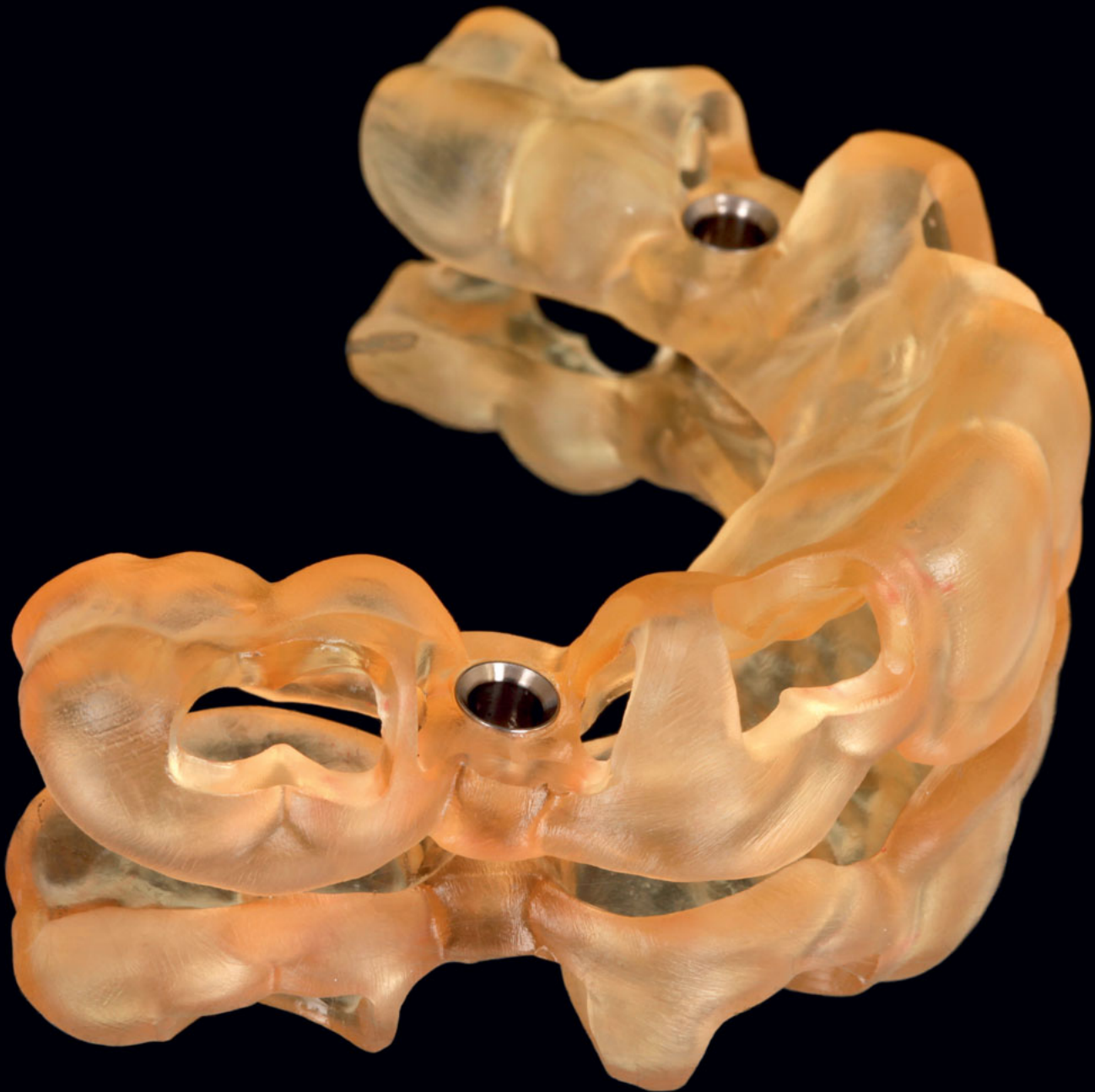


# 3-D-Druck bei der Herstellung von Modellen und Bohrschablonen

JOHANNES MAYER, BOGNA STAWARCZYK, ANNETT KIESCHNICK, BJÖRN ROLAND, MARCEL REYMUS





**Abb. 1** Gedrucktes Modell mit keramischen Implantatkronen. **Abb. 2** Gedruckte Modelle mit Zirkonoxid-Gerüst auf Implantaten.

## Einleitung

In den 1980er Jahren machte Charles W. Hull mit dem Stereolithografie-Drucker SLA-1 die erste additive Fertigungsmethode kommerziell verfügbar. Damit läutete er eine neue Ära bezüglich der Herstellungsprozesse ein.<sup>1</sup> Ursprünglich entwickelt, um im Rahmen des Rapid Prototyping komplexe dreidimensionale Datensätze kostengünstig in physische Objekte zu überführen, haben additive Fertigungsmethoden inzwischen in zahlreichen unterschiedlichen Bereichen Einzug gehalten<sup>19</sup>. In den vergangenen Jahren sind in diesem Bereich wichtige Patente ausgelaufen, unter anderem zum SLA/DLP-Verfahren. Dies führt dazu, dass zahlreiche Hersteller auf den Markt drängen und die Entwicklung additiver Fertigungstechnologien rasant vorantreiben.<sup>34</sup>

Hinter dem Begriff „additive Fertigung“, umgangssprachlich auch als 3-D-Druck bezeichnet, firmieren mehrere unterschiedliche Technologien. Die verschiedenen Verfahrenstechniken lassen sich entsprechend dem zugrunde liegenden Prinzip kategorisieren in

- direktes Material-/Binder-Jetting,
- Lasersintern/-schmelzen und
- Verfahren, die auf einer Polymerisation beruhen.

Die Technik, die derzeit am weitesten verbreitet scheint, ist die Stereolithografie (SLA).<sup>6</sup> Im Gegensatz zu analogen Herstellungsmethoden lassen sich mithilfe der additiven Fertigung relativ schnell und kostengünstig maßgeschneiderte Produkte herstellen. Als Materialien kommen Wachse, Kunststoffe, Metalle und Keramiken zum Einsatz.<sup>4</sup> Am meisten verwendet wird die Stoffklasse der Polymere.<sup>19</sup>

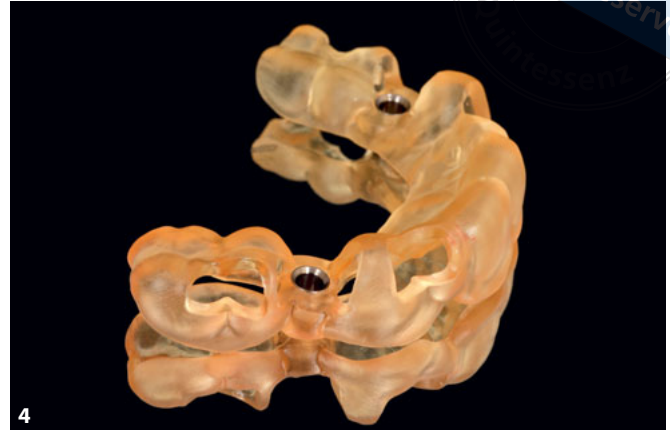
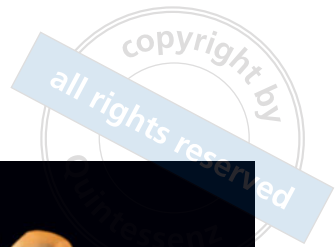
Die vielen Vorteile des 3-D-Drucks machen additive Fertigungsprozesse für die Zahnmedizin interessant. Während subtraktive Frästechniken, die heute zum Alltag vieler Zahntechniker und Zahnärzte gehören, bei der Realisierung feinsten Details durch den Radius des Fräswerkzeuges limitiert werden, können diese mittels additiver Verfahren problemlos gefertigt werden. Zudem lassen sich mehrere Objekte in einem Druckvorgang herstellen; bei einer gleichzeitigen Reduktion des Materialabfalls um bis zu 40 % im Vergleich zu subtraktiven Methoden. Hinzu kommt, dass auf besonders verschleißanfällige Teile wie Fräswerkzeuge verzichtet werden kann, wodurch sich die Gesamtkosten der Fertigung verringern und sich folglich die Wirtschaftlichkeit steigert<sup>3</sup>. Die Abbildungen 1 bis 8 zeigen beispiel-

## Zusammenfassung

Der Beitrag erläutert die Vorgehensweise bei den verschiedenen Techniken und Materialien des 3-D-Drucks, Stereolithografie und Digital Light Processing sowie 3-D-Druck-Kunststoffe. Außerdem werden die verschiedenen Möglichkeiten des Post-Processings dargestellt. Ein Blick auf die wissenschaftliche Datenlage zeigt, dass die Ergebnisse zu Themen wie Genauigkeit und Materialeigenschaften keineswegs immer kongruent sind. Hin und wieder ist es sogar gerechtfertigt, von den Herstellerempfehlungen abzuweichen.

## Indizes

3-D-Druck, CAD/CAM, additive Fertigung, Postprozesse



**Abb. 3** Gedrucktes Implantatmodell. **Abb. 4** Gedruckte Bohrschablone mit eingearbeiteten Bohrhülsen. **Abb. 5** Gedrucktes Implantatmodell mit Bohrschablone für ein Einzelzahnimplantat. **Abb. 6** Gedrucktes Implantatmodell mit Sofortversorgung.

haft unterschiedliche Einsatzmöglichkeiten für den 3-D-Druck. Angewandt wird der 3-D-Druck zurzeit vor allem zum Herstellen von Modellen, Implantatschablonen, individuellen Löffeln und Aufbissbehelfen<sup>28</sup>. Die additive Fertigung von Zahnersatz hingegen steht noch in den Anfängen, jedoch bieten viele Hersteller bereits entsprechende Lösungen an.

### Stereolithografie und Digital Light Processing

Unabhängig davon, ob das gewünschte Objekt mittels subtraktiver oder additiver Methoden gefertigt werden soll, steht am Anfang jedes Herstellungsprozesses die Datenakquise. Diese kann mit intra- oder extraoralen Scannern erfolgen. Ist die Herstellung eines Zahnersatzes beabsichtigt, ermöglicht die Anwendung des Intraoralscanners einen volldigitalen Workflow. Hierbei kann auf die von vielen Patienten als unangenehm empfundene konventionelle Abformung verzichtet werden. Die erhaltenen Daten werden mit einer speziellen CAD-Software (Computer-Aided-Design) verarbeitet und im STL-Format (Standard Triangulation Language) gespeichert. Die STL-Datei wird in die Software des Druckers übertragen. Da die additive Fertigung schichtweise erfolgt, muss die Drucker-Software den CAD-Entwurf

in einzelne Schichten zerlegen (Slicing). Zusätzlich wird das Objekt auf der Druckplattform positioniert, bei ausladenden bzw. überhängenden Geometrien werden Stützstrukturen hinzugefügt.<sup>8</sup> In Abbildung 9 und 10 sind die gedruckten Objekte mit deren Stützstruktur auf der Bauplattform dargestellt.

Infolge der schichtweisen Fertigung weisen 3-D-gedruckte Objekte anisotrope werkstofftechnische Eigenschaften auf. Das bedeutet, dass die Positionierung des Objektes auf der Druckplattform unmittelbare Auswirkungen auf die Materialeigenschaften hat.<sup>6,37,40</sup>

Als Druckermaterial dienen spezielle Harze. Sowohl die SLA- (Stereolithogra-

in einzelne Schichten zerlegen (Slicing). Zusätzlich wird das Objekt auf der Druckplattform positioniert, bei ausladenden bzw. überhängenden Geometrien werden Stützstrukturen hinzugefügt.<sup>8</sup> In Abbildung 9 und 10 sind die gedruckten Objekte mit deren Stützstruktur auf der Bauplattform dargestellt.

Infolge der schichtweisen Fertigung weisen 3-D-gedruckte Objekte anisotrope werkstofftechnische Eigenschaften auf. Das bedeutet, dass die Positionierung des Objektes auf der Druckplattform unmittelbare Auswirkungen auf die Materialeigenschaften hat.<sup>6,37,40</sup>

Als Druckermaterial dienen spezielle Harze. Sowohl die SLA- (Stereolithogra-



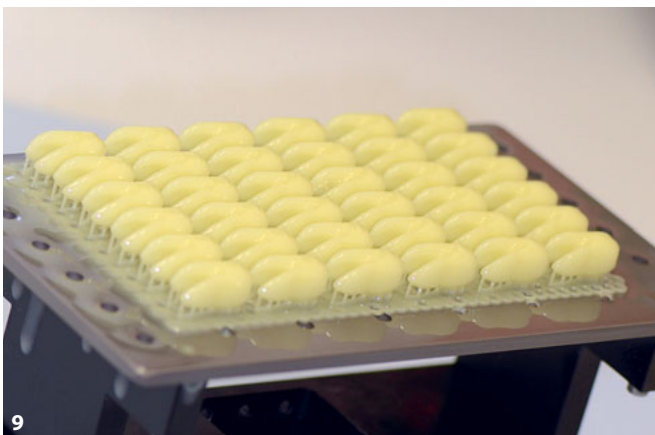
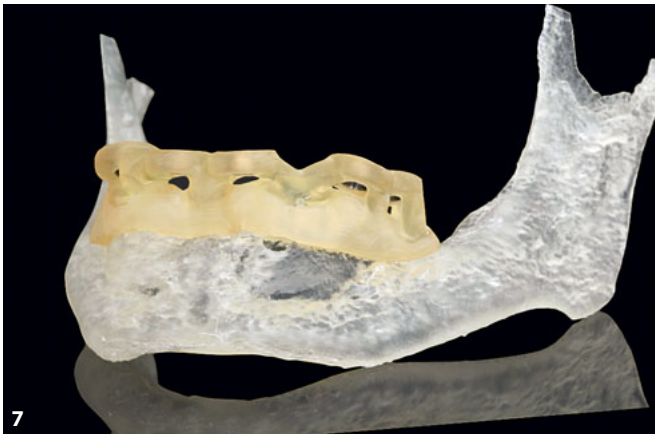
fie) als auch DLP (Digital Light Processing)-Technologie verwenden Licht, um das flüssige, UV-empfindliche Harzgemisch Schicht für Schicht zu polymerisieren. Hierbei fährt eine Bauplattform in ein mit Photopolymer gefülltes Becken. Aus diesem Prozess leitet sich der Name „Vat“-Photopolymerisation ab, unter dem die beiden Techniken zusammengefasst werden.

### Stereolithografie und Belichtung mittels Laser

Bei der Stereolithografie kommt für das Belichten ein gebündelter, meist ultravioletter Lichtstrahl zum Einsatz, der ent-

sprechend dem CAD-Entwurf die punktweise Polymerisation der Monomere in Gang setzt. Sobald eine Schicht fertiggestellt ist, wird die Position der Bauplattform in vertikaler Richtung um den Betrag geändert, der der gewünschten Schichtstärke des Objekts entspricht. Dabei gilt, je kleiner die Schichtstärke, desto höher die Auflösung in vertikaler Richtung und desto länger die Produktionszeit. Die Schichten sind üblicherweise zwischen 25 und 100 µm stark.<sup>28</sup> Die Schichtstärke hängt jedoch nicht nur von der vertikalen Bewegungsänderung der Bauplattform ab, sondern auch von dem verwendeten Harz und der Lichtquelle.<sup>19</sup>

In Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung der Bauplattform wird beim SLA-Verfahren zwischen zwei Herstellungsprinzipien unterschieden. Bei der Bottom-up-Methode ist der Laserstrahl auf die Oberfläche einer mit Harz gefüllten Wanne gerichtet und fährt die X-Y-Koordinaten des Objektquerschnitts ab. Anschließend wird die Bauplattform entlang der Z-Achse in die Wanne abgesenkt und die Objektoberfläche mit Harz benetzt. Die Belichtungszyklen wiederholen sich und das Objekt wird schichtweise aufgebaut. Wesentlicher Nachteil dieses Verfahrens ist das benötigte Materialvolumen, da der gesamte Baubereich mit Harz gefüllt sein muss.



**Abb. 7** Gedrucktes Kiefermodell mit knochengetragener Bohrschablone. **Abb. 8** Gedruckte Aufbisschiene, eingegliedert am Patienten. **Abb. 9 und 10** Gedruckte Objekte auf der Bauplattform unmittelbar nach dem Druckvorgang, die Stützstrukturen müssen im Rahmen der Nachbehandlung entfernt werden.



Beim Top-Down-Verfahren befindet sich die Lichtquelle unterhalb des Tanks, sodass die Schicht am Boden des Tanks aushärtet. Die Bauplattform wird Schicht für Schicht nach oben gefahren und das Objekt aus der Wanne herausgezogen. Dadurch kann das Bauvolumen das Volumen des Tanks erheblich übersteigen, allerdings wirken auf das gedruckte Objekt beim Ablösen von der Tankoberfläche größere Kräfte.<sup>33</sup>

### DLP-Verfahren und Belichtung mittels Projektor

Das DLP-Verfahren arbeitet nach demselben Prinzip wie das SLA-Top-Down-Verfahren. Großer Unterschied ist die Art der Belichtungsquelle. Die Belichtung erfolgt nicht Punkt für Punkt durch einen Laser, sondern durch einen Projektor, der eine Schicht komplett belichtet. Kernstück des Projektors ist der Flächenlichtmodulator (DMD, Digital Micromirror Device). Dieser besteht aus hunderttausenden individuell beweglichen Mikrosiegeln. Dabei entspricht ein Mikroskopiegel einem Pixel, das bedeutet, dass durch die Anzahl der Mikroskopiegel letztlich die Detailtreue des gedruckten Objekts determiniert wird. Da bei der DLP-Technologie jede Schicht auf einmal belichtet wird, verringert sich die Produktionszeit im Vergleich zum laserbasierten SLA-Verfahren.<sup>19,4,28</sup>

### 3-D-Druck-Kunststoffe

Das Angebot an Harzen für den 3-D-Druck ist groß und deckt ein breites Indikationsspektrum ab. Mittlerweile sind Materialien verfügbar, die vom Hersteller für die Fertigung von Zahnersatz freigegeben sind. Eine solche Eignung wird im Rahmen des Medizinproduktegesetzes festgelegt. Füllungswerkstoffe und Zahnersatz müssen der Anforderung „Langzeitanwendung“ entsprechen und wer-

den der Klasse IIa zugeordnet. Bei Materialien der Klasse Ia hingegen ist die ununterbrochene Anwendungsdauer im Mundmilieu auf 29 Tage beschränkt.<sup>16</sup>

Alle Harze enthalten eine Grundmatrix aus vernetzungsfähigen Mono- bzw. Oligomeren sowie einen Photoinitiator, der unter Einwirkung von UV-Licht in Radikale zerfällt und die Polymerisation auslöst. Hinsichtlich der Grundmatrix werden zwei große Gruppen unterschieden, denen jeweils verschiedene Polymerisationsprinzipien zugrunde liegen. Zum einen sind dies

- (Meth-)Acrylate, die durch radikale Polymerisation vernetzen, und zum anderen
- Epoxide bzw. Vinylether, die sich durch kationische Polymerisation verbinden und eine niedrigere Polymerisationsschrumpfung aufweisen.

Am weitesten verbreitet sind Acrylate sowie deren Derivate, wie die Methacrylsäure. Monomere mit geringem Molekulargewicht sorgen für eine geringe Viskosität des Harzes, die unter 5 Pa/s liegen sollte. Andernfalls wird durch die verringerte Fließgeschwindigkeit die Benetzungsfähigkeit des Harzes eingeschränkt. Die Folge ist eine verlängerte Produktionszeit, da das Anfließen des Harzes an die Oberfläche jeder neu produzierten Schicht erschwert wird<sup>35</sup>. Der Zusatz von Monomeren mit höherem Molekulargewicht, wie beispielsweise Urethandimethacrylat oder Bisphenol-A-glycidylmethacrylat, verbessert infolge der höheren Vernetzungsfähigkeit der Monomere die mechanischen Eigenschaften des Harzes.<sup>35</sup> Mit steigender Kettenlänge und zunehmender Anzahl funktioneller Gruppen steigt jedoch auch die Viskosität. Darüber hinaus muss die Transparenz des Harzes ausreichend sein, damit genügend Lichtenergie auf den Initiator trifft.<sup>35</sup>

### Der Polymerisationsvorgang

Die sehr kurze Belichtungszeit pro Schicht erfordert zusätzlich zur hohen Vernetzungsfähigkeit der Monomere, die sich durch die Anzahl funktioneller Gruppen steigern lässt, eine Initiatorkonzentration zwischen 3 und 5 Gew%.<sup>28</sup> Die radikalische Photopolymerisation beruht auf der Bildung von Radikalen durch Belichtung einer photolabilen Verbindung. Hinsichtlich der Radikalbildung können zwei Mechanismen unterschieden werden. Entweder kommt es direkt zur homolytischen Bildungsspaltung des Initiators oder die Radikalbildung erfolgt über einen Zwischenschritt, in dem von einer zweiten Verbindung ein Wasserstoffatom auf den eigentlichen Initiator übertragen wird.

Ein Beispiel für letztgenanntes Prinzip ist das Campherchinon/Amin-System, das dank starker Absorption und geringer Toxizität zu den meistverwendeten Initiatoren in Dentalmaterialien gehört. Weitere Beispiele für Initiatoren sind Acylphosphinoxide, Phenylpropandion sowie Bisacylgermanium-Verbindungen wie Ivocerin. All diesen Stoffen ist ihre gelbe Eigenfärbung gemein. Diese ist dem Absorptionsmaximum dieser Stoffe im blauen Lichtspektrum geschuldet. Dabei gilt, dass das Absorptionsmaximum des verwendeten Photoinitiators dem Emissionsspektrum der Lichtquelle möglichst gut angepasst werden sollte.

Die einzelnen Photoinitiatoren unterscheiden sich hinsichtlich ihres Absorptionsmaximums. Acylphosphinoxide (z. B. Lucirin TPO) absorbieren im Übergangsbereich zwischen sichtbarem und UVA-Licht. Ivocerin und das Campherchinon/Amin-System hingegen absorbieren sichtbares Licht mit einer Wellenlänge über 400 nm.<sup>19,21</sup> Während 3-D-Drucker der älteren Generation meist eine Wellenlänge von 405 nm benutzen, haben

**Tab. 1** 3-D-Druck-Materialien für temporäre Versorgungen. Auf die Angabe der Härte muss wegen fehlender Daten verzichtet werden. Abkürzungen: n. a. = nicht angegeben

Material	Hersteller	MPG	E-Modul (MPa)	Biegefestigkeit (MPa)	Wellenlänge (nm)	empfohlener Drucker
Varseo Smile Temp	Bego	Ila <sup>39</sup>	2000 <sup>17</sup>	80 <sup>39</sup>	405 <sup>39</sup>	Drucker der Varseo -Reihe <sup>39</sup>
SHERAprint-cb	Shera	I <sup>31</sup>	2100 <sup>31</sup>	85 <sup>31</sup>	315–400 <sup>31</sup>	Drucker der Sheraprint-Reihe <sup>31</sup>
3Delta Etemp	Deltamed	Ila <sup>2</sup>	n. a.	n. a.	385 <sup>2</sup>	n. a.
FreePrint temp	Detax	Ila <sup>11</sup>	1650 <sup>11</sup>	75 <sup>11</sup>	385 <sup>11</sup>	ASIGA pro075 <sup>11</sup>
GC Temp PRINT	GC	Ila <sup>14</sup>	n. a.	90 <sup>14</sup>	385/405 <sup>14</sup>	PICO2 (Asiga) MAX (Asiga) <sup>14</sup>
Nextdent C&B MFH	NextDent	Ila <sup>23</sup>	n. a.	107 <sup>23</sup>	n. a.	n. a.
Envisiontec E-Dent 400 C&B MFH	Envisiontec	Ila <sup>8</sup>	2100	107 <sup>8</sup>	n. a.	Micro Plus Advantage, Micro Plus XL, Vida u.a.
Temporis	DWS	Ila <sup>36</sup>	2900–4200 <sup>36</sup>	85–135 <sup>36</sup>	n. a.	XFAB 2500 PD, XFAB 3500 PD <sup>36</sup>

neue Geräte häufig eine Wellenlänge von 385 nm. Beim Kauf von Harzen sollte daher die Kompatibilität des enthaltenen Photoinitiators mit der Wellenlänge des verwendeten 3-D-Druckers überprüft werden.<sup>28</sup>

Um die mechanischen Eigenschaften von 3-D-Druck-Kunststoffen zu verbessern, werden häufig Füllkörper zugesetzt. Diese reduzieren die Polymerisationsschrumpfung und verbessern damit die Genauigkeit. Zusätzlich steigern die Füllkörper die Abrasionsbeständigkeit, was insbesondere bei der Fertigung von Zahnersatz und Aufbisschienen vorteilhaft ist. Allerdings bringt der Einsatz von Füllkörpern auch Nachteile mit sich. Die Füllkörper müssen möglichst homogen verteilt sein und dürfen während des Fertigungsprozesses weder sedimentieren noch agglomerieren. Daraus ergibt sich die Empfehlung mancher Hersteller, durch Schütteln, Rühren oder mittels eigens entwickelter Geräte (z. B. LC-3D-Mixer, Nextdent) eine Homogenisation der Füllkörper zu erreichen. Darüber hinaus kann es an den Füllkörpern zu unerwünschten Streueffekten und

folglich zur Transparenzminderung des Harzes kommen. Schließlich stellt die Viskosität, die durch die Zugabe von Füllkörpern erhöht wird, einen limitierenden Faktor dar.<sup>35</sup>

### 3-D-Druck-Kunststoffe für temporäre Versorgungen

In Tabelle 1 sind unterschiedliche, am Markt verfügbare Materialien zur Herstellung von temporärem Zahnersatz mittels

additiver Fertigung zusammengefasst, eine Auswahl dieser Materialien zeigt Abbildung 11. Zu den Aufgaben eines temporären Zahnersatzes gehört zusätzlich zur Wiederherstellung der Funktion und Ästhetik der Schutz der präparierten Zähne vor thermischen, chemischen und mechanischen Einflüssen. Zudem können Provisorien als diagnostisches sowie therapeutisches Hilfsmittel eingesetzt werden, um beispielsweise Rückschlüsse für die definitive Restauration zu ziehen.



**Abb. 11** Dargestellt sind unterschiedliche Materialien für die Herstellung von temporärem Zahnersatz. Von links: NextDent C&B, NextDent MFH, Freeprint temp, 3Delta temp, GC Temp Print.



Die Anforderungen an das Material für Provisorien sind vielfältig und umfassen mechanische, chemische sowie ästhetische Parameter. Die biologische Verträglichkeit muss gewährleistet sein. Das Material sollte keine toxische, reizende oder allergisierende Wirkung auf die Zahnpulpa sowie die umliegenden oralen Gewebe haben. Zudem sollte es eine gut polierbare Oberfläche und eine hohe Farbstabilität aufweisen. Die wichtigsten mechanischen Parameter sind zusätzlich zur Biegefestigkeit die Härte und der Elastizitätsmodul.<sup>7,32</sup> Wie in Tabelle 1 ersichtlich, geben nicht alle Hersteller die Produkteigenschaften ihrer Materialien bekannt. Daher muss in der Übersicht auf die Angabe bestimmter Werte verzichtet werden.

3-D-Druck-Harze für die Herstellung provisorischer Versorgung können wie konventionelle Materialien für Provisorien in zwei Hauptgruppen eingeteilt werden:

- Materialien auf Basis von Monomethacrylaten bzw. Acrylharz und
- Materialien, die multifunktionelle Acrylate enthalten.<sup>27</sup>

Letztere zeigen eine geringere Toxizität, weniger Polymerisationsschrumpfung und eine geringere exotherme Polymerisationsreaktion, sind aber teurer in der Anschaffung und lassen sich schwer reparieren. Envisontec E-Dent 400 C&B basiert ebenso wie Sheraprint-cb auf Acrylsäureestern.<sup>27,32</sup> Demgegenüber enthält Temporis multifunktionelle Acrylate. GC Temp PRINT kommt laut Herstellerangaben gänzlich ohne Methylmethacrylsäure aus; welche Monomere stattdessen enthalten sind, wird jedoch nicht erwähnt. Des Weiteren können gefüllte und ungefüllte Materialien unterschieden werden. Als Beispiele für gefüllte Harze sind Nextdent C&B MFH und GC Temp PRINT zu nennen. In den Herstel-

lerangaben von GC Temp PRINT wird darauf hingewiesen, dass die Flasche mit dem Harz vor der Anwendung geschüttelt werden sollte, um eine homogene Dispersion der Füllkörper zu erhalten.<sup>27,14</sup>

Eine Besonderheit 3-D-gedruckter temporärer Versorgung ist, wie eingangs bereits kurz erwähnt, die Richtungsabhängigkeit bestimmter mechanischer Eigenschaften, kurz Anisotropie genannt. Die Anisotropie additiv gefertigter Objekte resultiert aus der schichtweisen Fertigung. Dieser Effekt konnte unter anderem in Bezug auf die Druckfestigkeit nachgewiesen werden. Sind die einzelnen Schichten senkrecht zur Krafrichtung orientiert, lassen sich signifikant höhere Werte für die Druckfestigkeit erzielen.<sup>6</sup> In gedruckten Objekten, bei denen die Schichten parallel zur Krafrichtung verlaufen, konnten Mikrorisse beobachtet werden, die sich ausgehend von größeren Rissen zwischen den einzelnen Schichten fortzupflanzen scheinen.<sup>6</sup> Demgegenüber konnte in einer anderen Studie gezeigt werden, dass entgegen voriger Annahmen die Biegefestigkeit bei Objekten, in denen Lastrichtung und Schichtorientierung parallel verlaufen, am höchsten ist.<sup>40</sup> Dieses Ergebnis konnte in einer weiteren Studie bestätigt werden. Somit kann gesagt werden, dass horizontal zur Belastungsrichtung gedruckte Objekte die höchsten Werte hinsichtlich des Elastizitätsmoduls und der Biegefestigkeit aufweisen.<sup>37</sup> Zusätzlich zur Orientierung des Objekts auf der Bauplattform gibt es noch weitere Faktoren, die einen Einfluss auf die Materialeigenschaften ausüben, darunter die nach dem Drucken erforderliche Lichthärtung.<sup>37</sup>

### Post-Processing

Objekte aus dem SLA- bzw. DLP-Drucker müssen unmittelbar nach dem Druck-

prozess einer Nachbehandlung unterzogen werden. Diese dient zur Verbesserung sowohl mechanischer als auch biologischer Parameter.<sup>28</sup> Die verfügbaren Nachbehandlungsmethoden können unterteilt werden in mechanische, chemische und thermische Verfahren.<sup>38</sup> Zunächst werden in der Regel die Stützstrukturen mechanisch entfernt. Die Entfernung dieser Strukturen kann zu Ungenauigkeiten führen.<sup>3</sup> Daher ist bereits bei der Konstruktion und Positionierung des Objekts auf der Bauplattform auf eine topographisch sinnvolle Verteilung der Supports zu achten. Besonders sensible Bereiche sollten möglichst gespart werden (Abb. 12).

### Reinigungsmöglichkeiten

Nach dem Druck kann sich noch überschüssiges Harz auf der Materialoberfläche befinden. Hiervon ist das gedruckte Objekt zu befreien, wofür unterschiedliche Reinigungsmöglichkeiten zur Verfügung stehen. Zu den chemischen Reinigungsmethoden gehört die Verwendung einer Reinigungslösung (Abb. 13). Zu den mechanischen Reinigungsmethoden zählen das Abstrahlen mit speziellem Strahlgut sowie die Zentrifugierung des Werkstückes.<sup>35,39,29</sup>

Während mehrere Hersteller die Verwendung einer Reinigungslösung empfehlen, darunter Detax oder Sheraprint (FreePrint temp bzw. Sheraprint-cb), verfolgen andere Hersteller alternative Ansätze<sup>31,11</sup>. Bego empfiehlt, nach dem Einsatz einer Reinigungslösung die Supports abzutrennen und die Oberfläche der Objekte vorsichtig mit Perlablast micro abzustrahlen, einem bleifreien Natronglas mit Korngröße von 50 µm.<sup>39</sup> Demgegenüber rät Deltamed, wie in Abbildung 14 demonstriert, zur Zentrifugierung der Werkstücke.<sup>29</sup> Am gängigsten bleibt das Verwenden einer Reinigungs-





12

lösung. Hierfür kommen unterschiedliche organische Lösungen infrage:

- Ethanol
- Isopropylalkohol
- Aceton<sup>35</sup>.

Um die Reinigungswirkung zu verbessern, empfehlen manche Hersteller, die Lösung im Ultraschallbad zu aktivieren (Abb. 15).<sup>29</sup> Dabei ist bezüglich Dauer und Frequenz der Reinigung auf die Herstellerempfehlungen zu achten. Allgemein gilt, dass die Einwirkzeit von der Komplexität des Werkstückes und dem verwendeten Material abhängig ist.<sup>35</sup>

Die Reinigungslösung sollte sowohl die überschüssigen Monomere entfernen als auch keine unerwünschten Effekte auf das Objekt haben. Das Lösungsmittel sollte von dem Objekt weder absorbiert werden noch sollte eine Degradation von Materialbestandteilen erfolgen.<sup>38</sup> Nach der Reinigung werden die Objekte ge-



13



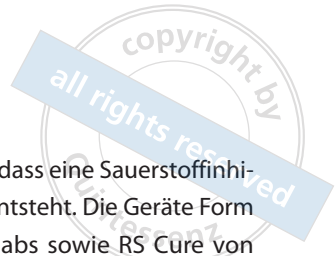
14



15

**Abb. 12** Nach abgeschlossenem Druckprozess müssen die Stützstrukturen entfernt werden. Dies erfordert eine mechanische Nachbearbeitung durch Fräsen oder mit einem Skalpell. Die Stützstrukturen sollten daher außerhalb sensibler Areale positioniert werden. **Abb. 13** Von links: Yellow Magic, Butylglykol (Kanister und Flasche), Isopropanol, Aceton, Ethanol. Unmittelbar nach dem Druckprozess ist es notwendig, die anhaftenden Monomere zu entfernen. Häufig werden dazu chemische Reinigungsmittel angewendet.<sup>35</sup> Hinsichtlich Lagerung und Anwendung ist auf die Gefahrstoffkennzeichnung zu achten. **Abb. 14** Als Alternative zur Reinigungslösung empfehlen manche Hersteller, wie etwa Deltamed, das Zentrifugieren der Objekte.<sup>29</sup> **Abb. 15** Durch den Ultraschall wird die Reinigungslösung in Schwingung versetzt. Daher schreibt das Reinigungsprotokoll einiger Hersteller den Einsatz eines Ultraschallbades vor.<sup>29</sup>





trocknet – in der Regel mit Druckluft.<sup>28</sup> Um diesen Prozess zu beschleunigen, werden im Rahmen der industriellen Produktion auch Öfen verwendet oder es wird ein Vakuum erzeugt.<sup>35</sup>

### Lichthärtung

Die Notwendigkeit einer abschließenden Lichthärtung ergibt sich aus der sehr kurzen Belichtungszeit pro Schicht während des eigentlichen Druckvorgangs. Insbesondere beim SLA-Verfahren ist eine Nachbelichtung essenziell, da das Scanmuster des Lasers zur Reduktion der Produktionszeit vor allem auf die äußere Umrissform jeder einzelnen Schicht fokussiert ist. Beim DLP-Verfahren ist die Belichtungszeit für jeden Punkt der bestrahlten Oberfläche gleich, wodurch auf der gesamten Fläche die gleiche Lichtenergie auftrifft.

Mit einer zusätzlichen Lichthärtung werden der verbliebene Photoinitiator aktiviert und unverbrauchte Monomere zur Polymerisation angeregt. Durch den Verbrauch des unreaktierten Photoinitiators, der in der Regel eine störende

Gelbfärbung erzeugt, kann als Nebeneffekt eine Bleichwirkung erzielt werden. Bei dem Material NextDent Surgical Guide hat die korrekte Nachbelichtung einen Farbumschlag zur Folge (siehe Abbildung 16 und 17). Vor allem aber lässt sich die Konversionsrate erhöhen, was positive Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften und die Biokompatibilität des Harzes hat<sup>35</sup>. Die Herstellerangaben bezüglich Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul können nur erreicht werden, wenn korrekt nachbelichtet wird.<sup>37</sup>

In Tabelle 2 ist eine Auswahl verschiedener Nachbelichtungsgeräte speziell für 3-D-Druck-Kunststoffe zusammengefasst. Die Geräte unterscheiden sich in den Lichtemittern, wobei neben Xenon-Stroboskoplampen, UV-Lampen und LEDs zum Einsatz kommen. Abgesehen von dem Otofash G171 (Abb. 18), dessen Spektrum bis 700 nm reicht, liegt das Spektrum aller anderen Geräte unterhalb von 550 nm.

Die Geräte von NK Optik, Dreve (Abb. 19) und Rapidshape können eine Schutzgasatmosphäre erzeugen, was

verhindern soll, dass eine Sauerstoffinhibitionsschicht entsteht. Die Geräte Form Cure von Formlabs sowie RS Cure von Rapidshape haben ein Heizsystem. Es ist anzunehmen, dass die Hersteller durch die Temperaturerhöhung die Reaktionsgeschwindigkeit der Polymerisationsreaktion beschleunigen wollen.

### Momentane wissenschaftliche Datenlage

Wirft man einen Blick auf die aktuelle Studienlage mit Bezug auf SLA- und DLP-Druckverfahren, können zusammenfassend zwei Themen als Forschungsschwerpunkte identifiziert werden: Während einerseits Fragen zur Genauigkeit des SLA- und DLP-Verfahrens im Fokus des Interesses stehen, sind andererseits die Materialeigenschaften der verwendeten 3-D-Druck-Harze Gegenstand intensiver Forschungsarbeit. Untersucht werden dabei insbesondere Möglichkeiten, im Rahmen des Produktions- und Nachbearbeitungsprozesses auf die Materialeigenschaften Einfluss zu nehmen.



**Abb. 16** Gedruckte Bohrschablone vor der Endhärtung im Lichthärtegerät. Das verwendete Material (Nextdent Surgical Guide) hat einen Farbumschlag als Indiz für die Nachpolymerisation. **Abb. 17** Gedruckte Bohrschablone nach der Lichtpolymerisation (Farbumschlag orange) beim Abtrennen der Stützstrukturen.

**Tab. 2** Auflistung verschiedener Nachbelichtungsgeräte in der dentalen Anwendung. Abkürzungen: n. a. = nicht angegeben.

Hersteller	Gerät	technische Daten	Spektralverteilung (nm)
NK Optik	Otoflash G171	2 Xenon- Stroboskoplampen à 100 W, optional mit Schutzgasvorrichtung <sup>24</sup>	280–700, Maximum zwischen 400 und 500 <sup>24</sup>
NextDent	LC-3DPrint Box	12 UV- Lampen <sup>18</sup>	300–550 <sup>18</sup>
GC Europe	GC Labolight DUO	12 blaue und 3 lilafarbene LEDs <sup>12</sup>	380–510, Maximum zwischen 465–485 und 390–400 <sup>12</sup>
Dreve	PCU LED	LED, mit Schutzgasvorrichtung <sup>26</sup>	n. a.
Formlabs	Form Cure	13 multi-direktionale LEDs, Heizsystem erzeugt Aushärtetemperatur von 80°C <sup>10</sup>	Maximum bei 405 <sup>10</sup>
Rapid Shape	RS Cure	LEDs, Heizsystem, Schutzgasatmosphäre <sup>30</sup>	UVA und UVB- Spektrum <sup>30</sup>
EnvisionTEC	LED Post Curing Unit	18 LEDs <sup>9</sup>	UV- Spektrum <sup>9</sup>
	UV Ligh Curing Box	12 UV- Lampen <sup>9</sup>	

## Genauigkeit

Alharbi et al.<sup>5</sup> stellt die subtraktive Fräs-technik dem SLA-Verfahren gegenüber, indem die interne Passung und Randpassung von gefrästem bzw. gedrucktem temporärem Zahnersatz verglichen wurde. Die Studie zeigte, dass beide Fertigungsmethoden klinisch akzeptable Werte liefern, das SLA-Verfahren mit Hinblick auf die interne Passung und den Randschluss aber bessere Werte erzielt.

Ein ähnliches Ergebnis zeigte die Studie von Park et al.<sup>25</sup>, in der temporäre Implantatversorgungen, hergestellt mit einem DLP-Drucker, einen besseren Randschluss aufweisen als konventionell gefertigte oder gefräste Versorgungen. Die hohe Genauigkeit sowohl des SLA- und DLP-Verfahrens konnte in weiteren Studien belegt werden. In einer davon wird die Genauigkeit von Zahnmodellen verglichen. Zwischen dem konventionellen Gipsmodell und dem Modell aus additiver Fertigung (SLA) konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Die gedruckten Modelle zeigten sogar eine größere Präzision als die Gipsmodelle.<sup>15</sup>

**18****19**

**Abb. 18** Die abschließende Lichthärtung verbessert mechanische und chemische Eigenschaften.<sup>35</sup> Abgebildet ist das Nachbelichtungsgerät der Firma NK Optik, genannt Otoflash G171, dessen Spektrum den Bereich zwischen 280 und 700 nm abdeckt.<sup>24</sup> **Abb. 19** Das Nachbelichtungsgerät PCU LED der Fa. Dreve setzt bei der Lichtquelle auf die LED- Technik. Zusätzlich kann ähnlich wie beim Otoflash G171 eine Schutzgasatmosphäre erzeugt werden.<sup>26</sup>



**Abb. 20** Frakturierte Schiene nach einigen Wochen Tragezeit.

nannte Eigenschaften schlechter ab. Dieses Ergebnis konnte in mehreren Studien bestätigt werden.<sup>37,40,29,20</sup> Gegenteiliges zeigt die Studie von Alharbi et al.<sup>6</sup> im Hinblick auf die Druckfestigkeit. Dieser Wert ist größer, wenn die Kraft senkrecht auf die Schichten des gedruckten Objekts trifft.<sup>6</sup> Zusätzlich zur Druckrichtung spielt das Post-Processing, insbesondere die abschließende Lichthärtung, eine wichtige Rolle. Monzon et al.<sup>20</sup> konnte sogar zeigen, dass die Lichthärtung die Anisotropie bestimmter Eigenschaften relativiert. Voraussetzung ist das Fehlen störender Pigmente.<sup>20</sup>

Wie in Tabelle 2 ersichtlich, existieren zahlreiche unterschiedliche Nachbelichtungsgeräte. Grundsätzlich ist bei der Wahl des Geräts den Herstellerempfehlungen Folge zu leisten. Reymus et al.<sup>29</sup> untersuchten den Einfluss unterschiedlicher Nachbelichtungsgeräte auf verschiedene 3-D-Druck-Kunststoffe für temporären Zahnersatz. Dabei konnte nachgewiesen werden, dass die Herstellerempfehlungen für das Nachbelichtungsgerät nicht immer zu den besten Ergebnissen führen.<sup>29</sup> Es scheint also gerechtfertigt, in bestimmten Fällen von den Herstellerempfehlungen abzuweichen. Mit Hinblick auf eine Langzeitanwendung von 3-D-Druck-Kunststoffen im Mundmilieu sollten die Materialeigenschaften durch die Lagerung in Wasser möglichst nicht beeinträchtigt werden. Abbildung 20 zeigt beispielhaft eine frakturierte Schiene einige Wochen nach Eingliederung. Sowohl Vayrynen et al.<sup>40</sup> als auch Reymus et al.<sup>29</sup> konnten in ihren Studien negative Effekte auf die Materialeigenschaften durch die Lagerung in Wasser nachweisen. In erstgenannter Studie wurde registriert, dass die Biegefestigkeit und der Elastizitätsmodul abnahmen und die Flexibilität zunahm.<sup>40</sup> Reymus et al.<sup>29</sup> beobachteten eine Abnahme der Bruchlast.<sup>2</sup>

Diesen Studien stehen jedoch auch widersprüchliche Ergebnisse gegenüber. In der Studie von Munoz et al.<sup>22</sup> ist die Genauigkeit von Goldkronen verglichen worden, deren Gussformen entweder konventionell von Hand aufgewachst, gefräst oder gedruckt (DLP) worden sind. Die Goldkronen, deren Gussformen aus dem 3-D-Drucker stammen, weisen die schlechteste Randpassung auf. Der Randspalt ist zum Teil größer als 120 µm und damit klinisch inakzeptabel.<sup>22</sup> Ein ähnliches Ergebnis liefert die Studie von Kim et al.<sup>17</sup> Beim Vergleich von indirekt hergestellten Kronen aus einer Kobalt-Chrom-Legierung, die entweder konventionell aufgewachst worden sind oder deren gussfähige Formen aus dem SLA-Drucker kommen, schneiden die gedruckten Kronen mit einem durchschnittlichen Randspalt von 96 µm gegenüber 67 µm beim konventionellen Vorgehen deutlich schlechter ab.<sup>17</sup> Schließlich lässt sich auch ein Zusammenhang zwischen der Genauigkeit der gedruckten Objekte und deren Orientierung auf der Bauplattform herstel-

len.<sup>34,37</sup> Unkovskiy et al.<sup>37</sup> postuliert in seiner Studie, dass eine Druckrichtung von 45 Grad zur Bauplattform die besten Werte für die Genauigkeit erbringt. Im Widerspruch dazu steht das Ergebnis von Tahayeri et al.<sup>34</sup>, in dessen Studie eine Orientierung senkrecht zur Plattform bessere Werte liefert als die Vergleichsgruppen.<sup>34</sup>

### *Materialeigenschaften und deren Abhängigkeit vom Produktions- und Nachbearbeitungsprozess*

Wesentliches Merkmal 3-D-gedruckter Objekte sind deren anisotrope werkstofftechnische Eigenschaften. In zahlreichen Versuchen konnte demonstriert werden, dass die Druckrichtung signifikante Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften hat. Vertikal gedruckte Objekte, bei denen die Schichten parallel zur applizierten Kraftrichtung verlaufen, erreichen die besten Werte hinsichtlich Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul. Objekte, die horizontal gedruckt worden sind, schneiden in Bezug auf oben ge-



## Fazit

Es kann davon ausgegangen werden, dass der Stellenwert additiver Fertigungsverfahren in der Zahnmedizin zunehmen wird und künftig vermehrt Restaurationen für die klinische Anwendung im 3-D-Drucker gefertigt werden. Bis dahin gilt es noch intensive Forschungsarbeit zu betreiben, in deren Fokus die Materialien und deren Eigenschaften stehen. Auch wenn es noch zahlreiche Hürden zu meistern gilt, stimmen derzeitige Entwicklungen optimistisch und lassen erahnen, welches Potenzial im 3-D-Druck steckt.

## Literatur

- 3D Systems. Our Story. [www.3dsystems.com/our-story?smtNoRedirect=1&ga=2.78870802.703577584.1556793024-852854403.1556793024&gac=1.208471590.1556793486.EAlal-QobChMlosbWrNH84QIVh\\_hRCh336g-wpEAYASAAEgLKtFd\\_BwE](http://www.3dsystems.com/our-story?smtNoRedirect=1&ga=2.78870802.703577584.1556793024-852854403.1556793024&gac=1.208471590.1556793486.EAlal-QobChMlosbWrNH84QIVh_hRCh336g-wpEAYASAAEgLKtFd_BwE) (Zugriff: 05.07.2019).
- 3Delta – Lichthärtende Kunststoffe für den dentalen 3D-Druck. <https://www.deltamed.de/eigenprodukte/3d-dental/> (Zugriff: 05.07.2019).
- Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent* 2014;2014:1–15.
- Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB. Additive Fertigungsverfahren in der zahnärztlichen Prothetik. *Quintessenz Zahntech* 2018;44:170–186.
- Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers V, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *J Prosthodont Res* 2018;62:218–226.
- 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.
- Digholkar S, Madhav VN, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *J Indian Prosthodont Soc* 2016;16:328–334.
- Envisiontec E-Dent 400 C&B MFH. <https://envisiontec.com/3d-printing-materials/micro-materials/e-dent-400-mfh/> (Zugriff: 05.07.2019).
- Envisiontec. Printers/Zubehör. <https://envisiontec.com/de/3d-printers/zubehoer/> (Zugriff: 05.07.2019).
- Formlabs. Form Wash and Cure. <https://formlabs.com/de/wash-cure/tech-specs/> (Zugriff: 05.07.2019).
- FreePrint. 3D Druck Kunststoffe. [https://www.detax.de/de-wAssets/docs/de/pressecenter-3D/Fachinformationen-3D/DETAX-Freepint-3D-Katalog\\_DE.pdf](https://www.detax.de/de-wAssets/docs/de/pressecenter-3D/Fachinformationen-3D/DETAX-Freepint-3D-Katalog_DE.pdf) (Zugriff: 05.07.2019).
- GC. Labolight DUO. [https://cdn.gceurope.com/v1/PID/labolightduo/leaflet/LFL\\_Labolight\\_DUO\\_de.pdf](https://cdn.gceurope.com/v1/PID/labolightduo/leaflet/LFL_Labolight_DUO_de.pdf) (Zugriff: 05.07.2019).
- GC. GC Temp PRINT Compatibility. [https://cdn.gceurope.com/v1/PID/tempprint/manual/MAN\\_Compatibility\\_-\\_Parameters\\_Temp\\_PRINT\\_en.pdf](https://cdn.gceurope.com/v1/PID/tempprint/manual/MAN_Compatibility_-_Parameters_Temp_PRINT_en.pdf) (Zugriff: 05.07.2019).
- GC. GC Temp Print. [https://cdn.gceurope.com/v1/PID/tempprint/leaflet/LFL\\_Temp\\_PRINT\\_de.pdf](https://cdn.gceurope.com/v1/PID/tempprint/leaflet/LFL_Temp_PRINT_de.pdf) (Zugriff: 05.07.2019).
- Jin SJ, Kim DY, Kim JH, Kim WC. Accuracy of dental replica models using photopolymer materials in additive manufacturing: in vitro three-dimensional evaluation. *J Prosthodont* 2019;28:557–562.
- Kieschnick A, Reymus M, Stawarczyk B. Schnittstelle Zahnmedizin-Zahntechnik Dentaler 3-D-Druck im Jahr 2019. *Dentista* 2019;01:19–29.
- Kim KB, Kim JH, Kim WC. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of three-unit fixed dental prostheses produced by stereolithography. *Dent Mater* 2014;33:504–509.
- LC-3DPrintBox. <https://nextdent.com/uv-post-curing-lightbox/> (Zugriff: 05.07.2019).
- Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mulhaupt R. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chem Rev* 2017;117:10212–10290.
- Monzon M, Ortega Z, Hernandez A, Paz R, Ortega F. Anisotropy of photopolymer parts made by digital light processing. *Materials (Basel)* 2017;10:1–15.
- Moszner N. REPORT – Aus der Forschung und Entwicklung der Ivoclar Vivadent. 2013:4–10.
- Munoz S, Ramos V Jr, Dickinson DP. Comparison of margin discrepancy of complete gold crowns fabricated using printed, milled, and conventional hand-waxed patterns. *J Prosthet Dent* 2017;118:89–94.
- Nextdent C&B MFH. <https://nextdent.com/products/cb-mfh-micro-filled-hybrid/> (Zugriff: 05.07.2019).
- NK-Optik. Otoplastik G171. [www.nk-optik.de/?Home:Otoplastik\\_%2F\\_Schmuckherstellung:Otoplastik\\_G171](http://www.nk-optik.de/?Home:Otoplastik_%2F_Schmuckherstellung:Otoplastik_G171) (Zugriff: 05.07.2019).
- Park JY, Jeong ID, Lee JJ, Bae SY, Kim JH, Kim WC. In vitro assessment of the marginal and internal fits of interim implant restorations fabricated with different methods. *J Prosthet Dent* 2016;116:536–542.
- PCU LED. [https://dentamidshop.dreve.de/daten/deu\\_inst\\_pcu\\_led\\_de\\_gb\\_fr.pdf](https://dentamidshop.dreve.de/daten/deu_inst_pcu_led_de_gb_fr.pdf) (Zugriff: 05.07.2019).
- Revilla-Leon M, Ozcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont* 2019;28:146–158.
- Reymus M, Kessler A, Stawarczyk B. Kunststoff im 3-D-Druck: ein Muss oder Trend? *Quintessenz Zahntech* 2018;44:1426–1435.
- Reymus M, Fabritius R, Kessler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D printed fixed dental prostheses compared to milled and conventionally fabricated ones: The impact of resin material, build direction, post-curing and artificial aging- an in-vitro study. *Clinical Oral Investigations* 2019; DOI: 10.1007/s00784-019-02952-7.
- RS Cure. [https://www.rapidshape.de/images/dental/dplus/RASH\\_Datasheet\\_RS cure.pdf](https://www.rapidshape.de/images/dental/dplus/RASH_Datasheet_RS cure.pdf) (Zugriff: 05.07.2019).
- Sheraprint-cb. <https://shop.shera.de/sd40001.html> (Zugriff: 05.07.2019).
- Singh A, Garg S. Comparative evaluation of flexural strength of provisional crown and bridge materials – an invitro study. *J Clin Diagn Res* 2016;10:Zc72-7.
- Stereolithografie (SLA) 3D-Druck: Der ultimative Leitfaden. <https://formlabs.com/de/blog/leitfaden-stereolithografie-sla-3d-druck/> (Zugriff: 05.07.2019).
- Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, Ferracane JL, Bertassoni LE. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater* 2018;34:192–200.
- Taormina G, Sciancalepore C, Mesori M, Bondioli F. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: technologies, materials, and future trends. *J Appl Biomater Funct Mater* 2018;16:151–160.
- Temporis. <https://www.dwssystem.com/en/configurator/D/7> (Zugriff: 05.07.2019).

37. Unkovskiy A, Bui PH, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater* 2018;34:324–333.
38. Valerga AP, Batista M, Fernandez-Vidal SR, Gamez AJ. Impact of chemical post-processing in fused deposition modelling (FDM) on polylactic acid (PLA) surface quality and structure. *Polymers* 2019;11:566.
39. Varseo Smile Temp. <https://www.bego.com/de/3d-druck/materialien/varseo-smile-temp/> (Zugriff: 05.07.2019).
40. Vayrynen VO, Tanner J, Vallittu PK. The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. *J Prosthet Dent* 2016;116:811–817.



**Johannes Mayer**

Klinikum der Universität München  
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
Goethestraße 70  
80336 München  
E-Mail: Johannes.mayer@med.uni-muenchen.de

**PD Dr. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, M. Sc.**  
(wie Johannes Mayer)

**Annett Kieschnick**  
Freie Fachjournalistin  
Helmholtzstraße 27  
10587 Berlin

**Björn Roland**  
Dental-Design Schnellbacher & Roland  
Raiffeisenstraße 7  
55270 Klein-Winterheim

**Dr. med. dent. Marcel Reymus**  
Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
Ludwig-Maximilians-Universität  
Goethestrasse 70  
80336 München

