

ANWENDUNG FILAMENTGEDRUCKTER BOHRSCHABLONEN

Ein Überblick der aktuellen Studienlage für den klinischen Alltag

Severin Rothlauf, Jörg Lüchtenborg, Anna Hardt, Dr. Stefano Pieralli,
Prof. Dr. Benedikt Spies, Dr. Felix Burkhardt

→ Warum Sie diesen Beitrag lesen sollten?

In den letzten Jahren konnte gezeigt werden, dass anhand der prothetischen Zielsetzung virtuell geplante und anschließend geführte implantate die Komplikationsrate von implantatgetragenen Zahnersatz deutlich reduzieren können. Eine Anpassung des Herstellungsverfahrens von Bohrschablonen kann durch Kostenreduktion sowie Simplifizierung des Workflows die geführte Implantation einer größeren Anzahl an Anwendern zugänglich machen. Dieser Artikel soll eine Übersicht über die aktuelle Studienlage, sowie die Möglichkeiten und Grenzen filamentgedruckter Bohrschablonen aus nachhaltigen Biopolymeren bieten.

Zusammenfassung: Zusätzlich zu den lichterhärtenden additiven Fertigungsverfahren (Additive Manufacturing, AM) ist ein unkompliziertes, effizientes und kostengünstiges AM Verfahren sinnvoll. Reduzierte Arbeitsschritte sowie geringere Kosten in der Anschaffung und im Unterhalt können potenzielle Hürden für den Anwender senken und das AM auch für Einsteiger und Gelegenheitsnutzer möglich machen. Bohrschablonen aus dem Filamentdrucker weisen nach aktueller Studienlage eine vergleichbare Genauigkeit wie ihre aus Photopolymeren erstellten Pendanten auf. Zwar waren die beobachteten Abweichungen bei Bohrschablonen mittels Filamentdruck (Fused-Filament-Fabrication, FFF) größer als bei photopolymerisierenden AM-gefertigten Schablonen, jedoch liegt die Detailtreue im klinisch akzeptablen Bereich.

Im Hinblick auf die Biokompatibilität scheinen FFF-gefertigte Bohrschablonen aufgrund der verwendeten Materialklassen vielversprechend. Das Fehlen von Nachbearbeitungsschritten innerhalb der Prozesskette, die bei der Verwendung von Photopolymeren die Biokompatibilität negativ beeinflussen können, ist in diesem Zusam-

menhang ein Vorteil. Die Notwendigkeit einer Sterilisation stellt den Filamentdruck aktuell noch vor eine Hürde. Da für die meisten Anwender lediglich eine Dampfsterilisation im Autoklaven möglich ist und alle in der FFF eingesetzten Materialien thermoplastische Eigenschaften besitzen, muss hier ein Weg gefunden werden, Verzug und Verformungen vorzubeugen.

Ein erheblicher wirtschaftlicher Vorteil der FFF im Vergleich zu den Lichtpolymerisationsverfahren könnte auch in Zukunft das Interesse der Anwender insbesondere in privaten Praxen wecken. Das Potenzial des Filamentdrucks liegt darin, dass zukünftig Praxen ohne Eigenlabor mit geringem finanziellem Risiko, Bohrschablonen selbst fertigen können.

Schlüsselwörter: Digital geplante Implantate, geführte Implantologie, Bohrschablonen, 3D-Druck, additive Fertigung, FFF, FDM

Zitierweise: Rothlauf S, Lüchtenborg J, Hardt A, Pieralli S, Spies B, Burkhardt B: Anwendung filamentgedruckter Bohrschablonen. Z Zahnärztl Implantol 2021; 37: 228–234

DOI.org/10.3238/ZZI.2021.0228–0234

EINLEITUNG

Die Kombination aus computergestützter Planung und geführter Implantatinserterion stellt heutzutage ein etabliertes Verfahren dar, um chirurgische Komplikationen auf ein Minimum zu reduzieren und die prothetische Versorgung zu optimieren. Um dies zu ermöglichen, muss im ersten Schritt ein dreidimensionales Röntgenbild mittels digitaler Volumentomographie (DVT) oder Computertomographie (CT) angefertigt werden. Der gewonnene dreidimensionale (3D)-Datensatz kann daraufhin mittels einer geeigneten Planungssoftware mit den Oberflächendaten eines Intraoralscans oder eines digitalisierten Gipsmodells überlagert werden. Um die sich anschließende prothetische Versorgung der inserierten Implantate optimal zu planen, ist es hilfreich, ein virtuelles Set-up der zu ersetzenden Zähne zu erstellen. Somit können mithilfe der computergestützten Planung sowohl anatomische, als auch prothetische Gesichtspunkte herangezogen werden, um die optimale Implantatposition zu ermitteln [18].

Ziel einer computergestützten Planung ist es, den Datensatz einer Bohrschablone zu generieren, der alle Informationen zu vertikaler und horizontaler Implantatposition sowie der korrekten Angulation enthält. Die Umsetzung der Informationen erfolgt dabei durch in die Bohrschablone integrierte Bohr- und Insertionshülsen. Der erzeugte Datensatz kann anschließend mittels verschiedener CAM-Technologien (engl.: computer-aided manufacturing) in eine Bohrschablone umgesetzt werden. Diese wird bei der Operation auf der Restbezahnung, der Schleimhaut oder dem Alveolarkamm abgestützt und ermöglicht es, durch eine geführte Aufbereitung des Implantatbetts und eine geführte Implantatinserterion, die geplante Implantatposition auf die klinische Situation zu übertragen [18].

Vorteile der statisch geführten Implantation sind eine präzisere Aufbereitung des Implantatbetts, eine daraus resultierende Verbesserung der Primärstabilität und Osseointegration [36]. Des Weiteren erhöht die computergestützte Planung die intraoperative Sicherheit bei komplexen anatomischen Gegebenheiten und ermöglicht eine vorhersehbare Umsetzung einer transoklusal verschraubten prothe-

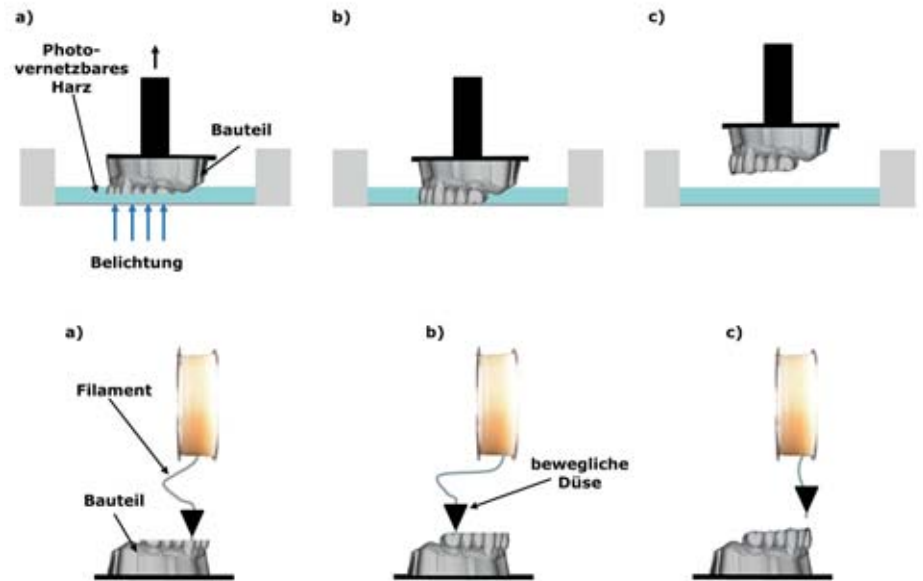


Abb. 1: Hier zu sehen ist die Wannepolymerisation und das FFF-Verfahren im Vergleich. **Oben Wannepolymerisation:** a) Das in Harz gesenkte Bauteil wird durch Photopolymerisation um eine weitere Schicht ergänzt, b) Dieser Schritt wird wiederholt, bis das Bauteil erstellt wurde, c) Die Bauplattform erhebt sich aus dem Harzbecken und das Bauteil kann weiterverarbeitet werden. **Unten FFF:** a) Über eine bewegliche Düse wird thermoplastisches Material in Schichten aufgetragen, b) Dieser Schritt wird wiederholt, c) Das fertige Objekt kann per Hand entnommen werden.

tischen Versorgung [4, 33]. Auch die Tatsache, dass oftmals keine Lappenbildung notwendig ist und eine kürzere Operationsdauer benötigt wird, ist als Vorteil des Protokolls anzuführen [29, 43].

Im Bereich der statisch geführten Implantation steht dem Anwender eine Vielzahl an Implantat- und Insertionssystemen sowie verschiedene Planungsprogramme zur Verfügung. Offene Planungssysteme erlauben dem Anwender einen Export des Datensatzes zur Herstellung der Bohrschablonen über die Standard Tessellation Language (STL)-Schnittstelle und bieten somit die Möglichkeit, die Bohrschablonen selbst zu fertigen oder extern fertigen zu lassen [42]. In aktueller Anwendung werden diese Bohrschablonen subtraktiv gefräst oder durch lichthärtende additive Prozesse gefertigt. Der Filamentdruck könnte jedoch eine einfache und kostengünstige Alternative darstellen um biokompatible Bohrschablonen aus Biopolymeren zu fertigen [27].

ADDITIVE FERTIGUNGSVERFAHREN IN DER ZAHNMEDIZIN

Aus anderen Industriefeldern kommend, etablierte sich die additive Fertigung (engl.

Additive Manufacturing, AM), umgangssprachlich auch als 3D-Druck bezeichnet, in den letzten Jahren zunehmend in der Medizin und Zahnmedizin. AM beschreibt dabei ein Verfahren, bei dem ein digitaler Datensatz schichtweise in ein physisches Objekt übertragen wird. Diese Verfahren benötigen dabei im Vergleich zu subtraktiven Verfahren einen deutlich geringeren Material- und Werkzeugeinsatz und stellen somit eine kostengünstige und zeitsparende Alternative dar.

Neben der Herstellung von Modellen für die Implantatplanung stellen Bohrschablonen die häufigste medizinische Anwendung der AM dar [9]. Im Folgenden soll daher auf die unterschiedlichen AM-Verfahren von Bohrschablonen eingegangen werden.

Polymer Jetting (PJ)

Beim Polymer Jetting (PJ) wird mittels eines Druckkopfes lichthärtendes Material zunächst tropfenweise auf die gewünschte Stelle der Bauplattform aufgetragen und anschließend durch UV-Licht polymerisiert. Auf die so entstehende Schicht kann anschließend durch stückweises Absenken der Bauplattform eine weitere Schicht aufgetragen werden. Dieses Verfahren



Abb. 2: Mittels DLP gefertigte Bohrschablone unmittelbar nach dem Druck; an der Oberfläche haftendes Harz ist gut zu erkennen.



Abb. 3: Eine DLP-Bohrschablone bereit für den intraoralen Einsatz

Abb. 1–10: Severin Rothlauf

verspricht einen hohen Detailgrad und eine hohe Auflösung. Für den Anwender ist das Verfahren jedoch mit einer aufwendigen Nachbearbeitung (Stützstrukturen müssen aufwendig entfernt werden) und sehr hohen Anschaffungs- sowie Unterhaltskosten verbunden [19].

Wannenpolymerisation

Das in der Zahnmedizin am weitesten verbreitete AM-Verfahren ist die Wannenpolymerisation (engl.: Vat-polymerisation). In Praxen und dentalen Laboren werden mit diesem Verfahren bereits Kiefermodelle, individuelle Abformlöffel, Aufbissschienen und Bohrschablonen gefertigt [37]. Auf diese Weise gefertigte Bohrschablonen sind in der Literatur gut dokumentiert [2, 3, 14]. Entsprechende Desktopgeräte sowie validierte Workflows stehen dem Anwender dabei von verschiedenen Herstellern zur Verfügung.

Verfahrenstechnisch wird bei der Wannenpolymerisation zwischen SLA und DLP unterschieden (34, 37). Dabei wird bei bei-

den Verfahren das zu druckende Objekt durch eine Lichtquelle, Schicht für Schicht aus einem lichthärtenden, flüssigen Kunststoffharz mittels lokaler Polymerisation erzeugt (Abb. 1, S. 229). Die Polymerisation erfolgt beim SLA-Verfahren punktförmig durch einen Laser [17], wohingegen die DLP-Systeme durch einen Projektor alle Punkte einer Schicht gleichzeitig polymerisieren können. Dadurch hängt bei dem DLP-Druck die Fertigungszeit des Objekts nur von der Objekthöhe und nicht von der Fläche des Objekts ab, was eine effizientere Produktion ermöglicht.

Beide Fertigungsverfahren benötigen einen Nachbearbeitungsprozess, bei dem zunächst an der Oberfläche haftendes Harz durch einen Waschvorgang entfernt wird (Abb. 2). Anschließend erfolgt zwecks endgültiger Vernetzung der Polymere eine erneute Lichthärtung [13], wodurch die gewünschten finalen Materialeigenschaften erreicht werden. Zur Fertigstellung müssen die Stützstrukturen der überhängenden Bereiche entfernt und abgeschliffen wer-

den (Abb. 3). Der gesamte Fertigungsprozess bedarf, insbesondere durch die Verwendung lichtempfindlicher Harze als Ausgangsmaterial, gewisse Vorsichtsmaßnahmen, sowie das entsprechende Know-how des Anwenders. Um bei der AM reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen, müssen die Herstellervorgaben streng befolgt werden, was den Prozess aufwendig und kostenintensiv gestaltet (17).

Fused-Filament-Fabrication (FFF)

Das FFF-Verfahren, auch Fused-Deposition-Modeling (FDM) genannt, wurde ursprünglich in den 1980er Jahren von Stratasys entwickelt und basiert im Gegensatz zu den lichtpolymerbasierten Systemen auf der Extrusion thermoplastischer Kunststoffe [25]. Hierbei wird thermoplastisches Filament über ein Zahnrad gesteuert und einer beheizbaren Düse zugeführt. Die horizontal bewegliche Düse schmilzt das zugeführte Filament und trägt es gezielt auf eine beheizbare Bauplattform auf [35] (Abb. 1, 4). Nach dem Druck (Abb. 5)



Abb. 4: FFF-Bohrschablone während der Fertigung



Abb. 5: FFF-Bohrschablone unmittelbar nach dem Druck



Abb. 6: FFF-Bohrschablone nach Entfernung der Stützstruktur mit der Hand

wird das Objekt von der Bauplattform abgelöst, etwaige Stützstrukturen werden entfernt, sodass eine fertige Bohrschablone entsteht (Abb. 6).

Die Simplizität dieses Verfahrens sorgte in den letzten Jahren für eine weite Verbreitung des Filamentdrucks unter Privatanwendern und in der Industrie, wodurch sich entsprechende Geräte stetig weiterentwickelt haben und mittlerweile kostengünstig zur Verfügung stehen. So sind viele Desktopgeräte bereits unter 500 Euro im Handel zu erwerben, wobei Anwender auf ein breites Spektrum von Filamenten zurückgreifen können. Für medizinische Anwendungen stehen beispielsweise Thermoplaste wie Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymere (ABS), Polyetheretherketon (PEEK) oder Polylactide (PLA) zur Verfügung.

Betrachtet man die Bandbreite an zur Verfügung stehenden Materialien für die FFF, so ist zu betonen, dass sich diese stark in ihren Materialeigenschaften wie der Zugfestigkeit, Biegefestigkeit, chemischen Stabilität, Biokompatibilität oder Oberflächenbeschaffenheit unterscheiden können [2,15]. Zusätzlich kann der anisotrope Aufbau der gedruckten Objekte den Anwender vor die Herausforderung stellen, Objekte dimensionsgetreu und mit den entsprechenden mechanischen Eigenschaften zu drucken [19].

Schaut man auf die Etablierung der FFF in der Zahnmedizin, so kommt diese Drucktechnologie bisher lediglich vereinzelt zum Einsatz. Die häufigsten Anwendungen beschränken sich dabei auf Situationsmodelle, Modelle zur Schienenherstellung oder individuelle Löffel [21, 27]. In anderen Fachrichtungen, wie bei-

spielsweise der orthopädischen Chirurgie, werden mittels FFF hingegen bereits individuell hergestellte PEEK-Implantate produziert und eingesetzt [28]. Vor diesem Hintergrund lässt sich die Produktion von Bohrschablonen zur geführten Implantatinsertion als weiteres Anwendungsgebiet der FFF möglich erscheinen.

HERSTELLUNGS- UND MATERIALSPEZIFISCHE EIGENSCHAFTEN VON BOHRSCHABLONEN

Im Rahmen der Evaluation von Bohrschablonen spielen insbesondere die Faktoren Detailtreue, Biokompatibilität und Sterilisationsfähigkeit der Bohrschablonen sowie die Wirtschaftlichkeit des Prozesses eine wichtige Rolle. Da diese Faktoren material- und verfahrensabhängig sind, sollen im Folgenden die Eigenschaften von Bohrschablonen, die mittels photopolymerisierender AM-Verfahren hergestellt werden, mit FFF erstellten Schablonen verglichen werden.

Betrachtet man zunächst den Faktor der Genauigkeit, so können die Ergebnisse einer Studienübersicht von 2017, die 34 Studien im Hinblick auf die Genauigkeit der Implantatposition bei statischgeführter Implantatinsertion zusammenfasst, als Referenz herangezogen werden. Dabei wurden eine mittlere lineare Abweichung in der Horizontalen von 1,23 mm sowie eine Winkelabweichung von 3,13° ermittelt [6]. Nachdem gezeigt werden konnte, dass CAD/CAM gefertigte Bohrschablonen eine signifikant genauere Implantatposition erreichen als analog gefertigte Bohrschablonen, sind insbesondere die CAD/CAM basierten

Fertigungsmöglichkeiten von großem Interesse [10].

Untersuchungen zur Genauigkeit von Bohrschablonen kommen zu unterschiedlichen Ergebnissen. Eine Untersuchung zu SLA-gefertigten Bohrschablonen im Vergleich zu subtraktiv hergestellten Bohrschablonen, zeigte vergleichbare Werte. Des Weiteren kamen die Autoren zu dem Schluss, dass mittels Wannenpolymerisation gefertigte Bohrschablonen, unter Einhaltung der validierten Workflows, für den klinischen Einsatz geeignet sind [7, 30].

In einer Untersuchung von 2018 wurde die Genauigkeit von FFF-gefertigten Bohrschablonen mit der von DLP-gefertigten Bohrschablonen verglichen. Der dafür durchgeführte Vergleich der jeweiligen Ausgangsdateien mit den zugehörigen Oberflächenscans der fertigen FFF-Bohrschablonen, ergab einen signifikanten Unterschied. Dementsprechend bewerteten die Autoren die FFF-Bohrschablonen als für den klinischen Einsatz ungeeignet [39].

Eine andere Untersuchung von 2018 zeigte, dass die Dimensionstreuung von FFF-Bohrschablonen nicht an die anderer AM-Verfahren, wie dem PJ oder SLA, herankommt. Als wesentlichen Einflussfaktor auf die Genauigkeit der Verfahren diskutierten die Autoren dabei vor allem die bei den einzelnen Verfahren möglichen Schichthöhen, die für die FFF mit 170 µm sehr hoch angesetzt wurde [20]. Betrachtet man den Filamentdruck jedoch aus der heutigen Sicht, so haben sich die technischen Möglichkeiten seit 2018 deutlich verändert.

Im Rahmen von Untersuchungen unserer Forschungsgruppe konnte beobach-



Abb. 7: Detailansichten einer FFF-Bohrschablone



Abb. 8: Detailansicht einer FFF-Bohrschablone, einzelne Schichten sind gut zu erkennen



Abb. 9: Detailansicht einer DLP gefertigten Bohrschablone als Vergleich

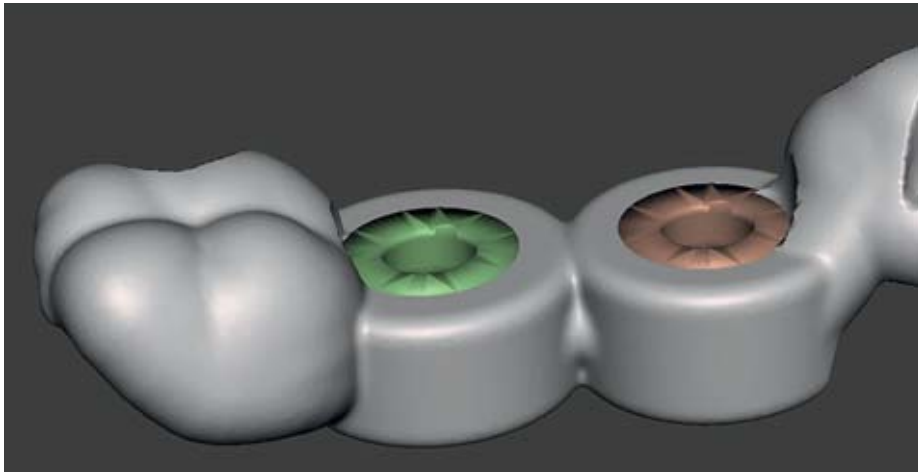


Abb. 10: Eine „digital“ in das Design der Bohrschablonen integrierte Führungshülse

tet werden, dass bei einer Reduktion der Schichthöhe auf nur 50 μm (Abb. 7, 8, 9) die Passgenauigkeit der Bohrschablone deutlich gesteigert werden kann und die Möglichkeit einer klinischen Anwendung bestehen könnte. Im Hinblick auf die Implantatpositionierung zeigten In-vitro-Untersuchungen, die die geplante mit der tatsächlichen Implantatposition verglichen, dass sich die Genauigkeit FFF-gefertigter Bohrschablonen zwar signifikant von der Genauigkeit SLA-gefertigter Bohrschablonen unterscheidet, die Abweichungen beider Verfahren jedoch im klinisch akzeptablen Bereich liegen. So wurde in einer Untersuchung eine maximale horizontale Abweichung von unter 1 mm und eine Winkelabweichung von unter $3,1^\circ$ beobachtet, in einer anderen eine Abweichung von 1,33 mm im linearen Mittel [31, 5].

Als zweite wichtige Anforderung ist die Biokompatibilität von Bohrschablonen zu nennen. Demnach darf das verwendete Material aufgrund des intraoralen Einsatzes von Bohrschablonen keine zellschädigende Wirkung aufweisen. Für lichterhärtende Verfahren konnte diesbezüglich in einer Untersuchung gezeigt werden, dass mittels SLA gefertigte Bohrschablonen aus 2 verschiedenen photopolymerisierenden Harzen, die Zellaktivität senken. Als Ursache hierfür werden insbesondere Fehler bei den Wasch- und Lichthärteschritten angeführt. Ebenso konnte eine Freisetzung von Monomeren aus Harzen, die für den SLA/DLP-Druck von Bohrschablonen bestimmt sind, festgestellt werden, die wiederum unerwünschte Nebenwirkungen auf die orale Umgebung

haben können [22, 24, 26]. Im Gegensatz dazu scheint die Biokompatibilität von FFF gefertigten Bohrschablonen maßgeblich von den Eigenschaften der Ausgangsfilamente abzuhängen. Eine genaue Bewertung von in der FFF eingesetzten Materialien ist jedoch bislang nicht möglich, da nur wenige Daten zu einer potenziell zytotoxischen Wirkung vorliegen.

Auch wenn bisher noch keine Filamente für den intraoralen Gebrauch zugelassen sind, stehen bereits einige Filamente für die medizinische Anwendung zu Verfügung. So wurde eine mögliche Anwendung von Filamenten wie PEEK und PEKK für Implantate gezeigt [22, 16, 38]. Auch biokompatible Filamente aus Polycarbonat (PC) sind bei den Herstellern erhältlich [40]. Polyphenylsulfon (PPSU)-Filamente können für den Hautkontakt und den kurzfristigen Kontakt mit Körperflüssigkeiten verwendet werden [32]. Andere Filamente wie Glykol modifiziertes Polyethylenterephthalat (PETG) [23], Polycaprolacton (PCL) und Poly(milch-co-glykolsäure)-Filamente (PLA [28] sind bereits als Medizinprodukt der Klasse 1 zertifiziert.

Laufende Untersuchungen unserer Forschungsgruppe, die eine mögliche Anwendung der FFF im zahnmedizinischen Bereich zum Ziel haben, zeigten für ein Biopolymer auf Lignin-Basis sowohl in einem quantitativen kolorimetrischen Assay (MTT-Test; nach ISO 10993-5:2009) als auch bei der Genexpressionsanalyse relevanter Biomarker der Apoptose und Inflammation keine zytotoxischen Effekte. Ein medizinisch zugelassenes Harz für den SLA-Druck von Bohrschablonen zeigte im

Gegensatz dazu eine Hochregulation der untersuchten Apoptose- und Inflammationsmarker nach einer Inkubationsdauer von drei Tagen. Daher sollten die SLA-basierten Materialien nur für die Dauer einer geführten Implantation intraoral angewendet werden. Sollten sich die Zwischenergebnisse unserer Forschungsgruppe bestätigen, wäre es denkbar mittels FFF in Zukunft Bohrschablonen mit integrierter Führungshülse (Abb. 10) herzustellen und somit die konventionellen Führungshülsen aus Metall abzulösen. Dies würde einerseits Arbeitsschritte, wie das Einkleben der Hülsen, ersparen und andererseits die Anschaffungskosten senken [31].

Neben der Biokompatibilität müssen Bohrschablonen, als Medizinprodukte der Klasse I, vor der intraoralen Anwendung sterilisierbar sein. Eine Untersuchung zu SLA- und DLP-gefertigten Bohrschablonen zeigte, dass sowohl eine Dampfsterilisation bei 121° im Autoklaven als auch eine Plasmasterilisation zu keinen Veränderungen in Dimension oder Stabilität führt [6]. Hinsichtlich der Sterilisierbarkeit und der Dimensionsstabilität von FFF-Filamenten sollte vor der klinischen Anwendung der Sterilisationsprozess für jedes Biopolymer evaluiert und validiert werden.

So ergab die Untersuchung des Biopolymers PLA bei Temperaturen über 120 Grad Celsius eine Umwandlung in die Glasphase, wodurch beim Sterilisationsprozess Deformationen entstehen können. Um dies zu verhindern, bieten sich für die Fertigung von Bohrschablonen Biopolymere an, die beispielsweise einen hohen Gehalt an Lignin aufweisen. Lignin kommt als integrale Struktur in Pflanzenzellwänden vor und kann durch Bakterien oder photochemische Veränderungen abgebaut werden [41].

Unsere Untersuchungen zeigten, dass sich aus diesem Lignin-basierten Biopolymer Bohrschablonen dimensionsgetreu fertigen lassen [31]. Dennoch ist die Dimensionsstabilität abhängig von der Art und Temperatur des Sterilisationsprozesses. Diesbezüglich konnte Spies et al. (data in preparation) eine deutliche Zunahme des Verzugs Lignin-basierter gedruckter Prüfkörper nach Dampfsterilisation bei 134 Grad und zusätzlicher Thermodesinfektion beschreiben. Daher sollte der Sterilisationsprozess vor klinischer Anwen-

derung für das jeweilige Biopolymer evaluiert und validiert werden.

Besonders hinsichtlich ihrer Wirtschaftlichkeit könnte die FFF im Vergleich zu lighthärtenden additiven Verfahren Vorteile mit sich bringen. So sind Filamentdrucker, die potenziell für die Herstellung von Bohrschablonen geeignet sind, bereits für unter 500 Euro auf dem Markt erhältlich. Darüber hinaus sind von den meisten Anbietern sowohl die Software als auch Software-Updates für die Desktopgeräte kostenlos und lizenzfrei im Internet erhältlich.

Stand heute sind noch keine indikationsspezifischen Produkte für Bohrschablonen oder dentale Anwendungen auf dem Markt erhältlich. Orientiert man sich jedoch an dem Preis bereits erhältlicher Biopolymere, die vergleichbar mit den potenziellen Filamenten für Bohrschablonen sind, so ist ein Preis von ca. 60 Euro pro Kilogramm zu erwarten.

Übertragen auf den Praxisalltag könnte dies zum Beispiel wie folgt aussehen: Bei einer Fertigung von 10 Bohrschablonen pro Woche über einen Zeitraum von 5 Jahren, könnten die Fertigungskosten bei etwa 45

Cent pro Bohrschablone liegen (zuzüglich Kosten für Wartung, Strom und Personal) [1]. Die reinen Fertigungskosten setzen sich dabei aus den prozentualen Anschaffungskosten von ca. 15 Cent und den Materialkosten von ca. 30 Cent zusammen.

Im Vergleich dazu ergeben sich bei der Herstellung von Bohrschablonen durch ein etabliertes SLA Produktionsverfahren, beispielsweise vertreten durch die Firma Formlabs (Form 3B, Form Wash, Form Cure, Formlabs Surgical Guide Resin) [11–13], reine Fertigungskosten von ca. 4,50 Euro (2,25 Euro Anschaffungskosten + 2,25 Euro Materialkosten).

Noch höhere Fertigungskosten von ca. 8 Euro bringt ein DLP-Workflow mit sich, beispielsweise vertreten durch Rapidshape (Rapidshape 20+, DMG Ortho Resin) [8]. Anwender mit kleinem Produktionsvolumen die Möglichkeit, Bohrschablonen wirtschaftlich in Eigenproduktion herzustellen.

AUSBLICK

Für die FFF-Produktion von Bohrschablonen gibt es viele Faktoren, die weiter untersucht werden müssen. Von der Entwick-

lung und Auswahl des zu verwendenden Materials bis hin zur Druckeinstellung scheint es in diesem Anwendungsfeld viele Optionen zur Optimierung und Anpassung des Prozesses an die für Bohrschablonen notwendigen Anforderungen zu geben.

Vielversprechend zeigen sich neuste Ansätze in der Entwicklung biokompatibler Filamente, die voraussichtlich in ihrer Dimensionstreuung und Sterilisierbarkeit an mögliche Anwendungen in der Zahnmedizin angepasst werden können. Ebenso könnte die Entwicklung und Untersuchung eines an den FFF-Druck angepassten Designs, das Passungsungenauigkeiten und Verzug vorbeugt, Bohrschablonen noch näher an die klinische Anwendung bringen. Auch erste Untersuchungen zur metall- und hülsenfreien Anwendung bieten die Möglichkeit eines weiter vereinfachten Prozesses.

FAZIT

In Anbetracht der Vorteile der FFF könnte dieses Fertigungsverfahren auch für die Herstellung von Bohrschablonen vorteilhaft sein. Durch seine Anwenderfreundlichkeit und Kosteneffizienz könnte der



Foto: privat

→ SEVERIN ROTHLAUF

Universitätsklinikum Freiburg, Department für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Klinik für Zahnärztliche Prothetik
severin.rothlauf@uniklinik-freiburg.de



Foto: Universitätsklinik Freiburg

→ JÖRG LÜCHTENBORG

Universitätsklinikum Freiburg, Department für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Klinik für Zahnärztliche Prothetik
joerg.luechtenborg@uniklinik-freiburg.de



Foto: Rothlauf S.

→ ANNA HARDT

Universitätsklinikum Freiburg, Department für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Klinik für Zahnärztliche Prothetik
anna.hardt@uniklinik-freiburg.de



Foto: privat

→ DR. STEFANO PIERALLI

Universitätsklinikum Freiburg, Department für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Klinik für Zahnärztliche Prothetik
stefano.pieralli@uniklinik-freiburg.de



Foto: Universitätsklinik Freiburg

→ PROF. DR. BENEDIKT SPIES

Universitätsklinikum Freiburg, Department für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Klinik für Zahnärztliche Prothetik
benedikt.spies@uniklinik-freiburg.de



Foto: Universitätsklinik Freiburg

→ DR. FELIX BURKHARDT

Universitätsklinikum Freiburg, Department für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Klinik für Zahnärztliche Prothetik
felix.burkhardt@uniklinik-freiburg.de

FFF-Druck die Verwendung von statisch geführten Implantationsprotokollen einer breiteren Masse zugänglich gemacht werden machen. Da klinische Untersuchun-

gen fehlen, gilt es zunächst zu untersuchen, ob FFF-Bohrschablonen den Ansprüchen einer klinisch anwendbaren Bohrschablone gerecht werden.

Interessenkonflikte: Alle Autoren geben an, dass im Zusammenhang mit dieser Arbeit keinerlei Interessenkonflikte bestehen. ■

Literatur

- 1 _ a.s PR. Original Prusa MINI+: Prusa; updated 25.09.21. Available from: <https://shop.prusa3d.com/en/3d-printers/994-original-prusa-mini.html?>
- 2 _ Abduo J, Lau D: Effect of manufacturing technique on the accuracy of surgical guides for static computer-aided implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020; 35: 931–8
- 3 _ Anunmana C, Ueawithayasuporn C, Kiattavorncharoen S et al.: In vitro comparison of surgical implant placement accuracy using guides fabricated by three different additive technologies. *Applied Sciences* 2020; 10: doi: 10.3390/app10217791
- 4 _ Ashurko I, Trofimov A, Tarasenko S et al.: Full-mouth screw-retained implant-supported rehabilitation with multiunit abutments using virtual guided surgery and digital prosthetics protocol. *Case Rep Dent*. 2020; doi: 10.1155/2020/3585169
- 5 _ Bell CK, Sahl EF, Kim YJ et al.: Accuracy of implants placed with surgical guides: Thermoplastic versus 3D printed. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2018; 38: 113–9
- 6 _ Bover-Ramos F, Viña-Almunia J, Cervera-Ballester J et al.: Accuracy of implant placement with computer-guided surgery: A systematic review and meta-analysis comparing cadaver, clinical, and in vitro studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018; 33: 101–15
- 7 _ Cassetta M, Di Mambro A, Di Giorgio G et al.: The influence of the tolerance between mechanical components on the accuracy of implants inserted with a stereolithographic surgical guide: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17: 580–8
- 8 _ Chemisch-Pharmazeutische D, GmbH F. DMG Produkte: DMG; updated 25.09.21. Available from: <https://de.dmg-dental.com/de/produkte/product/luxaprint-ortho/>
- 9 _ Djokikj J, Kandikjan T, Mircheski I: Design recommendations for FFF parts 2021; https://www.researchgate.net/publication/351372437_DfAM_development_of_design_rules_for_FFF
- 10 _ Kennedy K, McGlumphy EA et al.: Split-mouth comparison of the accuracy of computer-generated and conventional surgical guides. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28: 563–72
- 11 _ Formlabs. Surgical Guide Resin: Formlabs; updated 25.09.21. Available from: <https://dental.formlabs.com/de/shop/materials/surgical-guide-resin/>
- 12 _ Formlabs. Formlabs Produktübersicht: Formlabs; updated 25.09.21. Available from: <https://dental.formlabs.com/de/shop/3d-printers/form-3b/>
- 13 _ Formlabs. 3D-Druck individueller Abdrucklöffel mit den SLA 3D-Druckern von Formlabs: Formlabs; updated 31.05.21. White Paper. Available from: <https://3d.formlabs.com/white-paper-de-3d-printing-custom-trays/>
- 14 _ Gjelvold B, Mahmood DJH, Wennerberg A: Accuracy of surgical guides from 2 different desktop 3D printers for computed tomography-guided surgery. *J Prosthet Dent* 2019; 121: 498–503
- 15 _ Harris M, Potgieter J, Archer R et al.: Effect of material and process specific factors on the strength of printed parts in fused filament fabrication: A review of recent developments. *Materials (Basel)* 2019; doi: 10.3390/ma12101664
- 16 _ Honigmann P, Sharma N, Okolo B et al.: Patient-specific surgical implants made of 3D printed PEEK: material, technology, and scope of surgical application. *Biomed Res Int*. 2018; doi: 10.1155/2018/4520636
- 17 _ Hull C: 3D Systems Inc. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography, 1986, US4575330A, United States Patent
- 18 _ Implantologie DGf: Indikationen zur implantologischen 3D-Röntgendiagnostik und navigationsgestützten Implantologie. S2-k-Leitlinie 12.2013, AWMF-Registernummer: 083–011
- 19 _ Jockusch J, Özcan M: Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dent Mater J* 2020; 39: 345–54
- 20 _ Juneja M, Thakur N, Kumar D et al.: Accuracy in dental surgical guide fabrication using different 3-D printing techniques. *Additive Manufacturing* 2018; doi.org/10.1016/j.addma.2018.05.012
- 21 _ Kessler A, Hickel R, Reymus M: 3D printing in dentistry-state of the art. *Oper Dent*. 2020; 45: 30–40
- 22 _ Kessler A, Reichl F-X, Folwaczny M et al.: Monomer release from surgical guide resins manufactured with different 3D printing devices. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 2020; doi: 10.1016/j.dental.2020.09.002
- 23 _ KG JWGC. Arfona Impression Tray Filament: J.W.G.C. KG; updated 26.05.21. Available from: https://www.weithas.de/de/prothetik/3d_druck_dental/fdm_3d-druck_loeffel_dental_filament
- 24 _ Kreß S, Schaller-Ammann R, Feiel J et al.: 3D printing of cell culture devices: Assessment and prevention of the cytotoxicity of photopolymers for stereolithography. *Materials (Basel)* 2020; doi: 10.3390/ma13133011
- 25 _ Liaw CY, Guvendiren M: Current and emerging applications of 3D printing in medicine. *Biofabrication* 2017; doi: 10.1088/1758–5090/aa7279
- 26 _ Lottner S, Shehata M, Hickel R et al.: Effects of antioxidants on DNA-double strand breaks in human gingival fibroblasts exposed to methacrylate based monomers. *Dent Mater* 2013; 29: 991–8
- 27 _ Lüchtenborg J, Burkhardt F, Nold J et al.: Implementation of fused filament fabrication in dentistry. *Applied Sciences* 2021; doi.org/10.3390/app11146444
- 28 _ MeDFila®. MeDFila® 3D Printing Filament: A.B.T. Inc., updated 26.05.21 Available from: <https://advbiomedtech.com/medfila/>
- 29 _ Moraschini V, Velloso G, Luz D et al.: Implant survival rates, marginal bone level changes, and complications in full-mouth rehabilitation with flapless computer-guided surgery: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2015; 44: 892–901
- 30 _ Neumeister A, Schulz L, Glodecki C: Investigations on the accuracy of 3D-printed drill guides for dental implantology. *Int J Comput Dent* 2017; 20: 35–51
- 31 _ Pieralli S, Spies BC, Hromadnik V et al.: How accurate is oral implant installation using surgical guides printed from a degradable and steam-sterilized biopolymer? *J Clin Med* 2020; doi: 10.3390/jcm9082322
- 32 _ Polymers SS. Radel® PPSU HC AM Filament NT1: Solvay; updated 26.05.21. Available from: https://www.solvayamshop.com/ccrz_ProductDetails?viewState=DetailView&cartID=&sku=Z58–40004&portalUser=&store=&ccl=en_U
- 33 _ Ramasamy M, Giri, Raja R et al.: Implant surgical guides: From the past to the present. *J Pharm Bioallied Sc* 2013; 5 (Suppl 1): 98–102
- 34 _ Revilla-León M, Özcan M: Additive manufacturing technologies used for processing polymers: Current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont* 2019; 28: 146–58
- 35 _ Crump SS: Stratasys Inc. Apparatus and method for creating three-dimensional objects, 1989, US5121329A, United States Patent
- 36 _ Scherer U, Stoetzer M, Ruecker M et al.: Template-guided vs. non-guided drilling in site preparation of dental implants. *Clin Oral Invest* 2015; 19: 1339–46
- 37 _ Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF: 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *J Clin Med* 2021; doi: 10.3390/jcm10092010
- 38 _ Sharma NHP, Cao S, Thieringer F: Dimensional characteristics of FDM 3D printed PEEK implant for craniofacial reconstructions. *Transactions on additive manufacturing meets medicine* 2020; <https://doi.org/10.3390/app11146444>
- 39 _ Sommacal B, Savic M, Filipi A et al.: Evaluation of two 3D printers for guided implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018; 33: 743–6
- 40 _ Stratasys. Ein biokompatibles 3D-Druckmaterial: PC-ISO: Stratasys; updated 08.10.21. Available from: <https://www.stratasys.com/de/materials/search/pc-iso>
- 41 _ Vanholme R, De Meester B, Ralph J et al.: Lignin biosynthesis and its integration into metabolism. *Curr Opin Biotechnol* 2019; 56: 230–9
- 42 _ Verucruyssen M, Fortin T, Widmann G et al.: Different techniques of static/dynamic guided implant surgery: modalities and indications. *Periodontol* 2000 2014; 66: 214–27
- 43 _ Vieira DM, Sotto-Maior BS, Barros CA et al.: Clinical accuracy of flapless computer-guided surgery for implant placement in edentulous arches. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28: 1347–51