

Abb. 1 Workflow der additiven Fertigung (AF).

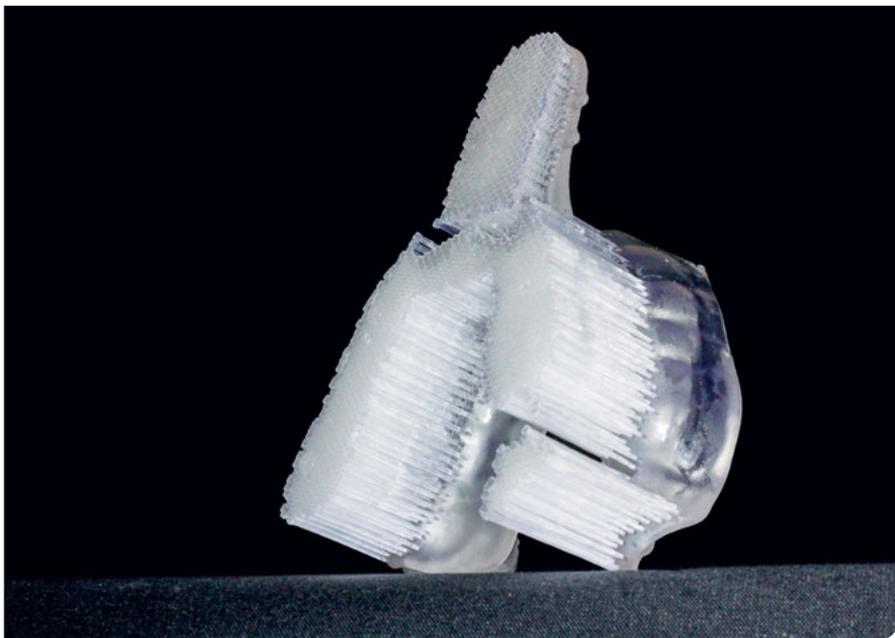


Abb. 2 Individueller Löffel mit Stützstrukturen (ZT: Ulrike Hiller; Foto: Anke Sauer).

- einer Schmelze extrudiert (ME-, FDM-Verfahren ...)
- einem Pulver gesintert (SLS-, „Binder jetting“-Verfahren ...) oder
- einzelnen Folien (Metall oder Kunststoff) laminiert (UAM, LOM) werden (Abb. 3).

Wird mit Harzen gearbeitet, kann zwischen einer Wannen-Polymerisation (VAT, das Harz wird in einer Wanne oder Schale bereitgestellt) oder einer Polymerisation mit einem Druckkopf (PolyJet, ähnlich Tintenstrahldrucker) unterschieden werden. Werden transparente Wannen verwendet, können große Harzmengen für eine Erstbefüllung vermieden werden.

Um das flüssige Harz in einen ausgehärteten Kunststoff zu überführen, be-

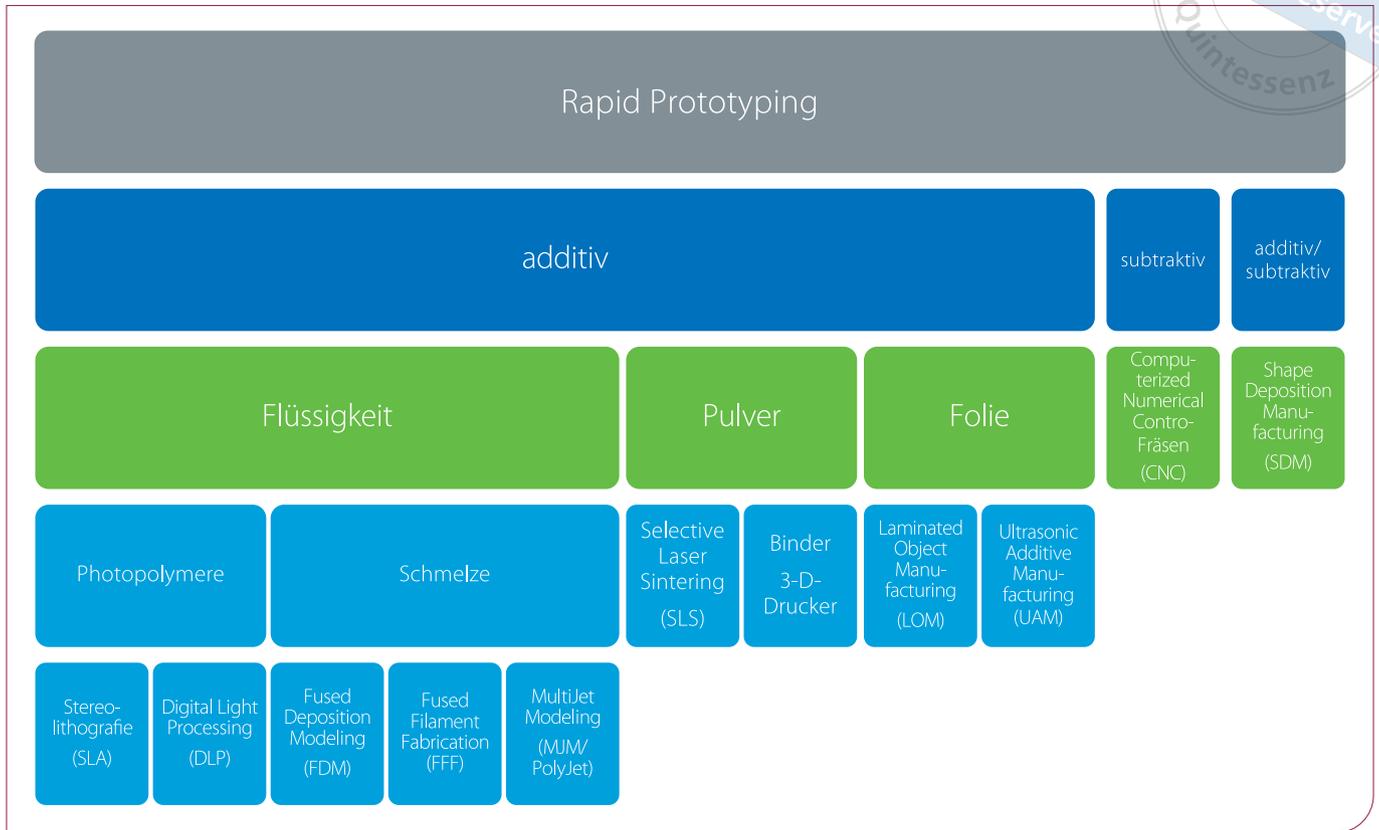


Abb. 3 Auswahl von additiven Verfahren.

sitzen die Drucker eine Lichtquelle (SLA: Laser, DLP: Projektor). Dabei unterscheiden sich die Geräte in der Anordnung der Lichtquelle, der Bauplattform oder des Harztanks. Es ist zudem möglich, die additive Fertigung mit subtraktiven Verfahren zu kombinieren („Shape deposition manufacturing“, SDM). In den jeweiligen Fertigungsverfahren sind weitere Unterscheidungen möglich. Diese sind in allgemeinen Normen und Standards definiert und festgelegt, wie DIN EN ISO/ASTM 52900, 52903 oder 52904 sowie in der VDI-Richtlinie 3405 beispielsweise für Metalle sowie Kunststoffe und Elastomere. Additive Fertigungstechniken werden umgangssprachlich meist auch als 3-D-Druck- oder „Rapid prototyping“-Verfahren bezeichnet.

Grundlagen

Die Qualität eines gedruckten Objekts kann durch die Auflösung (gemessen in DPI oder μm) der Geräte sowohl bereits bei der Digitalisierung als auch in der Fertigung bestimmt werden. Die Geräteauflösung ist als die kleinstmögliche darstellbare reproduzierbare Einheit eines digitalen Fertigungsprozesses festgelegt. In additiven Verfahren wird sie in allen Raumrichtungen definiert. Die Auflösung in Z-Richtung ist vorgegeben durch die Dicke der einzelnen Schichten. Die Reproduzierbarkeit und Präzision eines Verfahrens definieren die Möglichkeiten eines Druckers, 3-D-Strukturen exakt und akkurat wiederholt herstellen zu können¹⁷.

Die Qualität des Druckobjekts wird also unter anderem bestimmt durch Geräteparameter und -einstellungen, wie die Auflösung des Druckers, die verwendete Software, den Typ (Geschwindigkeit, Inten-

sität) der Lichtquelle/Art der Polymerisation (Laser, Projektor), die Art und Ausrichtung der Stützstrukturen, die Ausrichtung beim Drucken oder die Anzahl der Druckschichten. Hohe Auflösungen bedingen oftmals niedrige Druckgeschwindigkeiten. Zudem spielen materialspezifische Komponenten wie der Typ und die Zusammensetzung des Materials (Photoinitiatoren, Pigmente, Füllstoffe, Viskosität), dessen Viskosität, die Schrumpfung, die Lagerung (Alterung) oder auch die Reinigung und Nachpolymerisation eine entscheidende Rolle. Die jeweiligen additiven Fertigungstechniken charakterisieren sich durch die zu erreichende Qualität der Objekte und damit auch in der möglichen zahnmedizinischen Anwendung.

Wichtig ist, dass Drucker- und Druckparameter sowie Material optimal aufeinander abgestimmt sind. Nicht alle Drucker erlauben die Verarbeitung aller Werkstoffe. Einige Drucker bieten bediener-



Abb. 4a und b Kiefermodell mit (a) und ohne (b) Stützstrukturen, in horizontaler Ausrichtung gedruckt (ZT: Jennifer Weining; Foto: Anke Sauer).

freundliche Harz-Handhabungssysteme und die kontaktlose Materialerkennung und -zuordnung über „Radio-frequency identification“ (RFID). Der Einsatz von mehreren Wechselwannen und Kartuschensystemen (zum Beispiel Formlabs, Fa. Formlabs, Berlin) mit verschiedenen Materialien erscheint für den Anwender sinnvoll und ermöglicht ein breites Anwendungsspektrum und einen schnellen Wechsel zwischen den Werkstoffen.

Unterschiede zwischen additiver und subtraktiver Fertigung

Vergleicht man additive und subtraktive Verfahren², so zeichnet sich die additive Fertigung durch eine größere Freiheit bei der Gestaltung aus. Es können zum Beispiel Hinterschnitte oder geschlossene Objekte gefertigt werden, deren Fertigung subtraktiv nicht möglich wäre. Einzelne komplexe Bauteile wie Zahnersatz können daher mit diesen Verfahren mit relativ wenig Aufwand schnell und kostengünstig hergestellt werden, ohne dass Formen, Hilfsmittel oder Ähnliches benötigt werden. Sie können bei Bedarf schnell modifiziert (zum Beispiel Bissanpassung bei Schienen) oder bei Verlust oder Versagen neu gefertigt werden⁴.

Fertigungstechnisch sind zum Beispiel bei SLA sehr dünne Schichten von 15 bis 100 µm möglich, sodass es zu einer sehr guten Materialausnutzung kommt und bei sehr dünnen Schichten und einer daraus resultierenden glatten Oberfläche eine Nachbearbeitung auf ein Mindestmaß reduziert werden kann. Durch die einzelnen Schichten ist zudem prinzipiell die Option gegeben, Multimaterialstrukturen oder Gradientenwerkstoffe herzustellen, also zum Beispiel Farben oder sogar unterschiedliche Werkstoffeigenschaften (ähnlich Dentin oder Schmelz) in die Objekte einzubauen. Hier sind PolyJet-Systeme das Mittel der Wahl.

Die Geräte für die additive Fertigung sind meist einfacher aufgebaut als jene, die für subtraktive Techniken zum Einsatz kommen. Sie sind daher im Allgemeinen in der Anschaffung deutlich kostengünstiger. Da Materialien nicht abgetragen werden müssen, werden geringere Bearbeitungskräfte aufgebracht, wodurch einfachere und leichtere Baustrukturen möglich sind. Da nur Material für die Konstruktion und entsprechende Unterstützungsstrukturen verwendet wird, ist der Materialbedarf im Vergleich zur subtraktiven Fertigung geringer (Abb. 4).

Ein enormer Vorteil der additiven Fertigung ist, dass mehrere Restauratio-

nen gleichzeitig hergestellt werden können, wodurch eine wirtschaftlichere und schnellere Fertigung ermöglicht wird. Die Bauhöhe und die Plattformgröße definieren die Größe der zu druckenden Konstruktion. Die Baugeschwindigkeit (in mm/h, zum Beispiel bis zu 138 mm/h SolFlex 170, Fa. Voco, Cuxhaven) ist abhängig von Schichtstärke und Werkstoff. Die Druckrichtung (senkrecht vs. waagrecht zur Bauplattform) kann die mechanischen Eigenschaften der Konstruktion signifikant beeinflussen¹³.

Limitierende Faktoren der additiven Fertigung sind bisher oftmals dem Fertigungsprozess und teilweise den geringeren mechanischen Eigenschaften bei bestimmten Werkstoffklassen wie den polymeren Materialien geschuldet¹. Im Vergleich zu subtraktiv bearbeitbaren polymerbasierten CAD/CAM-Werkstoffen, deren Rohlinge unter optimalen industriellen Bedingungen erstellt werden können, wirken sich zum Beispiel die geringeren Umsetzungsraten auf den Restmonomergehalt der additiv gefertigten Konstruktionen aus. Noch haben viele additiv gefertigte Objekte eine geringere Präzision^{12,14}. Auch können sich Fehler in oder zwischen den einzelnen Schichten negativ auf die Stabilität des gesamten Objekts auswirken (Tab. 1).



Tab. 1 Vor- und Nachteile der additiven Fertigung.

Pro	Contra
einfache Verfahren	geringe mechanische Eigenschaften
günstige Anschaffung	limitierte verfahrensabhängige Präzision
geringer Materialverlust, hohe Materialergiebigkeit	aktuell eingeschränkte Indikation für permanente Restaurationen
große Gestaltungsspielräume	Supportstrukturen
Farb- und Gradientenmaterialien möglich	Nachbearbeitung (Reinigung, Polymerisation)
mehrere Objekte gleichzeitig	teilweise nicht sichtbare Druckfehler in der Konstruktion
komplexe Strukturen möglich	

Nachbearbeitung

Nach der additiven Fertigung müssen die nicht mehr benötigten Stützstrukturen entfernt werden; in den Stereolithografie-Verfahren muss die Restauration zudem als noch nicht final gehärteter „Grünkörper“ von überschüssigem Harz gereinigt werden. Das Ablösen der Restauration von der Druckplatte und den Stützstrukturen erfolgt oft händisch, mit Fräsen oder teilweise auch automatisiert mit einem Abschermesser (zum Beispiel ASM Funktion P30+ Cares, Fa. Straumann, Basel, Schweiz). Zur Reinigung werden meist Alkohole (Ethanol/Isopropanol) in speziellen Reinigungsbädern verwendet. Gelegentlich werden die gedruckten Objekte abgestrahlt. Teilweise erfolgt die Reinigung manuell, oft auch in mehreren Schritten oder automatisiert in nacheinander geschalteten Bädern (Waschstraße), Ultraschallbädern oder auch mit Zentrifugen¹⁰. Die Reinigungsmethode kann die Oberflächenbeschaffenheit, die mechanischen Eigenschaften sowie die Konversionsrate deutlich beeinflussen⁹. Abschließend müssen die Restaurationen trocknen, um dann nachpolymerisiert zu werden.

Zur Polymerisation kommen verschiedene Lichtquellen (LED, Halogen, Xenon) mit unterschiedlichen, auf die

Photoinitiatoren optimal abgestimmten Wellenlängen (zum Beispiel 385 nm oder 405 nm) zum Einsatz (Abb. 5). Moderne Lichtöfen (zum Beispiel Cera Print LEDcure, Fa. Kulzer, Hanau) bieten die Möglichkeit, bei erhöhten Temperaturen (bis zu 80 °C) oder zusätzlich in einer Schutzgasatmosphäre zu polymerisieren und somit den Polymerumsatz und damit unter anderem die mechanischen Eigenschaften weiter zu verbessern¹³.

Wie man aus der Zusammensetzung der Harzsysteme ableiten kann, sind nicht ausreagierte Druckmaterialien ähnlich wie andere dentale Methacrylate, Kunststoffe und Composite toxikologisch und aus Sicht der Biokompatibilität nicht ganz unbedenklich. Daher und auch um optimale Materialeigenschaften zu gewährleisten, sollte auf die Reinigung und Nachvergütung ein besonderes Augenmerk gelegt werden¹¹. Eine Reparatur, Adaption und Individualisierung der gedruckten Konstruktion ist bei vielen methacrylatbasierten Druckharzen mit Methacrylaten oder Kompositen möglich⁷.

Materialien

Für die FDM-Fertigung werden Thermoplaste (ABS, PC, PA, PEEK, POM, PVA) ähnlich wie für Spritzgießen oder die Ex-

trusion von Profilen eingesetzt, die durch Erwärmung druck- und formbar werden und nach dem Abkühlen in der gedruckten Form bleiben. Die meist deutlich teureren Druckmaterialien für SLA etc. sind Harzsysteme auf Epoxid- und in der Zahnmedizin meist Methacrylatbasis^{8,18}. Abwandlungen dieser Methacrylatmonomere werden auch in der Biologie und Medizin eingesetzt. Die Harzmischungen bestehen ähnlich wie dentale Composite¹⁹ aus verschiedenen Monomeren (wie Urethandimethacrylat, UDMA), die teilweise mit Füllstoffen versetzt werden, um die Eigenschaften zu verbessern oder die Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren.

Die für den Druck erforderliche Viskosität des Harzes begrenzt allerdings die Art und den Anteil an Füllstoffen und die Auswahl der Monomere. Zur Verdünnung werden beispielweise niedrigviskose Monomere wie Triethylenglykoldimethacrylat (TEGDMA) verwendet. Die Viskosität kann durch beheizbare Wannen oder Druckköpfe optimiert werden.

Einige Harzmischungen neigen zur Sedimentierung, das heißt Bestandteile wie Füllstoffe setzen sich ab; sie müssen daher vor der Anwendung geschüttelt oder aufgerührt werden²¹. Die Zugabe von Photoinitiatoren (Trimethylbenzoyl-diphenyl-phosphine-oxide, TPO; Ivocerin) ermöglicht die Lichtpolymerisation (Polymerisation nach Norrish Typ I/II) der Harze mit der Lichtenergie der entsprechenden Wellenlänge, ähnlich wie bei Füllungskompositen. Die Polymerisation von ungefüllten Harzen und Harzen ohne Stabilisatoren ist dabei von der Menge der Photoinitiatoren, der Wellenlänge des Lichts und dem molaren dekadischen Extinktionskoeffizienten abhängig. Um genügend Lichtenergie für eine ausreichende Polymerisation bereitzustellen, müssen Schichtstärken und Menge der Füllstoffe angepasst sein²⁰. Inhibitoren unterbinden, ähnlich wie die lichtundurchlässigen Gebinde, eine vorzeitige Reaktion der Harze.

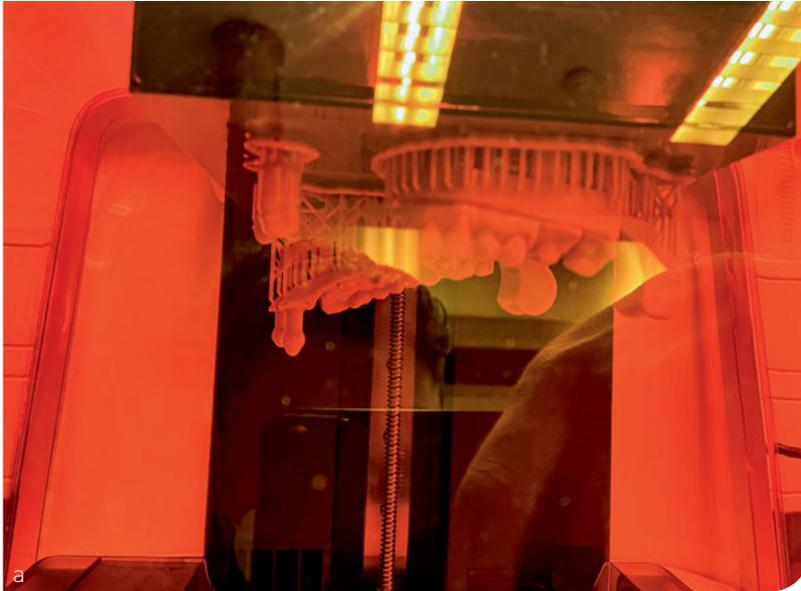


Abb. 5a und b Verschiedene Modelle im Drucker und Lichtofen (ZT: Markus Lenhardt).



Abb. 6 Gedrucktes Brückenprovisorium vor der Versäuerung (ZT: Markus Lenhardt).



Abb. 7 Fehldruck eines Modells: durch das Lösen des Modells von der Bauplattform entstandene Verzerrungen und ein Einriss (ZT: Jennifer Weininger; Foto: Anke Sauer).

Anwendungen

Die Anwendungsmöglichkeiten der additiven Fertigung in der Zahntechnik und Zahnmedizin sind sehr vielfältig. Eine indikationsbezogene Unterscheidung ist anhand der Einsatzdauer möglich. Mit 3-D-Druck Verfahren werden derzeit in der Zahnmedizin und Zahntechnik hauptsächlich Objekte hergestellt, die nicht direkt im Mund eingesetzt werden dürfen. Hierzu gehören

- Lehr- und Lernmodelle, zum Beispiel aus DVT-Daten, oder Polymerzähne zur Übung von endodontischen Behandlungen,

- Wax-up, ausbrennbare Modellationen mit Gusskanälen,
- Modelle in verschiedenen Qualitätsstufen mit Anforderungen an die Dimensionstreu, Kantenstabilität und Schrumpfung (teilweise mit herausnehmbaren Stümpfen oder Meistermodelle) mit Gingivamasken.

Aktuell bietet sich eine Vielzahl von Systemen für eine kurzzeitige klinische Anwendung an:

- individuelle Abformlöffel (Tray, Basis für die Bissnahme),
- „Try-in“-Restaurationen für die funktionelle und ästhetische Einprobe,

- Klebeschienen für die direkte Klebetechnik,
- Implantat-Bohr- bzw. Navigationsschablonen (geführte Schienen mit und ohne Hülsen),
- Bissregistrare.

Mittel- bis langfristige Anwendungen für den Einsatz additiv gefertigter Objekte sind:

- Aligner-/modelle zur kieferorthopädischen Behandlung,
- Schutzschienen (Bruxismus, Sport),
- Funktionsschienen,
- temporäre Restaurationen (Abb. 6).

Systeme für den langfristigen permanenten Einsatz sind:

- Prothesenbasen,
- Prothesenzähne
- Teil- und Vollprothesen (auch in kombinierter CAD/CAM-Fertigung gefräst und gedruckt),
- definitive Restaurationen (Kronen und Brücken),
- Einfärben von Zirkonoxidrohlingen.

Wie bei allen Fertigungsverfahren kommt es auch bei der additiven Fertigung immer wieder zu Fehlern oder Fehldrucken (Abb. 7). Als Anwender sollte man sich hierdurch nicht entmutigen lassen, denn die Lernkurve ist steil und der Erfolg rechtfertigt den Aufwand.

Literatur

- Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent* 2016;115:760–767.
- Berli C, Thieringer FM, Sharma N et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent* 2020;124:780–786.
- Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J* 2015;219:521–529.
- Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res* 2019;9: 179–185.
- Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dent Mater J* 2020;39:345–354.
- Kessler A, Reymus M, Hickel R, Kunzelmann KH. Three-body wear of 3D printed temporary materials. *Dent Mater* 2019;35:1805–1812.
- Li P, Krämer-Fernandez P, Klink A, Xu Y, Spintzyk S. Repairability of a 3D printed denture base polymer: Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength. *J Mech Behav Biomed Mater* 2021;114:104227.
- Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chem Rev* 2017;117:10212–10290.
- Mayer J, Reymus M, Wiedenmann F, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Temporary 3D printed fixed dental prosthesis materials: Impact of post printing cleaning methods on degree of conversion as well as surface and mechanical properties. *Int J Prosthodont* 2021;34(6): 784–795.
- Mayer J, Stawarczyk B, Vogt K, Hickel R, Edelhoff D, Reymus M. Influence of cleaning methods after 3D printing on two-body wear and fracture load of resin-based temporary crown and bridge material. *Clin Oral Investig* 2021;25(10): 5987–5996.
- Mayinger F, Reymus M, Liebermann A et al. Impact of polymerization and storage on the degree of conversion and mechanical properties of veneering resin composites. *Dent Mater J* 2021;40:487–497.
- Moon W, Kim S, Lim BS, Park YS, Kim RJY, Chung SH. Dimensional accuracy evaluation of temporary dental restorations with different 3D printing systems. *Materials (Basel)* 2021;14:1487.
- 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.
- Reymus M, Hickel R, Keßler A. Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: Milling vs 3D printing. *Clin Oral Investig* 2020;24:4607–4615.
- Revilla-León M, Meyer MJ, Zandinejad A, Özcan M. Additive manufacturing technologies for processing zirconia in dental applications. *Int J Comput Dent* 2020;23:27–37.
- Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: Current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont* 2019;28:146–158.
- Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. An update on applications of 3D printing technologies used for processing polymers used in implant dentistry. *Odontology* 2020;108:331–338.
- Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. Moderne Materialien und Technologien.* Stuttgart: Thieme, 2018.
- Rosentritt M, Kieschnick A, Stawarczyk B. *Werkstoffkunde-Kompodium Polymerbasierte CAD/CAM-Werkstoffe.* iBook. Berlin: Annett Kieschnick, 2018.
- Taormina G, Sciancalepore C, Messori M, Bondioli F. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: Technologies, materials, and future trends. *J Appl Biomater Funct Mater* 2018;16:151–160.
- Yun JS. Development of ceramic-reinforced photopolymers for SLA 3D printing technology. *Applied physics A* 2016;122:1–6.

Erstveröffentlichung in der Quintessenz Zahntechnik 8/2021.



Prof. Dr. Martin Rosentritt

Universitätsklinikum Regensburg (UKR)
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Franz-Josef-Strauss-Allee 11
93042 Regensburg
Tel.: 0049-941/944-6054
E-Mail: Martin.rosentritt@ukr.de

Annett Kieschnick

Freie Fachjournalistin
Helmholtzstraße 27
10587 Berlin
E-Mail: ak@annettkieschnick.de

Prof. Dr. Bogna Stawarczyk

Klinikum der Universität München (LMU)
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Goethestraße 70
80336 München
E-Mail: bogna.stawarczyk@med.uni-muenchen.de