

# Additive Fertigung von Ti6Al4V-Bauteilen für Anwendungen in der Medizintechnik

## Additive Manufacturing of Ti6Al4 Parts for Applications in Medical Engineering

T. Hanemann<sup>1,2</sup>, S. Antusch<sup>1</sup>, D. Nötzel<sup>1</sup>, R. Eickhoff<sup>1</sup>, <sup>1</sup> Karlsruher Institut für Technologie, Institut für Angewandte Materialien, Hermann-von-Helmholtz-Platz 1, 76344 Eggenstein-Leopoldshafen, thomas.hanemann@kit.edu, <sup>2</sup> Universität Freiburg, Institut für Mikrosystemtechnik, Georges-Köhler-Allee 102, 79110 Freiburg

### Kurzfassung

Die vorliegende Arbeit beschreibt die Entwicklung einer Prozesskette zur Herstellung von gesinterten Ti6Al4V-Bauteilen mittels Fused Filament Fabrication (FFF) mit potenziellen Anwendungen in der Medizintechnik z.B. als Implantate. Die Prozesskette besteht aus den Einzelschritten Formmasse- und Filamentherstellung, 3D Druck über FFF, Entbindern und Sintern. Speziell die Formmasseentwicklung und die 3D-Druckparameteroptimierung sind von besonderer Bedeutung für die Realisierung gesinteter Bauteile mit guten mechanischen Eigenschaften. Es konnten komplex geformte Demonstratorbauteile, wie z.B. Dentalimplantate, gefertigt werden. Die für die Verwendung als Implantate geforderten Kennwerte für die Dichte, mechanische Eigenschaften sowie Restsauerstoff- und kohlenstoffgehalt konnten jedoch noch nicht umfänglich erreicht werden. Dies sollte aber durch eine weitere Prozessoptimierung möglich sein.

### Abstract

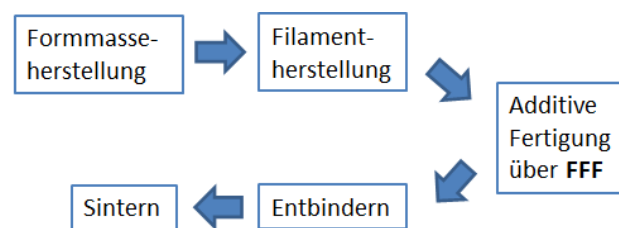
This work describes the realisation of sintered Ti6Al4V parts printed by a modified Fused filament Fabrication (FFF) technique. The process sequence consists of the individual steps feedstock fabrication, filament production, 3D printing, debinding and sintering. Especially a suitable feedstock development and FFF printing parameter evaluation determine a successful device production e.g. for application in medical engineering. It was possible to print parts with complex geometric features like a screw representing a dental implant. Actually, the obtained sintered Ti6Al4V parts do not meet the requirements for density, mechanical properties and residual oxygen and carbon content completely necessary for the usage e.g. as an implant in surgery.

## 1 Einleitung

Die additive Fertigung gewinnt heutzutage eine immer größer werdende Bedeutung zur kostengünstigen Herstellung von Prototypen, Kleinserien oder kundenspezifischen und individuell angepassten Bauteilen. Dies umfasst mittlerweile alle relevanten Materialklassen und eine Vielzahl an verschiedenen additiven Fertigungsverfahren (3D-Druck), wie Stereolithographie, Materialextrusion, wie Fused Filament Fabrication (FFF), sowie pulverbasierte Verfahren, wie Selektives Laserschmelzen (SLM) oder Electron Beam Melting (EBM) [1]. Neben unterschiedlichsten technischen Bereichen kommt mittlerweile der 3D-Druck auch in kritischen Einsatzgebieten, wie Luft- und Raumfahrt, aber auch in der Medizintechnik, zur Anwendung [1-3]. Das ursprünglich zur Verarbeitung von Thermoplasten entwickelte FFF konnte in Analogie zum (Mikro-)Pulverspritzguss zur Realisierung von Bauteilen aus Keramik bzw. Metall weiterentwickelt werden. Hierzu war eine umfangreiche Entwicklung hoch-gefüllter Formmassen (Keramik  $\geq 50$  Vol %; Metall  $\geq 60$  Vol %) und deren rheologische Anpassung an die Druckverhältnisse im FFF-Druck notwendig [4-7]. Von besonderem Interesse in der Medizintechnik, speziell für Anwendungen im Dentalbereich, sind zum einen Zirkoniumdioxid ( $ZrO_2$ ) und Titanlegierungen, insbesondere Ti6Al4V, für Implantate. In beiden Fällen

sind strukturelle Details unter  $100 \mu m$  anzustreben, um eine möglichst endkonturnahe Fertigung zu erlauben.

Die Prozesskette zur Herstellung von metallischen bzw. keramischen Bauteilen mittels FFF umfasst die Schritte Materialentwicklung (Formmasseentwicklung), Filamentherstellung, 3D-Druck mittels FFF und thermische Nachprozessierung, d.h. Entbindern und Sintern (**Bild 1**).



**Bild 1** Prozessschema zur Herstellung keramischer und metallischer Bauteile über FFF.

Zur Erreichung feiner struktureller Details, wie Gewinde o.ä. sind möglichst kleine Partikelgrößen notwendig; dies ist aber im hier vorgestellten Fall des Ti6Al4V mangels kommerzieller Verfügbarkeit nicht machbar. Eine gewisse Oberflächenrauheit ist jedoch günstig für das Ansiedeln von Körperzellen.

## 2 Prozesskettenentwicklung

Die gesamte Prozesskette besteht aus fünf Einzelschritten, welche individuell im Hinblick auf eine sehr gute Druckqualität, hohe Sinterdichte und im Fall des Ti6Al4V auf einen möglichst geringen Kohlenstoff- und Sauerstoffgehalt im gesinterten Bauteil zum Erhalt der guten mechanischen Eigenschaften optimiert werden müssen.

### 2.1 Formmassenentwicklung

Die Formmassen (engl. Feedstock), ursprünglich entwickelt für den (Mikro-)Pulverspritzguss ( $\mu$ PIM), können nicht in identischer Form für das FFF verwendet werden, da während des Formgebungsprozesses signifikante Unterschiede im Fließverhalten gegeben sind. Während beim  $\mu$ PIM die Formmasse unter hohem Druck und somit hohen Scherraten ( $> 1000$  1/s) in die Formeinsätze einfließt, wird der Filamentstrang nahezu drucklos mit kleinen Scherraten ( $< 100$  1/s) durch die Extruderdüse gedrückt und auf dem sich aufbauendem Bauteil abgelegt. Hochgefüllte Formmassen zeigen eine ausgeprägte Strukturviskosität in der Schmelze, d.h. eine Verringerung der Viskosität mit der Scherrate, welche für das  $\mu$ PIM vorteilhaft, aber für das FFF sehr ungünstig ist. Da die Viskosität bei hohen Füllgraden ( $> 30$  Vol %) exponentiell mit dem Füllgrad korreliert, weisen Formmassen für das FFF üblicherweise einen niedrigeren Füllgrad als vergleichbare Feedstocks für das  $\mu$ PIM auf. Gemeinsam ist den verwendeten Systemen, dass neben dem keramischen oder metallischen Feststoff ein meist mehrkomponentiger Binder, bestehend aus einer nieder- und einer hochmolekularen Polymerkomponente sowie einem Dispergator besteht. Letzterer bindet durch seine amphiphile Struktur die polare anorganische Komponente (Keramik, Metall) an die unpolare polymere Matrix und führt somit zu einer homogenen Formmasse mit reduzierter Schmelzviskosität. Die niedermolekulare Binderkomponente ermöglicht bereits bei moderaten Schmelztemperaturen eine niedrige Viskosität, während die hochmolekulare Polymerkomponente zu einer hohen Stabilität (Grünfestigkeit) im festen Zustand führt. Die Variation des Verhältnisses von nieder- zu hochmolekularer Binderkomponente ermöglicht die gezielte Einstellung von Schmelzviskosität bzw. Grünfestigkeit

Im Rahmen der hier beschriebenen Formmasseentwicklung wurde ein im EBM etabliertes und kommerziell verfügbares Ti6Al4V-Pulver (Typ 23FE ELI, Fa. Heraeus GmbH) eingesetzt, welches hinsichtlich seiner Eigenschaften, insbesondere durch einen sehr niedrigen Sauerstoffgehalt, in der Medizintechnik eine breite Anwendung findet. Das Pulver zeichnet sich durch eine sphärische Morphologie und eine schmale Partikelgrößenverteilung [8,9] aus (**Tabelle 1**).

Ti6Al4V	Dichte (g/cm <sup>3</sup> )	d <sub>10</sub> (µm)	d <sub>50</sub> (µm)	d <sub>90</sub> (µm)	Spez. Oberfläche (m <sup>2</sup> /g)
Messwert	4.4	22.1	29.9	39.7	0.15
Datenblatt	-	21.3	31.5	42.9	-

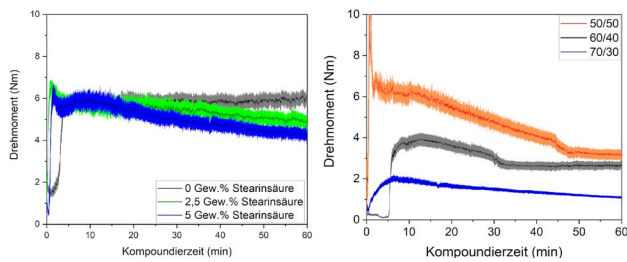
**Tabelle 1** Eigenschaften des Ti6Al4V-Pulvers

Es wurden verschiedene Bindersysteme, welche im Bereich des  $\mu$ PIM bekannt sind, auf ihre Eignung im FFF 3D-Druck untersucht:

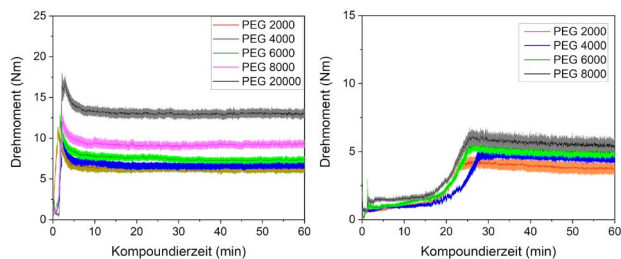
- Paraffinwachs/Polyethylen (Low Density Polyethylene (LDPE) bzw. High Density Polyethylene (HDPE))
- Polyethylenglykol/Polyvinylbutyral (PEG/PVB)
- Polyethylenglykol/Polymethylmethacrylat (PEG/PMMA)

Stearinsäure (SA) wurde als Dispergator in allen o.g. Systemen verwendet. Diese Binder wurden teilweise bereits erfolgreich in der Realisierung von Freiformbauteilen aus Aluminiumoxid bzw. Zirkoniumdioxid mittels FFF eingesetzt [4-7]. Die Formmassen wurden in einem Messkneter mit simultaner Drehmomentaufzeichnung hergestellt, die Compoundier- bzw. Schmelztemperaturen für die verschiedenen Binderzusammensetzungen unterschiedlich (Wachs/LDPE: 125 °C; Wachs/HDPE: 160 °C; PEG/PVB: 110 °C; PEG/PMMA: 160-170 °C).

Exemplarisch zeigt **Bild 2 links** das gemessene Drehmoment für eine Formmasse, bestehend aus 60 Vol % Ti6Al4V und einem Wachs/LDPE-Binder sowie SA unterschiedlicher Konzentration als Dispergator. Ein steigender SA-Gehalt führt zu einer deutlichen Drehmomentabsenkung innerhalb des untersuchten Compoundierzeitraums. **Bild 2 rechts** zeigt den Compoundierverlauf bei Formmassen, bestehend aus Wachs und HDPE mit unterschiedlichem Verhältnis sowie 5 Gew % SA als Dispergator. Steigende Wachs-Gehalte führen zu einer deutlichen Drehmomentabsenkung. Sowohl die Variation von Dispergatoren, deren Konzentration als auch die Änderung des Verhältnisses von nieder- zu hochmolekularer Binderkomponente ermöglicht die gezielte Einstellung des Compoundierdrehmoments als auch der Schmelzrheologie. Im Fall der PEG/PVB bzw. PEG/PMMA-basierten Bindersysteme ist zusätzlich die Variation des mittleren Molekulargewichts  $M_w$  des PEG eine Stellgröße, um das Compoundier- und Fließverhalten einzustellen (**Bild 3**). **Bild 3 links** zeigt bei einem konstanten PEG/PVB-Verhältnis, einem SA-Gehalt von 5 Gew % sowie einem Ti6Al4V-Anteil von 60 Vol % den Einfluss des mittleren PEG- $M_w$  auf die Compoundierung. Je höher  $M_w$ , desto höher ist das resultierende Drehmoment. Gleiches gilt für das PEG/PMMA-System (**Bild 3 rechts**). Hier fällt der deutlich verzögerte Anstieg des Drehmoments auf, welches dem langsamen Aufschmelzen der PMMA-Granulatkörner zuzuordnen ist. In beiden polaren Formmassen wird ein stationärer Zustand mit niedrigen Drehmomenten erreicht. Weitere detaillierte Untersuchungen auch zur Schmelzrheologie finden sich unter [8,9].



**Bild 2** Kompoundierverlauf für verschiedene Bindersysteme. Links: Wachs/LDPE/SA mit unterschiedlichem SA-Gehalt (T= 125 °C); rechts: Wachs/HDPE/ 5 Gew % SA mit variablem Wachs/HDPE-Verhältnis (T = 160 °C).



**Bild 3** Kompoundierverlauf für PEG-haltige Bindersysteme und unterschiedlichem PEG Mw. Links: PEG/PVB (T= 110 °C); rechts: PEG/PMMA (T = 160 °C).

## 2.2 Filamentherstellung

Ausgewählte Formmassen wurden nach dem Kompoundieren und der rheologischen Untersuchung in einer Schlagmühle (Granulator 1514, Rapid Germany, Kleinstheim) granuliert und anschließend mit einem Schneckenextruder (Noztek pro HT, Noztek, Shoreham, UK) zu einem Filament verarbeitet (**Bild 4 links**). Die Extrusionstemperaturen orientierten sich an der Feedstockzusammensetzung (**Tabelle 2**) und richteten sich nach der Art und dem Anteil der Komponente mit der höchsten Schmelz- bzw. Glasübergangstemperatur.

Formmassen	Düsendurchmesser (mm)	Extrusionstemperatur (°C)
Wachs/PE	2.7 – 2.8	135 – 160
PEG/PVB	2.8	90
PEG/PMMA	2.8	70 - 106

**Tabelle 2** Extrusionsparameter



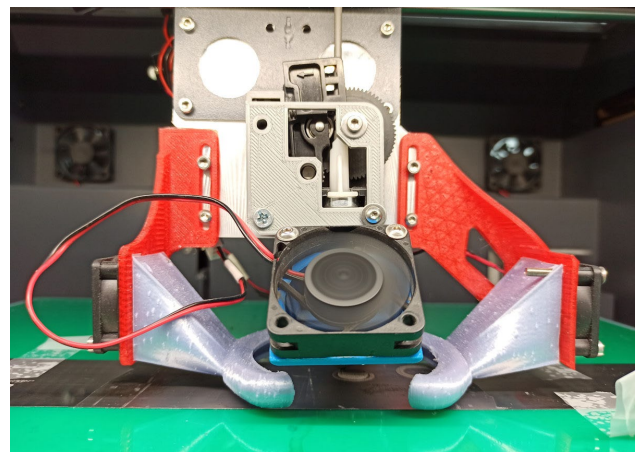
**Bild 4** Filamente mit 60 Vol% Ti6Al4V. Links: Filamentextrusion; rechts: Filamente unterschiedlicher Binderszusammensetzung.

Es konnten ausgewählte Zusammensetzungen der unterschiedlichen Bindersysteme zu Filamenten verarbeitet

werden. Aufgrund ihrer ausgeprägten Sprödigkeit ließen sich diese Filamente nicht auf eine Spule aufwickeln, sondern lagen in Stangenform vor (**Bild 4 rechts**).

## 2.3 Additive Fertigung

Die Filamente konnten mittels eines kommerziellen FFF 3D Druckers (x350pro, German RepRap, Feldkirchen) gedruckt werden. Dies gelang nur nach umfangreichen Modifikationen des Druckkopfes zur Verbesserung der Bauteilkühlung, Erhöhung der Genauigkeit der Materialextrusion sowie der direkten Zufuhr der stangenförmigen Filamente von oben. **Bild 5** zeigt den umgebauten Druckkopf mit zusätzlichen drei kleinen Kühlventilatoren. Darüber hinaus wurde der Druckkopf auf die Verarbeitung von 2.85 mm Filamenten umgebaut. Zur Verbesserung der Materialhaftung auf der Bauplattform und zur leichteren Bauteilentfernung wurde diese mit einer PE-beschichteten und flexiblen Federstahlplatte versehen.



**Bild 5** Modifizierter Druckkopf des FFF-Druckers.

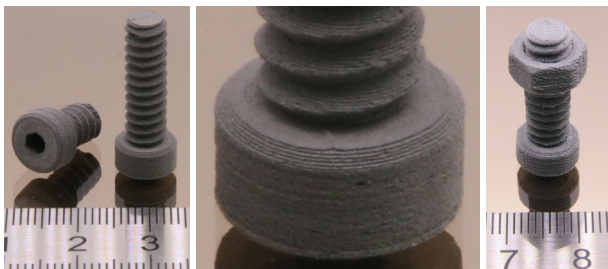
Die wichtigsten FFF-Druckparameter sind in **Tabelle 3** zusammengestellt. Die Drucktemperatur ergibt sich bei konstantem Füllgrad (60 Vol%) aus der Binderszusammensetzung und wird daher aus der Scherraten- und Temperaturabhängigen Schmelzviskosität ermittelt [8,9].

Formmassen	Drucktemperatur (°C)	Druckgeschwindigkeit (mm/s)	Düsendurchmesser (mm)	Infill (%)
Wachs/PE	170 – 180	5 - 10	0.3, 0.4	105
PEG/PVB	180 - 230	5 - 10	0.3 - 0.8	105
PEG/PMMA	210	5 - 10	0.15 - 0.4	105

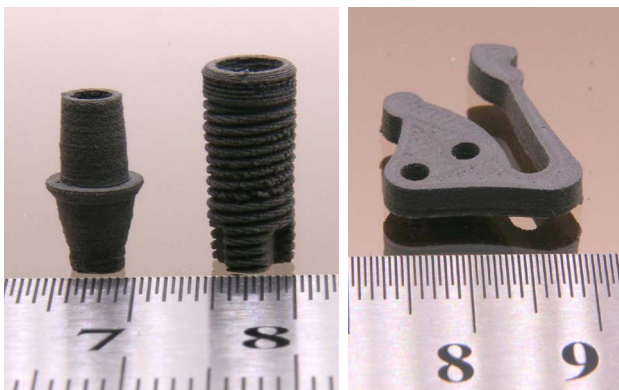
**Tabelle 3** Wichtige FFF Druckparameter.

Die Druckgeschwindigkeit ist bei allen untersuchten Formmassen nahezu identisch, ebenso die Temperatur der Bauplattform (50 – 60 °C). Letztere orientiert sich an der Erweichungstemperatur der niedermolekularen Binderkomponente (Wachs: 62 – 66 °C; PEG: 52 – 60°C) und ist für die Anhaftung des Bauteils während des Druckvorgangs relevant. Der ungewöhnlich hohe Infillfaktor von 105 % sorgt für eine Minimierung der FFF-typischen Lunker zwischen den abgelegten runden Filamenten innerhalb einer

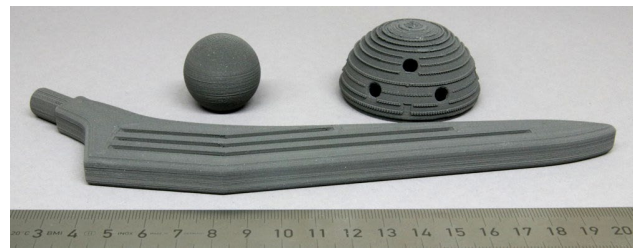
Ebene. Der Infillfaktor beschreibt die Füllichte des Bauteils. Die ebenfalls typischen Lunker zwischen den Schichten, ebenfalls bedingt durch die runde Filamentform, können durch den Abstand von Düse und letzter gedruckter Schicht eingestellt werden, da während der Filamentextrusion das Filament bei der Ablage auf der zuletzt gedruckten Oberfläche deformiert wird. Durch eine Abstimmung der verschiedenen Parameter lassen sich nahezu lunkerfreie Bauteile erzielen, z.B. im Fall von Aluminiumoxid von 99 % der Theorie (Wachs/PE-Binder) [10]. **Bild 6** zeigt FFF gedruckte Bauteile unter Verwendung des Binders Wachs/PE. Die Gewindegänge sind gut ausgeprägt. Am Schraubenkopf, insbesondere an der Fase (Mitte) lassen sich bei größerer Darstellung die einzelnen gedruckten Schichten erkennen. Unter Verwendung von PEG/PVB und PEG/PMMA lassen sich komplexere Grünlinge drucken. **Bild 7 links** zeigt Bestandteile eines Dentalimplantats, **Bild 7 rechts** eine Klammer. Die Realisierung von deutlich größeren Bauteilen stellt eine große Herausforderung durch die deutlich verlängerten Druckzeiten an die Zuverlässigkeit des 3D-Druckers dar. Während das in **Bild 7** gezeigte Implantat eine Druckzeit von ca. 45 min aufweist, benötigt der Druck der Hüftendoprothese-Teststruktur knapp 9 Stunden. Eine Verkürzung der Druckzeit kann z.B. durch eine erhöhte Druckgeschwindigkeit bzw. dickere Einzelschichten erfolgen, jedoch kann damit eine Verschlechterung der Bauteilqualität einhergehen.



**Bild 6** Grünlinge aus einer Wachs/PE-Formmasse. Links: Inbus-Schrauben; Mitte: Vergrößerte Darstellung Schraubenkopf; rechts: Schraube mit aufgedrehter Mutter.



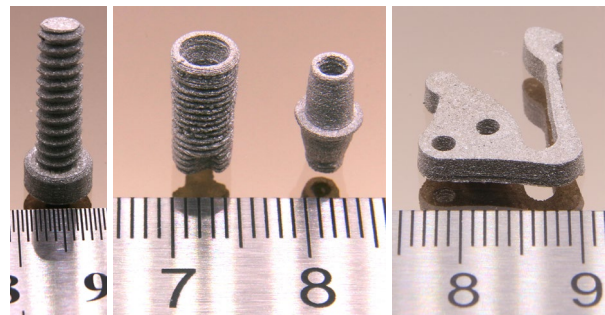
**Bild 7** Grünlinge aus verschiedenen Formmassen. Links: Dentalimplantat (Binder PEG/PVB); rechts: Klammer (Binder PEG/PMMA).



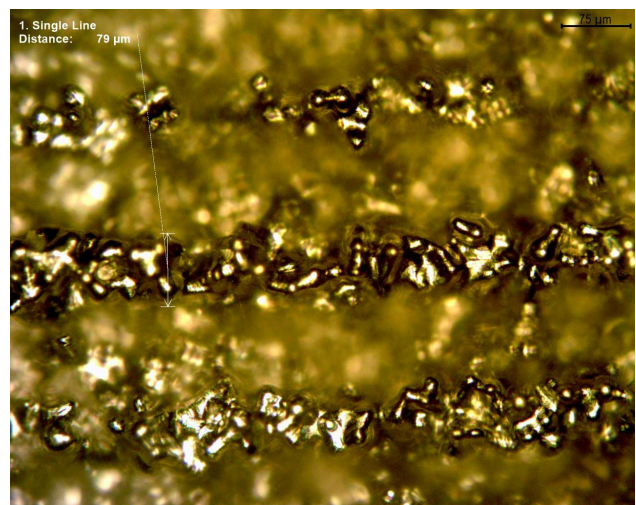
**Bild 8** Gedruckte Hüftendoprothese-Teststrukturen (Binder PEG/PVB).

## 2.4 Entbindern und Sintern

Das Entbindern, d.h. Entfernung aller organischen Formmasseanteile erfolgt zweistufig. Die niedermolekularen Bestandteile (n-Hexan für Wachs, 24 Stunden bei 50 °C; Wasser für PEG, 24 Stunden bei 40 °C) werden in einem Lösemittel entfernt, so dass die entstehenden Hohlräume bzw. Kanäle im folgenden thermischen Entbindern (bis ca. 550 °C) eine Entfernung der entstehenden gasförmigen Binderzersetzungsprodukte ohne Bauteilschädigung erlauben. Das thermische Entbindern und das sich anschließende Sintern (Maximaltemperatur 1350 °C) werden in einem modifizierten Ofen unter Argon durchgeführt, um den Sauerstoffanteil möglichst gering zu halten [8/9].



**Bild 9** Gesinterte Bauteile aus unterschiedlichen Formmassen. Links: Schraube (Wachs/PE); Dentalimplantat (Binder PEG/PVB); rechts: Klammer (Binder PEG/PMMA).



**Bild 10** Seitenansicht eines gesinterten Ti6Al4V Bauteils.

**Bild 9** zeigt gesinterte Bauteile aus den unterschiedlichen Formmassen. Speziell im Gewindebereich ist eine grobkörnige Textur erkennbar, welches auf die relativ großen Ti6Al4V Partikel (**Tabelle 1**) zurückzuführen ist. **Bild 10** zeigt eine Seitenansicht des Bauteils, die einzelnen gedruckten Schichten mit einer Höhe von ca. 80 µm sind gut erkennbar, ebenso die einzelnen versinterten Ti6Al4V Körner.

### 3 Bauteilcharakterisierung

Im Hinblick auf eine Anwendung z.B. in der Medizintechnik sind folgende Prozess- bzw. Bauteileigenschaften von besonderem Interesse:

- Sinterdichte und Sinterschrumpf
- Sauerstoff- und Kohlenstoffgehalt
- Mechanische Eigenschaften

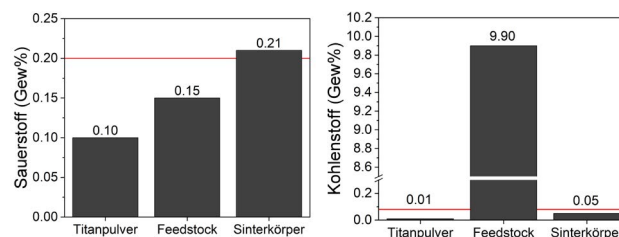
#### 3.1 Sinterdichte und Sinterschrumpf

Die Sinterdichte und der daraus resultierende Sinterschrumpf hängt maßgeblich vom Feststoffgehalt der Formmasse und der Abwesenheit von Bauteildefekten, wie Lunken u.Ä. ab. Ebenso trägt das Fließ- und Deformationsverhalten der Formmasse während des Druckens durch das Ausfüllen der Hohlräume zwischen den abgelegten Filamentsträngen durch einen Infillfaktor > 100 % bei. Exemplarisch wurden einfache scheibenförmige Probekörper aus einer Wachs/PE Formmasse prozessiert und die Schwindung vermessen. In x- und y-Richtung (Ebene) lag die Schwindung je nach Binderzusammensetzung zwischen 14 – 16 %, in z-Richtung zwischen 12 – 14 %. Die erzielbaren Sinterdichten lagen im Bereich von 94.5 – 95.8 % der Theorie und liegen somit knapp unter dem geforderten Wert von 96 % [11]. Bei einem Füllgrad von 60 Vol % entsprechend einem Binderanteil und somit Volumenschwind von 40 Vol % ist näherungsweise eine lineare Sinterschwindung von 13 – 14 % zu erwarten. Ein sich anschließendes Nachverdichten durch Heißisostatisches Pressen (HIP) führte zu Werten um die 100 % theoretischer Dichte und erfüllt somit die Anforderungen gemäß [11].

#### 3.2 Sauerstoff- und Kohlenstoffgehalt

Für Anwendungen in der Medizintechnik ist der maximale Kohlenstoffgehalt auf 0.08 Gew % und der maximale Sauerstoffgehalt auf 0.20 Gew % limitiert [11,12]. **Bild 11** zeigt den exemplarisch den Verlauf des Sauerstoff- und Kohlenstoffgehalts entlang der Prozesskette, beginnend mit dem kommerziellen Pulver über die Formmasse bis zum Sinterkörper unter Verwendung einer Wachs/PE-Formmasse. Die eingezogene rote Linie entspricht den jeweils maximal zulässigen Konzentrationswerten gemäß [11,12]. Während der Sauerstoffwert kontinuierlich zunimmt, was bis auf den abschließenden Sinterschritt der Prozessierung an Luft zuzuordnen ist, nimmt der gemessene Kohlenstoffwert erwartungsgemäß bei der Formmasse signifikant zu, um dann wieder beim gesinterten Bauteil auf einen niedrigen Wert abzusinken. Der erlaubte Grenzwert beim Sauerstoff konnte eingehalten werden, beim Kohlenstoff wurde der Wert leicht überschritten. Ein

umgekehrtes Resultat konnte bei der Untersuchung einer PEG/PMMA-Formmasse gefunden werden (**Tabelle 4**).



**Bild 11** Änderung der Elementkonzentrationen entlang der Prozesskette. Links: Sauerstoff; rechts Kohlenstoff [8].

Formmassen	Sauerstoffgehalt (Gew %)	Kohlenstoffgehalt (Gew %)
Wachs/PE	0.21	0.05
PEG/PMMA	0.18	0.08

**Tabelle 4** Sauerstoff- und Kohlenstoffgehalt gesinterner Proben.

#### 3.3 Mechanische Eigenschaften

Anhand verschiedener Proben unterschiedlicher Zusammensetzung in den Systemen Wachs/PE bzw. PEG/PMMA wurden die mechanischen Eigenschaften mittels Zugprüfung ermittelt. Im letzten Formmassesystem waren jedoch die Proben teilweise deformiert, so dass die Aussagekraft der gefundenen Werte nur eingeschränkt gültig ist. Die Zugprüfung an gesinterten Proben beider untersuchten Formmasse liegen bei der Streckgrenze und der Zugfestigkeit im gleichen Bereich, jedoch bis ca. 10 % unterhalb des von der Norm ASTM F2885-17 vorgegebenen Wertes. Die Abweichung von der zulässigen Bruchdehnung ist noch deutlicher. Es sind somit noch weitere Optimierungen der Prozessparameter notwendig.

Formmassen	Streckgrenze (MPa)	Zugfestigkeit (MPa)	Bruchdehnung (%)
Wachs/PE (beste Werte)	600	720	9.5
PEG/PMMA (beste Werte)	625	744	2.5
ASTM F2885-11	680	780	10

**Tabelle 5** Mechanische Kennwerte gesinterte Prüfkörper sowie Vorgaben durch die ASTM F2885-17 für die Verwendung als Implantatmaterialien.

## 4 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen der hier gezeigten Ergebnisse konnte gezeigt werden, dass mittels FFF dichte Bauteile aus Ti6Al4V hergestellt werden können. Dazu wurde eine Prozesskette weiterentwickelt, welche aus den Einzelschritten Formmasseentwicklung und -charakterisierung, Filamentherstellung, 3D-Druck mittels FFF, Entbindern und abschließend Sintern besteht. Insbesondere die Formmasseentwicklung sowie die Optimierung der 3D-Druckparameter erlaubte die Fertigung von gesinterten Bauteilen mit kom-

plexen Strukturelementen, wie Gewinde für Dentalimplantate. Die von der Norm ASTM F2885-17 geforderten Spezifikationen hinsichtlich Dichte, mechanischer Eigenschaften sowie Sauerstoff- und Kohlenstoffgehalt konnten nur teilweise erfüllt werden. Eine weitere Optimierung der Prozesskette, speziell des 3D Drucks mit weiterer Reduktion der im Bauteil verfahrensbedingten vorhandenen Lunker sollte eine komplette Erfüllung der o.g. Norm ermöglichen. Dies sollte dann die Realisierung auch von größeren gesinterten Bauteilen für die Medizintechnik erlauben.

## 5 Literatur

- [1] Sontakke, U.; Jaju, S.: The role of 3D Printing in the Biomedical Application. In: Smart Technologies for Energy, Environment and Sustainable Development, Vol 2, chapter 36 (Springer Proceedings in Energy, pp. 371-381, 2022, DOI: 10.1007/978-981-16-6879-1\_36.
- [2] Blakey-Milner, B.; Gradl, P.; Snedden, G.; Brooks, M.; Pitot, J.; Lopez, E.; Leary, H.; Berto, F.; du Plessis, A.: Metal additive manufacturing in aerospace: A review. *Materials & Design* 209 (2021), S. 110008, DOI: 10.1016/j.matdes.2021.110008.
- [3] Pei, X.; Wang, L.; Zhou, C.; Wu, L.; Lei, H.; Fan, S.; Zeng, Z.; Deng, Z.; Kong, Q.; Jiang, Q.; Liang, J.; Song, Y.; Fan, Y.; Gou, M.; Zhang, X.: Ti6Al4V orthopedic implant with biomimetic heterogeneous structure via 3D printing for improving osteogenesis. *Materials & Design* 221 (2022), S. 110964, DOI: 10.1016/j.matdes.2022.110964.
- [4] Nötzel, D.; Eickhoff, R.; Pfeifer, C.; Hanemann, T.: Printing of Zirconia Parts via Fused Filament Fabrication; *Materials* 14 (2021), S. 5467, DOI: 10.3390/ma14195467.
- [5] Noetzel, D.; Eickhoff, R.; Hanemann, T.: Fused Filament Fabrication of Small Ceramic Components. *Materials* 11 (2018), S. 1463, DOI: 10.3390/ma11081463.
- [6] Nötzel, D.; Hanemann, T.: New Feedstock System for Fused Filament Fabrication of Sintered Alumina Parts. *Materials* 13 (2020), S. 4461, DOI: 10.3390/ma13194461.
- [7] Eickenscheidt, M.; Langenmair, M.; Dbouk, A.; Nötzel, D.; Hanemann, T.; Stieglitz, T.: 3D-Printed Hermetic Alumina Housings. *Materials* 14 (2021), S. 200, DOI: 10.3390/ma14010200.
- [8] Eickhoff, R.; Antusch, S.; Baumgärtner, S.; Nötzel, D.; Hanemann, T.: Feedstock Development for Material Extrusion-Based Printing of Ti6Al4V Parts. *Materials* 15 (2022), S. 6442, DOI: 10.3390/ma15186442.
- [9] Eickhoff, R.; Antusch, S.; Nötzel, D.; Hanemann, Thomas.: New Partially Water-Soluble Feedstocks for Additive Manufacturing of Ti6Al4V Parts by Material Extrusion. *Materials* 16 (2023), S. 3162, DOI: 10.3390/ma16083162.
- [10] Nötzel, D.; Hanemann, T.; Eickhoff, R.: Charakterisierung additiv gefertigter keramischer Bauteile via FFF-Verfahren. *Keramische Zeitschrift* 71 (2019), 56-61, DOI: 10.1007/s42410-019-0074-7.
- [11] ASTM F2885-17; Standard Specification for Metal Injection Molded Titanium-6Aluminum-4Vanadium Components for Surgical Implant Applications. American Society for Testing and Materials International: West Conshohocken, PA, USA, 2017.
- [12] DIN EN ISO 5832-3:2020-11. Chirurgische Implantate - Metallische Werkstoffe - Teil 3: Titan 6-Aluminium 4-Vanadium Knetlegierung (ISO/DIS 5832-3:2020-11). DIN: Berlin, 2020.