extracted natural teeth: a systematic review. *Int Endod J* 2019;52:1153-1161.

25. DiAngelis AJ, Andreasen JO, Ebeleseder KA, Kenny DJ, Trope M, Sigurdsson A, et al. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 1. Fractures and luxations of permanent teeth. *Dent Traumatol* 2012;28:2-12.
26. Dilberoglu UM, Gharehpapagh B, Yaman U, Dolen M. The role of additive manufacturing in the era of industry 4.0. *Procedia Manufact* 2017;11:545-554.
27. Djemal S, Singh P. Smartphones and dental trauma: the current availability of apps for managing traumatic dental injuries. *Dental Traumatol* 2016;32:52-57.
28. Duret F, Blouin J-L, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988;117:715-720.
29. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *J Am Dent Assoc* 2010;141:10-14.
30. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137:22-31.
31. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater* 1985;1:11-14.
32. Fontijn-Tekamp F, Slagter A, Van Der Bilt A, Van'T Hof M, Witter D, Kalk W, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;79:1519-1524.
33. Ghadge A, Karantoni G, Chaudhuri A, Srinivasan A. Impact of additive manufacturing on aircraft supply chain performance. *J Manuf Technol Manag* 2018;29:846-865.
34. Gibson I, Rosen DW, Stucker B. *Additive manufacturing technologies*. Springer; 2014.
35. Hampe R, Lümke N, Sener B, Stawarczyk B. The effect of artificial aging on Martens hardness and indentation modulus of different dental CAD/CAM restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;86:191-198.
36. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977;35:297-303.

37. Hutchings I. Tribology: Friction and wear of engineering materials. Edward Arnold, London. 1992: 35-45
38. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening J, Von Foerster G. Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials* 2002;23:1749-1759.
39. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry—State of the Art. *Oper Dent* 2020;45:30-40.
40. Kessler A, Reymus M, Hickel R, Kunzelmann K-H. Three-body wear of 3D printed temporary materials. *Dent Mater* 2019;35:1805-1812.
41. Kim K-H, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002;87:642-649.
42. Krastl G, Filippi A, Weiger R. German general dentists' knowledge of dental trauma. *Dent Traumatol* 2009;25:88-91.
43. Kröger E, Dekiff M, Dirksen D. 3D printed simulation models based on real patient situations for hands-on practice. *Eur J Dent Educ* 2017;21:119-125.
44. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 2007;28:4845-4869.
45. Leal R, Barreiros F, Alves L, Romeiro F, Vasco J, Santos M, et al. Additive manufacturing tooling for the automotive industry. *Int J Adv Manuf Tech* 2017;92:1671-1676.
46. Li Y, Swartz M, Phillips R, Moore B, Roberts T. Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 1985;64:1396-1403.
47. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics—Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Laser Eng* 2014;54:203-221.
48. Lutz A-M, Hampe R, Roos M, Lümke mann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional—printed occlusal devices. *J Prosthet Dent* 2019;121:166-172.

49. Malmgren B, Andreasen JO, Flores MT, Robertson A, DiAngelis AJ, Andersson L, et al. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 3. Injuries in the primary dentition. *Dent Traumatol* 2012;28:174-182.
50. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health* 2017;17:149-160.
51. Marriot-Smith C, Marino V, Heithersay GS. A preclinical dental trauma teaching module. *Dent Traumatol* 2016;32:247-250.
52. McMenamin PG, Quayle MR, McHenry CR, Adams JW. The production of anatomical teaching resources using three-dimensional (3D) printing technology. *Anat Sci Educ* 2014;7:479-486.
53. Mironov V, Reis N, Derby B. Bioprinting: a beginning. *Tissue Eng* 2006;12:631-634.
54. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Mater J* 2009;28:44-56.
55. Monzón M, Ortega Z, Martínez A, Ortega F. Standardization in additive manufacturing: activities carried out by international organizations and projects. *Int J Adv Manuf Tech* 2015;76:1111-1121.
56. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137:7-13.
57. Oberoi G, Nitsch S, Edelmayer M, Janjić K, Müller AS, Agis H. 3D printing—encompassing the facets of dentistry. *Front Bioeng Biotech* 2018;6:172-185.
58. Ortega-Martínez J, Farré-Lladós M, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J. Polyetheretherketone (PEEK) as a medical and dental material. A literature review. *Med Res Arch* 2017;5:1-16.
59. Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont* 2008;21:53-59.
60. Park JM, Ahn JS, Cha HS, Lee JH. Wear resistance of 3D printing resin material opposing zirconia and metal antagonists. *Materials* 2018;11:1043-1053.

61. Pei E, Anzalone GC, Wijnen B, Pearce JM. Multi-material additive and subtractive prosumer digital fabrication with a free and open-source convertible delta RepRap 3-D printer. *Rapid Prototyping J* 2015;21:506-519
62. Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *J Biomed Mater Res* 1999;48:675-681.
63. Prechtel A, Reymus M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Comparison of various 3D printed and milled PAEK materials: Effect of printing direction and artificial aging on Martens parameters. *Dent Mater* 2020;36:197-209.
64. Prpic V, Slacanin I, Schauperl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *J Prosthet Dent* 2019;12:955-959.
65. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. *Dent J* 2017;5:35-43.
66. 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* 2019;24:701-710.
67. Reymus M, Fotiadou C, Hickel R, Diegritz C. 3D-printed model for hands-on training in dental traumatology. *Int Endod J* 2018;51:1313-1319.
68. Reymus M, Fotiadou C, Kessler A, Heck K, Hickel R, Diegritz C. 3D printed replicas for endodontic education. *Int Endod J* 2019;52:123-130.
69. Reymus M, Luemkemann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int J Comput Dent* 2019;22:231-237.
70. Rinaldi M, Ghidini T, Cecchini F, Brandao A, Nanni F. Additive layer manufacturing of polyetheretherketone via FDM. *Compos Part B-Eng* 2018;145:162-172.

71. Roberson D, Espalin D, Wicker R. 3D printer selection: A decision-making evaluation and ranking model. *Virtual Phys Prototyp* 2013;8:201-212.
72. Seo Y, Kim S. Nonisothermal crystallization behavior of polyaryletheretherketone. *Polym Eng Sci* 2001;41:940-945.
73. Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dent Mater* 2007;23:1079-1085.
74. Soares PV, de Almeida Milito G, Pereira FA, Reis BR, Soares CJ, de Sousa Menezes M, et al. Rapid prototyping and 3D-virtual models for operative dentistry education in Brazil. *J Dent Educ* 2013;77:358-363.
75. Söderholm K-J. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res* 1981;60:1867-1875.
76. Söderholm K-J. Leaking of fillers in dental composites. *J Dent Res* 1983;62:126-330.
77. Söderholm KJM, Yang MC, Garcea I. Filler particle leachability of experimental dental composites. *Eur J Oral Sci* 2000;108:555-560.
78. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J* 2015;34:7-12.
79. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater* 2018;34:192-200.
80. Tchorz J, Brandl M, Ganter P, Karygianni L, Polydorou O, Vach K, et al. Pre-clinical endodontic training with artificial instead of extracted human teeth: does the type of exercise have an influence on clinical endodontic outcomes? *Int Endod J* 2015;48:888-893.
81. Thomas D. Economics of the us additive manufacturing industry. NIST Special Publication 2013.
82. Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim III HB, Turner AS. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials* 2006;27:324-334.

83. Tran D, Nesbit M, Petridis H. Survey of UK dentists regarding the use of CAD/CAM technology. *Br Dent J* 2016;221:639-644.
84. Unkovskiy A, Bui PH-B, 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;34:324-333.
85. Valentan B, Kadivnik Z, Brajljić T, Anderson A, Drstvensek I. Processing polyetheretherketone on a 3D printer for thermoplastic modelling. *Mater Tehnol* 2013;47:715-721.
86. Wang Q, Sun X, Cobb S, Lawson G, Sharples S. 3D printing system: an innovation for small-scale manufacturing in home settings?—early adopters of 3D printing systems in China. *Int J Prod Res* 2016;54:6017-6032.
87. Williams AG. Dentistry and CAD/CAM: another French revolution. *J Dent Pract Adm* 1987;4:2-5.
88. Wittneben J-G, Wright RF, Weber H-P, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont* 2009;22:466-471.
89. Wohlers T, Gornet T. History of additive manufacturing. *Wohlers report* 2016;24:118-154.

6. 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. Jens Waschke, für ihre Unterstützung und Betreuung während meiner Habilitation
- Frau Prof. Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing (FH) Bogna Stawarczyk M.Sc., die meine Begeisterung für das wissenschaftliche Arbeiten im Rahmen der Betreuung meiner Promotion weiter förderte und mich zur Habilitation ermutigte, wobei sie mir fortlaufend freundschaftlich und fachlich zur Seite stand
- Dem gesamten Werkstoffkunde-Team der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik für die hervorragende interdisziplinäre Zusammenarbeit
- Allen weiteren Kolleginnen und Kollegen sowie Doktoranden, mit denen ich das große Glück hatte, zusammen arbeiten zu dürfen; im Besonderen möchte ich mich bei PD Dr. med. dent. Anja Liebermann M.Sc., Dr. med. dent. Andreas Keßler sowie Dr. med. dent. Christian Diegritz bedanken
- Meinem Schwiegervater, leitenden Ministerialrat a.D. Hans-Joachim Scholz, für seine unermüdliche, äußerst kompetente Unterstützung bei der sprachlichen Korrektur der englischen und deutschen Manuskripte
- Meinen Eltern und meiner Schwester Nina für ihre immerwährende, unerschöpfliche Unterstützung; auf ihren Rückhalt kann ich immer vertrauen
- Meiner Frau Lucie; ohne ihr großes Verständnis, ihre aufopfernde Unterstützung und ihrer liebevollen Motivation hätte ich den Weg zur Habilitation niemals geschafft