

Rapid.Tech

INTERNATIONAL TRADE SHOW &
CONFERENCE FOR ADDITIVE MANUFACTURING

PROCEEDINGS OF THE 14TH RAPID.TECH CONFERENCE
ERFURT, GERMANY, 20-22 JUNE 2017

Michael Kynast
Michael Eichmann
Prof. Dr. Gerd Witt



www.rapidtech.de

HANSER

M. Kynast, M. Eichmann , G. Witt (Hrsg.)

**Rapid.Tech – International Trade Show &
Conference for Additive Manufacturing**

Michael Kynast
Michael Eichmann
Gerd Witt (Hrsg.)

Rapid.Tech – International Trade Show & Conference for Additive Manufacturing

Proceedings of the 14th Rapid.Tech Conference
Erfurt, Germany, 20 – 22 June 2017

HANSER

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek:

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <<http://dnb.ddb.de>> abrufbar.

Print-ISBN 978-3-446-45459-0

E-Book-ISBN 978-3-446-45460-6

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutzgesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Alle in diesem Buch enthaltenen Verfahren bzw. Daten wurden nach bestem Wissen dargestellt. Dennoch sind Fehler nicht ganz auszuschließen.

Aus diesem Grund sind die in diesem Buch enthaltenen Darstellungen und Daten mit keiner Verpflichtung oder Garantie irgendeiner Art verbunden. Autoren und Verlag übernehmen infolgedessen keine Verantwortung und werden keine daraus folgende oder sonstige Haftung übernehmen, die auf irgendeine Art aus der Benutzung dieser Darstellungen oder Daten oder Teilen davon entsteht.

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt.

Alle Rechte, auch die der Übersetzung, des Nachdruckes und der Vervielfältigung des Buches oder Teilen daraus, vorbehalten. Kein Teil des Werkes darf ohne schriftliche Einwilligung des Verlages in irgendeiner Form (Fotokopie, Mikrofilm oder einem anderen Verfahren), auch nicht für Zwecke der Unterrichtsgestaltung – mit Ausnahme der in den §§ 53, 54 URG genannten Sonderfälle –, reproduziert oder unter Verwendung elektronischer Systeme verarbeitet, vervielfältigt oder verbreitet werden.

© 2017 Carl Hanser Verlag München

www.hanser-fachbuch.de

Druck und Bindung: Books on Demand, Norderstedt

Printed in Germany

Rapid.Tech – International Trade Show & Conference for Additive Manufacturing

Proceedings of the 14th Rapid.Tech Conference
Erfurt, Germany, 20 – 22 June 2017

Table of Contents

The proceedings contain scientific articles (S) and user's articles (U).
Scientific articles had to pass a scientific quality assurance (double-blind
review of abstract and paper) by the review committee.

Greeting	7
----------------	---

Advisory Council & Review Committee	8
---	---

Part 1: Trade Forum Additive Contract Manufacturing

Anforderungen an integrierte Prozessketten in der Additiven Fertigung Requirements for Integrated Process Chains in Additive Manufacturing <u>E. M. Scheideler</u> , F.-J. Villmer	U 11
---	----------------------------

Part 2: Trade Forum Medical Technology

Entwicklung einer additiv gefertigten Fußorthese Development of an additive manufactured foot orthosis J.-P. Brüggemann, B. Schramm, <u>L. Risse</u> , G. Kullmer, H.A. Richard	U 26
3D gedruckter Knochenersatz - Einbringen keramischer Nanopartikel ins Binder-System zur Verbesserung der mechanischen Stabilität 3D printed bone substitutes - Use of Ceramic Nano-Particles as Binder Material to improve Mechanical Stability <u>Nina Matter</u> , Adrian Michael Rohner, Agnese Carino, Philipp Gruner, Andrea Testino, Dipl. Ing. Ralf Schumacher	U 38

Part 3: Trade Forum Design

Reproduzierbarkeit der Maßhaltigkeit im Fused Deposition Modeling Reproducibility of Dimensional Accuracy in Fused Deposition Modeling <u>Frederick Knoop</u> , Tobias Lieneke, Volker Schöppner	S 52
Effiziente Rekonstruktion topologieoptimierter Daten im CAE/CAM-Prozess Efficient redesign of topology optimized results during CAE/CAM-process <u>Michael Süß</u> , Mario Herzog, Christine Schöne, Ralph Stelzer	S 67

Rapid.Tech – International Trade Show & Conference for Additive Manufacturing

Proceedings of the 14th Rapid.Tech Conference
Erfurt, Germany, 20 – 22 June 2017

Entwicklung und additive Herstellung einer Leichtbau-Rotorwelle für eine permanentmagneterregte Synchronmaschine Development of an additively manufactured Lightweight Rotor Shaft for a Permanent Magnet Synchronous Machine <u>S. Lammers</u> , F. Quattrone, R. Mrozek, D. Zimmer, H. Schmid, B. Ponick, M. Hoffmann	S 80
Betriebssichere Auslegung einer lasergeschmolzenen Fünfstern-Tretkurbel Reliable design of a laser-melted five-arm crank <u>Jan-Peter Brüggemann</u> , Lena Risse, Gunter Kullmer, Hans A. Richard	S 94
Einflussfaktoren innerer Strukturen im Gestaltungsprozess von Strukturbauteilen für das selektive Laserstrahlschmelzen Influences of internal structures during the design process for mechanically loaded components using selective laser melting <u>Rene Bastian Lippert</u> , Roland Lachmayer	S 108

Part 4: Trade Forum Tool, Mould and Fixture Making

Kühlperformance beim Spritzgießen von Kunststoffen. Vergleich einer konturnahen, blutgefäßartigen Werkzeugkühlung mit Formeinsätzen höherer Wärmeleitfähigkeit Evaluation of Cooling Performance in Injection Molding. Blood-vessel- shaped Cooling Channels versus Heat-conductive Mold Inserts <u>Gerald R. Berger</u> , Gerhard Panzl, David Zorn, Franz Bevc, Walter Friesenbichler	U 123
Hochleistungswerkzeuge für die Blechumformung mittels Laserstrahlschmelzen High performance tooling for sheet metal forming by Laser Beam Melting Mathias Gebauer	U 140

Part 5: Trade Forum Electronic Engineering

Additive Fertigungsprozessketten für 3D gedruckte Elektronik Additive Manufacturing Process Chains for 3D Printed Electronics Dr. Martin Hedges	U 152
---	---

Rapid.Tech – International Trade Show & Conference for Additive Manufacturing

Proceedings of the 14th Rapid.Tech Conference
Erfurt, Germany, 20 – 22 June 2017

Additive Fertigung von optischen Komponenten	U
Additive Manufacturing of optical components	
Prof. Dr. Andreas Heinrich	160

Part 6: Users Conference

Additive Fertigung, aber sicher – Aktueller Stand der Arbeitssicherheit bei der additiven Fertigung	U
Safety First – Current Status of Occupational Safety in Additive Manufacturing	
<u>Dr. Stefan Kaierle</u> , Dr. Anja Baumgärtel, Dr. Matthias Gieseke, Jürgen Walter, Dr. Michael Hustedt	173

Simulation der Prozesskette der additiven Fertigung für Metalle	U
Simulation of the additive manufacturing process chain for metals	
<u>Dr.-Ing. Patrick Mehmert</u> , Dr. Enrique Escobar, Dr. Motoharu Tateishi	185

Additiv gefertigte Bauteile in industriellen Produkten – Erfahrungen eines Sonderanlagenbauers	U
Additive manufactured parts in industrial products - Insights from a plant engineering company	
Philipp Wichert	202

Integration von additiver Fertigung in spanende Werkzeugmaschinen	U
Integration of additive production into cutting machine tools	
Dr. Thorsten Lasch	218

Einsatzpotentiale des draht-/lichtbogenbasierten 3DMP® Prozesses für das Rapid Manufacturing	U
The potentials of the wire-/arc-based 3DMP® process for rapid manufacturing	
Frederik John, Alexander Riemann, Kamila Armatys, <u>Tobias Röhrich</u> , Georg Fischer	229

Rapid.Tech – International Trade Show & Conference for Additive Manufacturing

Proceedings of the 14th Rapid.Tech Conference
Erfurt, Germany, 20 – 22 June 2017

Part 7: Trade Forum AM Science

Nichtmetallische Hochleistungswerkstoffe für die lithographiebasierte additive Fertigung Non-metallic high performance materials for lithography-based additive manufacturing Jürgen Kollmer, Peter Dorfinger, <u>Jürgen Stampfl</u> , Gerald Mitteramskogler	S 245
Einfluss der Belichtungsstrategie auf die oberflächennahe Porosität beim Laserstrahlschmelzen im Pulverbett Effect of scanning sequence on subsurface porosity at laser beam melting in powder bed <u>Michael Rasch</u> , Florian Huber, Lorenz Butzhammer, Corinna Merz, Michael Schmidt	S 255
3D-Bioprinting von makroskopischen und offenporigen Konstrukten 3D bioprinting of macroscopic and open-porous constructs <u>Dr. Anja Lode</u> , Prof. Dr. Michael Gelinsky	S 269
Einstellung definierter Eigenschaftsprofile poröser, mediendurchgängiger Strukturen mittels Laserstrahlschmelzen Adjustment of defined property profiles of porous, media-continuous structures by Laser Beam Melting <u>Sebastian Matthes</u> , Robert Kahlenberg, Stefan Szemkus, Dr.-Ing. Simon Jahn	S 279
Einfluss der Korngrößenverteilung auf Fließfähigkeit und Bauteilqualität beim Laserstrahlschmelzen Influence of Particle Size Distribution on Powder Flowability and Part Properties in Laser Beam Melting <u>Max Lutter-Günther</u> , Max Horn, Christian Seidel, Gunther Reinhart	S 297
Aufbau einer Lasersinter-Versuchsanlage und Verarbeitung neuer Materialien am Beispiel von Polyamid 6 und Polyamid 613 Development of a test equipment and processing of new materials (PA 6 and PA 613) <u>Johannes Lohn</u> , Hans-Joachim Schmid	S 312

Proceedings of the 14th Rapid.Tech Conference
Erfurt, Germany, 20 – 22 June 2017

5

Rapid.Tech – International Trade Show & Conference for Additive Manufacturing

Proceedings of the 14th Rapid.Tech Conference
Erfurt, Germany, 20 – 22 June 2017

Part 8: Trade Forum Automotive Industry

Technologische Herausforderungen für die automobilen Serienfertigung im Laserstrahlschmelzen Technological challenges for the automotive series production in Laser Beam Melting Felix Haeckel	U 435
--	---------------------------------

Innovations- und Applikationsbeispiele für die Generative Fertigung von automobilen Komponenten Innovation and application examples for Additive Manufacturing of automotive components Sebastian Flügel	U 448
--	---------------------------------

Part 9: Trade Forum Aviation

Automatisierte Bauteilsichtung und –selektion für die Luftfahrtindustrie Automated Part Screening for Aerospace Industry <u>Jan-Peer Rudolph</u> , Andreas Solbach, Claus Emmelmann	U 459
--	-----------------------------

Part 10: Forum of the Fraunhofer Additive Manufacturing Alliance

Herstellung von funktionellen, hybriden keramik-basierten Komponenten durch Kombination additiver und konventioneller Fertigungsverfahren Additive Manufacturing of ceramic-based multi-functional components <u>U. Scheithauer</u> , E. Schwarzer, P. Günther, M. Ahlhelm, R. Gradmann, M. Pohl, H.-J. Richter, T. Moritz, A. Michaelis	U 474
---	-------------------------------------

**Rapid.Tech – International Trade Show & Conference for Additive
Manufacturing**

Proceedings of the 14th Rapid.Tech Conference
Erfurt, Germany, 20 – 22 June 2017

Greeting

Dear readers,

Additive Manufacturing technologies which are also known as 3D Printing technologies have already found their place in the industry. Together with its economic and scientific partners Messe Erfurt discovered the potentials of this future technology already in 2004. Since then, Rapid.Tech has established itself as a European top event for this sector.

Rapid.Tech + FabCon 3.D became a leading meeting point for Additive Manufacturing and 3D Printing. This event is unique in its international appeal and the wealth of market leaders it attracts. It provides a simultaneously high-class, visionary and practice-oriented specialist conference.

Within the Rapid.Tech conference more than 90 scientists, users and industry experts are presenting current research results and application examples. The lectures have been selected by the advisory board and some of them have been double-blind reviewed by the review committee to receive a scientific quality assurance.

The submissions of these proceedings belong to the Users Conference and the Forum of the Fraunhofer Additive Manufacturing Alliance as well as the trade forums Additive Contract Manufacturing, AM Science, Automotive Industry, Aviation, Design, Electronic Engineering, Medical Technology and Tool, Mould and Fixture Making.

Michael Kynast
CEO
Messe Erfurt GmbH

**Rapid.Tech – International Trade Show & Conference for Additive
Manufacturing**

Proceedings of the 14th Rapid.Tech Conference
Erfurt, Germany, 20 – 22 June 2017

Advisory Council & Review Committee

Organizer of the Users Conference

Verein der Ingenieure und Techniker in Thüringen e.V. – VITT

Organizer and venue Rapid.Tech

Messe Erfurt GmbH
Gothaer Straße 34
99094 Erfurt / Germany
www.messe-erfurt.de

Advisory Council

- Cremer, Frank / **Kegelman Technik GmbH**
- Eichmann, Michael / **Stratasys GmbH**
- Prof. Dr. Emmelmann, Claus / **LZN Laser Zentrum Nord GmbH**
- Prof. Dr. Franke, Jörg / **Universität Erlangen-Nürnberg**
- Fruth, Carl / **FIT AG**
- Frank, Dietmar / **EOS GmbH**
- Dr. Hartmann, Günter / **VITT e.V.**
- Horsch, Florian / **HypeCask**
- Hund, Daniel / **Concept Laser GmbH**
- Dr. Jahn, Simon/ **Günter-Köhler-Institut für Fügetechnik und Werkstoffprüfung GmbH**
- Jain, Peter / **ARCAM AB**
- Dr. Klemp, Eric / **voestalpine Additive Manufacturing Center**
- Köster, Antonius / **Antonius Köster GmbH & Co. KG**
- Löffler, Holger / **Vorwerk Elektrowerke GmbH & Co. KG**
- Dr. Müller, Bernhard / **Fraunhofer Allianz Generative Fertigung (Fraunhofer IWU)**
- Okur, Deniz / **3D Systems GmbH**
- Dr. Sändig, Sabine / **Thüringer Aufbaubank**
- Schäfer, Martin / **SIEMENS AG**
- Schumacher, Ralf / **Fachhochschule Nordwestschweiz**
- Prof. Dr. Witt, Gerd / **Universität Duisburg-Essen**
- Prof. Dr. Zimmer, Detmar / **Universität Paderborn**

**Rapid.Tech – International Trade Show & Conference for Additive
Manufacturing**

Proceedings of the 14th Rapid.Tech Conference
Erfurt, Germany, 20 – 22 June 2017

Scientific Review Committee

- Prof. Dr.-Ing. Drummer, Dietmar
Lehrstuhl für Kunststofftechnik, FAU Erlangen-Nürnberg
- Prof. Dr.-Ing. Emmelmann, Claus
Institut für Laser- und Anlagensystemtechnik, TU Hamburg-Harburg
- Prof. Dr. rer. nat. Poprawe, Reinhart
Lehrstuhl für Lasertechnik, RWTH Aachen
- Univ.-Prof. Dr.-Ing. Schindler, Christian
Institut für Schienenfahrzeuge und Transportsysteme, RWTH Aachen
- Prof. Dr.-Ing. Schöppner, Volker
Institut für Kunststofftechnik, Universität Paderborn
- Prof. Dr.-Ing. habil. Witt, Gerd
Lehrstuhl für Fertigungstechnik, Universität Duisburg-Essen
- Prof. Dr.-Ing. Zäh, Michael
Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften, TU München
- Prof. Dr.-Ing. Zimmer, Detmar
Lehrstuhl für Konstruktions- und Antriebstechnik, Universität Paderborn

Part 1:

Trade Forum

Additive Contract Manufacturing

Anforderungen an integrierte Prozessketten in der Additiven Fertigung

Requirements for Integrated Process Chains in Additive Manufacturing

E. M. Scheideler, F.-J. Villmer
Hochschule Ostwestfalen-Lippe, Lemgo

1 Kurzfassung

Die optimale Nutzung der Potentiale der Additiven Fertigung im industriellen Umfeld erfordert automatisierte Prozessketten. Diese sind momentan jedoch nur eingeschränkt vorhanden. Additive Fertigungsverfahren (AM) und deren Stärken werden zwar vielfältig genutzt, sind aber nicht durchgängig in die vorhandenen Entwicklungs- und Betriebsabläufe integriert. Am besten gelingt die Integration momentan in der Entwicklung und Konstruktion, doch auch hier sind manuelle Prozessschritte notwendig. Außerdem wird mit unterschiedlichen Softwaresystemen und demzufolge mit verschiedenen Datenmodellen gearbeitet. Die Datenübertragung zu den AM-Maschinen erfolgt während der Produktentwicklung überwiegend als reine Geometrieapproximation mittels STL-Files. Eine Rückführung der zur Fertigung benötigten Parameter und der daraus resultierenden Geometrien wie z. B. Stützstrukturen in die CAD- und Entwicklungsdaten findet nicht statt. Dies wäre aber eine notwendige Voraussetzung für eine Automatisierung des Pre-Prozesses. Noch schwieriger erscheint die Integration im Post-Prozess. Auch hier sind durchgängige Datenmodelle zu entwickeln, die es ermöglichen, die Fertigungsinformationen für die Nachbearbeitung und Fertigstellung zu erfassen und zu den bereits vorhandenen Informationen aus den Pre-Prozess hinzuzufügen. Die Product Lifecycle Management (PLM)-Systeme sind derzeit die wichtigste Voraussetzung für vollständige Datenmodelle. Der vorliegende Beitrag zeigt den aktuellen Stand der Datenmodelle und durchgängiger Prozessketten auf, sowie die Anforderungen an integrierte Prozessketten.

2 Short Abstract

The maximum utilization of all industrial Additive Manufacturing (AM) potentials requires automated process chains. Currently, these chains are only partially existing or in use. AM and its procedures and strengths are widely used today, but they are not entirely integrated in the given development and operation procedures. A high degree of integration can be seen in the fields of engineering and development, but even here, manual process steps are required. Additionally different software systems are applied, which results in

the use of different data models. During all pre-processing steps, i. e. product development, calculation and simulation as well as the preparation for the AM process, all data are transferred to the AM-machines in form of simple triangular surface approximations, mostly STL-files. The required parameters and geometries, which are necessary for manufacturing, cannot be traced back. For example, the backward integration of support structures in CAD-data is not possible. As this integration is an important requirement for a better automation in pre-processing, the lack of it has led to the development of more advanced data exchange formats, e.g. AMF or 3MF which offer to use more than just geometrical values. A progressing integration in post-processing seems to be even more demanding than in pre-processing. Holistic data models are required in order to provide all necessary information for post-processing and part completion, which in addition need to be combined with the data from the pre-processing. Product Lifecycle Management (PLM)-Systems are currently the typical backbone of holistic data models. This paper shows the current state of data models and holistic process chains, as well as the requirements of integrated process chains.

3 Einleitung

Die additiven Fertigungstechnologien finden in Branchen mit überwiegend kleinen Stückzahlen und einer starken Produktindividualisierung, wie beispielsweise der Medizintechnik oder der Luft- und Raumfahrttechnik Anwendung in der Kleinserienfertigung [1, 2].

Eine für die nächsten zehn Jahre prognostizierte Kostenreduzierung von bis zu neunzig Prozent sowie eine damit einhergehende Vervielfachung des Marktvolumens wird den Markt für die metallische additive Fertigung weiter antreiben [2]. Insgesamt wird dem Markt der additiven Fertigung auch zukünftig ein hohes Wachstumspotential zugesprochen: Das McKinsey Global Institute geht beispielsweise von einem Gesamtmarktvolumen von 230 Mrd. bis zu 550 Mrd. Dollar im Jahr 2025 aus [3].

Da die additiven Fertigungstechnologien besonders bei Bauteilen mit hochkomplexen Geometrien und bei kleinen Stückzahlen konventionellen Verfahren überlegen sind, ist ihre Integration in Prozessketten der erwähnten Branchen schon jetzt teilweise wirtschaftlich rentabel und führt zu innovativen Produkten, die den Unternehmen am Hochlohnstandort Deutschland einen Marktvorteil verschaffen können. Besonders deutlich wird dies in der Dentaltechnik und in der Medizintechnik vor allem bei der Herstellung von Hörgeräten, hier ist bereits ein hoher Digitalisierungsgrad der CAD/CAM Prozesskette erreicht [4].

Die zunehmende Nachfrage nach kundenindividuellen Produkten, sowie die stetige Verkürzung der Produktlebenszyklen und Produktentstehungszeiten begünstigen ebenfalls den Einsatz additiver Verfahren, da deren Vorteile

einer flexiblen, werkzeuglosen und zeitlich verkürzten Fertigung ausgeschöpft werden.

Die industrielle Anwendung der additiven Fertigung im Bereich des Maschinen- und Werkzeugbaus ist in der Breite bisher nicht gegeben. Die durch die Technologie ermöglichten Potentiale sind vielen Unternehmen bewusst. Es scheitert jedoch an ihrer Umsetzung, da das prozesstechnische Wissen nur eingeschränkt vorhanden ist und Normungen, Richtlinien oder Standards nur unzureichend vorliegen. Es existieren einzelne CAD- und CAM-Werkzeuge, die die Konstruktion und Arbeitsvorbereitung für additive Bauteile unterstützen. Bei den meisten CAD- und CAM-Werkzeugen wird jedoch noch viel AM-Verfahrenswissen beim Anwender vorausgesetzt.

Eine der Ursachen, warum die breite industrielle Anwendung im Bereich des Maschinen- und Werkzeugbaus bisher nicht gegeben ist, liegt in der isolierten Betrachtungsweise des additiven Fertigungsprozesses, der ausgehend von einem Ausgangswerkstoff (z. B. Pulver) und dem 3D-Modell ein Bauteil erzeugt (Abbildung 1 oben). Der erfolgreiche Einsatz additiver Fertigungstechnologien erfordert deren Integration in den Produktentstehungsprozess. Der AM-Prozess ist somit Teil der gesamten Prozesskette und besitzt starke Wechselwirkungen mit den vor- und nachgelagerten Tätigkeiten, wie in Abbildung 1 unten dargestellt.

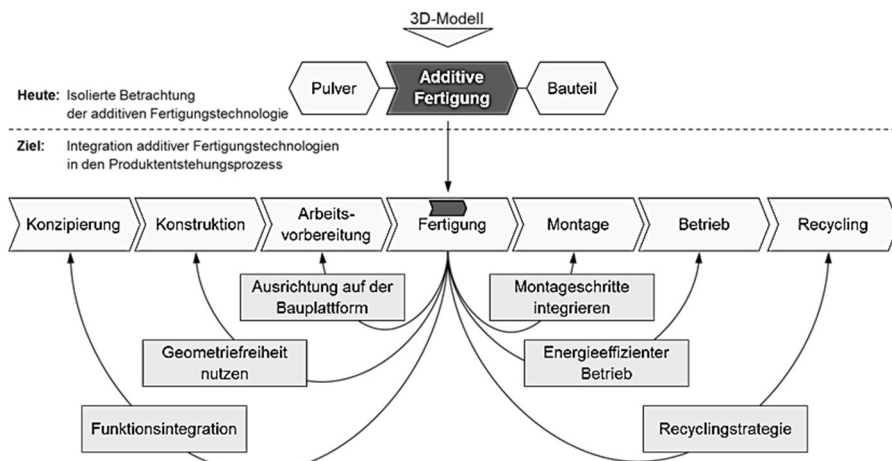


Abbildung 1: Wechselwirkungen innerhalb der Prozesskette

Im Folgenden wird die additive Fertigungs-Prozesskette in den Design-Prozess, den Pre-Prozess, also die Arbeitsvorbereitung, die eigentliche Generierung des Bauteils und den Post-Prozess unterteilt.

Nachdem der Stand der Integration in den einzelnen Prozessschritten betrachtet wurde, erfolgt anschließend eine Darstellung der Anforderung an integrierte Prozessketten in der additiven Fertigung.

4 Stand der Technik

Nachfolgend wird der jetzige Entwicklungsstand der Integration in den verschiedenen Prozessen vorgestellt.

4.1 Integration des Design- und Pre-Prozesses

Im Designprozess und der vorgelagerten Konzeptionsphase werden wesentliche Bauteileigenschaften festgelegt. Ein AM-gerechtes Bauteilkonzept und eine entsprechende Konstruktion setzt aktuell beim Entwickler ein hohes Maß an Prozesskenntnissen und Designregeln über den additiven Fertigungsprozess voraus. Nur mit diesem Wissen können derzeit wirtschaftlich rentable und innovative Produkte geschaffen werden. Eine CAD/CAM-Kopplung bei den genutzten Konstruktionswerkzeugen z. B. 3D-CAD-Software besteht im Regelfall nicht. AM-gerechte Bauteile werden gewöhnlich mit einer 3D-CAD-Software generiert, gegebenenfalls auf der Basis eines Scans. Bauteileigenschaften wie vorgesehene Festigkeit, Gewichtsoptimierung etc. werden meist unmittelbar während der Konstruktion durch die in der 3D-CAD-Software integrierten Simulationswerkzeuge ermittelt und überprüft. Anschließend werden die Geometriedaten des Bauteils in Form des neutralen Datenformats STL (Surface Tesselation Language) exportiert. Üblicherweise bilden STL-Daten die Eingangsdaten für die anschließende, den Fertigungsprozess vorbereitende Software (Frontend-Software) [5]. Teilweise werden auch schon native CAD-Daten von der Frontend-Software akzeptiert. Der Nachteil der schwachen Integration von Design- und Pre-Prozesssystemen wird zunehmend von Systemanbietern erkannt.

So bietet Siemens für die 3D-CAD Software NX seit kurzem zusätzliche Werkzeuge an, mit denen ein Teil der Arbeitsschritte des Pre-Prozesses, z.B. die Einbindung von AM-Konstruktionsregeln, aber auch die Bauteilorientierung, Stützstruktur- und Schichtgenerierung direkt in der CAD Umgebung durchgeführt werden kann. Damit werden wichtige Voraussetzungen für die spätere Nutzung dieser Information im Post-Prozess gegeben [6].

Bei der STL-Formulierung wird die Oberfläche des Bauteils in unterschiedlich große ebene Dreiecke zerlegt. Jedes Dreieck wird durch seine drei Punkte definiert, die Reihenfolge der Eckpunkte jedes Dreiecks legt die Außenkontur fest. Redundant wird die Flächennormale eines jeden Dreiecks mit abgespeichert. Dieser Vektor zeigt immer aus dem Körper heraus. STL-Daten haben keine Informationen über das Material an sich, Maßtoleranzen

etc. Diese oft im CAD Programm vorhandenen Informationen gehen beim Export verloren.

Die Frontend-Software prüft die STL-Daten, ordnet die Bauteile im Bauraum an, fügt, wenn nötig, Stützkonstruktionen ein und führt die Schichtzerlegung der Bauteile durch. Anschließend wird je nach AM-Verfahren die Strategie für Laserführung, -energie, -geschwindigkeit etc. maschinenbezogen festgelegt. Das Aktivitätsdiagramm (Abbildung 2) zeigt den beschriebenen Ablauf.

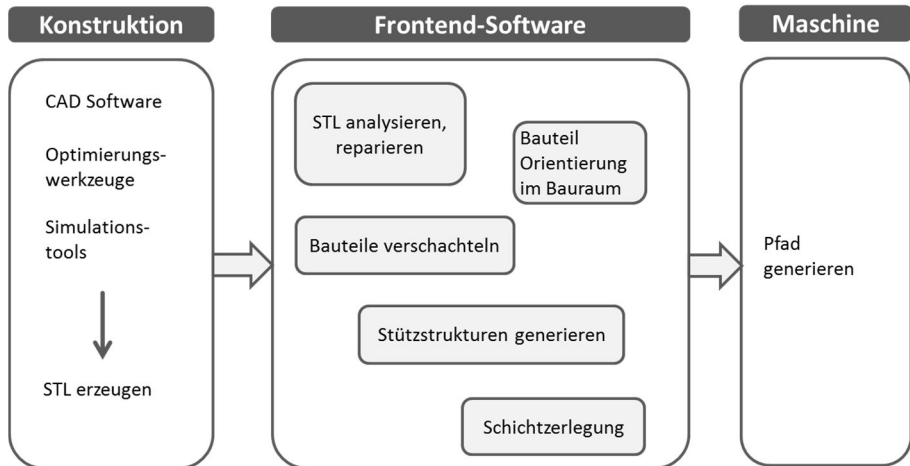


Abbildung 2: Aktivitätsdiagramm Design- und Pre-Prozess

Die Aufbereitung der CAD-Daten für die additive Fertigung ist ein in der Regel nicht umkehrbarer Prozess, d. h. die Veränderungen in der CAD-Struktur, die die Frontend-Software vornimmt, wie Stützstrukturen einfügen, verändern der Oberflächen durch das Zerlegen in ebene Dreiecke, die Schichtung des Bauteils, werden nicht in das ursprüngliche CAD-Modell zurückgeführt. Die Orientierung des Bauteils im Bauraum und die daraus resultierende Schichtung beeinflusst die Güte der Oberfläche aber auch die Festigkeit des Bauteils [7] und sollte daher bei der Konstruktion eines Bauteils berücksichtigt werden.

Inzwischen sind bereits erste Fertigungssimulationstools in den Programmen der Arbeitsvorbereitung (z. B. Netfabb Autodesk) integriert. Diese Tools ermöglichen die Simulation von zu erwartenden Verformungen, Temperaturspitzen etc. bedingt aus dem Fertigungsprozess. Folglich können diese Informationen vor der eigentlichen Fertigung zur Bauteiloptimierung genutzt werden. In der Frontend-Software direkt durchgeführte Bauteiloptimierungen müssen in einem gesonderten Arbeitsschritt in das am Anfang der Prozesskette stehende CAD-Modell manuell eingefügt werden.

4.2 Integration der Fertigungsinformationen

Nachdem aus dem Datenmodell des Pre-Prozesses ein G-Code für den entsprechenden Maschinentyp erstellt wurde, startet die Fertigung. In den meisten additiven Fertigungsmaschinen werden in jedem Bauauftrag eine Vielzahl an Fertigungsinformationen während der Fertigungsoperation gesammelt und gespeichert. Aufgezeichnet werden unter anderem die Ist-Laserleistung, Ist-Lasergeschwindigkeit, Bauraumtemperatur. Häufig werden auch Kameraaufzeichnungen vorgenommen. All diese Fertigungsprozessdaten werden oft mehrmals pro Schicht aufgezeichnet. Ein Teil dieser Informationen wird bereits zur Prozessüberwachung verwendet oder auch schon in Qualitätsprotokolle über den Fertigungsprozess übertragen (z.B. EOS EO-STATE MeltPool Monitoring).

Im Fertigungsprozess gemessene Prozessdaten stellen somit einen Teil der Ist-Zustandsbeschreibung des gefertigten Bauteils dar. Derzeit verbleiben diese Daten gewöhnlich in der Maschine und werden nicht den Lebenszyklus-Informationen des Bauteils angefügt.

4.3 Informationsfluss im Post-Prozess

Die Prozesskette der additiven Fertigung endet nicht mit dem eigentlichen Bauen des Bauteils, sondern der Post-Prozess ist ein wesentlicher, nicht zu unterschätzender Schritt in der Prozesskette. Der Post-Prozess startet mit dem Auspacken des Bauteils aus dem Pulverbett. Anschließend müssen eventuell vorhandene Stützstrukturen entfernt werden. Je nach technischer Anwendung müssen einige Funktionsoberflächen des Bauteils mit manuellen oder maschinellen subtraktiven Fertigungsprozessen nachbearbeitet werden. Eine abschließende Wärmebehandlung zur Reduktion der Wärmespannungen, zur Homogenisierung des Werkstoffes oder zur gezielten Eigenschaftsänderung des Werkstoffes gehört anwendungsfallbezogen ebenfalls zum Post-Prozess.

Derzeit finden all diese Prozesse größtenteils separat statt. Eine Ausnahme bildet das Auspacken der Bauteile aus dem Pulverbett. Hier bieten viele Hersteller von additiven Fertigungsanlagen bereits Auspackstationen mit an, die teilweise über logistische Systeme automatisch bestückt werden, wie von den Firmen SLM Solutions, EOS, Concept Laser in 2016 auf der formnext vorgestellt wurde.

Die geometrischen und technischen Informationen für die subtraktive Nachbearbeitung der Bauteile sind in den 3D-CAD-Daten festgelegt. Ein Teil der dazu benötigten Information befindet sich in dem Datenmodell, das mit der Frontend-Software erstellt wurde. Dieses Datenmodell kennt die Lage und Form der Stützstrukturen, die bei der Nachbearbeitung ebenfalls entfernt werden müssen. Eine Automatisierung des Post-Prozesses auf Basis der vorhandenen Informationen aus den vorgelagerten Prozessschritten wird

heute noch nicht umgesetzt. Neben dem hohen Anteil an manuellen Tätigkeiten sind die derzeit verwendeten unterschiedlichen Datenmodelle, Datenformate und die Tatsache, dass viele unterschiedliche Dateien vorhanden sind, die jeweils nur ein Teilwissen über das Bauteil beinhalten, Ursachen für diese Schwachstellen.

Die Qualitätskontrolle der gefertigten Bauteile gehört ebenfalls zu den elementaren Bestandteilen des Post-Prozesses. Diese beschränkt sich dabei nicht nur auf die Überprüfung der Maßhaltigkeit, einen besonderen Schwerpunkt bildet die Überprüfung von Bauteileigenschaften wie Festigkeit, Werkstoffhomogenität, Oberflächenqualität etc. [8].

4.4 Datenformate

In der additiven Fertigung ist das STL-Format das meistgenutzte generische Datenformat. Es bildet somit einen Industriestandard, der nicht in Normen geregelt ist. Das STL-Format soll durch das Additive Manufacturing File Format (AMF) abgelöst werden. In ISO / ASTM 52915:2013 [9] ist das AMF-Format genormt. Die Basis des Datenformats bildet das Extensible Markup Language Format (XML). Im Vergleich zum STL-Format enthält das AMF-Format zusätzliche Informationen wie z. B. Materialeigenschaften, innere Strukturen, gekrümmte Flächen, Farben und Texturen. Zusätzlich zu den eigentlichen Geometriedaten können dem Bauteil im AMF-Datenfile Metadaten mitgegeben werden.

Gleichzeitig wird das 3D Manufacturing Format (3MF) von einem Firmenkonsortium unter Federführung von Microsoft vorangetrieben [10]. Zum Konsortium gehören neben Microsoft HP, Netfabb, Dassault Systèmes, Autodesk, Shapeways, SLM Solutions und mittlerweile Stratasys, 3D Systems, Siemens PLM, Materialise und GE. Das 3MF-Datenformat basiert wie das AMF-Format auf XML. Die Bauteileigenschaften werden ähnlich wie in AMF abgebildet. Zusätzlich beinhaltet das 3MF-Format Informationen zum Netz, zu den Schichten (Slices) sowie zu den Oberflächenstrukturen. Das 3MF-Format wird ständig weiter entwickelt [10].

Die eigentlichen additiven Fertigungsmaschinen werden größtenteils über G-Code gesteuert. Der G-Code ist in ISO 6983 [11] geregelt, er ist die am weitesten verbreitete NC-Programmiersprache. STEP-NC ist eine Weiterentwicklung des G-Codes und ist in ISO14649 [12] geregelt.

Obwohl einige Standarddatenformate für die additive Fertigung entwickelt worden sind, bildet kein Standardformat die vollständige Produktionsprozesskette in der additiven Fertigung ab. Die Tabelle 1 zeigt, welchen Bereich der Lebenszyklus-Informationen des AM Prozesses von dem jeweiligen Standard abgedeckt werden.

Eine Umfrage [14] bezüglich genutzter Datenformate im AM-Fertigungsprozess bestätigt, dass das STL-Format das bei weitem meist

genutzte Datenformat ist. In dieser Umfrage zeigte sich, dass das Datenformat 3MF den Teilnehmern der Umfrage größtenteils nicht bekannt war. Obwohl das AMF-Format genormt ist, findet dieses Format bisher wenig Anwendung. Gräßler et al. [14] sehen einen Grund darin, dass die Neuerungen im AMF-Format gegenüber dem STL-Format nicht ausreichen, um das etablierte STL-Format zu verlassen.

Table 1: Übersicht Datenformat / Lebenszyklus Information [13]

AM Lebenszyklus	AMF	3MF	G-Code (ISO 6983)	STEP-NC (ISO14649)
Generieren AM Design	+	+	-	○
Orientierung, Stützstruktur	+	+	-	-
Produktionsprozess	-	○	○	○
Fertigung des Bauteils	-	○	○	○
Post-Prozesse	-	-	-	-
Qualität	-	-	-	-

+ erfüllt, - nicht erfüllt, ○ teilweise erfüllt

Product Lifecycle Management (PLM) Systeme unterstützen heute bei der Vernetzung einzelner zum Produktlebenszyklus gehörender Dateien und Informationen mit dem Produkt.

5 Anforderungen

Bisher wurde der Stand der Technik aufgezeigt, im Folgenden werden die Anforderungen an die Integration der additiven Prozesskette in den Gesamtfertigungsprozess aufgeführt.

5.1 Design- und Pre-Prozess

Eine notwendige Voraussetzung für die Automatisierung und Optimierung des Pre-Prozesses ist die Integration der verschiedenen Teilschritte des Pre-Prozesses in die CAD-Software. Vorschläge für die Integration der Teilschritte des Pre-Prozesses in ein CAD/CAM-Softwaretool wurden in [15] detailliert untersucht und an einer Beispielanwendung verdeutlicht. Im Gegensatz zu den drei Integrationsstufen aus [15] ist eine Unterstützung des Entwicklers durch eine automatische Integration aller fertigungstechnischen Informationen und Randbedingungen des AM-Verfahrens wichtig, wie bereits unter 3.2 beschrieben wurde (siehe Abbildung 3). Im Einzelnen heißt dies, dass die CAD-Software die Designregeln für die additive Fertigung [16] zur Unterstützung des Designprozesses berücksichtigen muss. Die additive Fertigung bietet die Möglichkeit, Materialeigenschaften in einem Bauteil zu verändern.

Damit dieses Potential bei der Bauteilentwicklung genutzt wird, muss der Entwickler im CAD-Tool den Bauteilen heterogene Werkstoffe zuweisen können.

Die Orientierung des Bauteils im Bauraum und anschließend eine entsprechende Schichtung von Bauteilquerschnitten (Slicing) müssen von der CAD/CAM-Software automatisch vorgeschlagen werden. Die Wahl der Orientierung beeinflusst die Anordnung von Stützstrukturen. Auch hier sind direkt im CAD/CAM-Tool Vorschläge anzubieten. Durch dieses Vorgehen kann in vielen Fällen erreicht werden, dass ein Großteil der Stützstrukturen als bauteilintegrierte tragende Struktur genutzt werden, womit der Post-Prozess vereinfacht wird.

Die Qualität der Bauteile wie z. B. Oberflächengüte, Maßhaltigkeit, Homogenität der Werkstoffeigenschaften hängen unter anderem von der Schichtung, der Massenverteilung und der Laserführung sowie der Laserleistung ab. Inzwischen sind erste Simulationswerkzeuge verfügbar, die es ermöglichen, die Verformungen und den Temperaturverlauf in einem AM-Bauteil zu simulieren. Die Simulationsergebnisse ermöglichen eine Optimierung des Bauteils an sich sowie der Fertigungsparameter, um eine optimale Bauteilqualität zu erzielen.

Wie aus Abbildung 3 ersichtlich, ist ein optimales, additiv zu fertigendes Produkt nur durch einen iterativen Entwicklungsprozess möglich. Anzustreben ist dabei eine möglichst automatisierte Einarbeitung bzw. Kontrolle der Fertigungsinformationen bzw. -restriktionen.

Die bereits aufgezeigte Integration der Fertigungsinformationen in den Design-Prozess ist nur mit einem einheitlichen Datenformat möglich. Nur so können alle Produkt- und Fertigungsinformationen auch für die nachfolgenden Produktionsschritte erhalten bleiben und das volle Potential von additiv gefertigten Bauteilen wirtschaftlich genutzt werden.

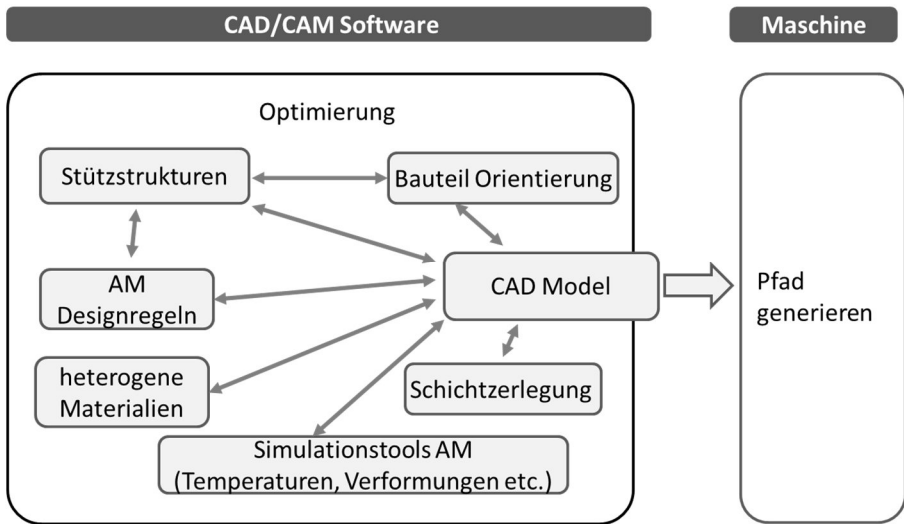


Abbildung 3: Integration CAD-CAM

5.2 Gesamtmodell

Bisher wurden vor allem die nötigen Anforderungen im Design- und Pre-Prozess betrachtet und ein durchgängiges Datenmodell gefordert. In Abbildung 4 ist der derzeitige gewöhnliche Informationsfluss eines vollständigen AM-Lebenszyklus abgebildet. Nachdem ein Bauteilkonzept vorliegt und dieses in einer Konstruktion umgesetzt ist, ist das nächste Austauschformat das native CAD-File, dieses wird in ein AM-Format z. B. STL umgewandelt. Bei dieser Umwandlung gehen viele Informationen aus dem CAD Modell verloren. Im AM-Lebenszyklus wird jetzt mit dem wissensreduzierten AM-File weiter gearbeitet, es werden weiter wichtige Fertigungsinformationen eingefügt und das AM-File wird in einen Maschinencode übersetzt. Dieser Code ist der Ausgangspunkt für den eigentlichen Bauprozess, dessen Ergebnis das Bauteil ist. Im Post-Prozess werden das gefertigte Bauteil und als Solldaten das ursprüngliche CAD-File verwendet. Diese Solldaten enthalten in der Regel keine Informationen z.B. über die Stützstrukturen und die Geometrieabweichungen aufgrund des Umwandelns in ebene Dreiecke.

Besonders der Verlust von Informationen (siehe Abbildung 4) verdeutlicht die Problematik des Informationsflusses.

	Design	Transformieren	Positionierung	Schichtung	Fertigung	Post-Prozess
Input	Idee Pflichtenheft	CAD-File	AM-File	AM-File mit Positionen	Maschinen File	Bauteil CAD-File Testan- weisungen
Benötigte Daten	AM Design Regeln	Geforderte Genauigkeit	Optimierungs- ziel	Qualitätsziel (Prozesswissen)	Material, Maschine	Qualitätsziel
Parameter		Maschinen- information Genauigkeit	Pitch Roll Yaw x,y,z Position	Schichtdicke Füllstrategie Geschwindigkeit	Sensor- daten	
Daten- verlust		Geometrie- und Material- information		Genauigkeit		
Output	CAD-File	AM-File	AM-File mit Positionen	Maschinenfile	Bauteil	Testergebnis

Abbildung 4: Bisheriger Informationsfluss im AM-Prozess nach [17]

Ein möglicher Informationsfluss im AM-Lebenszyklus mit durchgängigen Datenmodellen wird in Abbildung 5 dargestellt.

Hier liegen für den Post-Prozess alle wesentlichen Informationen in einem CAD/CAM Datenfile vor und können zur Automatisierung der Post-Prozesse verwendet werden. Der Informationsverlust durch die Übergabe eines Teils der CAD-Daten in ein STL-File und der mit diesem Format verbundene Datenverlust für die additive Fertigung ist eliminiert.

	Design	Transformieren	Positionierung	Schichtung	Fertigung	Post-Prozess	Qualität
Input	Idee, Pflichtenheft				Maschinen File	Bauteil CAD-File	Sensordaten Testan- weisung
Benötigte Daten	AM- Design Regeln	Geforderte Genauigkeit	Optimierungs- ziel	Qualitätsziel (Prozess- wissen)	Material, Maschine		Qualitäts- ziele
Parameter		Maschinen- information Genauigkeit	Pitch Roll Yaw x,y,z Position	Schichtdicke Füllstrategie Geschwindig- keit	Sensor- daten		
Daten- verlust				Genauigkeit			
Output				CAD-File Maschinenfile	Sensordaten Bauteil	Bauteil	Qualitäts- ergebnis

Abbildung 5: Zukünftiger Informationsfluss im AM Prozess

Nach Lu Yan et al [18] sollte ein allgemeingültiges Gesamtmodell für die additive Fertigung folgende Aspekte berücksichtigen

- Vollständige Abbildung des AM-Lebenszyklus und der Wertschöpfungskette
- Multidisziplinäre Datenanalyse um tiefgreifende AM-Wissensbasen aufzubauen, die unter anderem den Zusammenhang zwischen Fertigungsprozessdaten und Materialeigenschaften abbilden
- Schemaunterstützung für verschiedene AM-Datenformate (STL, 3MF, AMF)
- Informationsverbund zwischen verschiedenen Datenquellen
- Modulare Struktur der Datenmodelle, damit eine kontinuierliche Wartung und Weiterentwicklung der Datenmodelle möglich ist

Baumann et al [17] sehen als zusätzliche Anforderungen:

- Die Daten müssen an einem Ort liegen, am besten in einer Datei
- Die Datenfilegröße sollte möglichst klein sein
- Die Daten müssen eindeutig sein und dürfen keine Redundanzen haben, um Fehlinterpretationen zu vermeiden

Die Forderung, dass die Daten an einem Ort liegen sollen, ist unter Verwendung eines PLM-Systems nur eine bedingte Anforderung. Auch unterschiedliche Datenformate sind möglich, sofern das Importieren bzw. Exportieren der Daten untereinander nicht zum Datenverlust führt.

Die Nutzung von PLM-Systemen bei der additiven Fertigung von Bauteilen ist der erste Schritt zur Verbesserung des Informationsflusses.

6 Zusammenfassung

Um die prognostizierten Zuwachsraten in der additiven Fertigung zu ermöglichen, müssen vollständig neue Geschäftsmodelle für additiv gebaute Produkte entstehen, die sich nicht an den Limitierungen der derzeitigen Produkte orientieren. Technisch müssen zur Unterstützung mehrere Faktoren erfüllt sein. Eine Steigerung der Produktivität des AM-Prozesses selbst ist hierfür zwingend notwendig aber keinesfalls hinreichend. Auch eine AM-gerechte Konzeption der Bauteile und eine entsprechende Konstruktion reichen allein nicht aus, um für additiv gefertigte Produkte Wirtschaftlichkeit und Rentabilität zu erreichen. Erst die Integration der kompletten Prozesskette der additiven Fertigung in den Gesamtfertigungsprozess bringt zumindest für den Produktentstehungsprozess die erforderliche Wirkung. Dazu gehören neben der AM-gerechten Bauteilgestaltung vor allem der Pre- und Post-Prozess. Die Integration und teilweise Automatisierung der Prozesskette setzt einheitliche Datenmodelle voraus. PLM wird hierbei die Rolle eines prozessführenden Datenbackbones übernehmen.

7 Literatur

- [1] Breuninger, J.; Becker, R.; Wolf, A.; Rommel, S.; Verl, A.: Generative Fertigungsverfahren mit Kunststoffen – Konzeption und Konstruktion für Selektives Lasersintern. Springer Vieweg, Berlin, Heidelberg, 2013
- [2] Roland Berger Strategy Consultants (Hrsg.): Additive Manufacturing – A game changer for the manufacturing industry? Studie, München, 2013
- [3] McKinsey & Company (Hrsg.): Disruptive technologies: Advances that will transform life, business and the global economy. Studie, USA, 2013
Online verfügbar unter: <http://www.mckinsey.com/business-functions/business-technology/our-insights/disruptive-technologies>, 14.04.2017; 15:39
- [4] Huxol, A.; Villmer, F.-J.: Special Requirements for Additive Manufacturing of Dental Frameworks; In: Villmer, F.-J., Padoano, E., (editors): Proceedings of the 6th International Conference Production Engineering and Management, Lemgo, Germany, page 15-26, 2016
- [5] Gebhardt, A.: Additive Fertigungsverfahren, Additive Manufacturing und 3D-Drucken für Prototyping - Tooling – Produktion, 5., aktualisierte und erweiterte Auflage. 01/2017
- [6] Additive manufacturing with NX,
https://www.plm.automation.siemens.com/en_us/products/additive-manufacturing/, aufgerufen am 19. April 2017
- [7] Scheideler, E. M.; Villmer, F.-J.: Topology Optimization and Additive Manufacturing – A Perfect Symbiosis; In: Villmer, F.-J., Padoano, E., (editors): Proceedings of the 6th International Conference Production Engineering and Management, Lemgo, Germany, page 39-50, 2016
- [8] Huxol, A.; Villmer, F.-J.: Additive Manufacturing Processes Quality Management; In: Villmer, F.-J., Padoano, E., (editors): Proceedings of the 4th International Conference Production Engineering and Management, Lemgo, Germany, page 167-178, 2014
- [9] ISO/ASTM 52915: Spezifikation für ein Dateiformat für Additive Fertigung (AMF) Version 1.2 (ISO/ASTM 52915:2016); Deutsche und Englische Fassung prEN ISO/ASTM 52915: 2016
- [10] <http://3mf.io/>, aufgerufen am 14. April 2017
- [11] ISO 6983: Numerische Steuerung von Maschinen - Programmformat und Definition von Adresswörtern, 2009
- [12] ISO14649: Industrielle Automatisierungssysteme und Integration - Steuerung von Maschinen; Datenmodell für rechnerintegrierte Steuerungen, 2003
- [13] Lu, Y.; Choi, S.; Witherell, P.: Towards an integrated data schema design for additive manufacturing: Conceptual modeling. In: ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences and

- Computers and Information in Engineering Conference. American Society of Mechanical Engineers, 2015
- [14] Gräßler, I.; Taplick, P.; Pottebaum, J.; Scholle, P., Reiher, T.: Data Management for Additive Manufacturing: Survey on Requirements and Current State. In DS 84: Proceedings of the DESIGN 2016 14th International Design Conference, 2016.
- [15] Martha, A.: Optimierung des Produktentwicklungsprozess durch CAD-CAM-Integration im Kontext der additiven Fertigung, Dissertation, Universität Duisburg - Essen, 2015
- [16] Adam, G.: Systematische Erarbeitung von Konstruktionsregeln für die additiven Fertigungsverfahren Lasersintern, Laserschmelzen und Fused Deposition Modeling, Dissertation, Universität Paderborn, Shaker Publisher, Aachen, 2015.
- [17] Baumann, F.; Eichhoff, J.; Roller, D.: Unified storage file format for additive manufacturing. In: Proceedings of the 2nd International Conference on Progress in Additive Manufacturing (PRO-AM 2016) S582-590, 2016
- [18] Lu, Y., et al.: Digital Solutions for Integrated and Collaborative Additive Manufacturing. In: ASME 2016 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference. American Society of Mechanical Engineers, 2016

Part 2:

Trade Forum

Medical Technology

Entwicklung einer additiv gefertigten Fußorthese Development of an additive manufactured foot orthosis

J.-P. Brüggemann^{***}, B. Schramm^{*}, L. Risse^{***}, G. Kullmer^{***},
H.A. Richard^{***}

^{*)} *Fachgruppe Angewandte Mechanik, Universität Paderborn*

^{***)} *Direct Manufacturing Research Center, Universität Paderborn*

1 Kurzfassung

Im Rahmen dieses Beitrags wird eine Fußorthese aus dem Werkstoff PA2200 unter Berücksichtigung der verfahrensspezifischen Randbedingungen des selektiven Lasersinterns für eine junge Patientin entwickelt. Die festigkeits- und leichtbauoptimierte sowie betriebssichere Auslegung für den Lastfall „Gehen“ erfolgt dabei iterativ in einem Zusammenspiel aus Konstruktion und numerischer Analyse. Durch die prozessbedingten Möglichkeiten der Wandstärkenvariation sowie dem Einbringen von filigranen Gitterstrukturen wird die Steifigkeit lokal angepasst, um den Rehabilitationsprozess der Patientin zu verbessern. Der Aspekt der Funktionsintegration wird im Bereich der Verschlüsse der Orthese berücksichtigt.

2 Short Abstract

In this article, the process-specific potential of selective laser sintering is utilized for the development of a foot orthosis. The material used for the production is PA2200 and the orthosis is aimed for a young patient who suffers from a physical misalignment. The load case in this context is 'walking' and an iterative interaction of construction and numerical analysis is included in the design process of the orthosis. The objective of this process is to achieve a construction which is optimized in strength, lightweight and reliability of operation. Due to the process-induced possibilities of wall thickness variation as well as the introduction of filigree lattice structures, the stiffness is adapted locally in order to improve the patient's rehabilitation process. The aspect of functional integration is taken into account while designing the straps of the orthosis.

3 Langfassung

3.1 Einleitung

Die Ziele der Medizintechnik liegen in der Erhaltung, Unterstützung oder Wiederherstellung der Mobilität des Menschen. Dabei müssen medizintechnische Produkte höchste Qualitätsanforderungen bei gleichzeitigem Wunsch nach möglichst schneller Verfügbarkeit erfüllen. Ein beschleunigter Produktentwicklungsprozess kann zu einer besseren Heilung und Rehabilitation beitragen, da eine schnellere Versorgung ermöglicht wird. Die Lebensqualität der Patienten kann verbessert werden, wenn Hilfsmittel, wie Implantate oder Orthesen, optimal an die jeweiligen körperlichen Gegebenheiten angepasst sind. Deshalb werden häufig individualisierte Einzelstücke oder Kleinserien benötigt, die bei konventioneller Herstellung einen enormen finanziellen Aufwand bedeuten. Zudem ist eine Auslegung von Prothesen, Orthesen und Implantaten nach bionischen Prinzipien durch die Einschränkungen in der Gestaltungsfreiheit mittels konventioneller Herstellungsverfahren nicht möglich. Durch die nahezu vollständige Geometriefreiheit bei additiver Fertigung können völlig neue und hinsichtlich Gewicht und Festigkeitseigenschaften optimierte, individuell angepasste medizinische Hilfsmittel kostengünstiger und innerhalb kürzester Zeit hergestellt werden [1,2,3].

3.2 Additive Fertigung

In der Medizintechnik werden Fußorthesen konventionell aus Kunststoff hergestellt. Dementsprechend wird für die additive Fertigung der Orthese das Selective Laser Sintering (SLS) (vgl. Abbildung 1) verwendet, welches nach [4] der Gruppe der additiven Fertigungsverfahren zugeordnet werden kann.

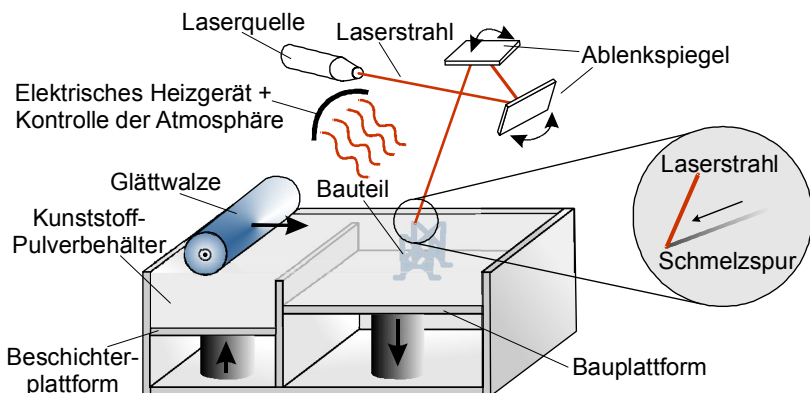


Abbildung 1: Bestandteile und prinzipielle Verfahrensweise beim SLS-Verfahren

Mit Hilfe dieses Verfahrens können Bauteile mit annähernd isotropen Werkstoffeigenschaften erstellt werden, welche hinsichtlich der Belastungssituation einer Orthese unumgänglich sind. Die Grundidee des

Verfahrens ist das lokale Aufschmelzen von Pulverpartikeln durch einen Laser. Durch Stapeln vieler Schichten, die miteinander verschmolzen werden, entstehen dreidimensionale Bauteile [5]. Der Verfahrensablauf teilt sich dabei in drei immer wiederkehrende Prozessschritte ein. Zunächst wird die Bauplattform mit Kunststoffpulver beschichtet, anschließend wird die jeweilige Bauteilkontur der Schicht mit einem Laser lokal aufgeschmolzen. Abschließend wird die Bauplattform um genau eine Schichtdicke abgesenkt und der Prozess beginnt erneut. Durch das schichtweise Aufschmelzen und anschließende Verfestigen der vielen Einzelschichten entsteht so sukzessive das Bauteil. Die gesamte Prozesskammer ist während des Bauprozesses mittels Infrarotstrahler auf eine Temperatur, die knapp unterhalb der Schmelztemperatur des Werkstoffs liegt, aufgeheizt. Somit muss durch den Laser nur eine geringe Energiedifferenz aufgebracht werden, um den Kunststoff aufzuschmelzen. Das nicht aufgeschmolzene Pulver dient als Support für das Bauteil, so dass weitere Stützstrukturen in der Regel nicht notwendig sind. Nach Ende des Bauprozesses benötigen die Bauteile aufgrund der niedrigen Wärmeleitfähigkeit von Kunststoffen eine Abkühlzeit von mehreren Stunden. Anschließend kann das Bauteil aus dem Pulverbett entnommen werden. Das nicht aufgeschmolzene Pulver, das keine thermische Schädigung erfahren hat, kann bei späteren Bauvorhaben dem neuen Pulver anteilig beigemischt und so recycelt werden [6,7]. Die Randbedingungen für den Aufbau der Orthese sowie die verwendeten Maschinenparameter können [8] entnommen werden.

3.3 Entwicklung der Fußorthese

In diesem Abschnitt wird eine Orthese für eine junge Patientin unter Berücksichtigung der Biomechanik konstruiert und numerisch analysiert, um eine betriebssichere Auslegung zu gewährleisten. Die Biomechanik ist dabei die Anwendung mechanischer Prinzipien auf biologische Systeme, biologisches Gewebe und medizinische Probleme [9].

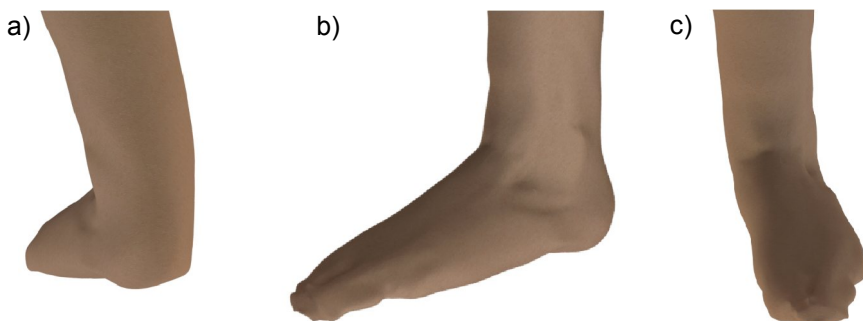


Abbildung 2: STL-Daten des orthetisch zu versorgenden Fußes in drei Ansichten
a) Rückansicht
b) Seitenansicht von links
c) Vorderansicht

Orthesen werden in der Orthopädietechnik häufig zur kurz- oder längerfristigen Unterstützung verschiedener Körperregionen verwendet [10].

In Abbildung 2 ist in drei Ansichten das Ergebnis eines 3D-Scans des Unterschenkels mit Fuß der Patientin dargestellt. Eine Fehlstellung zwischen Fuß und Unterschenkel ist ersichtlich, so dass eine orthetische Unterstützung des Fußes, Knöchels und des Unterschenkels unumgänglich ist, um diese zu korrigieren. Zur Beseitigung der Fehlstellung wird der Knöchelbereich fixiert, damit die Bewegungsfreiheit unterbunden ist. Auf Basis dieser STL-Daten wird die Orthese individuell an die Gegebenheiten der Patientin angepasst. Für die Kostenminimierung bei der Entwicklung von technischen Strukturen ist die Verkürzung der Produktentwicklungszeit von enormer Bedeutung [11]. Zur Realisierung dieser Forderung werden das Materialverhalten beziehungsweise das Bauteilverhalten simuliert. Für eine entsprechende Beanspruchungsanalyse der in der Orthese auftretenden Spannungen wird mit Hilfe der Finite Elemente Methode (FEM) eine numerische Analyse durchgeführt. Die Grundlage für diese Untersuchungen sind die Rand- und Zwangsbedingungen, wie z. B. die für den in diesem Beitrag betrachteten Lastfall „Gehen“. Beim „Gehen“ wird der Fuß mit dem gesamten Körpergewicht belastet. Das angegebene Körpergewicht der Patientin beträgt 60 kg, so dass eine Kraft von 600 N auf die Orthese einwirkt. Um den Abrollvorgang zu simulieren, wird das Modell des Fußes, wie in Abbildung 3 dargestellt, gelagert. Der Fuß ist am Übergang zum Unterschenkel fest eingespannt. Durch das Loslager an der starren Platte besteht ein Freiheitsgrad in y-Richtung, so dass eine Rotation um die z-Achse ermöglicht wird. Für die numerische Analyse rotiert dementsprechend die starre Platte entlang der Fußunterseite beginnend bei einem Winkel von -20° bis zu dem Endwinkel von 40° . Dieser Bereich ist in Anlehnung an die Norm DIN EN ISO 22675 [12] gewählt, welche für die Prüfung von Fußprothesen vorgesehen ist.

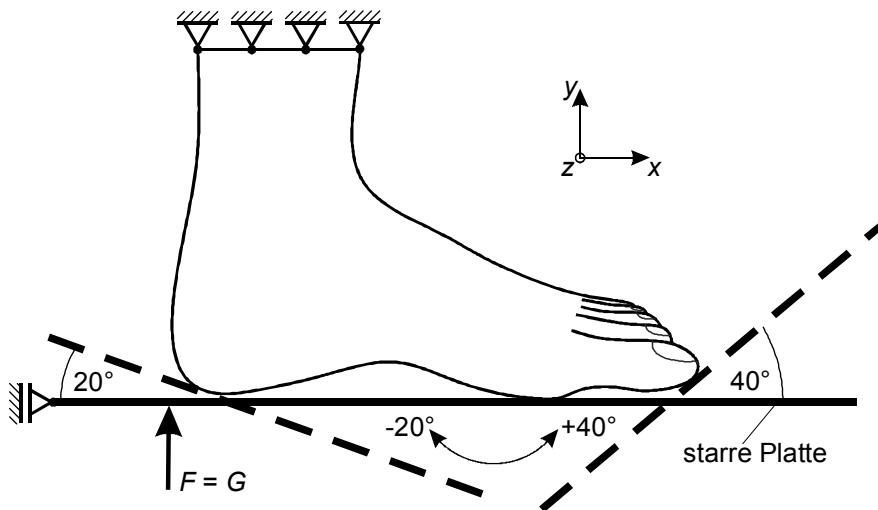


Abbildung 3: Randbedingungen für die numerische Simulation

Da durch das Tragen der Orthese eine Unterbindung der Bewegungsfreiheit im Knöchelgelenk erzielt wird, ist der Abrollvorgang beschränkt. Die

numerischen Simulationen werden demzufolge ausschließlich bis zu einem Winkel von 12° durchgeführt. Für realitätsnahe Ergebnisse bei der FE-Simulation wird sowohl der Fuß als auch die Orthese in Bereiche mit verschiedenen Materialeigenschaften unterteilt (Abbildung 4).

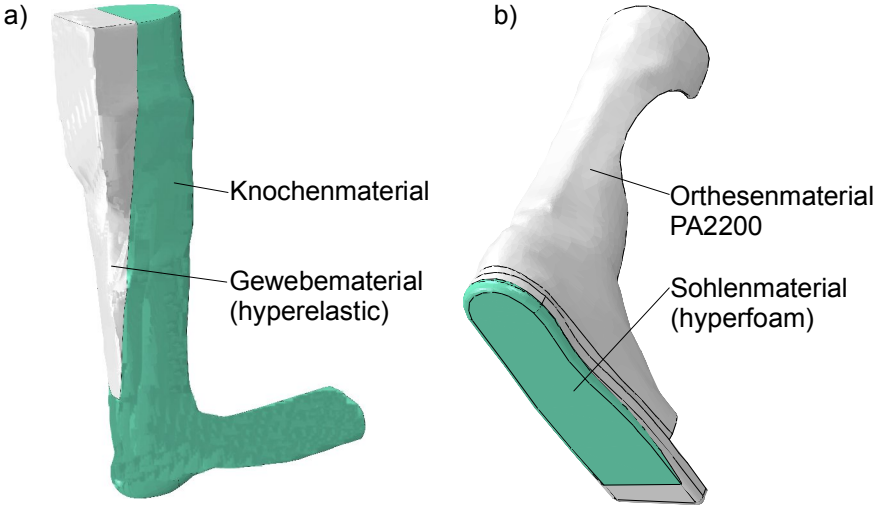


Abbildung 4: Zugewiesene Werkstoffeigenschaften für die numerische Analyse
a) Partitionierung des Fußes mit Werkstoffeigenschaften
b) Partitionierung der Orthese mit Werkstoffeigenschaften

Der Fuß (Abbildung 4a) ist unterteilt in einen knöchernen Bereich mit linearelastischem Materialverhalten und einem als hyperelastisch definierten Gewebebereich. Die Einteilung in die beiden Bereiche wird in Anlehnung an den realen Aufbau des Unterschenkels vorgenommen. Die in diesem Beitrag zu Grunde gelegten Materialparameter für das Gewebe wurden in einer Studie anhand von Praxistests ermittelt [13] und weisen keine signifikanten Abweichungen von den realen Werkstoffkennwerten von menschlichem Gewebe auf. Im Vergleich zu der Orthese, welche aus PA2200 gefertigt wird, wird die Sohle nachgiebiger ausgeführt, um einen höheren Tragekomfort durch eine bessere Dämpfung beim Gehen zu gewährleisten (Abbildung 4b). Deshalb wird Sohle aus einem Schaummaterial hergestellt, dessen Materialparameter ebenfalls [13] entnommen sind.

Tabelle 1: Materialparameter der verwendeten Werkstoffe [13,14]

	E-Modul [MPa]	Querkontraktionszahl ν [-]
Fuß (knöcherner Bereich)	15000	0,3
Fuß (Gewebe)	hyperelastic	-
Orthese	1700	0,35
Orthesensohle	hyperfoam	-

Eine Gesamtübersicht der jeweiligen Werkstoffkennwerte bestehend aus E-Modul und Querkontraktionszahl ist in Tabelle 1 aufgeführt. Die

Zugfestigkeit für PA2200 beträgt nach [14] für die z-Richtung 42 MPa, welches den kritischsten Werkstoffkennwert in Bezug auf die statische Festigkeit darstellt. Zur betriebsfesten Auslegung wird ein maximal zulässiger Wert von 20 MPa nach [15] für die z-Richtung festgelegt. Für eine konservativere Auslegung wird zusätzlich eine Sicherheit von 1,5 angenommen. Basierend auf den Rand- und Zwangsbedingungen erfolgt die festigkeits- und leichtbauoptimierte Konstruktion der Orthese.

3.4 Konstruktion und Simulation

In einem iterativen Prozess wird die Fußorthese beanspruchungsgerecht, mit dem Ziel einer homogenen Werkstoffausnutzung, gestaltet. Zunächst wird mit Hilfe eines Computer Aided Design (CAD) Programms ein Initialmodell der Orthese basierend auf den Daten des 3D-Scans und in Anlehnung an konventionell gefertigte Orthesen erstellt. Eine numerische Analyse liefert Spannungen sowie Verformungen und detektiert Bereiche, bei denen Optimierungspotential in Bezug auf die homogene Werkstoffausnutzung besteht. Die FE-Simulationen werden mit Tetraeder-Elementen mit modifiziertem Verschiebungsansatz durchgeführt, um die jeweiligen Kontaktsituationen realitätsnah abzubilden. In einem ersten Schritt wird in Anlehnung an eine konventionell hergestellte Orthese ein Initialmodell mit einer konstanten Wandstärke von 2 mm erstellt und numerisch analysiert. Das Ergebnis der FE-Simulation ist für einen Winkel von 12° zwischen Orthesensohle und Aufstandsfläche in Abbildung 5a dargestellt.

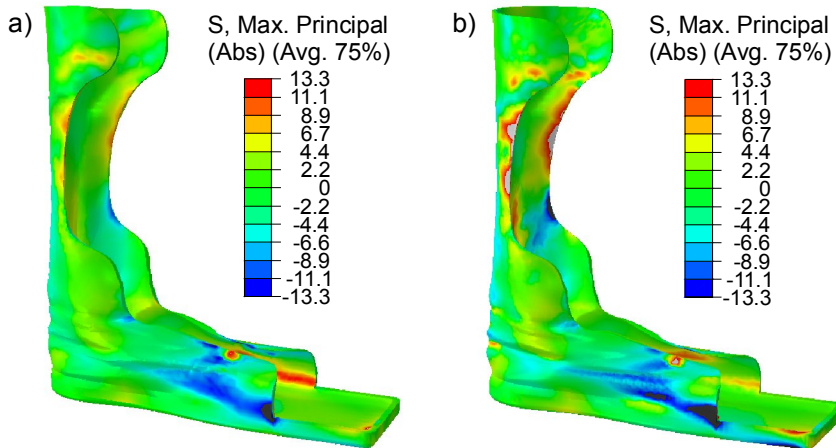


Abbildung 5: Numerische Analyse der auftretenden Spannungen
 a) Hauptnormalspannungsverteilung der 2 mm Orthesenvariante
 b) Hauptnormalspannungsverteilung der 1 mm Orthesenvariante

Aufgrund der ansteigenden Biegebeanspruchung im Abrollprozess erhöhen sich die auftretenden Spannungen mit steigendem Winkel. Die Orthese ist ein zyklisch belastetes Bauteil, so dass zur Auslegung die Normalspannungshypothese nach NAVIER verwendet wird, da Risse global betrachtet stets senkrecht zur größten Hauptnormalspannung wachsen [16].

In Bezug auf die Spannungsverteilung in der Orthese ist noch Optimierungspotential vorhanden, da in vielen Bereichen der Orthese eine große Reserve zur zulässigen Spannungsamplitude $\sigma_{a,zul} = 13,3 \text{ MPa}$ vorhanden ist. Deshalb wird im Nachgang eine weitere numerische Analyse einer Orthese mit einer konstanten Wandstärke von 1 mm durchgeführt, um den Einfluss auf die auftretenden Spannungen ermitteln zu können (Abbildung 5b). In Bereichen mit gräulicher (Zugspannungen) beziehungsweise schwarzer Färbung (Druckspannungen) wird die zulässige Spannungsamplitude überschritten, so dass das Bauteil dort im Einsatzfall versagen würde. Eine Kombination der beiden Varianten durch Verwendung variabler Wandstärken führt zu einer betriebssicheren Orthese mit angepasster Werkstoffausnutzung. Neben dem Aspekt des Leichtbaus, ist eine hohe Steifigkeit des Bauteils verbunden mit geringen Verformungen anzustreben, um die Stützwirkung zu gewährleisten. Deshalb werden im Nachgang die Verschiebungen der beiden Varianten (Abbildung 6) des orthopädischen Medizinprodukts analysiert.

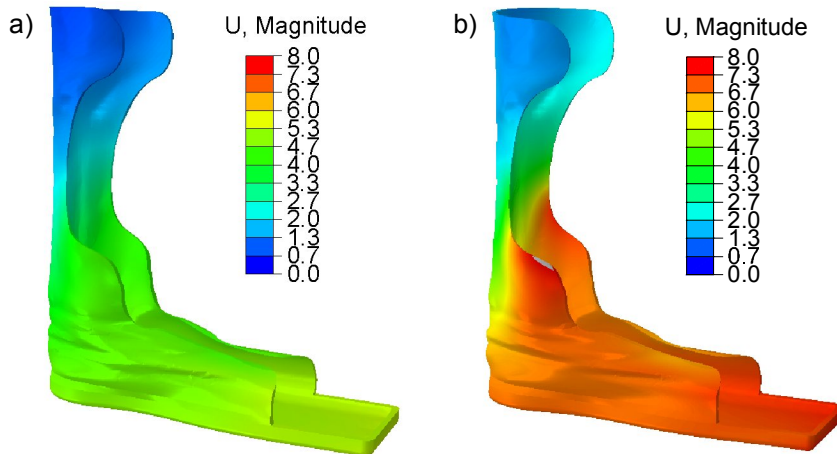


Abbildung 6: Numerische Analyse der Verschiebungen
 a) Verschiebungen der 2 mm Orthesenvariante
 b) Verschiebungen der 1 mm Orthesenvariante

In Abbildung 6a sind die Verschiebungen für die Orthesenvariante mit einer konstanten Wandstärke mit 2 mm dargestellt. Aufgrund der gewählten Lagerung nimmt die Verschiebung mit sinkendem Abstand zur Aufstandsfläche zu. Darüber hinaus wird der absolute Wert der Verschiebung hin zur Fußspitze maximal, da an der Stelle das höchste Biegemoment vorliegt. Die Verschiebung liegt in einem Bereich von ca. 5 mm. Die Orthesenvariante mit 1 mm Wandstärke besitzt aufgrund der Massenreduktion eine verringerte Steifigkeit und ermöglicht so größere Verschiebungen (Abbildung 6b). Das Verschiebungsmaximum beträgt 8 mm. Unter dem Gesichtspunkt der Stützwirkung und der damit verbundenen Forderung nach einer möglichst steifen Konstruktion des orthopädischen Medizinprodukts ist eine Ausführung mit 1 mm Wandstärke als zu instabil zu bewerten. Eine beanspruchungsgerechte Variation der Wandstärken ist

demnach im weiteren Entwicklungsprozess anzustreben. Auf Basis dieser Voruntersuchungen erfolgt nun die Optimierung der Orthese in einem iterativen Prozess. In Abbildung 7 ist eine Detailübersicht einiger durchgeführter Optimierungen dargestellt.

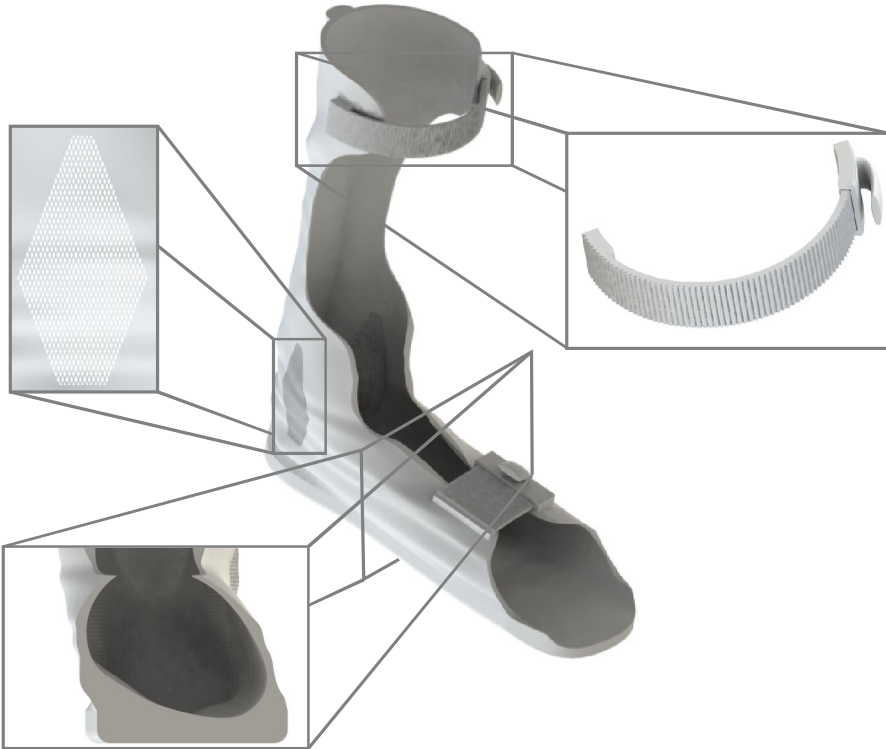


Abbildung 7: Finale Geometrievariante der additiv gefertigten Fußorthese

Zur Vermeidung lokaler Spannungskonzentrationen werden weiche Querschnittsübergänge angestrebt. Zudem können durch die gestalterische Freiheit bei der generativen Herstellung individuell an die Gegebenheiten des Patienten angepasste Wandstärkenvariationen verwendet werden, so dass eine sichere Auslegung der Orthese bei gleichzeitiger Einhaltung des Leichtbaugedankens gegeben ist. Lokal veränderte Steifigkeiten ergeben sich zum einen durch die unterschiedlichen Wandstärken. Zum anderen wird ein in der Höhe variierender Verstärkungssteg entlang der Achillessehne vorgesehen, der die Verformung vermindern und damit die Stützwirkung erhöhen soll. Die Verwendung von Gitterstrukturen im Knöchelbereich ermöglicht eine Gewichtsreduktion bei nahezu unveränderter Steifigkeit und erhöht zudem den Tragekomfort durch eine bessere Belüftung. Auch der Vorteil der Funktionsintegration bei additiver Fertigung wird bei der Konstruktion des medizintechnischen Produkts genutzt. Die Orthese besteht aus einem Teil und auch die Fixierung am Fuß, die durch einen Ratschenbandverschluss realisiert wird, wird direkt mit hergestellt. So entstehen keine weiteren Montagekosten und der Patient kann die Orthese

direkt nutzen. Zur Validierung der betriebssicheren Auslegung wird eine finale Finite Elemente Simulation durchgeführt, deren Ergebnisse in Abbildung 8 dargestellt sind.

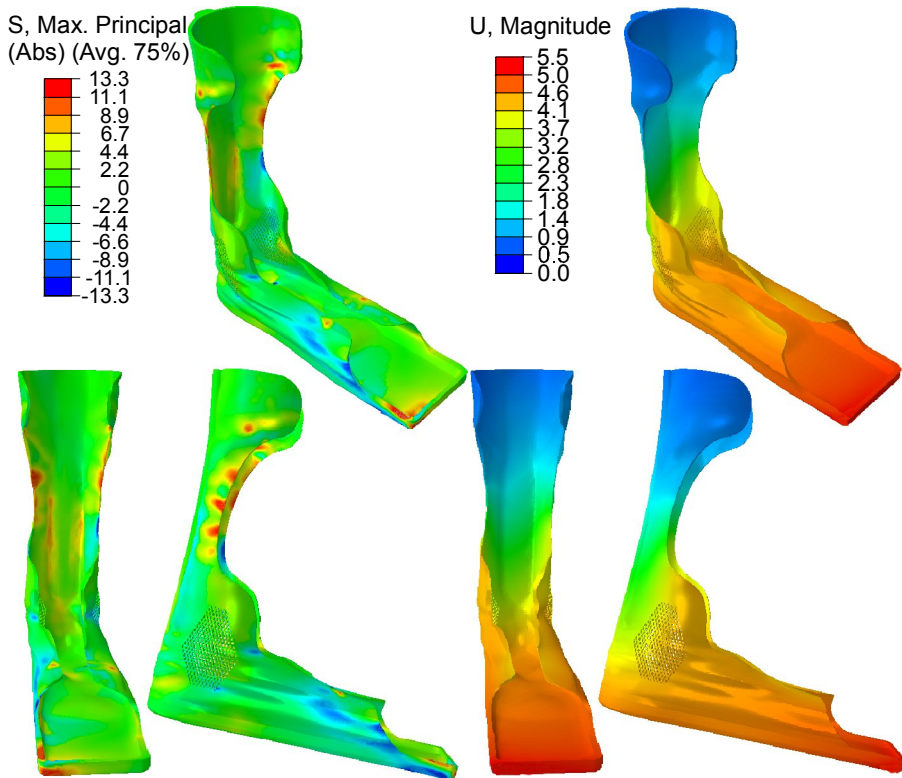


Abbildung 8: FE-Simulation der finalen, optimierten Orthesenvariante
 a) Hauptnormalspannungsverteilung der optimierten Orthesenvariante
 b) Verschiebungen der optimierten Orthesenvariante

In Bezug auf die Spannungen treten keine Werte außerhalb des zulässigen Spannungsbereichs auf (Abbildung 8a). In einigen Bereichen sind noch Spannungsreserven vorzufinden, so dass Potential vorhanden ist weiteres Material einzusparen. Da neben den auftretenden Spannungen vor allem auch die Steifigkeit und damit die Verschiebungen von großer Relevanz für die Funktionsfähigkeit sind, ist eine weitere Einsparung von Material nicht möglich.

In Abbildung 8b sind die Verschiebungen der optimierten Fußorthese dargestellt. Im Bereich des Knöchels ist anhand der Verschiebungsverteilung zu erkennen, dass die Orthese in dem Bereich sehr steif ausgelegt ist, um der Forderung einer hohen Stützwirkung gerecht zu werden. Das Verschiebungsmaximum mit 5,5 mm ist an der Fußspitze aufgrund des dort befindlichen Maximums der Biegebelastung.

3.5 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen dieses Beitrags wurde eine Fußorthese unter Berücksichtigung der verfahrensspezifischen Randbedingungen des selektiven Lasersinterns für eine junge Patientin aus dem Werkstoff PA2200 entwickelt. Die Auslegung erfolgte für den Lastfall „Gehen“. Die genutzten Randbedingungen für die numerische Analyse der Orthese sind [12] entnommen. Zu Beginn der Entwicklung wurde ein Initialmodell auf Basis eines 3D-Scans von Fuß und Unterschenkel mit einer konstanten Wandstärke von 2 mm in Anlehnung an eine konventionell hergestellte Orthese erstellt. Im Sinne des Leichtbaugedankens wurde im Nachgang eine weitere Variante mit einer reduzierten Wandstärke von 1 mm entwickelt. Aufgrund der hohen Verschiebungen wurde die Wandstärke nicht weiter reduziert. Eine Kombination der beiden Varianten – also eine gezielte Wandstärkenvariation – führte zu einer gewichtsoptimierten Variante bei gleichzeitig hoher Steifigkeit. Darüber hinaus wurden einige der weiteren verfahrensspezifischen Vorteile des selektiven Lasersinterns genutzt. Ein filigranes Fachwerk im Knöchelbereich, welches gleichzeitig der Belüftung des Fußes dient, wird zur gezielten lokalen Steifigkeitseinstellung eingebracht. Der Aspekt der Funktionsintegration wurde für den Verschlussmechanismus berücksichtigt. Dieser wird in einem Schritt direkt mitgefertigt, so dass ein nachfolgender Montageschritt entfällt.



Abbildung 9: Additiv hergestellte Fußorthese

In Abbildung 9 ist die additiv hergestellte Fußorthese dargestellt, welche am Direct Manufacturing Research Center (DMRC) gefertigt wurde. Zur Validierung der Simulationsergebnisse sowie der betriebssicheren

Auslegung müssen im Anschluss an diese Untersuchungen reale Bauteilprüfungen an dem Medizinprodukt erfolgen. Dafür muss eine geeignete Prüfvorrichtung konzipiert und erstellt werden, mit der das nach [12] vorgeschriebene Prüfverfahren realisiert werden kann. Nachfolgende Praxistests mit Probanden zur Überprüfung und Optimierung des Tragekomforts sowie zur Ermittlung von Vergleichsdaten mit konventionell gefertigten Orthesen sind zusätzlich erforderlich.

3.6 Danksagung

Die Autoren danken dem DMRC für die Zusammenarbeit und die Ermöglichung dieses Beitrags.

3.7 Literatur

- [1] Breuninger, J.; Becker, R.; Wolf, A. et al.: Generative Fertigung mit Kunststoffen. Springer Verlag, Heidelberg, 2013.
- [2] Breuninger, J.; Starker, F.: Digitale Prozesskette zur Prothesen- und Orthesenherstellung. Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA, Stuttgart, 2014.
- [3] EOS GmbH: Additive Fertigungsverfahren in der Medizin. München, 2013.
- [4] DIN 8580:2003-09, Fertigungsverfahren. Begriffe, Einteilung. 2003.
- [5] Gebhardt, A: Understanding Additive Manufacturing: rapid prototyping – rapid tooling – rapid manufacturing. Carl Hanser Verlag, München, 2012.
- [6] Alscher, G.: Das Verhalten teilkristalliner Thermoplaste beim Lasersintern, Dissertation, Shaker Verlag, Aachen, 2000.
- [7] Schmid, M.: Selektives Lasersintern (SLS) mit Kunststoffen – Technologie, Prozesse und Werkstoffe. Carl Hanser Verlag, München, 2015.
- [8] Adam, G.A.O.: Systematische Erarbeitung von Konstruktionsregeln für die additiven Fertigungsverfahren Lasersintern, Laserschmelzen und Fused Deposition Modeling. Shaker Verlag, Aachen, 2015.
- [9] Richard, H.A.; Kullmer G.: Biomechanik - Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat. Springer Vieweg Verlag, Wiesbaden, 2013.
- [10] GKV Spitzenverband: Bekanntmachung des Spitzenverbandes Bund der Krankenkassen (GKV-Spitzenverband) - Fortschreibung der Produktgruppe 23 "Orthesen/Schienen" des Hilfsmittelverzeichnisses nach § 139 SGB V vom 05.06.2015. Bonn, 2015.

- [11] Pahl, G.; Beitz, W.; Feldhusen, J.; Grote, K.-H.: Pahl/Beitz Konstruktionslehre. 8. Auflage, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2013.
- [12] DIN EN ISO 22675, Prothetik – Prüfung von Knöchel-Fuß-Passteilen und Fußeinheiten – Anforderungen und Prüfverfahren. 2007.
- [13] Cheung, J. T.-M.; Zhang, M.: Finite Element Modeling of the Human Foot and Footwear. Abaqus Users' Conference, S.151-159, 2006.
- [14] EOS GmbH: Materialdatenblatt Feinpolyamid PA 2200 für EOSINT P. München, 2016.
- [15] Van Hooreweder, B.; Kruth, J.-P.: High cycle fatigue properties of selective laser sintered parts in polyamide 12. In: CIRP Annals - Manufacturing Technology, Volume 63, 2014, pp. 241-244.
- [16] Richard, H.A.; Sander, M.: Ermüdungsrisse. Erkennen Sicher beurteilen Vermeiden. 3. Auflage, Springer Vieweg, Wiesbaden, 2012.

3D gedruckter Knochenersatz - Einbringen keramischer Nanopartikel ins Binder - System zur Verbesserung der mechanischen Stabilität

3D printed bone substitutes - Use of Ceramic Nano-Particles as Binder Material to improve Mechanical Stability

Nina Matter B.Sc.¹, Adrian Michael Rohner M.Sc.¹, Agnese Carino M.Sc.², Philipp Gruner M.Sc.³, Andrea Testino PhD², Dipl. Ing. Ralf Schumacher¹

1) *Institute for Medical and Analytical Technologies, FHNW, Gründenstrasse 40, 4132 Muttenz;* 2) *Bioenergy and Catalysis Laboratory General, Energy Research Department Paul Scherrer Institute, PSI OVGA, 5232 Villigen;* 3) *Medicoat AG, Almuesenacherstrasse 2a, 5506 Mägenwil*

1 Kurzfassung

Aktuell wird Additive Manufacturing (AM) in der Medizintechnik eingesetzt, um metallische, personenspezifische Knochenimplantate in Kleinserien zu fertigen. Dabei wären Implantate aus Materialien, wie dem im Körper natürlich vorkommenden Hydroxylapatit (HA), aus verschiedenen Gründen, zu bevorzugen. Zum Beispiel wegen dem inexistenten Ionenaustausch oder der Kompatibilität mit medizinischen Bildgebungsverfahren. Leider können diese keramischen Implantate noch nicht mit ausreichenden mechanischen Eigenschaften via Binder-in-Bett (BiB) 3D-Druckverfahren gefertigt werden. Im Rahmen eines Forschungsprojekts wird daran geforscht, wie mittels Einbringung von Nanopartikeln in das BiB-System die Sinteraktivität erhöht und dadurch ein dichteres gesintertes Implantat hergestellt werden kann.

Dazu werden für das BiB-Verfahren neuartige druckbare Tinten (Inks) formuliert, welche synthetisierte Nanohydroxylapatit-Partikel (nanoHA) enthalten. Diese Tinte wird selektiv in das vorgelegte HA-Pulverbett, Schicht für Schicht eingebracht. Der so entstandene Grünkörper, mit den lokal und selektiv eingebrachten nanoHA-Partikeln, wird im Anschluss in einem Ofen gesintert.

Bisher konnten verschiedene HA-NanoInks formuliert werden, welche erfolgreich im BiB 3D-Drucksystem eingesetzt werden können. Momentan beschäftigt sich das Forschungsteam damit, die spezifischen Sintereigenschaften der verwendeten Inks im Zusammenspiel mit hergestellten HA Probekörpern zu bestimmen,

um anschließend die verbesserte Sinteraktivität bezüglich des Temperaturbereiches zu evaluieren und letztendlich kontrollieren zu können. Ziel ist es, die 3D-gedruckten Körper dichter, homogener und ohne Spannungsrisse sintern zu können.

Kann die Sinteraktivität durch die Verwendung von nanoHA erhöht werden, so eröffnet sich die Möglichkeit, die Dichte im schichtweisen 3D-Druckverfahren örtlich zu verändern und somit die natürliche trabekuläre Struktur des menschlichen Knochens nachzubauen.

2 Short Abstract

Currently Additive Manufacturing (AM) is used in MedTech industry to produce metallic, patient specific implants for bone grafting and regeneration. However, patient specific implants made from more favorable and bio-compatible materials like hydroxyapatite (HA), which occurs in the mineral phase of human bone, are not yet available. HA is favorable due to its non-existing ion exchange and the compatibility with medical imaging procedures. The reason for the inexistence of such implants is that these materials are still difficult to 3D-print and that such produced parts have only poor mechanical properties. Even after sintering the mechanical properties are still unacceptable. In this project we address the issue of increasing the mechanical strength by introducing ceramic nano particles to a binder-into-bed (BiB) 3D-printing process. Owing to the placement of the nano-sized HA particles the sinter activity can be increased, which leads to a denser sintered implant.

For this idea nano-sized HA particles are synthesized and formulated to a 3D-printable ink. This NanoInk is then selectively printed to the HA bulk powder bed during the layer-by-layer processing. The printed green body with the selectively localized nano-sized HA is sintered afterwards.

So far, the project team was able to formulate several HA NanoInks, which were successfully processed on a BiB 3D-printing system. The team is now addressing the fusion of different sinter behaviors of bulk and nano HA in order to achieve the desired selective densification of the printed HA parts in absence of cracks.

If it is possible to increase the sinter activity due to these nano-sized HA particles. The possibility of denser and stronger bulk HA structures is given. Having this densification effect introduced in the printing process, the mechanical properties can locally be influenced during fabrication allowing the mimicry of biomechanical optimized trabecular structure of natural bone.

3 Langfassung

3.1 Einleitung

Additive Manufacturing (AM), auch bekannt als 3D-Drucken, eignet sich in der orthopädischen und plastischen Chirurgie besonders gut für die Herstellung von individuell angefertigten metallischen Knochenplatten zur Knochenbruchheilung oder von Spacern in der Wirbelsäulen-chirurgie [1].

Metallische Knochenimplantate sind jedoch nicht für Langzeitüberbrückung von Knochendefekten verwendbar. Die Rekonstruktion von Tumor bedingten Knochendefekten mit körpereigenem Spenderknochen, wie z.B. aus dem Wadenbein oder dem Beckenkamm, ist der Goldstandard. Die Versorgung durch eigenen Knochen ist aber nicht in allen Fällen die geeignete Lösung. Oft ist die Menge an transplantierbarem Knochen, gerade bei älteren oder vorbelasteten Personen, ein kritischer Faktor.

Hinzu kommt, dass größere Defekte und Anwendungen in der Knochenregeneration für Dentalapplikationen ein auf den Patienten zugeschnittenes Implantat, mit strukturellen und biomechanischen Eigenschaften, welche denen des menschlichen Knochens entsprechen, verlangen. Biokeramiken, wie Hydroxylapatite (HA) oder Tricalciumphosphat (TCP), welche im mineralischen Anteil des Knochens vorkommen, sind daher in diesen Anwendungsbereichen besonders beliebt. Sie sind bekannt für ihre gute Osteoinduktivität und ihre konduktiven Eigenschaften. In den vergangenen Jahrzehnten wurden diese Keramiken für den Knochenaufbau favorisiert, etwa als Füllmaterial für Dentalimplantate. Der Grund dafür liegt hauptsächlich darin, dass der Körper diese Materialien nicht als Fremdkörper erkennt, sondern sie in die natürliche Struktur des Knochens integriert oder gar absorbiert und somit eine Explantation unnötig macht [2, 3].

Leider konnte sich die 3D gedruckte Biokeramik bis heute nicht in der Medizintechnik etablieren. Einer der Hauptgründe dafür ist die unzureichende mechanische Stabilität oder die zu tiefe Porosität bei mechanisch stabilen Keramiken.

In vergangenen Projekten konnten an der Fachhochschule Nordwestschweiz (FHNW) bereits Kompositstrukturen aus einer Kombination von Biokeramiken und Biopolymeren mit Hilfe des Binder-in-Bett (BiB) Verfahrens hergestellt werden. Durch diese Kombination ist es möglich die natürliche Knochenphysiologie nachzuahmen. Jedoch sind die mechanischen Eigenschaften auch bei diesen Konstrukten nicht ausreichend, oder aber die Konstrukte verlangen eine langwierige und zeitaufwendige Nachbehandlung [4].

Das Forschungsteam der FHNW konnte allerdings aufzeigen, dass im BiB-Ansatz großes Potential vorhanden wäre, sofern die Dichte und Steifigkeit der 3D gedruckten Keramiken erhöht werden kann. Dieses Ziel kann erreicht werden indem die Grünteildichte, also die Dichte der gedruckten Bauteile vor dem Sintern, erhöht wird und gleichzeitig die Sinteraktivität durch Einbringen von Additiven gesteigert werden kann. So konnte im Rahmen von Vorprojekten u.a. eine verbesserte Sinteraktivität durch das Einbringen von Nanopartikeln erreicht werden [5, 6].

Im aktuellen Projekt sollen die mechanischen Eigenschaften durch das Einbringen von NanoHA-Partikeln in der BiB-Tinte (NanoInk) gesteigert werden können. Diese Nanopartikel sollen als Sinteradditive in einem zweiten Druckkopf schichtweise aufgebracht werden (Abbildung 1).

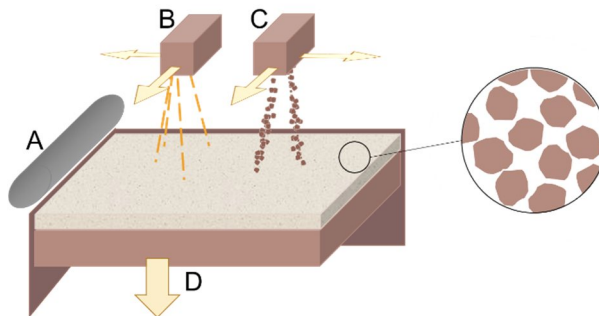


Abbildung 1: BiB 3D-Druck mit Verwendung von NanoInk. (A) HA-Pulver Ausstreichereinheit, (B) Druckkopf mit Binder, (C) Druckkopf mit NanoInk, (D) sich senkende Druckplattform mit HA-Pulverbett (Partikelgröße 25 μm)

Durch das Einbringen von kleineren NanoHA-Partikeln kann somit die Dichte im vorgelegten HA-Pulverbett erhöht werden. Dies führt zu dichteren Grünteilen. Gleichzeitig steigern die eingebrachten Nanopartikel die Sinteraktivität und führen somit zu dichteren und mechanisch stabileren Keramikkonstrukten.

Funktioniert das Einbringen dieser NanoInk stabil und großflächig (Abbildung 2, „Stufe 1“), so kann dieser Ansatz weiter verfeinert und zur Herstellung von gezielt porösen Konstrukten verwendet werden, etwa um die trabekuläre Struktur des menschlichen Knochens nachzubauen (Abbildung 2, „Stufe 2“).

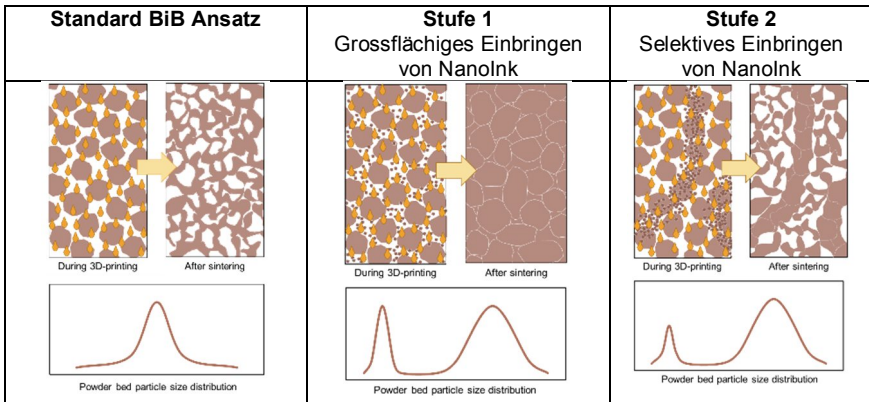


Abbildung 2: Veranschaulichung des Projektzieles. Durch selektives Einbringen von NanoInk soll der Knochen bzgl. innerer Morphologie nachgebaut werden können.

3.2 Materialien und Methoden

Herstellung von NanoInk

Die NanoInks wurden am Paul Scherrer Institut (PSI, Villigen, Schweiz) durch einen mehrstufigen Prozess synthetisiert. In einem ersten Schritt wird das HA-Pulver (Medicoat AG, Mägenwil, Schweiz) in den Nanometerbereich gemahlen. Die damit hergestellten NanoHA-Partikel liegen in einem Größenbereich von 20 - 100 nm. Für die Formulierung der NanoInks werden die hergestellten Nanopartikel, aber teilweise auch Partikel im größeren Skalenbereich in Wasser und / oder Ethylenglycol (EG) gelöst. Damit die zu entwickelnde Keramiktinte im InkJet-Verfahren (hp11, Hewlett-Packard, USA) verarbeitet werden kann, müssen einige spezifische rheologische Parameter (Ohnesorge und Reynolds Zahl) innerhalb eines definierten Bereichs liegen. Als anzustrebende Werte wurde eine Ohnesorge Zahl von ~ 0.24 und eine Reynolds Zahl im Bereich von ~ 15.00 definiert (Abbildung 3) [7].

G.L. Güngör et al. / Dyes and Pigments 127 (2016) 148–154

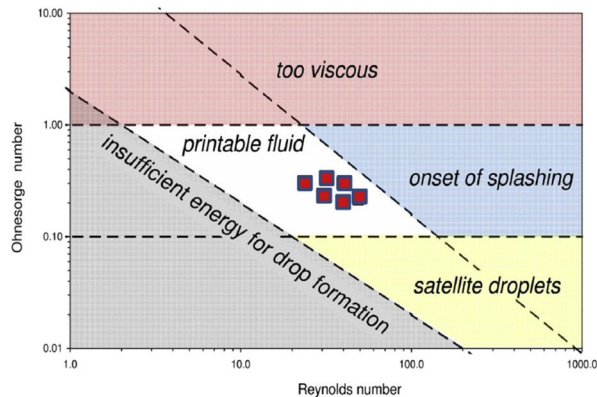


Abbildung 3: Druckbarer Bereich von wässrigen Keramiktinten mit InkJet-Druckköpfen [7], der anzustrebende Wert wurde mit einem roten Punkt markiert.

Weiter sind Parameter wie die Oberflächenspannung oder die Viskosität relevant und müssen ebenfalls in bestimmten Bereichen liegen. Sind insbesondere diese zwei Parameter nicht richtig gewählt, kommt es zu einer ungenügenden bis unmöglichen Tropfenbildung beim InkJet-Druckkopf, was zu einem schlechten bis gar keinem Druckbild führt.

Zusätzlich kann es bei einer zu geringen Oberflächenspannung zu einem schnelleren und tieferen Eindringen in das zu bedruckende Medium führen. In diesem Fall verläuft die Tinte auf der Oberfläche des vorgelegten Pulverbettes. Dieser Effekt nennt sich „Bleeding“. [8] Zur Bestimmung der dynamischen Oberflächenspannung wurde ein „Bubble Pressure Tensiometer“ (BP 50 von KRÜSS) verwendet. Es wird die dynamische Oberflächenspannung in Abhängigkeit zum Oberflächenalter gemessen, da während dem InkJet-Verfahren die abgegebenen Tropfen in schneller Abfolge und in kurzen Zeitabständen gebildet werden müssen.

InkJet-Drucktests mit NanoInks

Nach der Herstellung der Tinten wurden diese auf der ZCorp Spectrum Z510 (3D Systems Inc., USA) mit hp11 Druckköpfen getestet. Für den Nachweis, ob die NanoInk die Druckdüsen passieren kann, wurden erste optische Tests auf farbigem Kontrastpapier durchgeführt.

Um das Verhalten der NanoInk im Druckkopf zu untersuchen, wurde dieser nach den ersten Drucktests entnommen und eingehend untersucht, u.a. wurden im REM (TM3030, Hitachi LTD, Japan) Bilder der Druckkopfmembran aufgenommen.

Untersuchung der Interaktion zwischen vorgelegten Pulvern und Nanolnk

Damit die richtige Sinterkurve bzgl. Haltedauer und Temperatur ermittelt werden konnte, erfolgten die nachstehend beschriebenen Untersuchungen. Bei diesen wird die Interaktion zwischen dem vorgelegten Pulvermaterial und der Nanolnk untersucht. Zur Evaluierung wurden HA-Pellets (10 mm Durchmesser) hergestellt, welche zur Generierung der Porosität mit Cellulose versetzt wurden. Zur Herstellung wird das HA-Pulver (Medicoat AG, Mägenwil, Schweiz) mit dem Binder und dem Additiv (Cellulose) zu einer Suspension zusammengefügt, in eine Form gefüllt und mit 5 t gepresst.

Auf diese Pellets wurde 100 μL Nanolnk an einer definierten Stelle mit einer Pipette aufgetragen. Im Anschluss wurden die auf diesem Weg hergestellten Grünteile für eine Stunde bei 1350 °C gesintert (Abbildung 4). Durch das Sintern wird die Cellulose ausgebrannt und es entsteht ein Keramikkörper mit ungefähr derselben Porosität, wie Körper welche durch das BiB-Verfahren hergestellt werden.

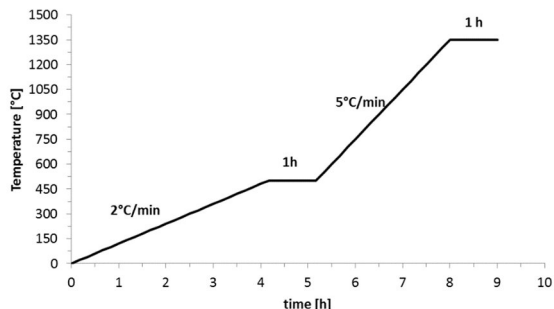


Abbildung 4: Verwendete Sinterkurve für die Sinterung der mit Nanolnk versehenen Pellets

3.3 Resultate

Herstellung der Nanolnks

Es wurden sieben unterschiedliche Nanolnks hergestellt und getestet. Die entwickelten Nanolnks haben einen nanoHA-Festanteil von 10-39 Gew.-%. Die Viskositäten liegen je nach Formulierung zwischen 8.1 und 102 mPa*s. Die Oberflächenspannung liegt im Bereich von 46.0-57.2 mN/m (Tabelle 1).