



Berg Huettenmaenn Monatsh (2019) Vol. 164 (3): 141–146
<https://doi.org/10.1007/s00501-019-0834-0>
 © Der/die Autor(en) 2019

BHM Berg- und
 Hüttenmännische
 Monatshefte

Additive Fertigung in der digitalen Zahnheilkunde

Malte Hartmann und Jürgen Stampfl

Christian Doppler Labor für Photopolymere in der restaurativen und digitalen Zahnheilkunde, Technische Universität Wien, Wien, Österreich

Eingegangen 30. Januar 2019; angenommen 31. Januar 2019; online publiziert 19. Februar 2019

Zusammenfassung: Die Computerunterstützte Modellierung und Fertigung (CAD/CAM=computer aided design/computer aided manufacturing) hat sich seit geraumer Zeit in der Welt der Zahnmedizin verbreitet. Ausgehend von dieser Neuerung hat sich der rein digitale Arbeitsablauf als angestrebtes Modell etabliert. Die Erfassung der Patientensituation per Oral- oder Tischscanner, das Modellieren per passender Software und das Fertigen über CNC-Fräsen sind heutzutage Stand der Technik. Neben dem Fräsen hat die additive Fertigung als aufstrebende CAM-Technologie ihren Weg in Zahnarztpraxen und Zahn-technikerlabors gefunden. In den meisten Fällen werden lithografiebasierte Verfahren für Modelle und Gussformen angewandt. Dieser Artikel soll einen Überblick über die additiven Fertigungsverfahren geben, die prinzipiell für die Dentalbranche geeignet sind. Darüber hinaus werden Anwendungen beschrieben, und im letztem Abschnitt wagen wir einen kleinen Ausblick in zukünftige Entwicklungen.

Schlüsselwörter: Additive Fertigung, CAD/CAM, Stereolithographie, Digitale Zahnmedizin, Orthodontie

Additive Manufacturing for Digital Dentistry

Abstract: For quite some time, the computer assisted modelling and manufacturing (CAD/CAM=computer aided design/computer aided manufacturing) has spread in the world of dentistry. Starting from this innovation, the digital workflow was established as a desirable principal. The acquisition of patient situations via oral or lab scanners, the modelling of restorations with adapted software, and the manufacturing via CNC-milling are state of the art. In addition to milling, additive manufacturing has found its way into dental practices and orthodontic laboratories as an emerging technology. In most cases, lithography-based

methods are used for models and casting molds. This article is intended to give a survey of the additive manufacturing technologies that—in principle—are suitable for the dental field. Additionally, applications are listed, and in the last section, we give an outlook on future developments.

Keywords: Additive Manufacturing, CAD/CAM, Stereolithography, Digital Dentistry, Orthodontics

1. Einleitung

Seit jeher hat der technologische Fortschritt die Verbesserung der modernen Zahnheilkunde geprägt. Sei es die Erfindung der Zahnpasta 1850 durch Washington W. Sheffield oder die Entwicklung edelmetallfreier Chrom-Cobalt-Molybdän-Legierungen für die Kronen- und Brückentechnik Anfang des 20. Jahrhunderts [1].

Ein weiterer Meilenstein war die Entwicklung eines CAD/CAM-Systems, welches 1985 verwendet wurde, um erstmals eine Zahnkrone zu fräsen. CAD/CAM steht für „Computer Aided Design“ bzw. „Computer Aided Manufacturing“; also die computerunterstützte Modellierung und das numerisch gesteuerte Anfertigen von 3D-Bauteilen. Die Technik, die in diesem Zusammenhang vorrangig entwickelt und folglich auch eingesetzt wurde, war das Fräsen. War der Fokus zunächst auf metallischen Werkstoffen, wurden schon bald keramische Materialien, hauptsächlich Zirkoniumdioxid, gefräst. Diese Anwendung von CAD/CAM zählt heute zum Stand der Technik und gehört in vielen Dentallabors und manchen Zahnarztpraxen zur alltäglichen Ausstattung [2].

Dieses computerunterstützte Arbeiten hat zur Entwicklung eines „digitalen workflows“ geführt, bei dem der gesamte Arbeitsablauf – von der Feststellung der Gebiss-situation mit modernen Scan-Systemen, über das Modellieren der Restauration mit angepasster Software bis zur automatisierten Anfertigung der Restauration mittels CAM – computerunterstützt und digital geschieht. Alle notwendigen Daten werden dabei virtuell erfasst, so dass im Idealfall das handwerkliche Erstellen von Abdrücken oder Modellen entfällt.

Dr. M. Hartmann, B.Sc. (✉)
 Christian Doppler Labor für Photopolymere in der restaurativen und digitalen Zahnheilkunde,
 Technische Universität Wien,
 Getreidemarkt 9 BE,
 1060 Wien, Österreich
 malte.hartmann@tuwien.ac.at

Mit der fortschreitenden Digitalisierung und Automatisierung der Arbeitsabläufe tritt eine weitere CAM-Technologie in den Vordergrund: die Additive Fertigung (AF). Komplementär zum subtraktiven Fertigungsverfahren, dem Fräsen, handelt es sich bei AF um einen additiven Ansatz, bei dem ein 3-dimensionales Objekt schichtweise durch Hinzu-fügen von Material generiert wird.

Die Art und Weise, wie diese Schichtgenerierung erfolgt ist vielfältig, und resultierend ist die Anzahl der verfügbaren bzw. in Entwicklung befindlichen AF-Technologien ebenso vielfältig. In dieser Darstellung wollen wir uns auf die Technologien beschränken, die im dentalen Bereich die größte Anwendung finden beziehungsweise die größte Eignung aufweisen. Im folgenden Abschnitt werden diese Technologien der Reihe nach vorgestellt, und auf ihre Eignung für die digitale Zahnmedizin wird eingegangen.

2. Additive Fertigungstechnologien (AFT)

2.1 Wannen-Photopolymerisation

Die Summe der Technologien, die als lithografiebasiert bezeichnet werden, umfasst Laser- und DLP-Systeme (Digital Light Processing). Diese können wiederum entweder eine „top-down“ oder eine „bottom-up“ Ausführung aufweisen. Der grundlegende Mechanismus der Formgebung bei dieser Prozessklasse ist die Photopolymerisation. Durch gezielte Belichtung wird ein fotosensitives Harz oder eine Suspension schichtweise ausgehärtet.

Erste laserbasierte Systeme waren bereits in den 1980er-Jahren kommerziell verfügbar. Diese wiesen eine top-down-Ausführung auf. In diesem Fall wird ein fokussierter Laserstrahl über zwei bewegliche Spiegel von oben auf eine mit Harz gefüllte Wanne gerichtet. Nach dem Belichtungsprozess sinkt die Bauplattform um eine Schichthöhe und flüssiges Material wird über eine Raketklinge nachgeführt. Abb. 1 zeigt den schematischen Aufbau einer solchen Stereolithografie-Anlage. Mit Systemen dieser Art sind sehr gute Auflösungen (typischerweise 25–50 µm) erreichbar. Diese ist abhängig vom Durchmesser des Laserfokus. Nachteilig bei top-down-Ausführungen ist die Notwendigkeit der Befüllung der gesamten Wanne mit Harz. Dementsprechend groß ist der Materialbedarf. Aufgrund der geringen Distanz von Raketklinge zu Bauteil kann es u. U. zu Beschädigungen kommen [3].

Diese Überlegungen führten zur Entwicklung der bottom-up-Ausführung, bei der das Bauteil verkehrt herum an der Bauplattform hängt und Schicht für Schicht in eine Wanne mit photosensitivem Harz taucht. Die Füllhöhe der Wanne kann hierdurch deutlich reduziert werden. Der Reinigungsaufwand – in der Stereolithografie müssen Teile nach dem Bau von nicht-polymerisiertem Harz befreit werden – wird folglich ebenso verringert. Die Belichtung geschieht in diesem Fall durch eine transparente Wanne hindurch. Da die polymerisierte Fläche in Kontakt mit der Wanne steht, sind vor dem Ablösen des Bauteils Abzugskräfte zu überwinden, die im schlimmsten Fall zum Abriss des Bauteils führen können. Als Gegenmaßnahme wird in vielen Fällen ein Kippen der Wanne angewandt.

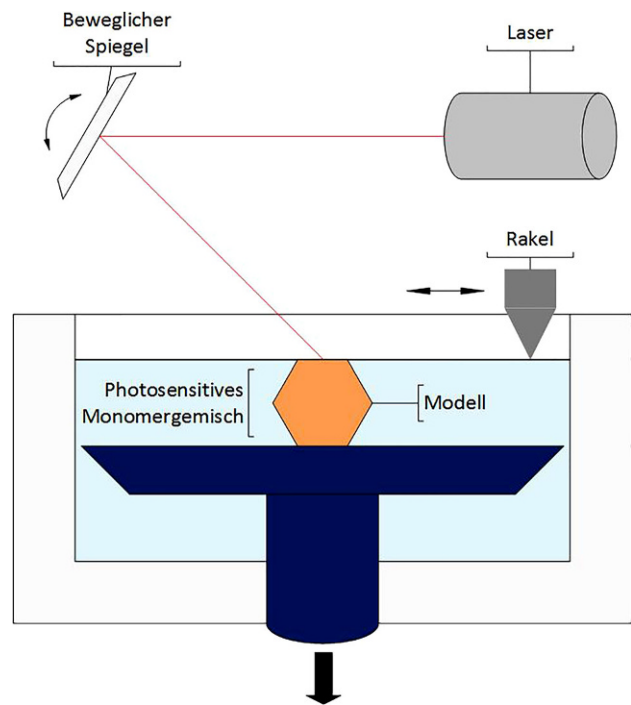


Abb. 1: Schematischer Aufbau einer Stereolithografieanlage

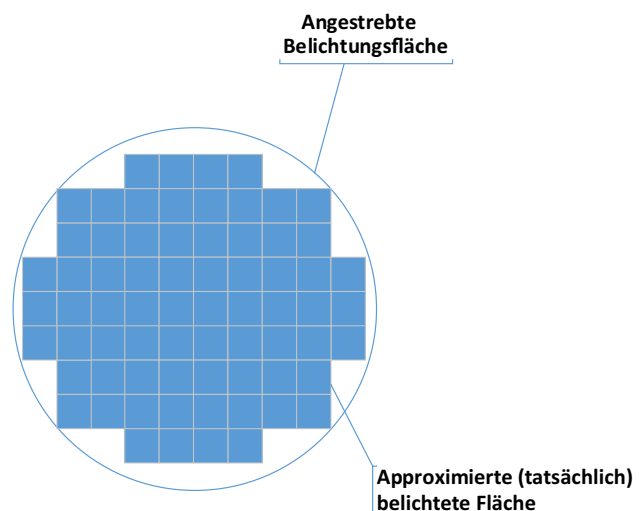


Abb. 2: Approximation einer gekrümmten Fläche durch das DLP-Pixelraster

Als Alternative zur Laserlichtquelle haben sich DLP-Systeme etabliert. Dabei handelt es sich um eine Technik, die einem Projektor sehr ähnlich ist. Hochleistungsleuchtdioden bestrahlen einen Mikrospiegelaktuator, auch DMD-Chip (Digital Micromirror Device) genannt. Derzeit verfügbare Chips besitzen in etwa eine Anzahl von 2 Mio. Mikrospiegeln. Jeder dieser Mikrospiegel kann selektiv angesteuert werden, um seine Ausrichtung – der Lichtquelle zugewandt oder abgewandt – festzulegen. Auf diese Weise kann die belichtete Fläche mit großer Genauigkeit, in Abhängigkeit von der Spiegelgröße und der zugehörigen Optik (typische Pixelgrößen liegen zwischen 20 und 60 µm) eingestellt wer-

Abb. 3: Schematischer Aufbau einer Anlage zum Pulverbettsschmelzen

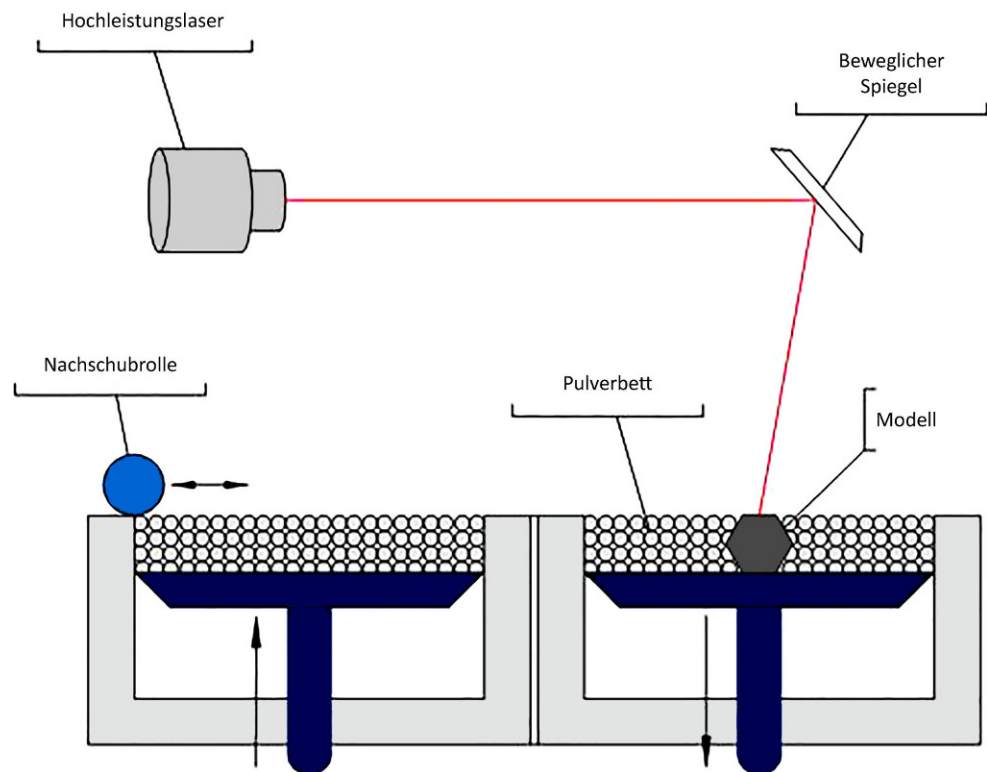
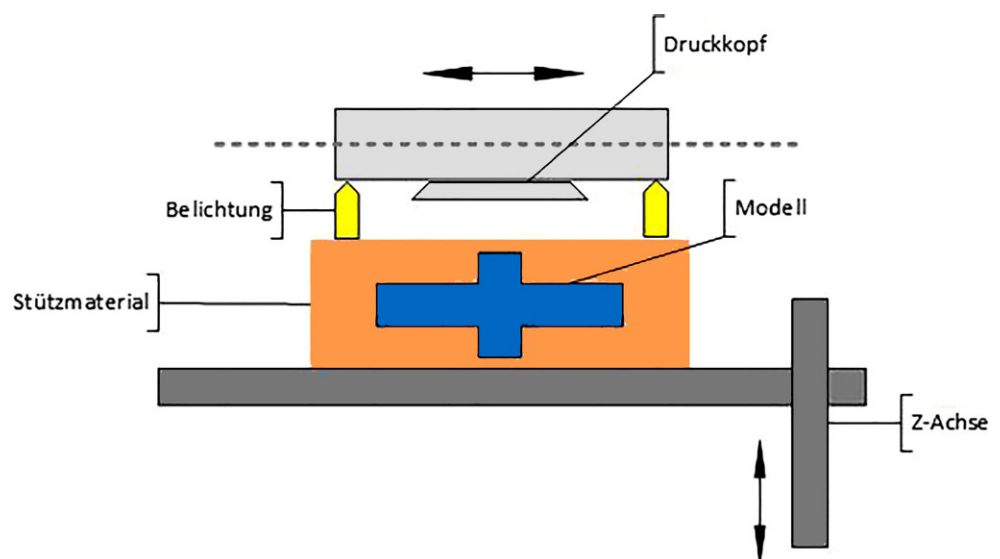


Abb. 4: Schematischer Aufbau einer Materialdruck-Anlage



den. DLP-basierte Systeme haben den Vorteil, dass jeder Pixel der Belichtungsfläche gleichzeitig belichtet werden kann. Dies steigert die Baugeschwindigkeit, besonders bei großen Bauteilen, im Vergleich zum Laser, da dieser die gesamte Fläche abrastern muss [4].

Von Nachteil ist, dass gewölbte Konturen durch quadratische Pixel approximiert werden müssen. Die Problematik soll an der schematischen Darstellung in Abb. 2 verdeutlicht werden. Dies kann in bestimmten Fällen zu einem sichtbaren Stufeneffekt an den Bauteilen führen [5].

Während Photopolymere in der Zahnmedizin hauptsächlich zur Erzeugung von Zahnmodellen oder Gussfor-

men genutzt werden, ist besonders im Vergleich zum Fräsen, die Herstellung von Keramik und Metall von Interesse. Dies ist über lithografiebasierte Technologien ebenfalls möglich, wenn statt des Harzes eine photosensitive Suspension eingesetzt wird. Der so erzeugte „Grünkörper“, eine Art Komposit aus Photopolymer und keramischem oder metallischem Füllstoff, wird dann einer thermischen Nachbehandlung (Entbindern/Sintern) unterzogen. Während des Entbinderns werden die organischen Bestandteile ausgebrannt. Im Sinterprozess fügen sich die Partikel dann zu einem dichten Werkstoff zusammen.



Abb. 5: Invisalign Zahnschiene



Abb. 6: Lithiumdisilikat-Krone, hergestellt über ein lithographiebasiertes Verfahren in Kombination mit thermischer Nachbehandlung

2.2 Pulverbettssmelzen (PBS)

Der prinzipielle Aufbau einer Anlage zum Pulverbettssmelzen ist der einer laserbasierten Stereolithografie-Anlage sehr ähnlich. Abb. 3 zeigt den schematischen Aufbau. Anstelle von flüssigem photosensitivem Harz kommt hier ein rieselfähiges Pulverbett zum Einsatz. Der Härtingsmechanismus ist hierbei nicht *photopolymerisation*, sondern ein lokaler Schmelzvorgang. Um den hohen Energieeintrag zu erreichen, der für diesen Vorgang notwendig ist, werden dementsprechend leistungsstarke Laser (typischerweise 50–250 W) oder eine Elektronenstrahlquelle benötigt. Ist der Härtingsmechanismus einer Schicht abgeschlossen, geschieht der Materialauftrag meist ebenso über eine Rakel. Grundsätzlich sind über dieses Verfahren thermoplastische Kunststoffe, Metalle und auch Keramik verarbeitbar. Die Hauptanwendung hat die Technologie aber deutlich im Metallbereich, wie bspw. für Kobalt-Chrom-Legierungen. Um die Korrosion der Metalle während des Prozesses zu verhindern, ist eine Schutzgasatmosphäre oder ein Hochvakuum notwendig. Aufgrund der aufwendigen Anlagentechnik liegen PBS-Systeme im höheren Preissegment von 150.000–500.000 € [6].

Stützstrukturen, wie bei der Stereolithografie, werden bei diesen Verfahren nicht zwingend benötigt, da das Pulverbett eine ausreichende Stützwirkung für Überhänge erzeugt. Eine wesentliche Herausforderung ist jedoch die Abfuhr thermischer Energie, die eine ausreichende Verbindung des Bauteils zur Grundplatte notwendig macht. Wenn das Material aus dem flüssigen Zustand in die feste Phase wechselt und bei der weiteren Abkühlung, kommt es zur Volumenkontraktion und damit verbunden zu thermischen Spannungen im Bauteil. Diese können zu Verzug und Rissen führen. Geeignete Legierungen, Pulverfraktionen und insbesondere die Belichtungsstrategie sind daher entscheidende Kriterien für den Erfolg des Druckvorgangs. Zusätzlich dazu kann eine thermische Nachbehandlung zum Auflösen der Spannungen führen.

2.3 Materialdruck

Der Aufbau einer Materialdruck-Anlage unterscheidet sich wesentlich von den zuvor beschriebenen Verfahren. Ein schematischer Aufbau ist in Abb. 4 gezeigt und weist gewisse Ähnlichkeiten zu einem Tintenstrahldrucker auf, wie er aus dem Büroalltag bekannt ist. Tintenstrahldruckköpfe

| TABELLE 1 Vergleich der mechanischen Eigenschaften von biologischen und synthetischen Dentalkeramiken [8–13] | | | | | | |
|---|-------------------|---|--|---------------|-----------------------|------------------------|
| Material | Hersteller | Klasse | Kristall-Anteil [%] | E-Modul [GPa] | Biegefestigkeit [MPa] | Bruchzähigkeit [MPa√m] |
| Zahnschmelz | – | Biologisches Komposit (Hydroxylapatit/Kollagen) | 96 | 95 | – | 1,5 |
| Dentin | – | Biologisches Komposit (Hydroxylapatit/Kollagen) | 70 | 18 | – | 3,1 |
| IPS Empress CAD | Ivoclar Vivadent | Leuzitbasierte Glaskeramik (CAD/CAM-Verfahren) | ≈40 | 65 | 199,4 | 1,18 |
| IPS e.max CAD | Ivoclar Vivadent | Fräsbare Lithiumdisilikat-Glaskeramik | ≈70 | 103 | 647,9 | 2,06 |
| In-Ceram AL | VITA Zahnfabrik | Polykristallines Aluminiumoxid | ≈99 | 300 | 488 | 3,6 |
| NanoZr | Panasonic Co. Ltd | Polykristallines Aluminiumoxid-Zirkoniumoxid | Al ₂ O ₃ : 30% ZrO ₂ : 70% | – | 950 | 9,8 |
| IPS e.max Zir-CAD | Ivoclar Vivadent | Polykristallines Zirkoniumoxid | ≈99 | 204 | 1250 | 4,5 |

beschichten die Bauplattform selektiv und schichtweise mit dem gewünschten Material. Üblicherweise handelt es sich dabei um niedrigviskose photoreaktive Monomerformulierungen, die in einer direkten Nachbelichtung ausgehärtet werden. Um Überhänge und dergleichen zu ermöglichen, sind vergleichsweise voluminöse Stützstrukturen notwendig, was in Bezug auf die Wirtschaftlichkeit des Verfahrens einen Nachteil darstellt. Die Verwendung mehrerer Tintenstrahl-druckköpfe (in Analogie zum Farbtintenstrahl-druck) erlaubt es jedoch, auf relativ einfache Weise die Anzahl der Druckmaterialien in einem Bauprozess zu erhöhen. In vielen Fällen wird diese Eigenschaft ausgenutzt, um die Supportstrukturen aus einer anderen, wasserlöslichen Formulierung zu gestalten, was ein einfaches Abwaschen des Supports ermöglicht.

Prinzipiell ist das Verfahren nicht auf Photopolymere beschränkt. Metall- und Keramiksuspensionen sind ebenso möglich, wobei darauf hingewiesen werden muss, dass das Prozessfenster in Bezug auf Oberflächenspannung und Viskosität sehr eng ist, was – im Vergleich mit der Stereolithografie – zu einem geringeren Füllgrad der Tinten führt.

3. Anwendungen

3.1 Zahnschienen (Aligner) für die Orthodontie

Aligner sind Kunststoff-Aufbissschienen für die Kieferorthopädie. Zur Behandlung des Patienten wird die Gebiss-situation erfasst und modelliert, in welcher Weise die Korrekturen erfolgen müssen, um zum gewünschten Ergebnis zu gelangen. Anschließend wird ein entsprechender Satz an Negativformen per Stereolithografie hergestellt. Zum eigentlichen Aligner gelangt man nun, indem eine spezielle thermoplastische Kunststoffolie über die Negativformen, welche per Stereolithografie gefertigt werden, gelegt und tiefgezogen wird.

Nach dem Abschluss eines Behandlungsschrittes erhält der Patient den nächsten Aligner mit leicht veränderter Form, um weiteren Fortschritt zu erzielen. Typischerweise dauert eine Korrektur insgesamt 9–18 Monate. Besonders beliebt ist diese Methode der Gebisskorrektur, weil die Aligner transparent und im Gebiss des Patienten kaum sichtbar sind. Täglich werden mehrere hunderttausend solcher Aligner gedruckt, und bisher wurden auf diese Weise über 3 Mio. Patienten behandelt. Damit zählt diese zu den erfolgreichsten Anwendungen in der Additiven Fertigung (Abb. 5).

3.2 Orthopädische Chirurgie

Titanlegierungen sind beliebte Werkstoffe in der Implantologie. Zur Verarbeitung dieses metallischen Werkstoffs eignet sich das Pulverbett-schmelzen. Da es sich hierbei um eine formlose Fertigungsmethode handelt, können auch hochkomplexe Geometrien hergestellt werden, die sonst nicht oder nur unter sehr großem Aufwand anzufertigen wären. Besonders in Bezug auf individuelle Patientenversorgung ist dies vorteilhaft. Die Tatsache, dass Material nur

an benötigten Flächen verbraucht wird, führt zu einer zu Materialeinsparung im Vergleich zu subtraktiven Verfahren und ermöglicht es zum anderen, Prinzipien der Leichtbauweise zu verwirklichen.

3.3 Bohrschablonen

Die moderne Computertomographie erlaubt es, die optimierte Platzierung von Implantatschrauben im Voraus zu planen. Um es dem Chirurgen in der Praxis möglichst einfach zu machen, diese Idealposition zu erreichen, haben sich Bohrschablonen etabliert. Solche Schablonen sind im Grunde Kunststoffzahn-schienen, die per Stereolithografie gefertigt werden. Die vorgesehenen Bohrlöcher werden mit metallischen Einsätzen verstärkt. Während der Operation wird die Schablone in das Gebiss des Patienten eingesetzt und erlaubt es, die Bohrungen in idealer Richtung und Tiefe zu setzen.

3.4 Restaurative Zahnheilkunde

Welche Technologie für die Herstellung von Restaurationen (Kronen, Brücken, Inlays und mehr) zum Einsatz kommt, hängt davon ab, welches Material gewünscht wird. Im Falle von metallischen Legierungen sind bevorzugt Pulverbett-schmelz-Anlagen im Einsatz. Handelt es sich um lichterhärtende Komposite für Langzeit-Provisorien, sind lithographische Methoden bevorzugt.

Im Vergleich zum CNC-Fräsen führt das additive Prinzip zu Materialeinsparung. Darüber hinaus sind gewisse Konstruktionen wie Hinterschneidungen oder scharfe Kanten einfacher zu realisieren. (Diese sind beim Fräsen von der Werkzeuggröße abhängig.) AFT-Systeme sind oft kostengünstiger als vergleichbare Fräsmaschinen, aufgrund des weniger komplexen Aufbaus.

Derzeit wird intensiv daran geforscht, vollkeramische Restaurationen aus bspw. Zirkoniumdioxid oder Lithiumdisilikat über additive Fertigungsverfahren herzustellen. Eine Möglichkeit stellt dabei die beschriebene Kombination aus einem lithografiebasierten System mit einer thermischen Nachbehandlung dar. In der Vergangenheit konnte bereits gezeigt werden, dass auf diese Weise eine hohe Materialqualität mit Biaxialbiegefestigkeiten von 1000 MPa für ZrO_2 und über 300 MPa für $Li_2Si_2O_5$ erreicht werden kann [7]. In Abb. 6 ist eine Frontzahnkrone gezeigt, die auf diese Weise hergestellt wurde. Die Vermeidung von Mikroporosität ist ein wesentlicher Faktor, wenn es gilt, reproduzierbar gute mechanische und – im Falle von $Li_2Si_2O_5$ – auch ansprechende ästhetische Eigenschaften (hohe Transluzenz) zu erzielen. Um das Verfahren wirtschaftlich zu gestalten, sind kurze Entbinderungszeiten und ein schneller Bauprozess entscheidende Kriterien.

Danksagung. Wir bedanken uns für die finanzielle Unterstützung durch das Bundesministerium für Digitalisierung und Wirtschaftsstandort und die Nationalstiftung für Forschung, Technologie und Entwicklung.

Funding. Open access funding provided by TU Wien (TUW).

Open Access Dieser Artikel wird unter der Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.de>) veröffentlicht, welche die Nutzung, Vervielfältigung, Bearbeitung, Verbreitung und Wiedergabe in jeglichem Medium und Format erlaubt, sofern Sie den/die ursprünglichen Autor(en) und die Quelle ordnungsgemäß nennen, einen Link zur Creative Commons Lizenz beifügen und angeben, ob Änderungen vorgenommen wurden.

Hinweis des Verlags. Der Verlag bleibt in Hinblick auf geografische Zuordnungen und Gebietsbezeichnungen in veröffentlichten Karten und Institutsadressen neutral.

Literatur

- Pike, L. M.: 100+ Years of Wrought Alloy Development at Haynes International, 8th International Symposium on Superalloy 718 and Derivatives, 2014
- Duret, F.; Blouin, J.-L.; Duret, B.: CAD-CAM in Dentistry, 117 (1998), no 6, pp 715–720
- Hull, C.: Method and apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. Patent EP0171069, 12 02 1986
- Hatzenbichler, H.; Geppert, M.; Gruber, S.; Ipp, E.; Almedal, R.; Stampfl, J.: DLP-based light engines for additive manufacturing of ceramic parts, Proc. SPIE 8254, 2012. <https://doi.org/10.1117/12.907113>
- Busetti, B.; Steyrer, B.; Lutzer, B.; Reiter, R.; Stampfl, J.: A hybrid exposure concept for lithography-based additive manufacturing, Additive Manufacturing, 21 (2018), pp 413–421
- Frazier, W. E.: Metal Additive Manufacturing: A Review, Journal of Materials Engineering and Performance, 6 (2014), pp.1917–1928
- Hartmann, M.; Pfaffinger, M.; Stampfl, J.: Lithography-Based Ceramic Manufacturing (LCM) for Dental Applications, Materials Science Forum, 939 (2018), pp 95–103
- Lawn, B. R.; Lee, J. J.-W.; Chai, H.: Teeth: Among Nature's Most Durable Biocomposites, Annual Review of Materials Research, 6 (2010), pp 55–75
- Belli, R.; Wendler, M.; Ligny, D. D.: Chairside CAD/CAM materials Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization, Dental Materials, 33 (2016), pp 84–98
- Belli, R.; Wendler, M.; Petschelt, A.; Lube, T.; Lohbauer, U.: Fracture toughness testing of biomedical ceramic-based materials using beams, plates and discs, Journal of the European Ceramic Society, 8 (2018), pp 5533–5544
- Borba, M.; d. Araujo, M.; Fukushima, K.: Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics, Dental Materials, 27 (2011), no 7, pp 1259–1266
- Nawa, M.; Nakamoto, S.; Sekino, T.: Tough and strong Ce-TZP/Alumina nanocomposites doped with Titania, Ceram Int, 24 (1998), pp 497–506
- Wendler, W.; Belli, R.; Petschelt, A.: Chairside CAD/CAM materials Part 2: Flexural strength testing, Dental Materials, 33 (2017), no 1, pp 99–109