

Abschlussbericht

Förderrichtlinie BIONA – Bionische Innovationen
für nachhaltige Produkte und Technologien



Design und Herstellung gradierter zellulärer Endoprothesen und Leichtbaustrukturen

Fraunhofer-Institut für Fertigungstechnik und Angewandte Materialforschung –
IFAM (Projektleitung)
Wiener Str. 12, 28359 Bremen

Gießerei-Institut der RWTH Aachen
Intzestr. 5, 52072 Aachen

Ruhr-Universität Bochum, Klinik für Mund-Kiefer- u. Plastische Gesichtschirurgie
In der Schornau 23-25, 44892 Bochum

Marcam Engineering GmbH
Fahrenheitstrasse 1, 28359 Bremen

Werkstoffzentrum Rheinbach GmbH
Lise-Meitner Str. 1, 53359 Rheinbach

FIT Fruth Innovative Technologien GmbH
Eichenbühl 10, 92331 Parsberg

Verbundprojekt BMBF 01RB0907A-F

Laufzeit: 01.09.2009 – 28.02.2013

Bremen, den 30.08.2013

Konsortialführer

Fraunhofer IFAM
Andreas Burblies
Wiener Str. 12, 28359 Bremen
bur@ifam.fraunhofer.de
Telefon: 0421 2246 183, Telefax: 0421 2246 77 183



Projekträger:

Projekträger Umweltforschung und -technik
Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt
Heinrich-Konen-Str. 1
53227 Bonn



Inhaltsverzeichnis

A)	Einführung	2
1	Aufgabenstellung	2
2	Voraussetzungen	2
3	Planung und Ablauf.....	3
4	Wissenschaftlicher und technischer Stand.....	3
5	Zusammenarbeit.....	6
B)	Detaillierte Projektbeschreibung.....	7
1	Machbarkeitsstudien und Spezifikation der Methoden (TA1)	7
2	Herstellung und Untersuchung trabekularer Strukturen (TA2).....	15
3	Design und Herstellung gradierter endkonturnaher Bauteile (TA3).....	21
4	Verfahrensauswahl und Fertigungsrestriktionen (ZMS).....	23
5	Entwicklung und Test einer prototypischen Software (TA4).....	25
6	Anwendung in den Szenarien Endoprothetik und Leichtbau (TA5).....	33
7	Diskussion der Ergebnisse und Ausblick	52
8	Vorträge, Messepräsentationen und Veröffentlichungen	54
9	Notwendigkeit, Angemessenheit, Nutzen und Fortschritt.....	56
	Anhang 1: Nachhaltigkeitsuntersuchung „Radträger – Feinguss“	I
	Anhang 2: Beschreibung der Datenaufbereitung mit der Software PoreDesign	XI
	Anhang 3: Prüfbericht	XXXVI

A) Einführung

1 Aufgabenstellung

Ziel des Vorhabens war die Entwicklung und Anwendung von computergestützten Methoden zur Konstruktion, Simulation und Fertigung gradierter zellulärer Strukturen für mechanisch belastete Bauteile mit hoher Steifigkeit und geringem Gewicht auf Grundlage von Umbauprozessen im Knochengewebe.

Es sollten innovative Demonstrationsbauteile angefertigt werden, die nach dem Projekt in kurzer Zeit in kommerzielle Produkte umgesetzt werden können.

Die neuen Methoden sollten für Knochenersatzprodukte sowie Konstruktionsbauteile aus dem Automobil- und Flugzeugbau geprüft werden. Fertigungsanpassungen erfolgten für die Rapid-Prototyping-Verfahren Electron-Beam-Melting (Metall), Lasersintern (Metall, Keramik, Polymer), Fine-Layer-Technik (Polymer), 3D-Printing (Keramik) sowie für die Feingusstechnik (Metall).

Im Rahmen des Vorhabens sollte eine prototypische Software („ready to use“) entwickelt werden, die die komplette virtuelle Prozesskette der Werkstoffentwicklung vom Entwurf über die Konstruktion, Simulation und Optimierung bis zur Fertigungsvorbereitung integriert. Dazu steht dem Endanwender eine graphische Benutzeroberfläche zur Verfügung.

2 Voraussetzungen

Das Projektkonsortium brachte die notwendigen Kompetenzen und Ressourcen mit, um das Vorhaben erfolgreich durchzuführen:

Fraunhofer IFAM:

- Expertise Softwareentwicklung und Anwendung Strukturoptimierung
- Expertise Herstellung von metallischen Bauteilen mittels Laserschmelzen/-sintern

MARCAM Engineering GmbH Bremen:

- Expertise Softwareentwicklung und Anwendung von Programmen zur Unterstützung generativer Fertigungsverfahren
- Softwarekommerzialisierung

GI RWTH Aachen:

- Expertise Herstellung von metallischen Bauteilen mittels Feinguss

WZR Rheinbach GmbH:

- Expertise Herstellung von keramischen Bauteilen mittels 3D-Printing

FIT GmbH Parsberg:

- Expertise Herstellung von Kunststoff- und Metallbauteilen mittels Laserschmelzen/-sintern und Elektronenstrahlverfahren

Gesichts- und Kieferchirurgie, RUB Bochum:

- Chirurgische Praxis Endoprothetik von Kontinuitätsdefekten am Unterkiefer

3 Planung und Ablauf

Die Laufzeit des Vorhabens betrug 42 Projektmonate.

Das Projekt gliedert sich in fünf Teilaufgaben.

TA1 Spezifikation:

- Planung von Anwendungsszenarien „Kieferchirurgie“ und „Leichtbau“
- Spezifikation der Software „PoreDesign“
- Spezifikation von Werkstoffeigenschaften und Fertigungsverfahren
- Herstellung von Demonstratorbauteilen

TA2 Mikrostruktur:

- Design und Herstellung von Schwämmen mit unterschiedlichen Topologien
- Untersuchung der Werkstoffeigenschaften und Fertigungsrestriktionen

TA3 Makrostruktur:

- Design und Herstellung von gradierten Schwämmen mit endkonturnaher Gestalt
- Untersuchung des Einflusses von Fertigungsrestriktionen auf die Topologieoptimierung

ZMS Zwischenmeilenstein

- Selektion von Werkstoffen
- Selektion von Fertigungsverfahren

TA4 Software:

- Implementation, Test, Dokumentation für ein Modul zur Optimierung (MPTO)
- Implementation, Test, Dokumentation für ein Modul zur Fertigung (Pore3D)

TA5 Anwendung:

- Design und Herstellung prototypischer Bauteile für die Anwendungsszenarien mit einem Höchstmaß an Anwendungsnähe und Produktfähigkeit Fertigstellung einer marktfähigen Software „PoreDesign“

4 Wissenschaftlicher und technischer Stand

Der Knochen als natürlich gewachsene Verbundstruktur aus der massiven Kortikalis und der schwammartigen Spongiosa ist Vorbild für den idealen Leichtbau, der eine hohe Steifigkeit bei geringem Gewicht gewährleistet. In den letzten 15 Jahren wurden numerische Optimierungsverfahren entwickelt, die durch einfache Nachbildung der Knochenumbauprozesse zur Topologieoptimierung mechanisch belasteter Bauteile verwendet werden können. Dabei wird mittels der Finite-

Elemente-Methode eine Spannungsanalyse des Bauteils durchgeführt und die Materialsteifigkeit an unbelasteten Stellen schrittweise bis zur Topologiekonvergenz vermindert. Die mit diesen, inzwischen kommerziell verfügbaren, Programmen erzeugten Strukturen sparen bis zu 25% Gewicht bei gleichzeitig geringem Steifigkeitsverlust. Dadurch können topologieoptimierte Bauteile aus schwerem Material (Stahl) mit Bauteilen aus Leichtbauwerkstoffen (Aluminium, Magnesium) konkurrieren.

Die konventionellen Topologieoptimierungsmethoden versagen aber in bestimmten Fällen, insbesondere in der in diesem Vorhaben angestrebten Abbildung innerer Strukturen. So bilden sich bei homogenen Spannungszuständen, zum Beispiel unter hydrostatischen Druck oder bei einachsiger Belastung, keine Strukturen, da der Optimierungsalgorithmus nicht weiß, wo er Material abbauen soll. Dieses Phänomen tritt in der Natur nicht auf, da sich biologische Prozesse anscheinend an Krafttrajektorien und nicht an Vergleichsspannungszuständen orientieren oder örtliche Variationen im Werkstoff und in den Belastungsbedingungen die Strukturbildung beeinflussen. Darüber hinaus weist der gesunde Knochen Erhalt seiner Masse auf. Dies wird in den konventionellen Topologieoptimierungsprogrammen nicht berücksichtigt. Aus diesem Grund wurde im Rahmen des vom BMBF geförderten Kompetenzzentrums „Bauteilsimulation“ vom Fraunhofer IFAM ein neues Verfahren (MPTO = Multi-Phase-Topology-Optimization) entwickelt, das versucht, für ein mechanisch belastetes Hybridbauteil aus zwei oder mehreren Werkstoffen, die zunächst stochastisch über die Bauteilgeometrie verteilt sind, durch Materialumverteilung die elastische Energie zu senken und damit die Bauteilsteifigkeit zu erhöhen. Ziel war es, herauszufinden, an welchen Stellen in einem Konstruktionsbauteil metallische Schäume optimal zu platzieren sind. Um die Bildung von Werkstoffgradienten zu untersuchen, wurde die Methode mit zehn verschiedenen Dichtestufen auf einfache Strukturen angewendet (Abb. 3). Die Ergebnisse zeigen in überraschender Weise neben monoton verlaufenden Dichtegradienten zusätzlich die Formation von Faserstrukturen und diese eben auch unter homogenen Spannungszuständen. Mit Hilfe der Mehrphasen-Topologieoptimierung kann nun erstmals sowohl die Verteilung von Kortikalis und Spongiosa als auch die Trabekelbildung im Knochen unter Last berechnet werden.

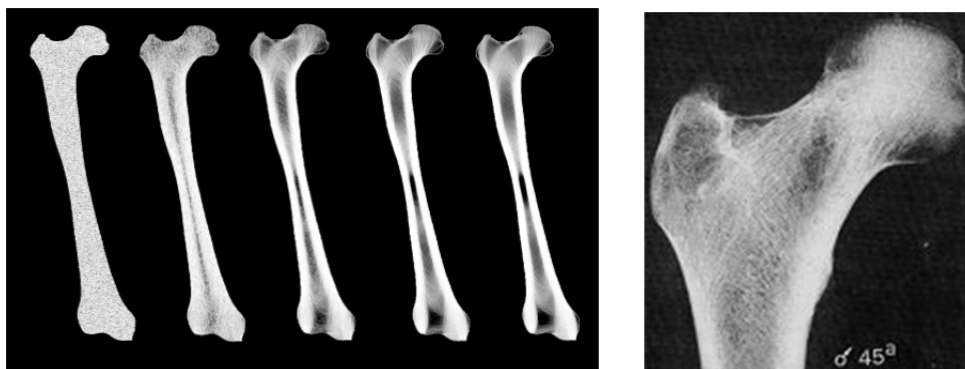


Abb. 1: Computational Bone Remodelling des menschlichen Femurs durch Multi-Phase-Topology-Optimization (links), Röntgenaufnahme, männlich, 45 Jahre [15] (rechts)

Durch die rasche Entwicklung von generativen Fertigungsverfahren in den letzten zehn Jahren ist es möglich, komplexe Bauteile herzustellen, die mit der konventionellen Fertigungstechnik (Urformen, Umformen, Spanen) wegen des Auftretens von Hinterschnitten in der Geometrie oder mangelnder Entformbarkeit nicht produzierbar sind. Bei den Rapid-Prototyping-Verfahren wird in der Regel das im Computer generierte Oberflächenmodell eines Bauteils in feine Schnitte zerlegt und diese durch lasergestütztes Härten eines flüssigen Polymers (Stereolithographie), durch lasergestütztes Sintern von Metall- oder Keramikpulvern (Lasersintern) oder durch „Aufdrucken“ eines Klebstoffes auf

Pulverpartikel beliebigen Materials (3D-Printing) schichtweise zu einem realen Bauteil aufgebaut. Die Herstellung von offenporösen schwammartigen Strukturen mittels Rapid-Prototyping kann zurzeit bei Wanddicken bis knapp unter einem Millimeter erfolgen. Anwendbare Beispiele dafür gibt es allerdings nur für translationssymmetrische zelluläre Strukturen. Am Fraunhofer IFAM konnte 2008 zum ersten Mal ein Unterkiefer aus gradiertem, zellularem Material mittels Lasersintern aus Stahl hergestellt werden, der aber noch viele fertigungsbedingte Fehler aufweist.



Abb. 2: Mittels Lasersinter-Verfahren hergestellter Unterkiefer aus gradiertem, zellularem Stahl

Literatur:

- [1] A. Burbli: "Topology Optimisation with Metallic Foams", Cellular Metals and Metal Foaming, Verlag MIT Publishing, Bremen (2001) S. 375f
- [2] A. Burbli, J. Sauter (Hrsg.): „Simulation in der Produkt- und Prozessentwicklung“, Fraunhofer IRB Verlag, Stuttgart (2005)
- [3] A. Burbli: „Neue Methoden zur Berechnung von optimalen Werkstoffgradienten für Strukturbauteile“, Abstracts zur 2. WING-Konferenz, 9.-11.2005, PTJ Forschungszentrum Jülich, BMBF, Aachen (2005)
- [4] A. Burbli, M. Busse: "Computer based porosity design by multi phase topology optimization", Proceedings of the 2006 Multiscale & Functionally Graded Materials Conference (FGM2006), Honolulu, Hawaii, U.S.A., AIP Conf. Proc., Vol. 973 (2008)
- [5] L. J. Gibson, M.F. Ashby, *Cellular Solids*, Cambridge University Press, Cambridge (1997), p. 192
- [6] Bakhtiary, Allinger, Friedrich, Mulfinger, Sauter, Müller, Puchinger, *A new Approach for Sizing, Shape and Topology Optimization*, SAE Techn. Paper Ser. No. 960814, Int. Congress & Exposition, Detroit (1996)
- [7] C. Mattheck, S. Burckhardt, *A New Method of Structural Shape Optimization based on Biological Growth*, Int. J. of Fatigue, 12 (1990), p. 185-190

- [8] J. Brennan, *OptiStruct: a topology optimization tool for conceptual design*, Cray Channels, vol. 16, no. 2 (1994), p. 27-29
- [9] R. J. Yang, A. I. Chahande, *Automotive applications of topology optimization*, Structural Optimization 9 (1995), no.3-4, p. 245-249
- [10] A. Baumgartner, L. Harzheim, C. Mattheck, *SKO (soft kill option): the biological way to find an optimum structure topology*, Int. J. of Fatigue, 14 (1992), p. 387-393
- [11] C. Mattheck, *Design in der Natur*, Rombach, Freiburg (1992)
- [12] M.P. Bendsoe, O. Sigmund: "Topology Optimization – Theory, Methods and Applications", Springer-Verlag, Berlin, 2003
- [13] W. Nachtigall: "Bionik – Grundlagen und Beispiele für Ingenieure und Naturwissenschaftler", Springer-Verlag, Berlin, 2002
- [14] M. Epple: „Biomaterialien und Biomineralisation“, Teubner-Verlag, Wiesbaden, 2003
- [15] B. Kummer: „Biomechanik – Form und Funktion des Bewegungsapparates“, Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 2005
- [16] Pintat, T.; Sindel, M.; Greul, M.; Burblies, A.: „Integration of numerical modeling and laser sintering with investment casting“, Marcus, H.L.; Univ. of Texas, Austin: Solid Freeform Fabrication Symposium 1994, Austin, 1994, S.175-180

5 Zusammenarbeit

Während der Projektlaufzeit wurden Teilergebnisse bei folgenden beratenden Partnern aus Industrie und Wissenschaft präsentiert und diskutiert:

- Max-Planck-Institut für Kolloid- und Grenzflächenforschung, Potsdam (Prof. Dr. P. Fratzl, Dr. R. Weinkamer)
- Zimmer Inc., Computational Biomechanics, Winterthur, Schweiz (Dr. J. Seebeck)
- Festo AG, Esslingen (R. Kaminski)
- EADS, München (Dr. C. Dalle Donne)
- DGM Fachausschuss Biomaterialien, Jena, (Prof. Dr. K. Jandt)

B) Detaillierte Projektbeschreibung

1 Machbarkeitsstudien und Spezifikation der Methoden (TA1)

1.1 Grobspezifikation Szenario „Kieferchirurgie“

In der 1. Phase des Projekts wurde ein verbessertes Implantat mit geringem Gewicht und hoher Steifigkeit entwickelt und an einen Modellkiefer angepasst. Das Titan-Implantat besitzt eine gradierte Porosität nach dem Vorbild des Knochenschwamms.

Dazu erfolgte die Anwendung der MPTO-Methode.

Des Weiteren wurden verschiedene Lastfälle hinsichtlich ihrer Robustheit untersucht, wobei der Lastfall beim Schneidezahnbiss als der robusteste hervortrat und aus diesem Grund als Randbedingung für die Optimierung gewählt wurde.



Abb. 3: Herkömmliche Konstruktionsplatte (links), Demonstratorbauteil Kieferimplantat (rechts)

Für die Herstellung wurden sowohl LM- (Laser Melting) als auch EBM- (Electron Beam Melting) Verfahren eingesetzt.

Im weiteren Verlauf des Projektes wurde das Szenario spezifiziert. In Kapitel 6.1 „Kieferimplantat aus Titan zur Behebung von Kontinuitätsdefekten“ sind die Ergebnisse ausführlich dargestellt.

1.2 Grobspezifikation Szenario „Leichtbau“

Im Rahmen des Vorhabens wurde in einer Studie für eine genormte Dreipunktbiegeprobe durch Modellrechnung und Experiment gezeigt, dass es möglich ist, durch gradierte Porosität bis zu 40% Gewicht ohne signifikanten Steifigkeitsverlust einzusparen (Abb. 4).

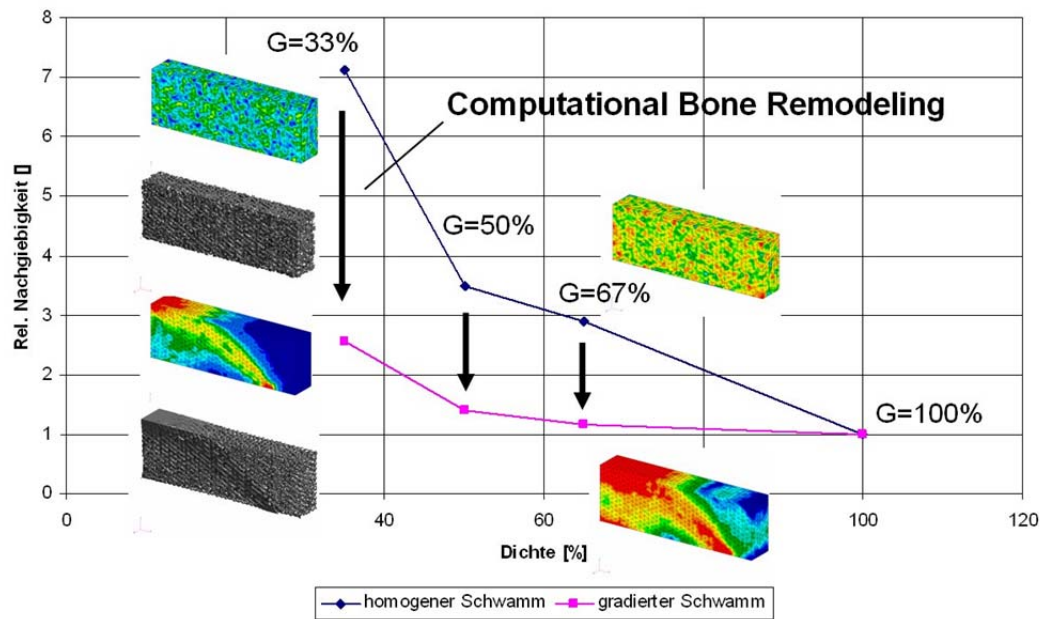


Abb. 4: Abhängigkeit der Steifigkeit (relativen Nachgiebigkeit) von der Dichte bei einem homogenen Schwamm und einem gradierten Schwamm

Dies ist die Hauptzielsetzung für den konstruktiven Leichtbau. Als repräsentative Leichtbaudemonstratoren wurden folgende Komponenten ausgesucht (Abb. 5):

- Modellflugzeug (Spannweite ca. 50 cm) (Polyamid)
- Radträger für ein Racecar (Aluminium)
- Sinterschale (Keramik)



Abb. 5: Verschiedene Demonstratorbauteile für den konstruktiven Leichtbau

Diese Bauteile ermöglichen es, eine große Zahl von auftretenden Betriebsbedingungen abzudecken:

- Exakte Endkontur (aerodynamische Teile, Implantate)
- Schwingfestigkeit (Fahrwerk)
- Hochtemperatureinsatz (Ofenteile)

In der 1. Phase des Projektes wurden alle Demonstratoren konstruiert, berechnet und hergestellt.

Im weiteren Verlauf des Projektes wurden die Leichtbauszenarien spezifiziert. So wurde ein Radträger des Formula Student Teams der RWTH Aachen optimiert, welcher derzeit in dem RWTH Race-Car verbaut ist. Die Ergebnisse sind in Kapitel 6.2 Leichtbauradträger eines Racecars aus Aluminium ausführlich dargestellt. Ebenfalls ist das Design und Herstellung einer masseoptimierten Sinterschale dargestellt in Kapitel 6.3 Anwendungsszenario Sinterschale aus Al₂O₃ hergestellt mittels 3D-Drucken.

1.3 Untersuchung und Bewertung von Keramikwerkstoffen für 3D-Printing und Heißgießen

3D-Printing

Im Laufe der Entwicklungen wurden über 450 Rezepturen getestet (siehe Abb. 6). Der Fokus der Arbeiten lag auf der Entwicklung von Al₂O₃-Keramiken, die auf Grund ihrer Eigenscharten 100% inert, also auch biokompatibel sind. Daneben können Al₂O₃-Keramiken problemlos bei Temperaturen von bis zu 1400°C eingesetzt werden, was sie als Hochtemperaturkonstruktionswerkstoff hochinteressant macht. Wichtigster Parameter bei der Werkstoffentwicklung war die Erzielung von Festigkeiten, die hoch poröse Strukturen herstellbar machen.

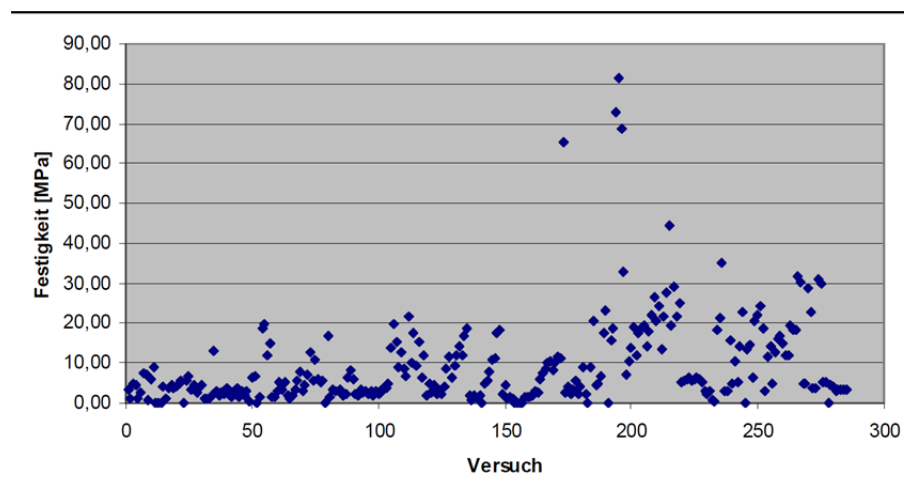


Abb. 6: Festigkeiten der Probekörper als Funktion der Versuchsnummer; offensichtlich erfolglose Versuche wurden gar nicht erst geprüft

Im Rahmen der Entwicklungsarbeiten konnte eine deutliche Weiterentwicklung im Bereich 3D-Printing erreicht werden. Die anfänglich erreichten Festigkeiten konnten bei gleichbleibend niedriger Schwindung deutlich erhöht werden. Mittlerweile können auch mikrostrukturierte Komponenten in zufriedenstellender Qualität hergestellt werden.

Von den aktuell verfügbaren generativen Fertigungsverfahren zur Herstellung von definiert porösen Keramiken stellt das 3D-Printing sicher das am besten geeignete Verfahren dar. Die Herstellung von biokompatiblen Werkstoffen wurde hier erfolgreich mit Al_2O_3 umgesetzt. Laut Literatur ist das 3D-Printing von bioresorbierbaren Keramiken wie z.B. Hydroxylapatit durchaus möglich. Einige Institute beschäftigen sich schon seit längerer Zeit damit [Richter, Hans-Jürgen: 3D-Drucken von Hydroxylapatit-Keramik. Fraunhofer IKTS Jahresbericht 2005, S 35ff], über die BAM können mittlerweile 3D-gedruckte Hydroxylapatitteile bezogen werden. Da dieses Feld also bereits besetzt ist, wurden im WZR keine weiteren Arbeiten hierzu durchgeführt.

Heißgießen

Heißgießen stellt eine Variation des Niederdruckspritzgießens (engl. Low pressure injection molding, LPIM) dar. Zur Herstellung von Bauteilen von schwammartigen Bauteilen für medizinische Anwendungen, wäre diese Verfahrenskette zu langwierig. Eine Alternative kann darin gesehen werden, dass eine hochfeste metallische Grundstruktur hergestellt und als Armierung in einem keramischen Bauteil eingesetzt wird. Dieser Hybridwerkstoff ist vergleichbar mit einem Stahlbeton, bei dem die Zugkräfte vom Stahl aufgenommen werden, die Druckkräfte vom Beton. Da die Keramik während des Sinterns um bis zu 20% schwindet, ist es nicht möglich einen rissfreien Verbund herzustellen.

Eine für das Thema Implantate sehr interessante Alternative wird darin gesehen, dass keine hochfeste Keramik, sondern eine relativ poröse und vor allem bioresorbierbare Keramik eingesetzt wird. Hydroxylapatit ist eine solche Keramik, die bei Temperaturen zwischen 1100°C und 1300°C gesintert wird, was in Verbindung mit Metallen wie Titan erfolgversprechend ist. Ein solcher Verbundwerkstoff könnte implantiert werden, wobei die metallische Struktur an den vorhandenen Knochen angebunden wird und Kräfte übertragen kann. Die resorbierbare Keramik wird vom umgebenden Gewebe schnell angenommen, im Laufe der Zeit resorbiert und von natürlichem Knochengewebe ersetzt. Im Vergleich zum jetzigen Stand der Technik, wo einfache Metall-Leisten implantiert werden, kann durch Einsatz der Keramik der Knochen nachmodelliert werden, die Kraftübertragung erfolgt in der ersten Zeit auch über ein metallisches Implantat, was jedoch nach vollständiger Resorbierung der Keramik wieder entfernt werden kann.

1.4 Untersuchung und Bewertung von Modell-, Form- und Gusswerkstoffen für das Feingießverfahren

Im Rahmen des Vorhabens wurden die Titanlegierung Ti6Al7Nb und die Aluminiumlegierung Al-Si7Mg0,3 zur Verfolgung des „Kieferchirurgie“- bzw. „Leichtbau“-Szenarios mittels des Feingießverfahrens verarbeitet. Die Qualität der hoch komplexen Gussbauteile wird unter anderem durch das Modellmaterial und den Formstoff beeinflusst. Aufgrund der hohen chemischen Reaktivität der Titanschmelze und der hohen Komplexität der zu produzierenden Strukturen werden hier besondere Anforderungen an die Einbettmasse bzw. den Formstoff gestellt. Deshalb wurde bei der Herstellung des gradierten zellularen Kieferimplantats ein besonderes Augenmerk auf die Auswahl des geeigneten Formstoffes gelegt. Die Auswahl der geeigneten Formmaterialien wurde anhand folgender Kriterien getroffen:

- Einfache Handhabung
Das Kriterium ist von besonderer Bedeutung für die Herstellung von zellularen Strukturen, da ausschließlich eine dünnflüssige Einbettmasse das vollständige Infiltrieren und Umhüllen der feineren Stege im Inneren des Modells gewährleisten kann. Daher wurde

in der Testphase besonders auf die Verarbeitbarkeits- bzw. Aushärtezeit und auf die Fließfähigkeit der Einbettmasse geachtet.

- Die Auswirkung des Formstoffs auf die Qualität des Endproduktes
Bedingt durch die hohe Reaktivität und geringe Wärmekapazität der Titanschmelze wurden die Gussproben auf α -case-Ausbildung, Oberflächenbeschaffenheit und Porosität überprüft.
- Die Entformbarkeit des Gussbauteils
Die überwiegende Anzahl an Einbettmassen wird von Titangusskörpern mittels Sandstrahlen entfernt. Da der zelluläre Aufbau eine direkte Zuführung des Strahlgutes zu den tief liegenden Stellen erschwert, musste der Formstoff bestimmt werden, der bereits bei dem niedrigen Strahldruck aus der Struktur entfernbar ist.

Für die Verarbeitung von Aluminiumlegierungen im Feingießprozess haben sich gipsgebundene Einbettmassen etabliert, weshalb für die Herstellung des Radträgers aus der Aluminiumlegierung keine zusätzlichen Formmaterialtests notwendig waren. Eine gewisse Herausforderung stellte hier, wie auch bei der Herstellung der Titanstrukturen, die Verwendung von Kunststoffmodellen dar. Das klassische Feingießverfahren sieht die Verwendung von Wachs für die Modellherstellung vor. Die Anwendung von Kunststoffen als Modellwerkstoff kann durch eine hohe Expansion des Modells bei der Erwärmung und zurückbleibende Restasche nach dem Brennprozess zur Zerstörung und/oder Oberflächenbeschädigung der Gießform führen. Daher wurden verschiedene Kunststoffe auf ihre Eignung für den Feingießprozess ausführlich untersucht, wobei sowohl Kunststoffe vom Projektpartner Fa. FIT GmbH als auch kommerziell erhältliche Kunststoff-Modellmaterialien im Fokus standen.

Die ausführlichen Ergebnisse aus den Untersuchungen sind dem Zwischenbericht zu entnehmen. Die Auswahl von Verfahren und Materialien ist in Kapitel 4 Verfahrensauswahl und Fertigungsrestriktionen (ZMS) aufgeführt. Die Realisierbarkeit der Herstellung einer gradierten Struktur wurde durch ein Anwendungsbeispiel getestet. Kapitel 6.2 Leichtbauradträger eines Racecars aus Aluminium beschreibt den Herstellungsprozess sowie die Funktion des Radträgers.

1.5 Untersuchung und Bewertung von Metallwerkstoffen für Generative Verfahren

Im Zuge des Projektes wurden Strukturen mittels additiver Fertigung hergestellt, die durch hoch komplexe Geometrien gekennzeichnet sind. Durch die additive Fertigung können diese schnell und einfach hergestellt werden. Je nach Verfahren sind Zwischenräume in den Strukturen nach dem Herstellungsprozess mit Material befüllt. Diese Zwischenräume gilt es nach dem Bauprozess zu reinigen. Die Reinigung allerdings, ist stark abhängig vom jeweiligen Materialzustand in den Hohlräumen (loses, verbackenes oder verklebtes Material). Je nach Komplexität und Materialzustand in den Zwischenräumen sind Strukturen nur bedingt reinigbar. So sind zum Beispiel geringe Strukturöffnungen zwischen 0,1 bis 0,7 mm zusammen mit verklebtem Material nur schwer zu reinigen, bis teilweise gar nicht zu reinigen. Dies hat zur Folge, dass bestimmte Verfahren ausgewählt wurden. IN Tab. 1 sind die Restriktionen der untersuchten Verfahren für die Herstellung komplexer zellulärer Strukturen dargestellt. Eine Auswahl an Verfahren und Materialien findet in Kapitel 4 Verfahrensauswahl und Fertigungsrestriktionen.

Tab. 1: Restriktionen für die additive Fertigung von hochkomplexen zellularen Strukturen; (--) sehr schlecht (-) schlecht (0) mittel (+) gut (++) hervorragend

	Verfahren			
	DMLS	EBM	FLT	SLS
Baumaterial	Metallpulver	Metallpulver	Photopolymer	Kunststoffpulver
Schichtdicke	20 – 40 µm	70 – 200 µm	16 µm	60 – 150 µm
Genauigkeit	+	0	++	0
Materialvielfalt	+	0	+	+
Materialien	MS1, CoCr, SS, Ti64, AlSi, IN718	MS1, CoCr, SS, Ti64, AlSi, IN718	MS1, CoCr, SS, Ti64, AlSi, IN718	MS1, CoCr, SS, Ti64, AlSi, IN718
Materialeigenschaften	+	++	-	+
Materialkosten	-	+	-	+
Bauteilpreise	-	+	0	+
Materialzustand (in den Zwischenräumen)	Loses Pulver	Verbackenes, gesintertes Pulver	Gelartige, klebrig Masse	Verbackenes, gesintertes Pulver
Stützkonstruktion (Support)	Sehr viel Support nötig	Gering bis gar kein Support nötig	Sehr viel Support nötig	Gar kein Support nötig
Reinigungsmöglichkeiten	Druckluft, abblasen	Strahlen mit gleichem Material oder Ultraschallreinigung	Abstrahlen mit Wasser und Laugenbad	Abstrahlen mit gleichem Material oder Glasperlen
Bauteilreinigung	++	0	--	0
Baubarkeit Strukturen	-	++	++	++
Nacharbeit (Supportentfernung)	-	+	-	++
Minimale Wandstärke	0,2 mm	0,5 mm	0,3 mm	0,9 mm
Minimale Porengröße	0,2 mm	0,8 mm	2 mm	1,0 mm
Nachfolgeschritte	keine	keine	Guß RWTH Aachen	Guß RWTH Aachen

1.6 Softwarespezifikation

1.6.1 Gesamtsystem

Der Ablauf des PoreDesign-Systems besteht auf einzelnen getrennten Komponenten, deren Ergebnisse manuell miteinander verknüpft werden müssen (Abb. 7). Die Durchführung der einzelnen Aufgaben werden mit Hilfe unterschiedlicher Programmen ausgeführt. (Nähere Ausführungen sind dem Zwischenbericht zu entnehmen.)

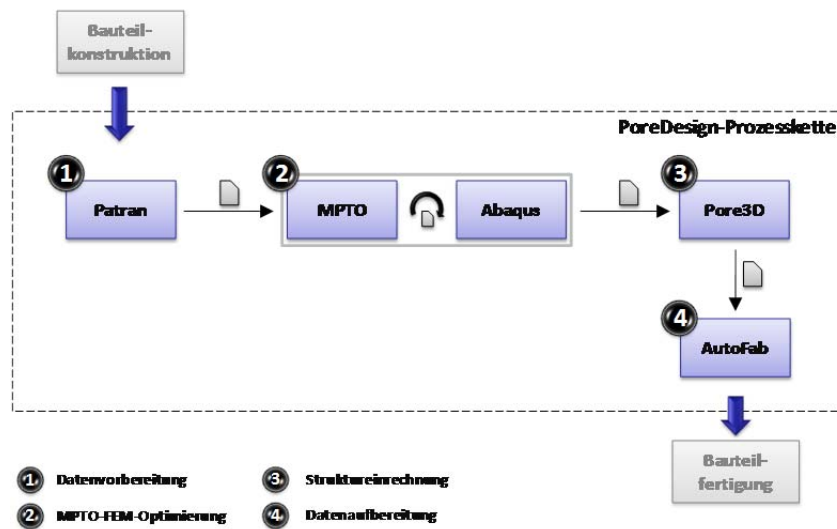


Abb. 7: PoreDesign-Prozesskette - Ausgangszustand

Als Zielsetzung innerhalb des Projektes wurde die gesamte Prozesskette in einer Software abgebildet und der gesamte Ablauf durch eine einfache Benutzungsoberfläche ermöglicht. Alle benötigten Schritte können für die gewählten Demonstratoren ohne zusätzliche Softwaremodule bewerkstelligt werden, wie die notwendige Datenvorbereitung (Volumenmodellerzeugung, Materialdefinition und Lastfallbeschreibung) für den Einsatz der MPTO-Methode. Für den FEM-Solver (Abaqus) wurde eine Schnittstelle in der Software integriert (siehe Abb. 8).

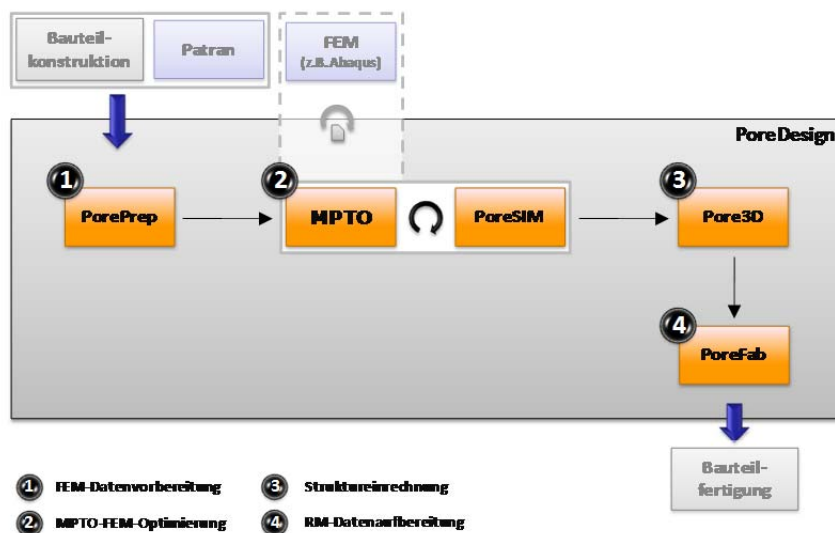


Abb. 8 : PoreDesign-Prozesskette - Ziel: Abbildung der gesamten Datenverarbeitungskette in einer Software

1.6.2 Schnittstellen

Die Schnittstellen zur Multiphasen-Topologieoptimierung orientieren sich an den innerhalb der Prozesskette verwendeten Softwarekomponenten. Ausführungen zu den Schnittstellen sind dem Zwischenbericht zu entnehmen.

1.6.3 Datenbanken für Werkstoff- und Fertigungseigenschaften

Wesentliche Anforderungen und Eigenschaften der zu erstellenden Material- und Maschinendatenbanken wurden definiert und in den Softwareprototypen integriert.

Viele additive Fertigungsverfahren haben prinzipbedingte Einschränkungen in der Geometrievielfalt, die ohne Zuhilfenahme zusätzlicher Strukturen nicht gebaut werden können. So gilt es beispielsweise bei der Anwendung von Laserschmelzverfahren (SLM, DLMS) zur Fertigung gradierter Strukturen eine starke Neigung dieser Strukturen zu vermeiden, da diese sonst aufgrund der geringen bzw. fehlenden Fixierung im Pulverbett durch den Pulverauftragsmechanismus in ihrer Position verschoben bzw. verbogen werden.

Die einzelnen Maschinenprofile der Maschinendatenbank wurden aus diesem Grund mit einer Liste geeigneter Geometrien (Ergebnisse AP2.1-IFAM, AP2.4-WZR, AP2.5-FIT) für die Erzeugung gradierter Strukturen erweitert.

Die minimale (Steg-)Dicke der gradierten Struktur wird neben dem verwendeten Maschinenprinzip (Auflösung) auch von dem verwendeten Material (Korngröße und Belichtungsstrategie) beeinflusst. Die minimale Stegdicke bestimmt zusammen mit der Steganzahl wiederum die Größe, die eine einzelne Volumeneinheit des Volumenmodells besitzen darf, um die berechneten Materialdichten als gradierte Struktur abbilden zu können. Das Informationsprofil der Materialien in der Materialdatenbank wird um die Information über die minimalen Stegdicken für die unterschiedlichen Maschinen erweitert.

Für die MPTO-Methode ist die Angabe von Materialprofilen notwendig, die neben Angaben über das Material, das E-Modul und die Querdehnzahl auch die von der Optimierung zu verwendenden Materialdichten (= Porositäten) enthält. Diese Informationen werden ebenfalls in die Materialdatenbasis integriert.

1.6.4 Arbeitsablauf

Auf Basis der Spezifikation des Gesamtsystems wurde gemeinsam mit dem Projektpartner IFAM der Arbeitsablauf spezifiziert. Im Zwischenbericht wurde der Ablauf bereits beschrieben.

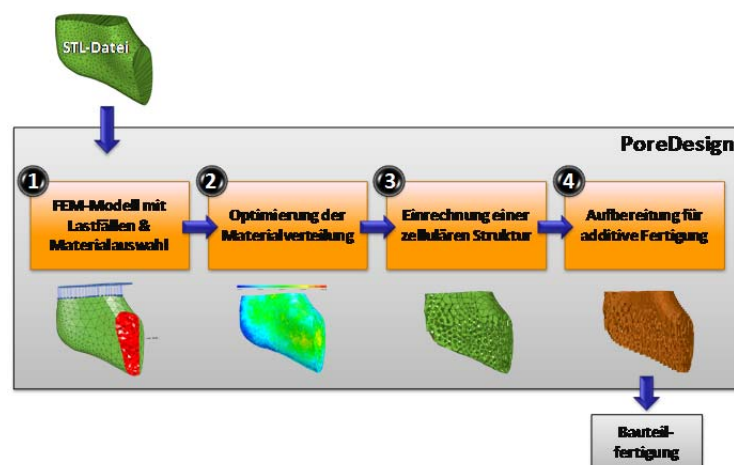


Abb. 9: Arbeitsablauf im PoreDesign-Prozess

2 Herstellung und Untersuchung trabekularer Strukturen (TA2)

2.1 Design und Herstellung unterschiedlicher Mikrostrukturtopologien

Die Teilaufgabe TA2 „Mikrostruktur“ befasste sich insbesondere mit der generativen Herstellung unterschiedlicher Strukturen. Zu diesem Zweck wurden verschiedene Topologien von Schwammstrukturen mit generativen Fertigungsverfahren hergestellt (Abb. 10), gekennzeichnet durch unterschiedliche Koordinationszahlen (als Koordinationszahl bezeichnet man die Anzahl der nächsten Nachbarn einer Struktureinheit in einem Kristall bzw. die Anzahl der an ein Zentralatom direkt gebundenen Atome in einem Komplex):

- Koordinatenzahl 5: Dreiecksprisma-Struktur
- Koordinatenzahl 6: Parallelepiped-Struktur
- Koordinatenzahl 6: Würfel-Struktur
- Koordinatenzahl 8: Gyrobifastigium-Struktur
- Koordinatenzahl 12: Rhombendodekaeder-Struktur
- Koordinatenzahl 14: Oktaederstumpf-Struktur

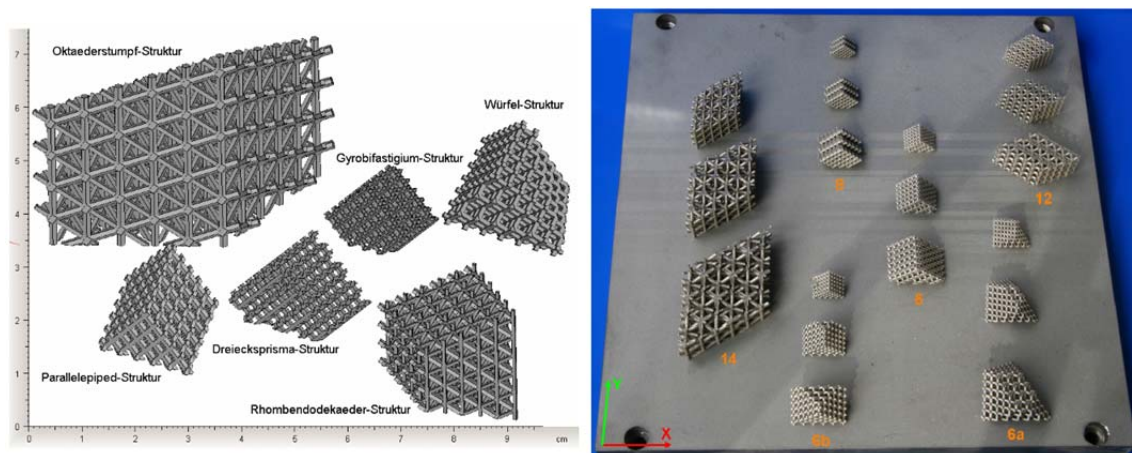


Abb. 10: Unterschiedliche untersuchte Schwammstrukturen; alle Strukturen haben eine Stegbreite von einem Millimeter und eine relative Dichte von 20 %

Die bei der Fertigung auftretenden Fehler sind in Tab. 2 dargestellt. Es handelt sich dabei um einzelne Fälle im Randbereich. Zwischen langen und kurzen Stegen entstehen auch keine merklichen Unterschiede. Für große Bauteile ist der Einsatz von Oktaederstumpfstrukturen sinnvoll, da durch die langen Stege Bauzeitkosten reduziert werden können. Durch die langen Stege ändert sich die Geometrie der Belichtungsfläche.

Allerdings können bei einer Stegbreite von 0,5 – 1 mm Mikrostrukturen mit hoher Koordinationszahl (>8) filigrane Endkonturen nicht hinreichend genug abbilden, wie sie zum Beispiel bei Kieferimplantaten auftreten. Deshalb werden in der 2. Projektphase bevorzugt tetraedrische (Koordinatenzahl 4) und hexaedrische Topologien (Würfel-Struktur, Koordinatenzahl 6) verwendet

Tab. 2: Zusammenfassung - Fertigung der Strukturen

Strukturtyp	Baufehler	Besonderheit
Dreiecksprismastruktur	Im unteren Bereich der Struktur mit 0,8 mm Stegbreite	
Würfelstruktur	Keine	Besonders gute Oberflächenqualität
Parallelepipedstruktur	Im Randbereich der Struktur mit 0,6 mm Stegbreite	
Gyrobifastigiumstruktur	Keine	
Rhombendodekaederstruktur	Im Randbereich bei senkrechten Stegen	
Oktaederstumpfstruktur	Im Randbereich	

2.2 Design, Herstellung und Prüfung einer genormten Dreipunktbiegeprobe mit unterschiedlichen Mikrostrukturen

Abb. 11 zeigt eine im Rahmen des Projektes durchgeführte Studie einer Dreipunktbiegeprobe mit tetraedrischer (links) und hexadrischer (rechts) Mikrostruktur. Bei der Tetraeder-Topologie laufen in einem Knoten 4 Stege, bei der Hexaeder-Topologie 6 Stege zusammen. Der Mittelwert beim menschlichen Knochen beträgt 6-8.

Obwohl die örtliche Dichteverteilung bei beiden Bauteilen nahezu identisch sind, gibt es Unterschiede in der Festigkeit und der Fertigungsqualität. Deutlich erkennt man, dass durch die inhomogene Dichteverteilung eine sichtbare Gestaltänderung auftritt. Dies ist insbesondere bei Implantaten nicht zu akzeptieren.

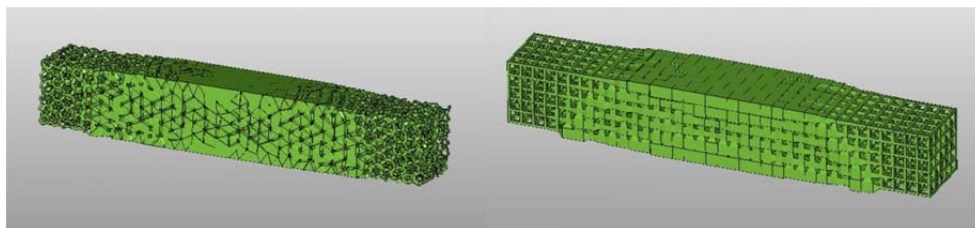


Abb. 11: Dreipunktbiegeprobe mit tetraedrischer (links) und hexadrischer (rechts) Mikrostruktur

WZR hat gemäß Planung mehrere Reihen an Dreipunktbiegeuntersuchungen durchgeführt, die im Anhang zu diesem Bericht dokumentiert sind (siehe Anhang 3: Prüfbericht).

Des Weiteren wurden zerstörenden Prüfungen vom Gießerei Institut der RWTH Aachen an den topologieoptimierten zellularen AlSi7Mg0,3-Proben durchgeführt. Die Untersuchungen umfassen sowohl die Ermittlung der mechanischen Eigenschaften der Dreipunktbiegeproben in den Dreipunktbiegeversuchen als auch umfangreiche stereo-, licht- und rasterelektronenmikroskopische Analysen der Makro- und Mikrostrukturausbildung der Proben. Weitere Informationen zu den durchgeführten Untersuchungen sind Kapitel 6.2 Leichtbauradträger eines Racecars aus Aluminium zu entnehmen.

2.3 Gießsimulationen zum Feinguss

Die Unterstützung des Gießprozesses durch die numerische Simulation ist eine übliche Methode bei der Entwicklung eines neuen Gussproduktes. Bei der Herstellung zellulärer gradiert Strukturen ist ihre Anwendung von großer Bedeutung, da die hohe Reaktivität der Titanschmelze und die unzureichende Gießbarkeit der Legierung Ti6Al7Nb (Ti367) eine experimentelle Optimierung sehr erschweren. Im Rahmen des Vorhabens wurden die Simulationsprogramme MAGMASOFT (MAG-MA Gießereitechnologie GmbH) und STAR-Cast (Access e.V. und CD-adapco) für die Simulation der Formfüllung und Erstarrung verwendet. MAGMASOFT wurde im Anfangsstadium des Projekts benutzt, um kritische Stellen bei der Füllung einer vergleichsweise einfachen Gitterstruktur mit der Titanschmelze zu definieren. Es wurde festgestellt, dass die vorzeitige Erstarrung hauptsächlich in den waagerechten Stegen zwischen den Knotenpunkten stattfindet und daraufhin versucht, das Gießsystem zu optimieren, um einen vollständigen Abguss ohne Kaltläufe zu realisieren. Abb. 12 stellt ein Ausschnitt aus dem Optimierungsweg dar. Am Ende der Versuchsphase konnte ein vollständig gefülltes Gitter hergestellt werden (siehe Zwischenbericht).

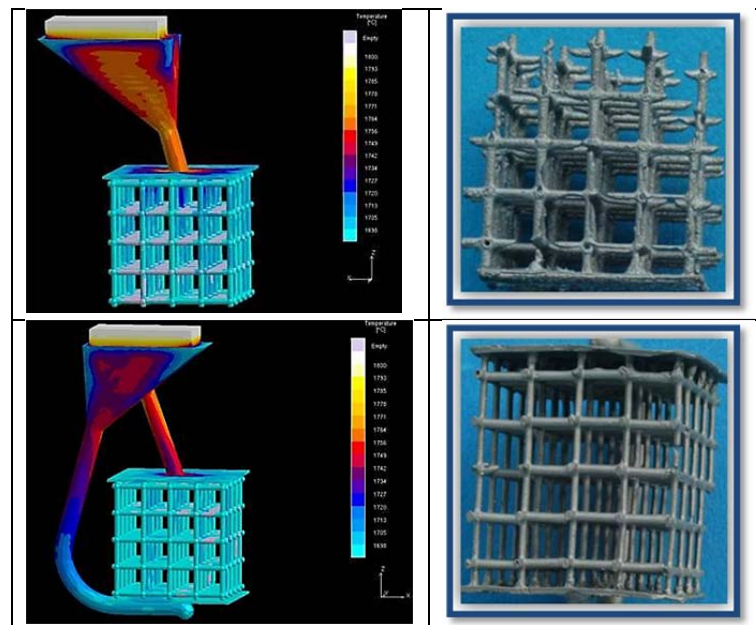


Abb. 12: Optimierung des Anschchnittsystems (Legierung Ti367)

Die numerische Simulation des Gießprozesses zur Herstellung von trabekularen Strukturen erfolgte mittels der Software STAR-Cast, wobei sowohl das komplette Gießsystem inklusive Tiegel und Form als auch die Fliehkraft in der Berechnung berücksichtigt werden konnten. In Abb. 13 ist die Formfüllung einer Oktaederstumpf-Struktur dargestellt.

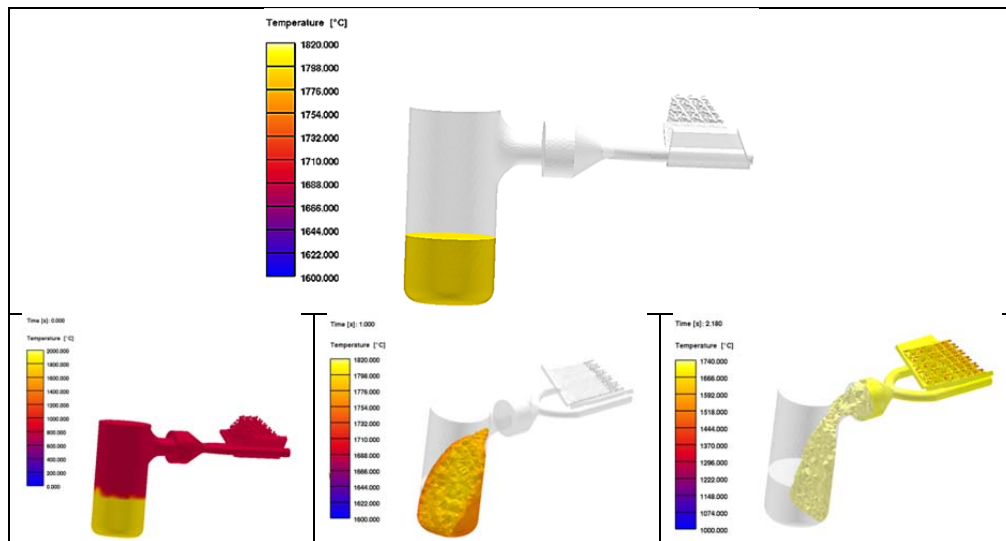


Abb. 13: Simulation der Formfüllung mit Star-Cast

Durch mehrfache Optimierung des Anschnittsystems ist es gelungen einen nahezu fehlerfreien Abguss zu erzielen. Allerdings wurden gewisse Abweichungen in den Simulations- und Gießergebnissen beobachtet (Abb. 14). Die Reaktion zwischen Titanschmelze und Formstoff, die in der Simulation nicht berücksichtigt werden konnte, ist als mögliche Ursache dafür zu nennen.

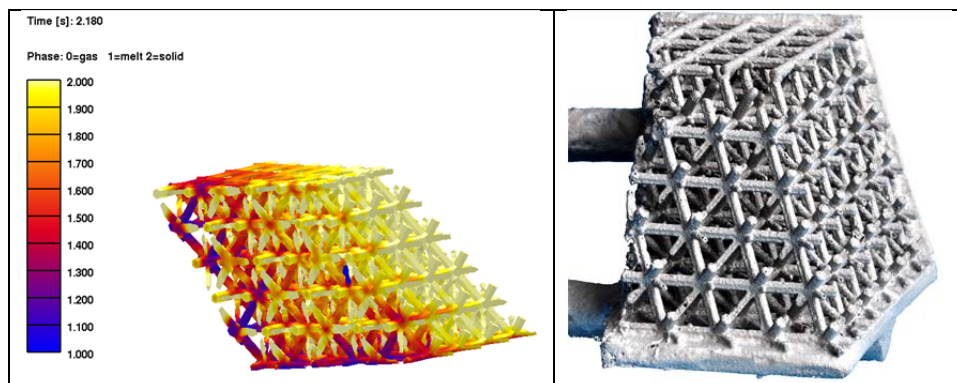


Abb. 14: Vergleich der Simulations- und Gießergebnisse (Legierung Ti367)

2.4 CAD der Mikrostruktur, Triangulation

2.4.1 Entwicklung von Algorithmen und Editoren zur Erzeugung einfacher Mikrostrukturen

Algorithmen zur Erzeugung und ein Editor zum Design einfacher zellulärer Mikrostrukturen wurden entwickelt und ein Softwareprototyp implementiert.

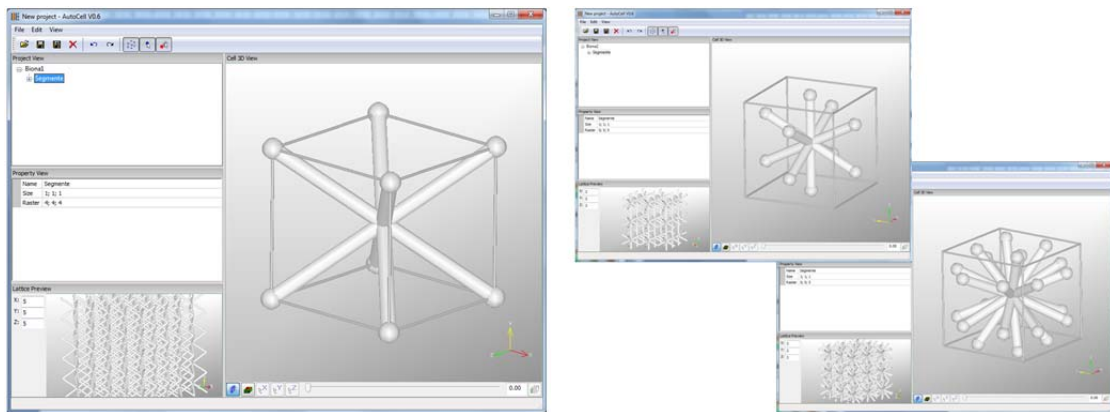


Abb. 15: Unterschiedliche Designs von Mikrostrukturen im AutoCell-Editor

Mit dem Structureditor AutoCell können für würfelförmige Einheitszellen beliebige zelluläre Mikrostrukturen erzeugt werden. Die Ausweitung der Struktursegmente erlaubt eine einfache Steuerung der Volumenüberdeckung der Einheitszelle durch die Struktursegmente. Die so erzeugten Struktursegmente können im Format .acell abgespeichert werden.

Es wurde eine Datenschnittstelle zum PoreDesign-Software-Prototypen definiert und implementiert. Somit können alle im Structureditor AutoCell erzeugten Strukturen eingeladen und für die Strukturberechnung verwendet werden.

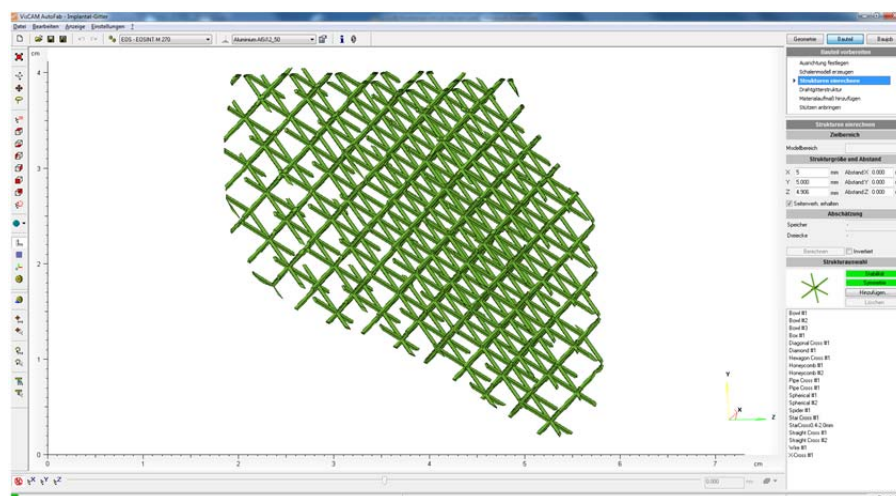


Abb. 16: Substitution eines Kieferimplantats durch reguläre Mikrostrukturen (StarCross) im Softwareprototypen PoreDesign

2.4.2 Entwicklung eines Algorithmus zur Optimierung von Dreiecksnetzen

Die Beurteilung der Güte eines Dreiecksnetzes kann in drei Kategorien unterteilt werden: Dreiecksgröße, Dreiecksanzahl und Dreiecksform (genaue Ausführungen dazu sind dem Zwischenbericht zu entnehmen).

Auf Basis dieser Gütekriterien wurde ein Algorithmus entwickelt, der die gegebene Dreiecksfläche durch Reduzieren der Dreiecksanzahl, Filtern degenerierter Dreiecke und Optimieren der

Dreiecksqualität FEM gerecht aufbereitet.

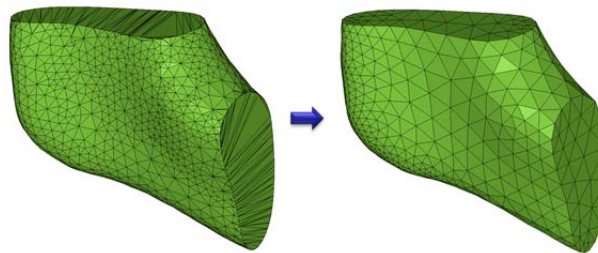


Abb. 17: FEM-gerechte Aufbereitung des Dreiecksnetzes eines Kieferimplantatmodells

2.4.3 Entwicklung von Algorithmen zur Erzeugung von raumfüllenden Polyedernetzen

Auf Basis der Arbeiten zur FEM-gerechten Aufbereitung von Dreiecksnetzen wurden zwei Algorithmen zur Erzeugung von Volumendatenmodell in den Software-Prototypen integriert.

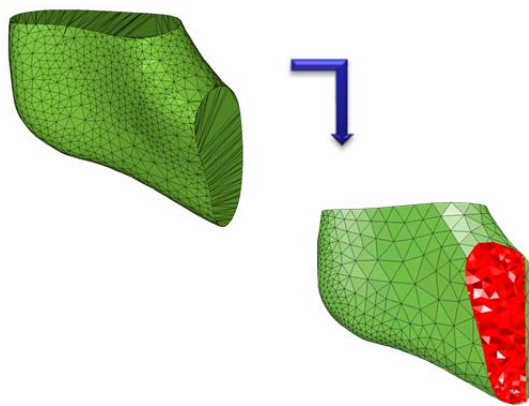


Abb. 18: Erzeugung eines FEM-gerechten Volumenmodells aus dem Dreiecksnetz eines Kieferimplantatmodells durch den Constrained Delaunay Tetrahedralization (CDT) Ansatz

3 Design und Herstellung gradiertter endkonturnaher Bauteile (TA3)

3.1 Verbesserung der endkonturnahen Geometrie

Bei der bis dahin verwendeten Software zur Abbildung kontinuierlicher Dichteverteilungen auf trabekuläre Netzwerke (Pore3D) gab es durch die örtlichen Dichteunterschiede Verzüge in der Bauteilgeometrie. Diese wurden in der beschriebenen Teilaufgabe behoben, so dass eine Endkonturnähe verfügbar ist.

Als repräsentativer Leichtbaudemonstrator wurde ein Modellflugzeug (Spannweite ca. 50 cm) aus Polyamid konstruiert und hergestellt.

Dieser Demonstrator stellt die Methode dar. So ist bei einem Flugzeug die äußere Geometrie aufgrund der fluiddynamischen Eigenschaften gegeben und kann kaum geändert werden. Um Gewicht zu sparen kann also ausschließlich die innere Struktur geändert werden, wie dies bei der Multi-Phasen-Topologie-Optimierungsmethode der Fall ist.

Dieser Demonstrator wurde auf verschiedenen Messen und Veranstaltungen vorgestellt (siehe Kapitel 8).

Weitere reale Anwendungsszenarien sind in Kapitel 6 ausführlich beschrieben.

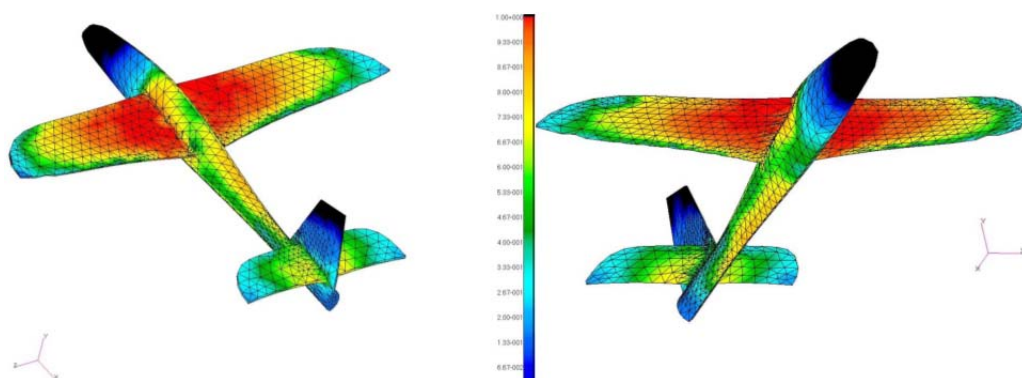


Abb. 19: Dichteverteilung des Modellflugzeugs nach 25 Iterationen

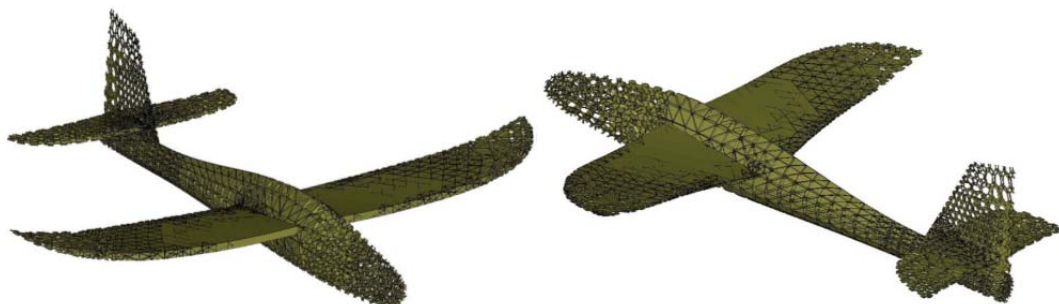


Abb. 20: Zellulare Struktur des Modellflugzeugs

3.2 CAD der Makrostruktur, Triangulation, Schnittstelle Rapid-Prototyping

3.2.1 Entwicklung der Schnittstellen zur Übernahme der Ergebnisse aus der MPTO-Optimierung

Die geometrischen Schnittstellen zur Multi-Phasen-Topologie-Optimierung wurden in Abstimmung mit dem IFAM festgelegt. Sie leiten sich aus den Datenspezifikationen der Ein- und Ausgabenformate für die MPTO-Methode ab: Die geometrische Schnittstelle entspricht der Datenrepräsentation des FEM-Volumenmodells (= Tetraedernetz). Für jeden Tetraeder wird in einer zusätzlichen Liste die ermittelten Werte der MPTO-Optimierung für die Materialdichte festgehalten.

3.2.2 Entwicklung von Algorithmen zur Übertragung der berechneten Dichteverteilung auf das zugrundeliegende Polyedernetz

Für die geometrische Darstellung des Optimierungsverlaufes werden die Dichtewerte als Falschfarbendarstellung auf des Tetraedernetz gemapped, indem jedem Knotenpunkt ein entsprechender Farbwert zugewiesen wird.

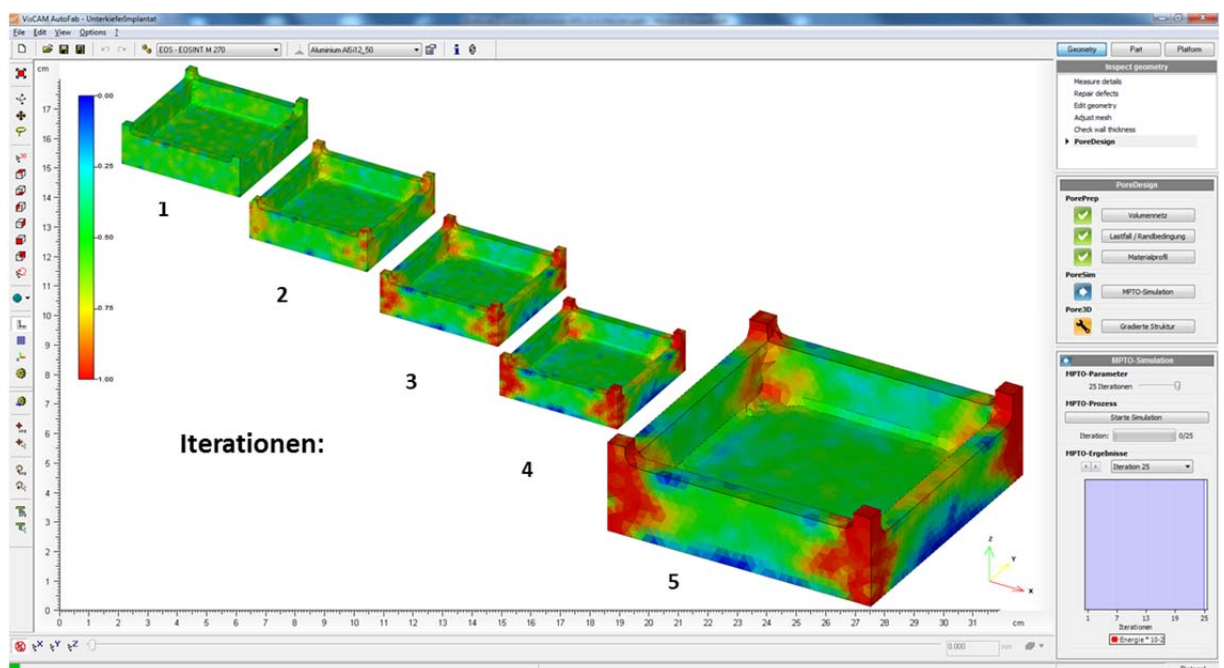


Abb. 21: Falschfarben-Darstellung der MPTO-Dichtewerte auf die einzelnen Tetraeder der Volumenmodells am Beispiel der Sinterschale

4 Verfahrensauswahl und Fertigungsrestriktionen (ZMS)

In der 1. Projektphase wurden 15 Werkstoffe und 7 Herstellungsverfahren untersucht (Tab. 3). Genaue Beschreibungen der Verfahren sowie Bewertungen der Werkstoffe sind dem Zwischenbericht zum Meilenstein MA zu entnehmen.

Tab. 3: Untersuchte Werkstoffe und Herstellungsverfahren, mit Angabe der Anwendung

Werkstoff		Generative Fertigungsverfahren							Anwendung	
Klasse	Bezeichnung	DMLS	EBM	SLS	FLT	Feinguss	3DP	Heißgießen	Medizin	Leichtbau
Keramik	Al2O3						X	X		Sinterschale
Keramik	ZrO2							X		X
Kunststoff	Alumide			X					X	
Kunststoff	FullCure720				X	X				X
Kunststoff	PA2200			X					X	
Kunststoff	PA3200 GF			X					X	
Kunststoff	PA12			X		X			Kiefer	Radträger
Metall	AlSi7Mg0,3					X				Radträger
Metall	CoCrMP1	X							X	
Metall	Edelstahl 17-4	X							X	
Metall	F75CoCr		X						X	
Metall	Stahl316L					X			X	
Metall	Ti Grade 2		X						X	
Metall	Ti367					X			Kiefer	
Metall	Ti6Al4V	X	X						Kiefer	

4.1 Verfahren und Werkstoffe für Anwendungen im Hochtemperaturbereich

Nach den sehr umfangreichen Entwicklungsarbeiten zum 3D-Printing wurde sich auf das Werkstoffsystem Al2O3 fokussiert. Hiermit ist eine detailgenaue Darstellung von feinen Strukturen möglich. Die maximale Anwendungstemperatur dieses Werkstoffes ist mit min. 1400°C sehr hoch. Das 3DPrinting mit dem Werkstoff Al2O3 wird für die Anwendung Leichtbau in der Technik, speziell bei hohen Temperaturen gesehen.

4.2 Verfahren und Werkstoffe für Leichtbauanwendungen

Im Bereich des Leichtbaus wird mit Aluminiumlegierungen gearbeitet. Als Konstruktionswerkstoffe haben sie viele Vorteile. In der Fertigung besitzen Aluminiumlegierungen gute Gießeigenschaften, lassen sich veredeln, kornfeinen und wärmebehandeln. Für die Herstellung massiver Bauteile mit den integrierten gradierten zellularen Strukturen wird das Differenzdruck-Gießverfahren eingesetzt. Dadurch wird die Füllung von feinen Stegen gefördert und das Erreichen eines optimal dichten Gefüges und damit die Verbesserung der mechanischen Eigenschaften gewährleistet.

4.3 Verfahren und Werkstoffe für Anwendungen in der Medizintechnik

Für die medizintechnischen Anwendungen wurde sich auf die Titanwerkstoffe fokussiert, aufgrund der guten Biokompatibilität von Titanlegierungen, dem niedrigen E-Modul und dem guten Festigkeit/Dichte-Verhältnis.

Zudem wurde sich für eine Fertigung von Ti6Al4V unter Einsatz des Electron Beam Meltings (EBM) entschieden. Lasergesinterte Bauteile benötigen bei Überhängen extrem viel Stützkonstruktionen (sogenannter Support). Dieser Support dient primär um Bauteile im losen Pulverbett - während der Verarbeitung - in Position zu halten und um Verzüge zu vermeiden. Strukturen - die Überhänge ab 1 mm aufweisen - sind ohne Support nicht baubar. Würde man diese Strukturen mit Support aufbauen, wäre dieser nicht mehr aus den Strukturen zu entfernen. Für das Abtrennen der Stützkonstruktion muss eine Zugänglichkeit für Trennwerkzeuge gewährleistet sein. Das ist bei Strukturen nicht machbar. Somit ist das Lasersinterverfahren stark limitiert. Beim EBM Verfahren wird deutlich weniger Support benötigt, da es sich um einen heißen Prozess (800 °C) handelt und das Metallpulver dadurch versintert. Hierdurch entsteht eine Eigenstabilität des Pulvers wodurch das Bauteil in Position gehalten und getragen wird. Das versinterte Pulver kann anschließend durch Abstrahlen oder Ultraschall gereinigt werden. Betrachtet man den wirtschaftlichen Aspekt, sind durch die deutlich schnelleren Aufbauraten mittels EBM die Bauteilkosten vergleichbar mit Gußteilen. Serienbauteile sind somit möglich. Lasergesinterte Bauteile sind im jetzigen Status noch um den Faktor 3 bis 5 teurer als EBM Bauteile. Dies ist allerdings durch die deutlich langsamere Aufbauraten bedingt.

5 Entwicklung und Test einer prototypischen Software (TA4)

5.1 Graphische Benutzungsoberfläche, Slicing

5.1.1 Entwicklung einer graphischen Benutzungsoberfläche und Implementierung des spezifizierten Arbeitsablaufes in einen prototypischen Softwaresystem

Ziel der Entwicklung des Softwaresystems PoreDesign ist es, den gesamten Ablauf von der Datenvorbereitung über der computergestützten Simulation, Design und Fertigung gradierter zellulärer Strukturen unter der Verwendung einer einfachen graphischen Benutzungsoberfläche durchführen zu können.

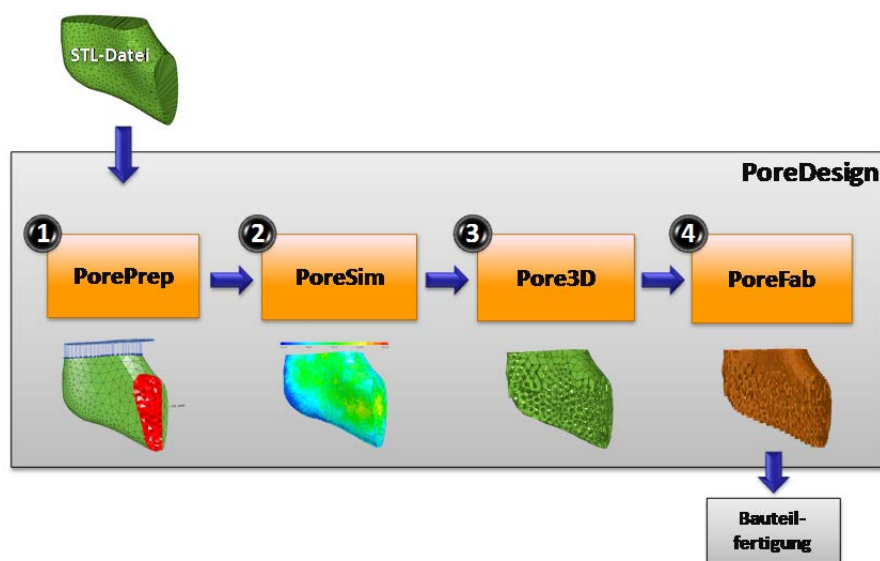


Abb. 22: Arbeitsschritte zur Erzeugung und Fertigung gradierter zellulärer Strukturen mit der Software PoreDesign

Der Anwender soll dabei so gut es geht bei der Durchführung seiner Arbeiten durch die Verwendung anwendungsspezifischer Werkzeuge und Funktionen unterstützt werden. Die entwickelte Oberfläche folgt den in AP 1.2 spezifizierten Arbeitsschritten:

- PorePrep: Datenvorbereitung zur Durchführung der MPTO-Optimierung
- PoreSim: Funktionen der MPTO-Optimierung
- PorePrep: Erzeugung gradierter Strukturen
- PoreFab: Bauteilvorbereitung für die Herstellung auf additiven Fertigungssystemen

Die einzelnen Schritte müssen vom Benutzer nacheinander durchlaufen werden. So kann beispielsweise die Erzeugung der gradierten Strukturen erst gestartet werden, wenn Ergebnisse einer MPTO-Optimierung vorliegen. Diese kann wiederum nur dann gestartet werden, wenn zuvor für ein Bauteil das Volumenmodell, der Lastfall und das Materialprofil für die MPTO-Optimierung definiert wurden. Die erste Implementierung wurde wie folgt umgesetzt:

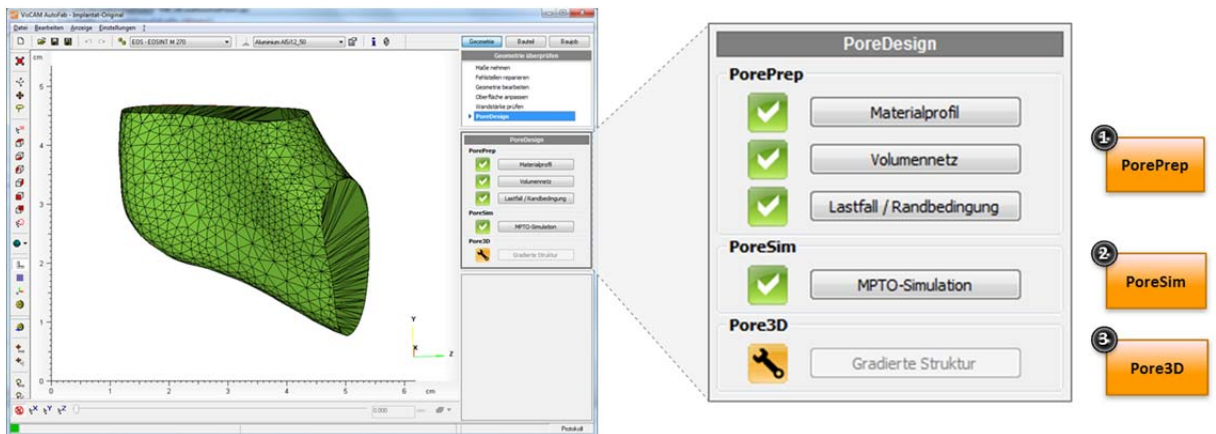


Abb. 23: Arbeitsschritte zur Erzeugung und Fertigung gradierter zellulärer Strukturen mit der Software PoreDesign

Bereits während den ersten praktischen Versuchen mit dem IFAM hat sich herausgestellt, dass die Reihenfolge der Vorbereitungsschritte nicht optimal ist. Die finale Version wurde wie folgt modifiziert:

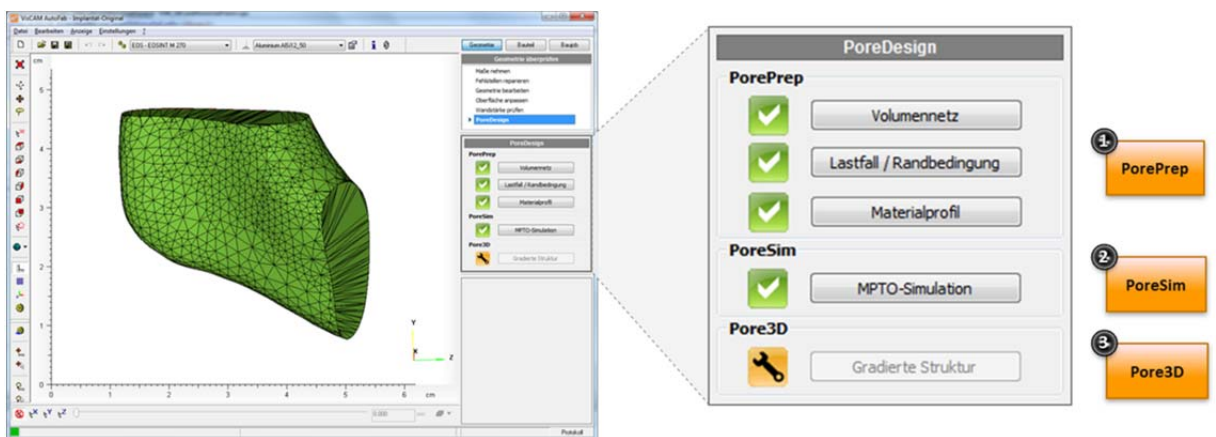


Abb. 24

Die vierte Funktion PoreFab wurde nicht in der Funktionsleiste untergebracht. Dies hat den Grund, dass die Software PoreDesign auf Basis der Software AutoFab aufgebaut ist und diese einen eigenen Funktionsbereich für die komplette Datenvorbereitung für additive Fertigungssysteme aufweist. Eine Umfrage bei verschiedenen Maschinenherstellern / -anwendern hat ergeben, dass diese keine Einschränkung der Funktionalität für die Datenvorbereitung für additive Fertigungssysteme haben wollen. Das Hauptargument war hier die Befürchtung, dass eine Vereinfachung ggf. den Zugriff auf wichtige Parameter verhindert, die für den erfolgreichen Bau auf eine additiv arbeitende Fertigungsanlage benötigt werden.

Sämtliche Schritte für einen kompletten Arbeitsdurchlauf wurden im Softwaresystem PoreDesign prototypisch integriert und implementiert. In der ersten Hälfte des Projekts lag der Fokus in der Erstellung eines Programmgerüsts, welches den spezifizierten Arbeitsablaufes bereits vollständig darstellen kann, jedoch noch nicht vollständig mit sämtlicher Funktionalität hinterfütert war und in der Konzeptionierung/Entwicklung der Lösungsansätze für die in den Arbeitspaketen A2 und A3 beschriebenen Aufgabenstellungen. In der zweiten Hälfte des Projekts lag der Fokus in der Über-

prüfung des spezifizierten Arbeitsablaufes und in der Verbesserung bzw. Implementierung sowie Validierung der in den Arbeitspaketen AP2 und AP3 entwickelten Lösungsansätze.

Ziel war es durch eine stark prozess-orientierte Vorgehensweise die Bedienung des Softwaresystems einfach zu gestalten. Die umgesetzte Lösung erlaubt es, die Anzahl der jeweiligen Optionen in den einzelnen Schritten für den Benutzer klein und damit übersichtlich und verständlich zu halten.

5.1.2 Entwicklung von interaktiven Werkzeugen zur Definition von Lastfällen

Die Eingabe von Lastfälle und Randbedingungen (wie Fixierungen) stellen eine wesentliche Anforderung dar, wenn auf zusätzliche Software verzichtet werden soll. Dazu wurden zusammen mit dem IFAM die notwendigen Typen von Lastfällen und Randbedingungen spezifiziert und implementiert.

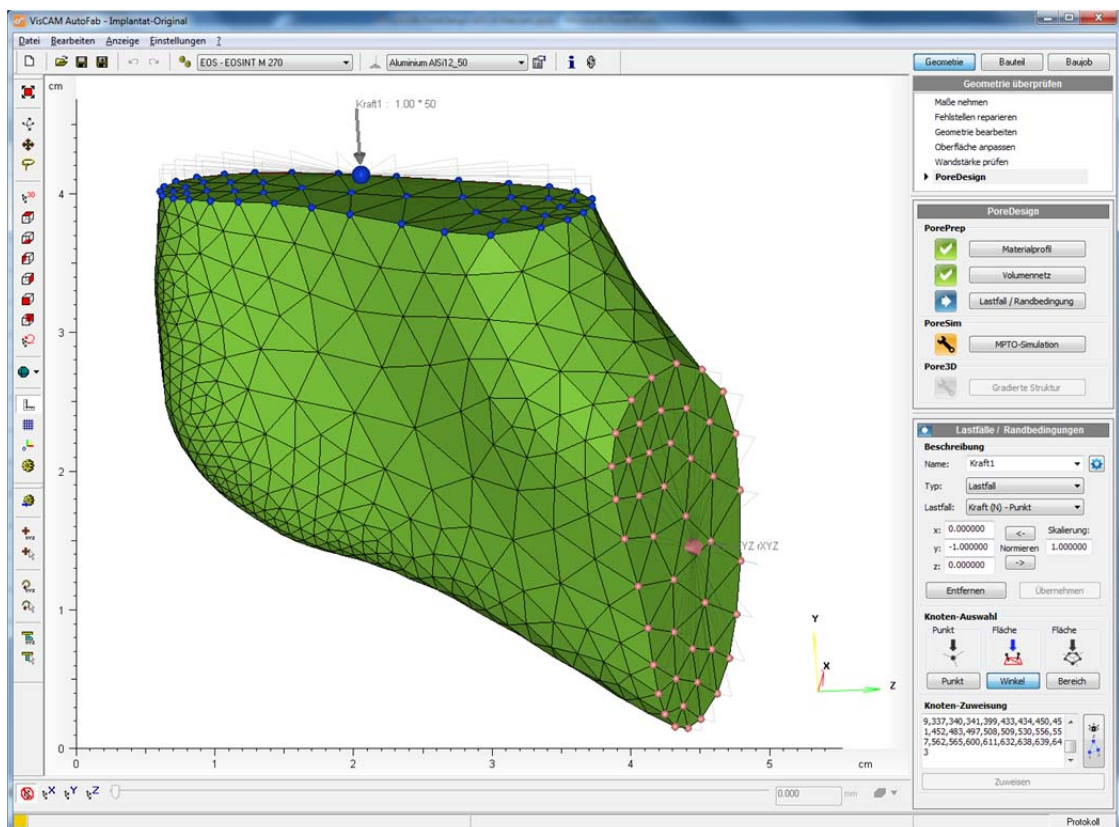


Abb. 25: Interaktive Eingabe von Lastfälle bzw. Randbedingungen in der Software PoreDesign

Insgesamt wurden die folgenden Möglichkeiten für die Eingabe von Lastfälle bzw. Randbedingungen im Softwareprototyp PoreDesign geschaffen:

1. Definition von Kräften und Fixierungen
2. Definition von Punkt- und Flächenlasten
3. Eingabe Name/Bezeichner der Last
4. Eingabe der Kraft (in N)
5. Festlegung der Lastrichtung
6. Aufteilen der Flächenlast auf seine Dreieckspunkte
7. Interaktive Knotenauswahl

8. Knotenauswahl über die interaktive Auswahl von Punkten oder Flächenbereichen
9. Knotenauswahl über Eingabe der Knotennummer

Besonderen Wert wurde auf die einfache Eingabe der Lastfälle bzw. Randbedingungen auf Basis von Dreiecksnetzen bzw. Tetraedernetzen gelegt. Hier weisen die klassischen Präprozessor-Systeme Schwächen auf und erzeugen dadurch zum Teil einen extremen manuellen Aufwand bei nicht technischen Flächensystemen.

Im Anhang wird ein Beispiel für die Datenverarbeitung des Szenarios „Sinterschale“ beschrieben, was die einfache Applikation der Lastfälle und Randbedingungen Schritt für Schritt erläutert.

5.1.3 Entwicklung von interaktiven Werkzeugen zur Definition und Auswahl von Materialien und Materialprofilen

Die Eingabe von Lastfälle und Randbedingungen (wie Fixierungen) stellen eine wesentliche Anforderung dar, wenn auf zusätzliche Software verzichtet werden soll. Dazu wurden zusammen mit dem IFAM die notwendigen Typen von Lastfällen und Randbedingungen spezifiziert und implementiert.

Ziel war es durch eine stark prozess-orientierte Vorgehensweise macht die Bedienung des Softwaresystems einfacher und erlaubt es, die Anzahl der jeweiligen Optionen in den einzelnen Schritten für den Benutzer klein und damit übersichtlich und verständlich zu halten.

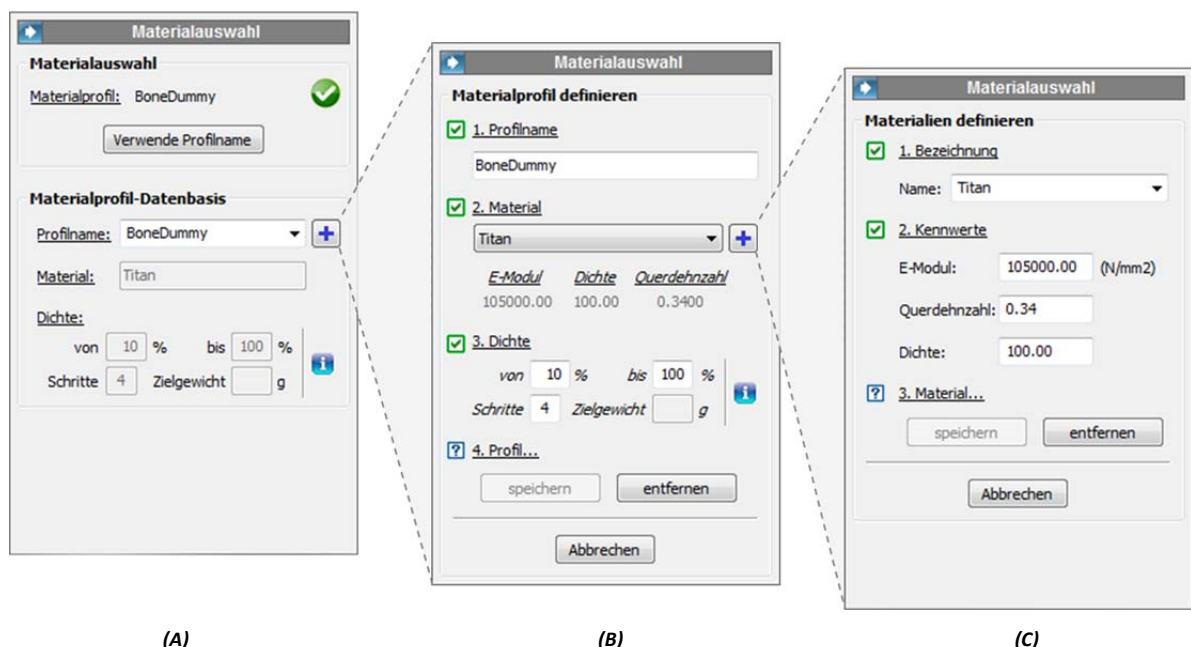


Abb. 26: Reduktion der Bedienoberfläche auf die für die einzelnen Schritte notwendigen Optionen am Beispiel der Auswahl eines (A) bzw. der Erstellung neuer Materialprofile (B) oder Materialien (C) für die MPTO-Optimierung

Der Anwender ist in der Lage dem zu simulierenden Bauteil ein Materialprofil zuzuordnen (A). Das Materialprofil enthält neben Angaben zu Materialkennwerten auch Informationen über die angestrebte Dichteverteilung (B). Ein neu erzeugtes Materialprofil kann gespeichert werden. Ein bestehendes kann angepasst oder gelöscht werden. Das gleiche gilt für die Definition von Materialien

und dessen Kennwerten (C). Die Anwendung des Szenarios Kieferimplantat hat gezeigt, dass der erste Ansatz zur Eingabe der Materialangaben noch nicht ausreichend war. Das Szenario besteht aus drei Teilen: Zwei Kieferteilen und einem Implantatteil. Für die Simulation ist es notwendig, den zwei Kieferteilen das Label „Frozen space“ und dem Implantat das Label „Design space“ zuzuordnen. Dazu wurde die Möglichkeit geschaffen für unterschiedliche Modelle unterschiedliche Parameterwerte einzugeben (A). Die finale Version wurde wie folgt gestaltet:

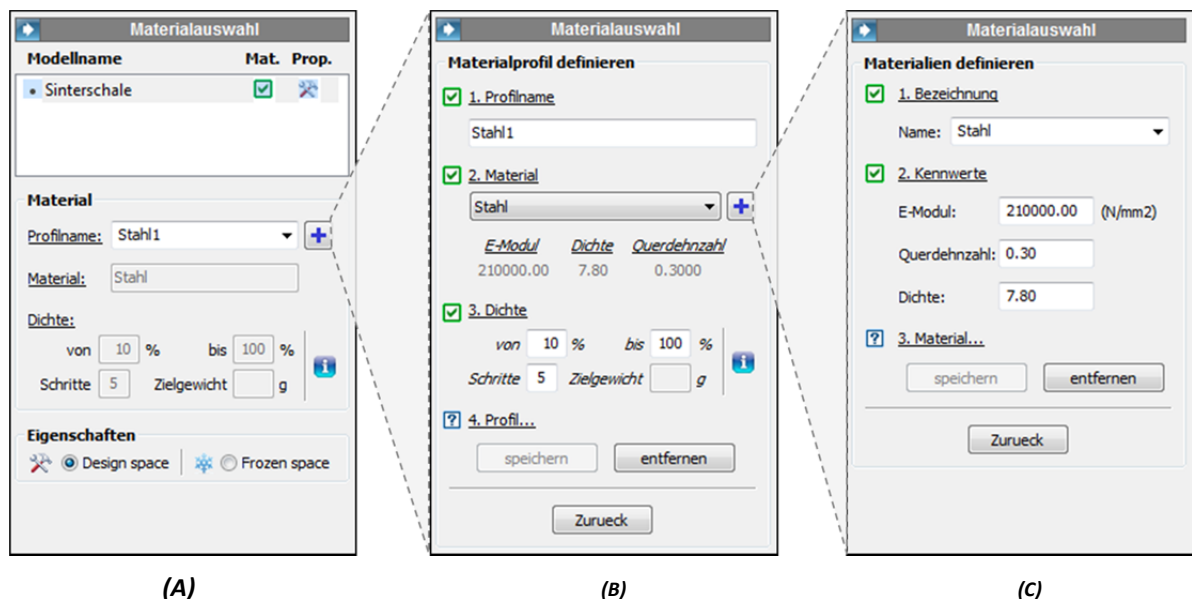


Abb. 27: Angepasste Oberfläche zur Handhabung des Szenarios „Kiefermodell“. Hiermit ist es möglich unterschiedlichen Bauteilen jeweils eigene Parametersätze zuzuordnen

5.1.4 Integration der Software MPTO

Nach Berechnung des Volumenmodells, Eingabe der Lastfälle und Randbedingungen sowie der Angabe des zu verwendenden Materialprofils sind alle Daten vorhanden, die für die MPTO-Simulation notwendig sind.

Die MPTO-Simulation wird von dem Programm mpto2013.exe durchgeführt, welches beim Projektpartner IFAM implementiert wurde. In der Benutzeroberfläche wurde die MPTO-Simulation im Abschnitt „PoreSim“ implementiert. Der Benutzer kann die Anzahl der Iterationsschritte eingeben und danach durch Drücken der Schaltfläche „Starte Simulation“ die MPTO-Berechnung starten:

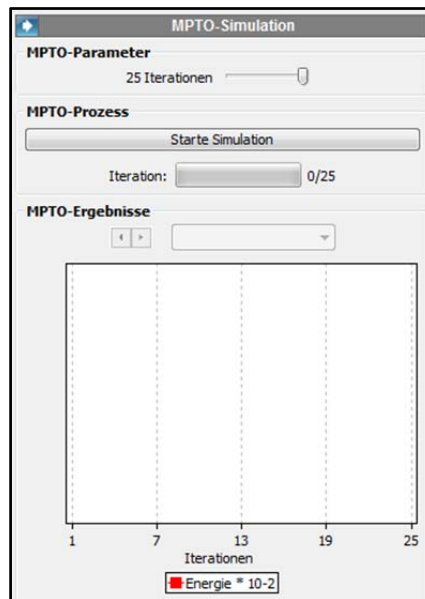


Abb. 28: Benutzeroberfläche zur Auswahl der Iterationsschritte

Das MPTO-Programm führt die eigentliche Simulation auf einem Rechner am IFAM-Institut durch. Alle notwendigen Operationen (wie der Datenaustausch über das Internet) wird von dem MPTO-Programm völlig transparent vom Benutzer durchgeführt:

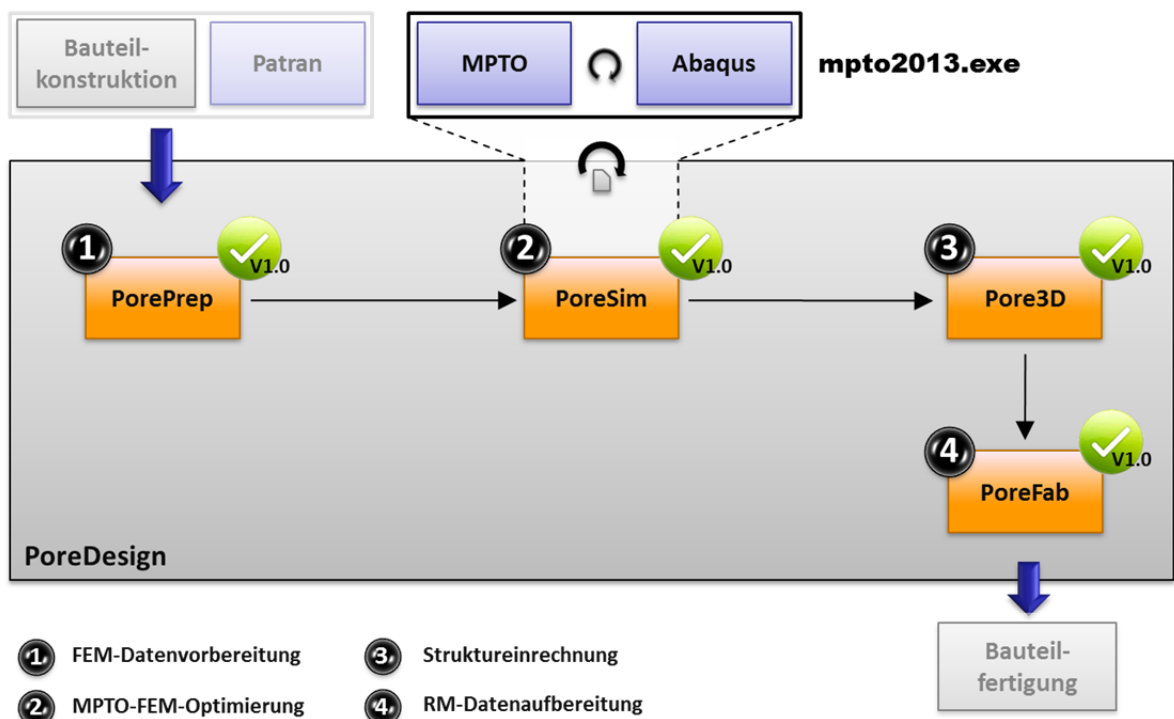


Abb. 29: Integration der vom Projektpartner IFAM entwickelten Software mpto2013.exe in das Programm PoreDesign

Die Ergebnisse der einzelnen Iterationsschritte werden von der Software PoreDesign eingeladen und auf das gegebene Volumenmodell gemappt und angezeigt. Das folgende Beispiel zeigt dies für

das Szenario „Kieferimplantat“:

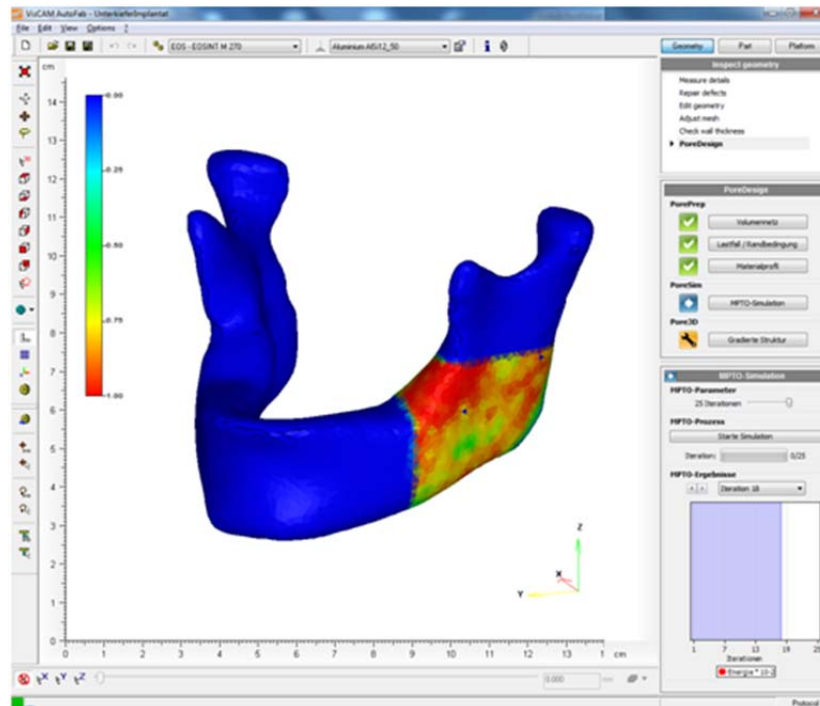


Abb. 30: Darstellung des Ergebnisses für die 25. Iteration der MPTO-Simulation am Beispiel des Szenarios „Kieferimplantat“

5.1.5 Integration der Software Pore3D

Die Berechnung der gradierten Struktur wird ebenfalls vom Projektpartner IFAM implementierten Programm mpto2013.exe durchgeführt. In der Benutzeroberfläche wurde diese Funktion im Abschnitt „Pore3D“ implementiert. Der Benutzer kann als Parameter die obere und untere Grenze der Gradierung angeben und so die Porengröße beeinflussen. Diese Möglichkeit erlaubt es dem Anwender die Porengröße so anzupassen, dass die Fertigungsrestriktionen des verwendeten additiven Herstellungsverfahrens berücksichtigt werden können:

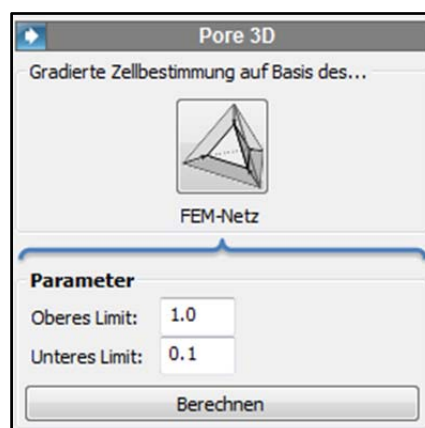


Abb. 31: Implementierung von Pore3D zur Generierung der gradierten Struktur

Das Programm Pore3D führt auf Basis des FEM-Netzes eine Gradierung des Bauteils vor, indem die Tetraeder entsprechend der von der MPTO-Simulation berechneten Dichte verkleinert werden. Die Verbindung benachbarter Tetraeder wird mittels Stegen aufrechterhalten. Das Volumen der Stege wird bei der Verkleinerung der Tetraeder entsprechend berücksichtigt. Als Ergebnis erhält der Anwender ein Dreiecksmodell, das direkt für die Datenaufbereitung für additive Fertigungsverfahren verwendet werden kann:

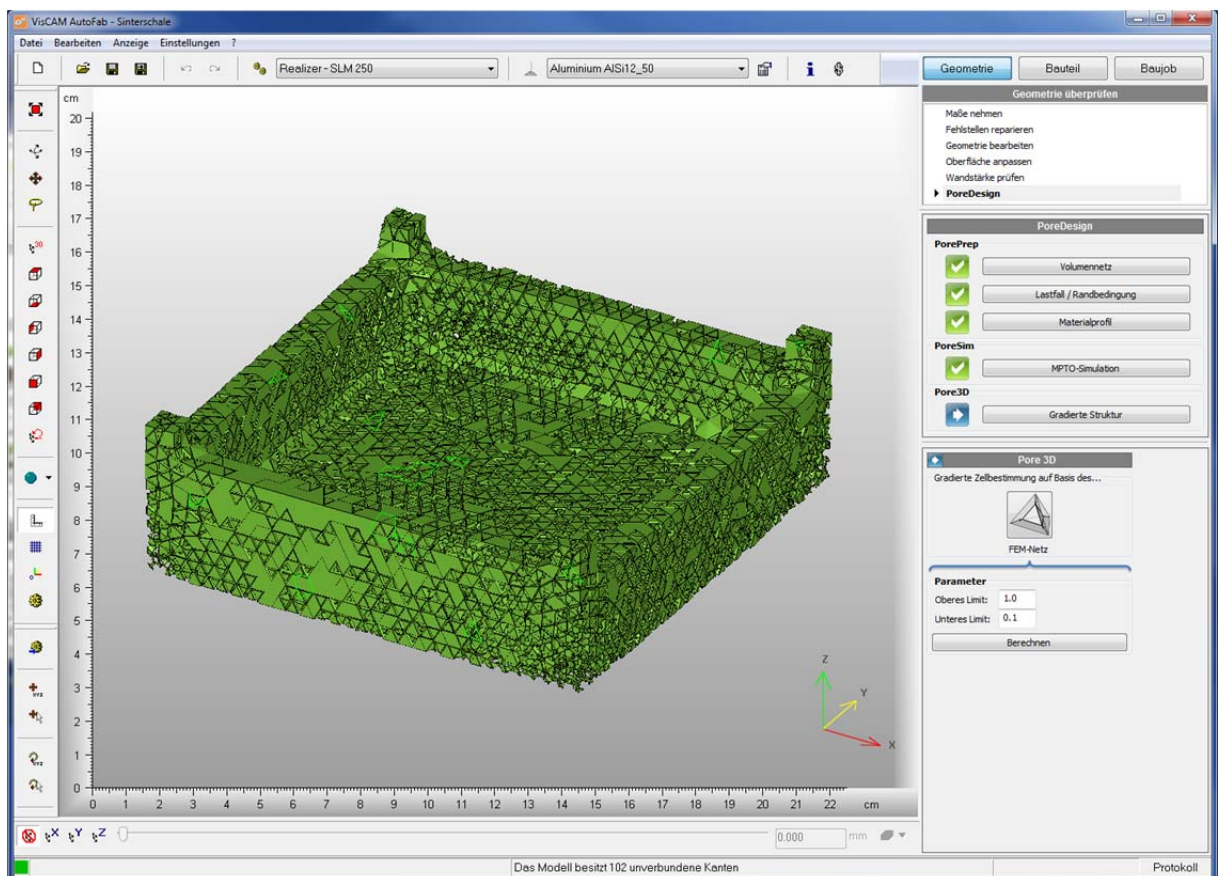


Abb. 32: Mittels Pore3D berechnete gradierte Struktur am Beispiel des Szenarios „Sinterschale“

6 Anwendung in den Szenarien Endoprothetik und Leichtbau (TA5)

6.1 Kieferimplantat aus Titan zur Behebung von Kontinuitätsdefekten

6.1.1 Motivation

Ein Verlust des Unterkiefers ist zumeist Folge einer malignen Tumorerkrankung im Kopf-Hals-Bereich, welche die sechsthäufigste Krebserkrankung darstellt. Weitere Gründe für einen Verlust des Unterkiefers können Traumata, Entzündungen oder Osteonekrosen sein, wobei insbesondere die bisphosphonat-induzierte Osteonekrose des Kieferknochens als unerwünschte Folge der Therapie von Knochenmetastasen und Osteoporose wegen ihrer weiten Verbreitung bedeutsam ist. Bedeutung für Kau-, Schluck- und Sprechfunktion sowie Ästhetik des Gesichtes stets mit einer erheblichen Einschränkung für den Patienten verbunden ist.

Neben osteoplastischen Verfahren (Knochenmuskelhautlappen) stellt die alloplastische Überbrückung des Defektes durch ein Rekonstruktionssystem eine wichtige Therapiealternative dar, besonders dann, wenn wegen der Schwere der Grunderkrankung eine Lappenplastik eine zu große Belastung für den Patienten zur Folge hätte.

Eigene, langjährige klinische Beobachtungen und Veröffentlichungen im internationalen Schrifttum, die über biomechanische Probleme wie Plattenfrakturen und Lockerungen der Osteosyntheseschrauben mit dem konsekutiven Verlust der Platten nach alloplastischem Ersatz berichten, bestätigen die relativ hohe biomechanisch bedingte Komplikationsrate von sogar bis zu 35%. Da diese Komplikationen für den Patienten stets einen weiteren chirurgischen Eingriff unter stationären Bedingungen nach sich ziehen, resultieren für ihn erneute Operationsrisiken, Schmerzen und vor allem Verlust an eigenverantwortlich bestimmter Lebenszeit. Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass diese Patienten in der Regel an einer fortgeschrittenen Tumorerkrankung leiden und eine schlechte Prognose aufweisen, wäre die Vermeidung dieser gravierenden Komplikationen durch das neue Plattensystem mit einer erheblichen Steigerung der Lebensqualität verbunden.

Im Rahmen des vorliegenden Verbundprojektes wurde die prinzipielle Machbarkeit der Herstellung von individualisierten, defektadaptierten Rekonstruktionssystemen aus Titan prozesskettenorientiert evaluiert.

6.1.2 Darstellung der Prozesskette

1. Im Rahmen eines chirurgischen Eingriffs unter stationären Bedingungen erfolgt zunächst die Kontinuitätsresektion des Unterkiefers und die simultane Überbrückung des Defektes durch eine konventionelle Rekonstruktionsplatte aus Titan. Diese Rekonstruktionsplatte wird mittels üblicher Osteosyntheseschrauben an den Unterkieferstümpfen befestigt.
2. Postoperativ erfolgt im Rahmen einer normalen computer-tomographischen Untersuchung des Unterkiefers die Erstellung eines Bilddatensatzes im DICOM-Format. Die Daten werden an den Implantat-Designer übermittelt.

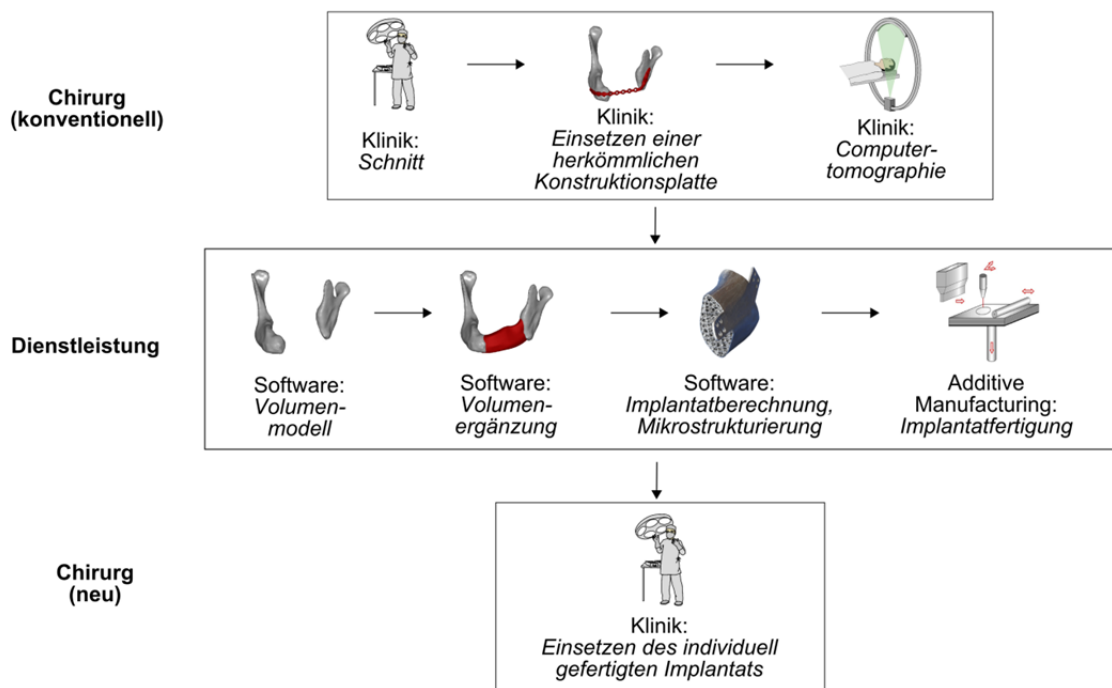


Abb. 33: Prozesskette zur Herstellung eines Kieferimplantats aus Titan zur Behebung von Kontinuitätsdefekten

3. Aus den CT-Daten wird ein 3-dimensionales Volumenmodell des Unterkiefers inkl. Kontinuitätsdefekt mit Hilfe der kommerziellen Software MIMICS (Materialise) generiert.
4. Im nächsten Schritt erfolgt eine Volumenergänzung des zu ersetzenden Unterkiefersegments mit einem im Rahmen des Vorhabens vom Fraunhofer IFAM entwickelten Programms. Das Geometriemodell der Ergänzung kann im kommerziellen CAD-Programm CATIA weiterverarbeitet werden, mit dem dann die Konstruktion des Implantates und der Befestigungen durchgeführt wird.
5. Für das Gesamtsystem Unterkiefer-Implantat werden biomechanisch physiologische Lastfälle modelliert sowie elastische Werkstoffkonstanten für das Knochen- und Implantatmaterial definiert. Es erfolgt eine Spannungsanalyse mit dem kommerziellen Finite-Elemente-Programm ABAQUS (Simulia).
6. Mittels des im Projekt entwickelten Programms PoreDesign wird nun das Computational Bone Remodelling durchgeführt und damit eine optimale Dichteverteilung für hohe Steifigkeit ermittelt. PoreDesign berechnet anschließend eine zelluläre Struktur die mit dem konventionellen Format STL weiterverarbeitet werden kann. Diese Daten werden an den Hersteller übermittelt.
7. Durch Electron Beam Melting (EBM) wird das zelluläre Implantat (Defektprothese) aus Titan hergestellt und an den Chirurgen versandt.
8. Im Rahmen eines erneuten chirurgischen Eingriffs unter stationären Bedingungen erfolgt zunächst die Explantation der konventionellen Rekonstruktionsplatte und die simultane Implantation der Defektprothese. Die Befestigung der Prothese an den Unterkieferstümpfen wird durch konventionelle Osteosyntheseschrauben durchgeführt.

Der Zeitraum zwischen 1. und 2. Operation sollte so kurz wie möglich sein, idealerweise 14 Tage, um eine narbenbedingte Dislokation der Unterkieferstümpfe zu verhindern.

6.1.3 Durchgeführte Arbeiten

Unter Invitro-Bedingungen wurde eine Kontinuitätsresektion am Schweinekiefer durchgeführt und der entstandene Effekt mittels einer konventionellen Rekonstruktionsplatte überbrückt.

Ein vom resektierten Schweinekiefer erstellter DICOM-Datensatz wurde dem Implantatdesigner übermittelt, der mit Design und Berechnung des Implantats fortfuhr.

Implantatdesign

Mit der kommerziellen Software MIMICS von Materialise konnten die Bilddaten in ein dreidimensionales Geometriemodell im stl-Format umgesetzt werden.

Stl2cad, ein Programm das im Laufe des Projektes am IFAM entwickelte wurde, überführte nun das Geometriemodell in einen Volumenkörper, der wiederum in Catia weiter bearbeitet wurde (Abb. 34). Es war somit möglich den resektierten Bereich nachzukonstruieren, der später durch das Implantat gefüllt wird. Außerdem konnten geeignete Anbindungsstellen zum Knochen konstruiert werden (Abb. 35).

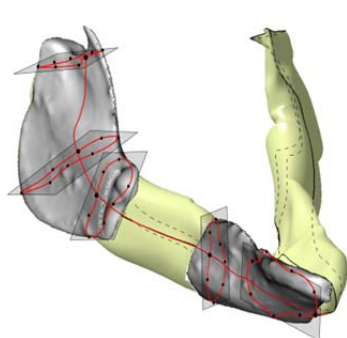


Abb. 34: Funktionsweise von stl2cad - Generieren von Schnittflächen (Splines), die in Catia eingelesen und in einen Volumenkörper überführt werden

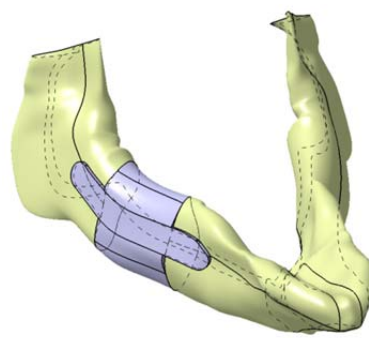


Abb. 35: Implantatdesign und Konstruktion in CATIA

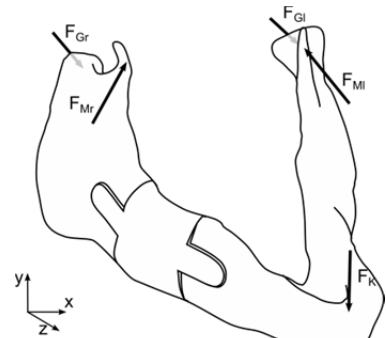


Abb. 36: Mechanische Belastung des Unterkiefers: Lagerung in x-y-z-Richtung im Gelenkkopf (F_{Gr} und F_{Gl}), Muskelkräfte am Kronenfortsatz (F_{Mr} und F_{Ml}), Kaukraft F_w am Schneidezahnbereich

Implantatberechnung

Zur Ermittlung der belastungsgerechten, schwammartigen Struktur wurde zunächst die Belastung beim Schneidezahnbiss modelliert (Abb. 36) und eine Spannungsanalyse durchgeführt. Der Schneidezahnbiss erwies sich nach einer Literaturrecherche und eigenen Untersuchungen als robustester Lastfall für den Unterkiefer.

Auf Grundlage der Spannungsanalyse erfolgte mit dem im Projekt entwickelten Programm PoreDesign eine Umverteilung verschieden dichter Materialien im Implantat mit dem Ziel der Erhöhung der Steifigkeit (Abb. 37).

Die Materialverteilung wurde mit dem Programm PoreDesign in eine gradierte Struktur übertragen (Abb. 38) und konnte als stl-file ausgegeben werden. Nach vorhergehender Absprache mit dem Fertigungsdienstleister wurden die Stege der gradierten Struktur so gestaltet, dass diese minimal

600 μm betragen. Zudem wurde darauf geachtet, dass die Poren groß genug sind, um überstehendes Pulver aus dem Bauteil entfernen zu können.

Eine nachträglich um die poröse Struktur konstruierte dünne Schicht, soll ein Scheuern des umliegenden Weichteilgewebes an den spitzen Strukturen des Metallschwammes verhindern. Die Bereiche, die mit dem angrenzenden Knochen in Interaktion stehen wurden bewusst offen gelassen. Zum einen dienen sie im Fertigungsprozess dazu, Pulver aus dem Implantat zu entfernen, zum anderen begünstigen sie ein Einwachsen des Knochens.

Die Daten im stl-Format wurden an den Hersteller übergeben.

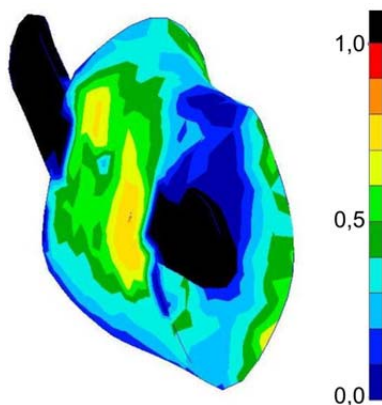


Abb. 37: Verteilung verschieden dichter Materialien im Implantat

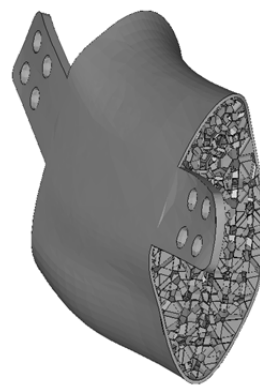


Abb. 38: Gradierte Struktur ermittelt aus der optimierten Materialverteilung im Implantat



Abb. 39: gefertigtes Implantat mit gradierte Struktur

Implantatfertigung

Für die Herstellung auf einer additiven Fertigungsanlage (hier eine EBM S12 Anlage von Arcam) werden die Daten zunächst auf Datenfehler überprüft und gegebenenfalls korrigiert. Anschließend wird eine Unterstützkonstruktion erstellt um Verzüge oder Verschiebungen am Bauteil während der Fertigung zu vermeiden. Die daraufhin erzeugten Schichtdaten des 3D Modells gelangen auf die Fertigungsanlage, worauf das Bauteil "gedruckt" wird. Nach dem Auspacken des Implantats, werden die Pulverreste und die Unterstützkonstruktion entfernt. Nach weiteren Qualitätsschritten (Maßkontrolle, Dokumentation, usw.) erfolgt der Versand zum Kunden, zum behandelnden Chirurgen.

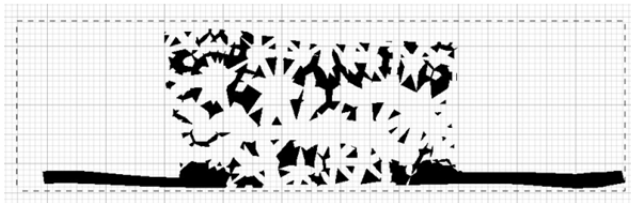


Abb. 40: Schichtdarstellung des Implantats bei der Fertigung

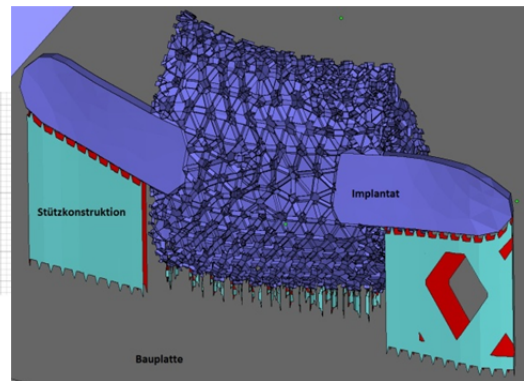


Abb. 41: Datenaufbereitung für die Fertigung

6.1.4 Zusammenfassung und Ausblick

Es konnte in diesem Arbeitspaket die prinzipielle Durchführbarkeit der Prozesskette zur Herstellung des individualisierten Implantates in einer sehr angemessenen Zeit bei suffizienter Passgenauigkeit unter in vitro-Bedingungen bestätigt werden.

- Tag 1 OP
- Tag 2 CT + Versand der DICOM-Daten
- Tag 3 Implantat-Konstruktion
- Tag 4 Modellierung und Berechnung
- Tag 5 Optimierung und zelluläres Design, Versand der STL-Daten
- Tag 6 Herstellung durch EBM
- Tag 7 Nachbearbeitung + Versand
- Tag 8 OP
- + 2 Tage Wochenende

Summe 10 Tage

Die Laufzeit von 10 Tagen entspricht den Erwartungen und ist für eine klinische Umsetzung geeignet.

Eine abschließende Beurteilung über die Eignung der vorgestellten Prozesskette zur defektadaptierten Implantatherstellung in der klinischen Anwendung kann aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht getroffen werden. Vielmehr erscheint es sinnvoll in weiterführenden zellbiologischen Untersuchungen die Eigenschaften der Implantate hinsichtlich optimaler Oberflächenbeschaffenheit in Bezug auf die Anlagerung von Weich- und Hartgeweben zu evaluieren. In tierexperimentellen Studien sollten auch die besonderen biomechanischen Anforderungen gerade unter kauphysiologischer Belastung simuliert validiert werden. Grundsätzlich kann aber von einer Eignung des entwickelten Implantates und des damit verbundenen Herstellungsverfahrens für den klinischen Betrieb ausgegangen.

6.2 Leichtbauradträger eines Racecars aus Aluminium

6.2.1 Einleitung

In der ersten Hälfte der Projektlaufzeit wurde der Fokus hauptsächlich auf das Feingießen von Titanlegierungen, also auf das „Kieferchirurgie“-Szenario, gelegt. Die gießtechnische Herstellung der Bauteile aus Titan bzw. Titan-Legierungen stellt eine große Herausforderung dar, da alle kommerziell verfügbaren biomedizinischen Legierungen Knetlegierungen sind und ihre Verarbeitung im Feingießprozess spezielle Gießtechniken erfordert. Die Verarbeitung der Titanlegierungen zur Herstellung von zellularen Strukturen wird zusätzlich durch den Fakt erschwert, dass diese Legierungen eine geringe Wärmekapazität aufweisen und damit die traditionelle Speisertechnik zum Ausgleich des Volumendefizits während der Erstarrung nur bedingt angewendet werden kann. Im Rahmen des Projekts wurde versucht, durch eine optimierte Auslegung der Anschnittsysteme, Anpassung der Anlagenparameter, angepasste Formstoffe und Prozesstemperaturen eine vollständig gefüllte zellulare Struktur zu realisieren. Dies ist allerdings nur bedingt gelungen. Eine fehlerfreie Herstellung der im Vorhaben angestrebten geringen Steg- und Porendurchmesser der Kieferendoprothese konnte mit der Ti6Al7Nb nicht realisiert werden. Aus diesem Grunde wurde nach Absprache mit allen Projektpartnern und der Förderinstitution in der weiteren Forschungsarbeit das „Leichtbau“-Szenario verfolgt.

Für die Realisierung des Leichtbauszenarios wurde ein Radträger des Formula Student Teams der RWTH Aachen ausgewählt, welcher derzeit in dem RWTH Racecar verbaut ist. Die CAD-Datei des Radträgers wurde mittels der MPTO-Methode von IFAM Bremen hinsichtlich Bauteilsteifigkeit und -gewicht optimiert, wobei die Einstellung der Stegdicken und Porengrößen am Gießerei-Institut der RWTH Aachen mit Hilfe der Software Pore3D (IFAM Bremen) durchgeführt wurde. Um einen zu gravierenden Steifigkeitsverlust des Bauteils zu vermeiden, sollten maximalbelastete Bauteilelemente nur geringfügig geschrumpft bzw. mechanisch hoch belastete Bauteilbereiche nur mit einer geringen Porosität ausgelegt werden. Im Gegensatz dazu dürften minimalbelastete Bauteilbereiche mit einer hohen Porosität versehen werden, um infolge der zellularen Struktur Gewicht einzusparen. Da im Feingussverfahren keine geschlossen-porige sondern nur offen-porige Strukturen realisiert werden können, muss das optimierte Bauteil zur Oberfläche hin immer einen gewissen Anteil an offener Porosität aufweisen, damit das Gießmodell von dem Formstoff infiltriert werden kann. Praktische Versuche zeigten, dass eine gießfähige Radträgergeometrie erst ab einer Schrumpfung der maximalbelasteten Elemente um ca. 50 % und der minimalbelasteten Elemente um ca. 70 % erreicht werden kann.

6.2.2 Material und Methoden

Die Verarbeitung des geprototypen zellular gradierten Modells erfolgte mittels des Blockformgießverfahrens, dessen wichtigste Prozessschritte in Abb. 42 dargestellt sind.

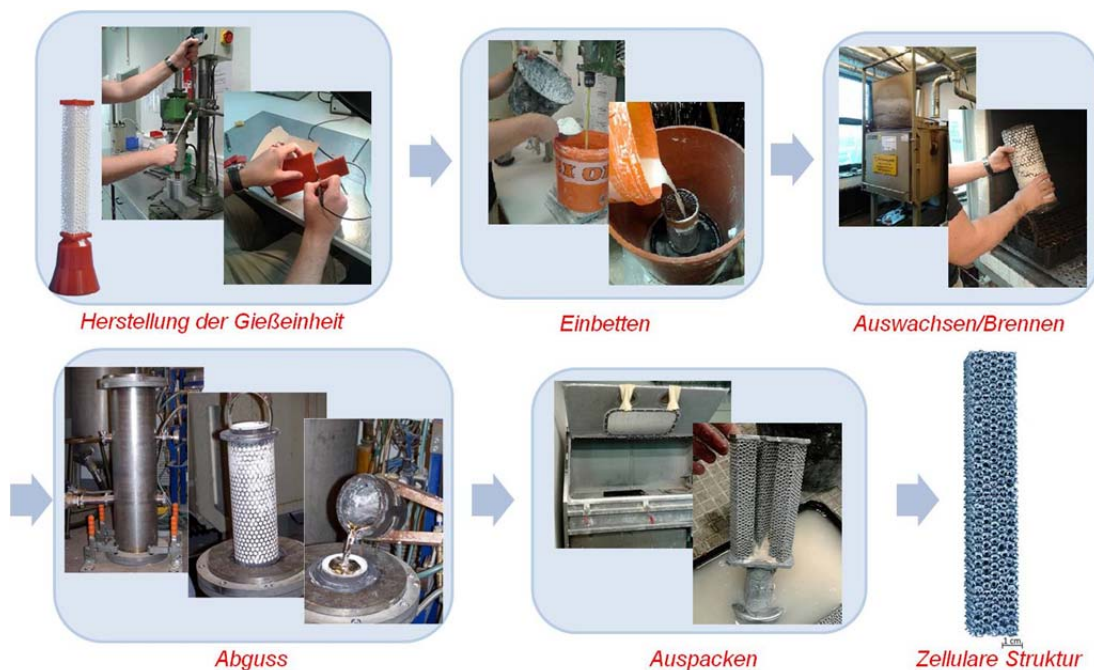


Abb. 42: Herstellung gradierter zellulärer Strukturen im Blockformgießverfahren

Zu Beginn des Prozesses wurde ein Aufbau hergestellt, wofür ein geprototypes Kunststoffmodell (z.B. Drei-Punkt-Biegeprobe- oder Radträgermodell) mit dem Anschnittsystem, dessen Elemente in der Regel aus Wachs gespritzt werden, zusammengeklebt wurde. Für die Modellherstellung stehen unterschiedliche Rapid-Prototyping-Verfahren zur Verfügung, wobei sich allerdings nur wenige für die Produktion von zellular gradierten Strukturen eignen. Analog zur Herstellung von zellularen offen-porigen Strukturen im Feingussprozess hängt die mittels RP-Verfahren realisierbare Geometrie-Komplexität des Modells von der Restriktion ab, weil das Stützmaterial nach der Fertigung aus der zellularen Struktur entfernt werden muss. Daher kann nicht jede beliebige Strukturfeinheit bzw. Poren- und Steggröße mittels RP-Verfahren abgebildet werden. Für die Herstellung des zellularen Radträgers des Formula Student Teams der RWTH Aachen wurde ein Modell aus Polyamid 12 (PA12) verwendet, das mittels selektiven Lasersinterns von der Fa. FIT GmbH angefertigt wurde. Das Gießmodell samt Anschnittsystem wurde in eine Stahlhülse eingesetzt und in dem für Aluminiumlegierungen geeigneten Formstoff Goldstar XXX eingebettet, welcher zuvor gemäß den Herstellerangaben mit Wasser vermischt wurde. Nach dem Abbinden und Trocknen des Formstoffs wurde die Blockform in einem Ofen zum Auswachsen und Brennen platziert und nach dem Brennvorgang die für den Abguss benötigte Formtemperatur eingestellt. Das Gießen der zellularen Strukturen erfolgte im Differenzdruckgießverfahren, um die Formfüllung der Schwammstruktur zu unterstützen. Die verwendete AlSi7Mg0.3 Schmelze wurde mit AlTi5B1 korngefeint, mit AlSr10 veredelt und mit Argon 4.6 entgast, um einen Wasserstoffindex von unter 1,5% einzustellen. Nach dem Abguss und Abkühlen wurde das Gussstück mittels Wasser und kommerziell verfügbarem Gipslöser ausgepackt.

6.2.3 Evaluierung und Optimierung der Bauteilherstellung

Die gießtechnische Herstellung eines zellular gradierten Radträgers für das Racecar des Formula Student Teams der RWTH Aachen war mit gewissen Herausforderungen verbunden. Die Qualität des gegossenen Radträgers wird dabei sowohl durch das verwendete Modellmaterial als auch durch die Modellgeometrie, das Gießsystem und die Einstellung der Gießparameter bestimmt.

Im Feinguss werden üblicherweise Wachse verarbeitet, welche sich rückstandslos aus der Form entfernen lassen und damit die Oberflächenbeschaffenheit oder Mikrostruktur des Bauteils nicht durch Restasche beeinflussen. Kunststoffmodelle können einen hohen Restaschegehalt und ein ungünstiges Ausdehnverhalten beim Brennvorgang aufweisen. Restasche kann zu Oberflächenfehlern und zu einer unvollständigen Füllung von Stegen einer zellularen Struktur führen. Ein ungünstiges Ausdehnverhalten kann zur Rissbildung und/oder Formspaltung führen, womit es zu einem Auslaufen der Form während des Abgusses kommt. Jedoch weisen Modelle aus Kunststoff eine sehr viel höhere Stabilität als Wachsmodelle auf, welche infolge ihrer geringen Festigkeit nicht für die Herstellung von zellularen Strukturen geeignet sind, da diese schon infolge des Eigengewichts des Modells zerstört werden würden. Deshalb wurde das Modellmaterial PA12 verwendet und in ausführlichen Untersuchungen auf seine Eignung für den Feinguss und im speziellen für die Herstellung eines zellularen Radträgers geprüft.

Obwohl das Material PA12 im Vergleich zu den anderen Modellmaterialien einen relativ hohen Restaschegehalt von ca. 1 Gew.-% aufweist (Tabelle 1), hatte sich keines der Alternativmaterialien für eine weitere Verwendung für das zellulare Radträgermodell angeboten: Entweder konnte mit diesen Materialien die geforderte Strukturfeinheit nicht realisiert werden oder deren Anwendung wäre mit hohen Modellherstellungskosten verbunden.

Tab. 4: Restaschegehalt der untersuchten Modellmaterialien in Gew.-% (Namen laut Hersteller), ermittelt gemäß VDG-Merkblatt 9.100

Restaschegehalt, %								
PMMA	Wachs	WIC300	PIC100	WIC 300A	MA1	MA2	EC500	PA12
0,02	-----	0,06	ca. 0,15-0,17	0,11	0,12	0,12	0,07	0,99

Zur Beurteilung des Restascheeinflusses des PA12 auf die Oberflächenbeschaffenheit wurden stereomikroskopischen Aufnahmen von korngefeinten und nicht korngefeinten AlSi7Mg0.3 zellulargradierten 3-Punkt-Biegeproben analysiert. Es wurde festgestellt, dass die Stege im Gießtrichterbereich mehr mit Poren versehen waren und schlechter abgebildet wurden als in anderen Bereichen der Probe (Abb. 43). Die Ursache dafür könnte die während der Formfüllung aufsteigende Restasche sein, die sich in den winkelartigen Kavitäten der Struktur absetzt und damit zu einer fehlerhaften Abbildung der Oberfläche führt. Licht- und rasterelektronmikroskopische Untersuchungen der Proben zeigten, dass für die verwendete Legierung untypische Einschlüsse in verschiedenen Bereichen der Proben vorlagen (Abb. 43). Diese Einschlüsse wiesen überwiegend eine braune Farbe und eine flockige oder rechteckige Form auf. Anhand von energiedispersiver Röntgenspektroskopie (EDX) konnte bestätigt werden, dass diese Einschlüsse auf Restasche zurückgeführt werden können (Abb. 43).

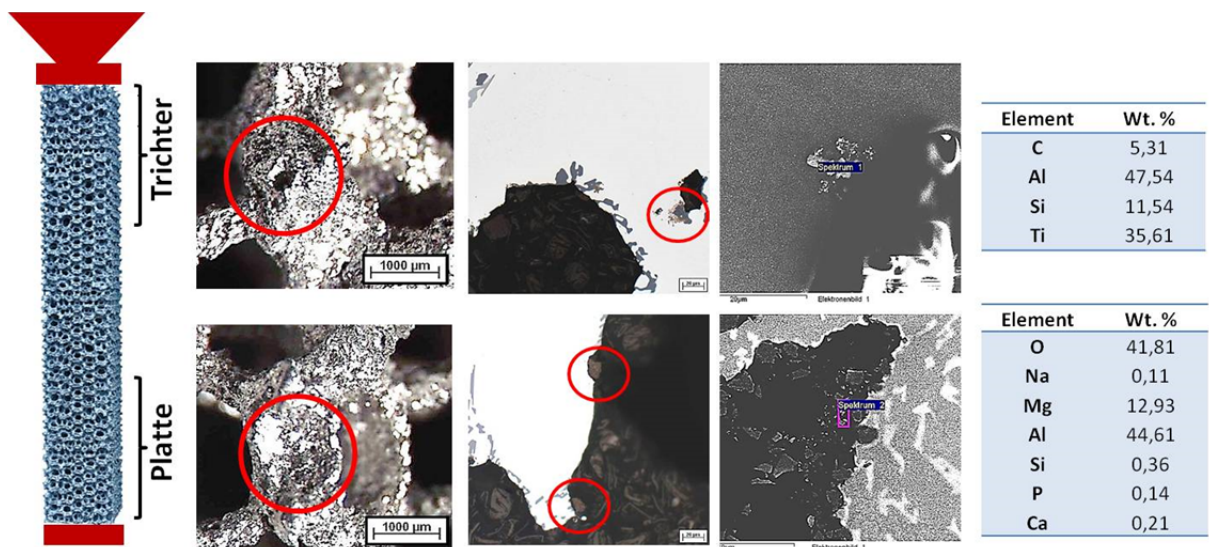


Abb. 43: Stereo-, licht- und rasterelektronmikroskopische Aufnahmen (von links nach rechts) der 3-Punkt-Biegeprobe im Trichter- und Plattenbereich

Um den Einfluss dieser untypischen Einschlüsse auf die mechanische Eigenschaften von gegossenen zellularen Strukturen beurteilen zu können, wurden zudem 3-Punkt-Biegeproben mittels lasergesinterten PMMA-Modellen hergestellt, welche sich durch einen sehr geringen Restaschegehalt auszeichnen (Tab. 4), und die Gussproben im 3-Punkt-Biegeversuch geprüft. Zusätzlich konnte anhand der 3-Punkt-Biegeprüfungen der generelle Einfluss einer Wärmebehandlung (Lösungsglügen: 535 °C/10 h; Abschrecken: 20 °C/ Wasser, Warmauslagern: 165 °C/8 h), einer gradierten bzw. einer zufälligen Dichteverteilung innerhalb der Probe, sowie gradiertter Porosität, die durch unterschiedlich starke Schrumpfung der Elemente eingestellt wird, auf die Änderung des E-Moduls der 3-Punkt-Biegeproben beurteilt werden.

In Abb. 44 sind einige Ergebnisse der Elastizitätsmodulmessungen von 3P-Biegeproben dargestellt. Die Buchstaben am Anfang der Bezeichnung deuten auf das verwendete Modellmaterial (PA für PA12, PM für PMMA). Durch die Ziffern 25 oder 01 wird eingegeben, ob die Probe hinsichtlich ihrer Dichteverteilung optimiert wurde oder nicht (25 = ja; 01 = nein). Die mittels MPTO-Verfahren erreichten unterschiedlichen Dichten werden mittels Pore3D in entsprechende Porositäten umgewandelt. Hierzu werden Finite-Elemente des Bauteils mit hoher Dichte geringfügig und mit niedriger Dichte stark geschrumpft. Bei der Schrumpfung werden die Kantenlängen der Elemente des Bauteils um einen vorgegebenen Maß verkleinert, wodurch eine gradierte Porosität eingestellt wird. In der Probenbezeichnung findet sich die vorgenommene Schrumpfung in den letzten zwei Zahlen wieder. Die erste davon gibt die Enddichte der maximalbelasteten Elemente an und die letzte entsprechend die Enddichte der minimalbelasteten.

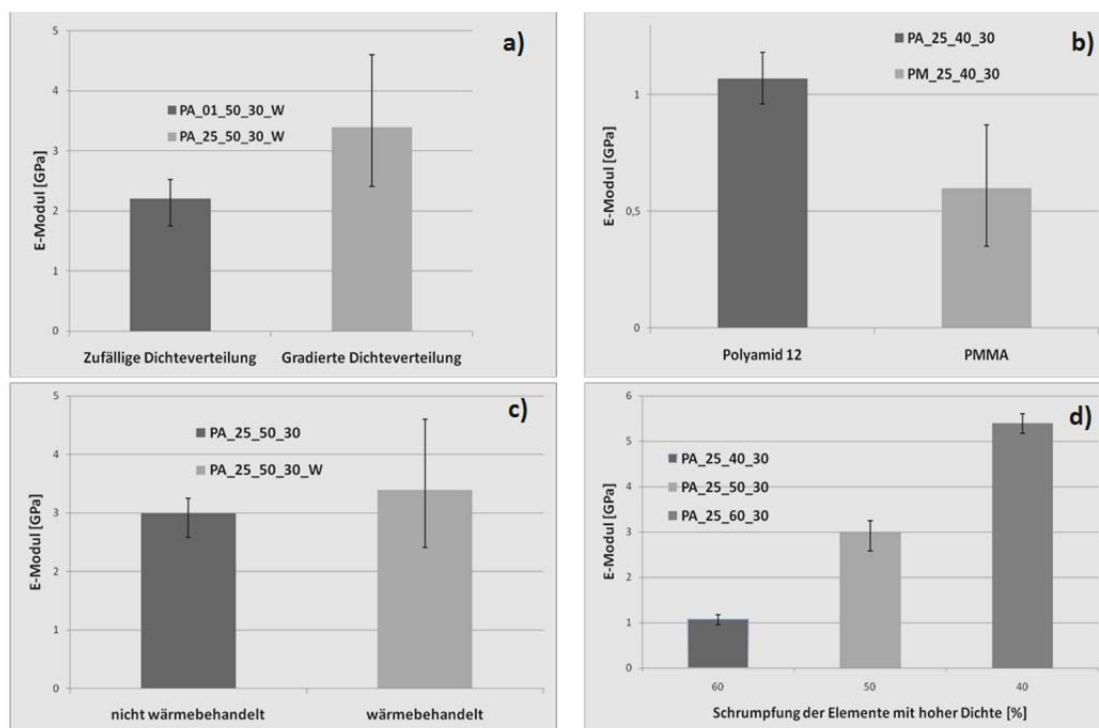


Abb. 44: Änderung des E-Moduls der 3-Punkt-Biegeproben in Abhängigkeit von
 a) Dichteverteilung; b) Modellmaterial; c) Wärmebehandlung; d) gradierter Porosität (bzw. unterschiedlicher Schrumpfung von maximalbelasteten Elementen)

Anhand der Ergebnisse konnte gezeigt werden, dass eine gradierte Dichteverteilung zur Erhöhung der E-Moduls der 3-Punkt-Biegeproben führt (Abb.44 a). Die gradierte Porosität, die durch die unterschiedliche Schrumpfung von maximalbelasteten Elementen erreicht wurde, hatte ebenso eine Änderung der E-Moduls der Proben zur Folge (Abb. 44 d). Eine Wärmebehandlung hat einen geringfügigen Einfluss auf die Änderung der E-Moduls der 3-Punkt-Biegeproben ausgeübt (Abb. 44 c). Das eigentliche Ziel der Wärmebehandlung war, die Untersuchungsbedingungen von zellularen und massiven 3-Punkt-Biegeproben mit gleichen Abmessungen anzugleichen, da sie unter unterschiedlichen Gießbedingungen hergestellt wurden. Dabei wurden auch zellulare wärmebehandelten und nicht wärmebehandelte Proben gleicher Geometrie miteinander verglichen.

Bezüglich des Modellmaterialeinflusses auf die Änderung des E-Moduls wurde festgestellt, dass 3-Punkt-Biegeproben, bei denen PA12 als Modellmaterial verwendet wurde, ein höheres E-Modul aufweisen (Abb. 44 b). Dieses Ergebnis war zunächst nicht zu erwarten, da eine Schwächung der Mikrostruktur infolge des erhöhten PA12-Restaschegehalts vermutet wurde. Jedoch besteht die Möglichkeit, dass durch die Restasche Porosität in den Stegen vorliegt, welche auch als sekundäre Porosität bezeichnet werden kann, welche den E-Modul tatsächlich erhöht, wie H. Cheng et al. mittels Simulation des Verformungsverhaltens von Schwämmen mit sekundärer Porosität aufzeigen konnten [H. Cheng, F. Han, J. Wang, Q. Wang; Effect of pore combination on the mechanical properties of an open cell aluminum foam; Materials Science and Engineering: A, Volume 283, Issues 1-2, pages 105-110 (2000)]. Eine weitere Möglichkeit für den erhöhten E-Modul könnte eine geringfügige Abweichung in der Stegdicke von den PA12 Modellen darstellen. Diese Tatsache könnte das Ergebnis der 3-Punkt-Biegeversuche ebenfalls beeinflusst haben, muss jedoch noch genauer untersucht werden.

Die Ergebnisse zeigen auf, dass sich das Modellmaterial PA12 für die Herstellung des Modells für den Radträger bzw. für den Feingießprozess zum Abguss des Radträgers eignet.

Allerdings ist bei der Herstellung eines Radträgers als Demonstratorbauteil eine Herausforderung aufgetreten, die auf das eingesetzte Modellmaterial PA12 zurückzuführen war. Bedingt durch größere Abmessungen verglichen mit den 3-Punkt-Biegeproben und demzufolge größeren Modellmaterialmengen (hier 300 g) ist es während des Ausbrennvorgangs zur Bildung hoher Mengen von leicht entzündlichen Gasen gekommen. Ihre Verbrennung fand zum Teil innerhalb der Blockform statt, was zu Zerstörung der Stege im oberen Bereich der Form geführt hat. So war nach dem Abguss im oberen Bereich des Radträgers keine zelluläre Struktur mehr zu finden (Abb. 45).

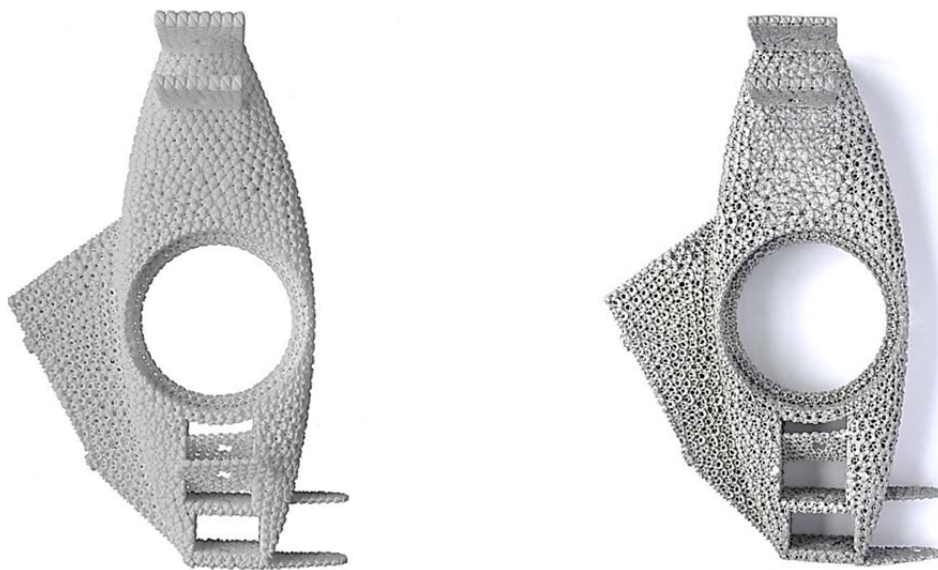


Abb. 45: Radträgermodell aus PA12 (links) und das abgegossene Bauteil, in dem keine zelluläre Struktur im oberen Bereich zu finden ist (rechts)

Durch Optimierung der Temperaturführung während des Brennvorgangs konnte aber die Zerstörung der Struktur vermieden werden und ein nahezu fehlerfreies Bauteil abgegossen werden.

Wie bereits erwähnt wurde, wird die Gussqualität des Radträgers nicht nur durch das Modellmaterial sondern auch durch dessen Geometrie und vor allem das verwendete Gießsystem und die Einstellung der Gießparameter beeinflusst. Die Radträgergeometrie des Racecars weist sowohl eine zelluläre Struktur als auch massive Bereiche u.a. für die Anbringung an der Karosserie auf, was die Festlegung der Gießparametereinstellung besonders erschwert (Abb. 46).

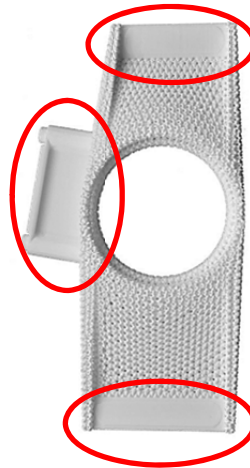


Abb. 46: Topologieoptimiertes Radträgermodell des Racecars des RWTH Aachen Formula Student Teams

Die Anwesenheit dieser Bereiche erforderte entweder eine Optimierung der Form- und Gießtemperaturen oder die Anpassung des Gießsystems für die Realisierung einer hohen Bauteilqualität. Für die Formfüllung der dünnen Stegstrukturen müssen hohe Form- und Gießtemperaturen vorliegen, welche jedoch in den massiven Bereich zu einer geringen Abkühlrate und damit zu der Seigerung von Legierungselementen in der Schmelze führt. Diese Seigerungen wiederum führen zu einer sogenannten konstitutionellen Unterkühlung, aus welcher eine ungünstige Erstarrungsmorphologie resultiert, welche eine Verminderung der gießtechnologischen Eigenschaften, wie z.B. das Speisungsvermögen, bedingt. Neben einem verminderten Speisungsvermögen führt eine hohe Gießtemperatur zudem zu einer erhöhten Flüssigkontraktion der Schmelze während der Abkühlung, wodurch der Speisungsbedarf der massiven Bauteile erhöht wird. Ein vermindertes Speisungsvermögen sowie ein erhöhter Speisungsbedarf führen zu Lunker und Porosität im Bauteil.

Zur Lösung dieser Aufgabe wurde deshalb eine Optimierung des Gießsystems durchgeführt. Dafür wurden Speiser im Trichterbereich und seitlich an einer Befestigung platziert, Lunkerpulver verwendet und Isolierwatte an der äußeren Seite der Hülse eingebracht, um eine Speisung der Bauteilbereiche zu unterstützen. Außerdem wurde die Formtemperatur geringfügig optimiert. Abb. 47 stellt einen Überblick über die verschiedenen Maßnahmen und deren Effekte dar. Mit dem vollständig optimierten Gießsystem und den angepassten Gießparametern konnte ein nahezu fehlerfreier Radträger hergestellt werden.

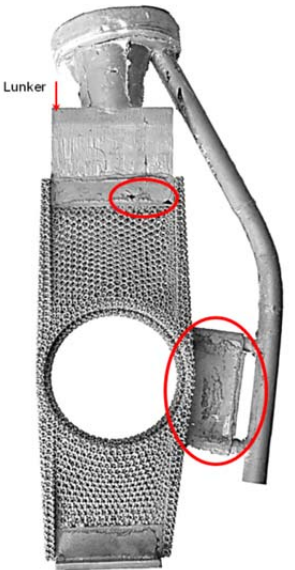
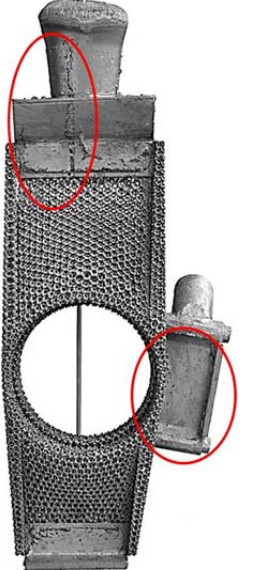


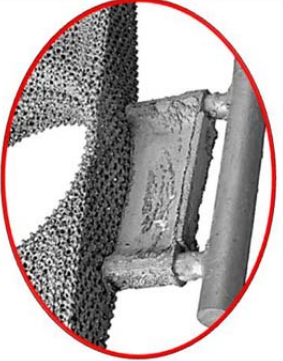
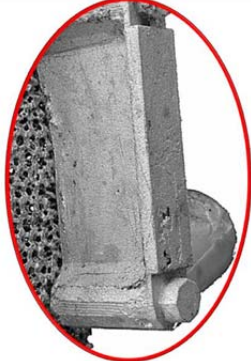


<ul style="list-style-type: none"> • Speiser im Trichterbereich und an der Seite • $T_{\text{Gieß}} = \text{ca. } 735 \text{ } ^\circ\text{C}$ • $T_{\text{Form}} = 720 \text{ } ^\circ\text{C}$ 	<ul style="list-style-type: none"> • Speiser im Trichterbereich und an der seitlichen Befestigung • $T_{\text{Gieß}} = \text{ca. } 735 \text{ } ^\circ\text{C}$ • $T_{\text{Form}} = 670 \text{ } ^\circ\text{C}$ • Lunkerpulver im Trichterbereich 	<ul style="list-style-type: none"> • Speiser im Trichterbereich und an der seitlichen Befestigung • $T_{\text{Gieß}} = \text{ca. } 730 \text{ } ^\circ\text{C}$ • $T_{\text{Form}} = 670 \text{ } ^\circ\text{C}$ • Lunkerpulver im Trichterbereich und Isolierwatte an äußerer Seite der Hülse im Befestigungsbereich 	<ul style="list-style-type: none"> • Speiser im Trichterbereich und an der seitlichen Befestigung • $T_{\text{Gieß}} = \text{ca. } 720 \text{ } ^\circ\text{C}$ • $T_{\text{Form}} = 670 \text{ } ^\circ\text{C}$ • Lunkerpulver im Trichterbereich und Isolierwatte an äußerer Seite der Hülse im Speiserbereich • Kühlkanäle in der Form an der Seite der Befestigung/ Abkühlung durch Druckluft
			
			

Abb. 47: Optimierung des Radträgerabgusses (Verbesserung von links nach rechts)

6.2.4 Einbau und Funktion des zellular gradierten Radträgers

Der Einbau des Radträgers fand in der Werkstatt des Formula Student Teams der RWTH Aachen statt. Der topologieoptimierte Radträger wurde an der Hinterachse des Wagens verbaut. In Abb. 48 a sind das Racecar und der zellular gradierte Radträger dargestellt.



Abb. 48: Einbau des zellular gradierten Radträgers

Zuerst wurde der nicht topologieoptimierte Radträger gleicher Geometrie ausgebaut (Abb. 48 b). Danach wurden Lager in die Lagerflächen vom zellular gradierten Radträger platziert und mit der Radnabe verschraubt (Abb. 48 c). Als nächstes wurden der Radträger mit Querlenker und die Antriebswelle mit Radnabe verbunden (Abb. 48 d, e). Im Anschluss wurden Bremsattel an dem Radträger befestigt und das Rad angehängt (Abb. 48 f-h).

Aufgrund der hohen Porosität des Radträgers ist die benötigte Steifigkeit a priori nicht zu erwarten. Dafür muss ein weniger poröses Modell abgegossen werden, dessen Herstellung durch Rapid-Prototyping limitiert ist. Eine Probefahrt mit dem Radträger konnte daher aus Sicherheitsgründen nicht gemacht werden.

Bei der Vorbereitung auf den Einbau und während des Einbauprozesses sind einige Herausforderungen aufgetreten. Das Einbringen von Bohrungen entsprechend der technischen Zeichnung war mit großen Schwierigkeiten verbunden, weil das Einspannen des Bauteils in der Anlage nur an wenig vorhandenen Vollvolumenstellen erfolgen konnte. Daher waren die benötigten Toleranzen kaum einzuhalten. Beim Einbau der Lager in die Lagerflächen des Radträgers mussten sie zusätzlich abgeschliffen werden, obwohl diese Flächen bei der Erstellung der Radträgergeometrie endabmessungsnah gestaltet wurden. Grund dafür war zellulare Struktur des Radträgers, die keine glatte Lagerfläche liefert. Bei der Herstellung anderer Leichtbaustrukturen müssen daher die Kontaktflächen berücksichtigt werden und nach Möglichkeit kompakt und nicht zellular gestaltet werden. Außerdem es ist von Vorteil, wenn die zukünftige Anbindungsstellen anhand einer Markierung bereits in der stl-Datei bzw. Modellgeometrie direkt vorgesehen werden.

6.2.5 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen des Vorhabens konnte gezeigt werden, dass die Herstellung einer topologieoptimierten porösen Leichtbaustruktur mittels Feingießverfahren prinzipiell möglich ist. Um die geforderte Steifigkeit des Bauteils zu erreichen, ist eine geringere Schrumpfung von minimal- und maximalbelasteten Elementen einzustellen. Allerdings wird die Herstellbarkeit eines auf die Steifigkeit optimierten Gussstücks durch das Rapid-Prototyping-Modell limitiert. Die geforderte Strukturfeinheit kann mit vorhandenen Rapid-Prototyping-Materialien nicht realisiert werden. Aus dem Grund ist es dringend erforderlich an der Entwicklung von Modellwerkstoffen, die sowohl für das Rapid-Prototyping als auch das Feingießverfahren geeignet sind, weiter zu arbeiten. Um mögliche Anpassungsprobleme beim Bauteileinbau zu vermeiden, müssen Geometriebesonderheiten bereits vor der Topologieoptimierung definiert werden. Zum Beispiel müssen Bohrungen oder Funktionsflächen schon am Modell vorgesehen werden. Die Berücksichtigung dieser Anforderungen sollte zur sicheren Funktion des Bauteils beitragen.

Die Verfolgung des „Kieferchirurgie“-Szenarios wurde nach erster Hälfte der Projektlaufphase abgebrochen, da festgestellt wurde, dass die Gießeigenschaften der Titanlegierung Ti6Al7Nb zur Herstellung von gradierten zellularen Strukturen nicht ausreichend sind. Im Projekt durchgeführte Untersuchungen haben angedeutet, dass eine gut gießbare biokompatible Titanlegierung für die gießtechnische Herstellung hochkomplexer zellulärer Endoprothesen entwickelt werden muss. Dieses Ziel wird in zukünftigen Forschungsprojekten angestrebt.

6.2.6 Nachhaltigkeitsuntersuchung

Eine im Rahmen des Projektes durchgeführte Nachhaltigkeitsuntersuchung zur Herstellung eines optimierten Radträgers im Vergleich zur Herstellung konventioneller Radträger wurde im Rahmen des Projektes mit Hilfe des Fraunhofer-Institut UMSICHT durchgeführt. Die Ergebnisse sind im Anhang Anhang 1: Nachhaltigkeitsuntersuchung „Radträger – Feinguss“ ausführlich dargestellt.

6.3 Anwendungsszenario Sinterschale aus Al₂O₃ hergestellt mittels 3D-Drucken

6.3.1 Motivation

Zum Sintern von Keramikbauteilen oder auch für Bauteile aus Sintermetallen werden spezielle Konstruktionen, sog. Brennhilfsmittel, benötigt, um die Teile im Ofen zu stapeln. Dies kann durch Nutzung von Platten und Stützen oder durch sogenannte Sinterschalen geschehen. Solche Brennhilfsmittel werden ständig mit aufgeheizt, wofür Energie verbraucht wird, die nicht für das Sintern des eigentlichen Brenngutes genutzt wird. Je kleiner die Bauteile werden, umso ungünstiger wird das Verhältnis von Brennhilfsmittel zu Brenngut. In Abb. 49 sind Bauteile in einem Sinterofen zu sehen.



Abb. 49: Ofenbesatz (Quelle: AP Photo/Jan Pitman)

Wird die Masse dieser Brennhilfsmittel verringert, so kann in entsprechendem Maße Energie eingespart werden. Wichtige Voraussetzung ist natürlich, dass die mechanische Belastbarkeit nicht beeinträchtigt wird.

Im Rahmen des vorliegenden Verbundprojektes wurde die prinzipielle Machbarkeit zur Herstellung von masseoptimierten Sinterschalen dargestellt. Basis des Anwendungsszenarios ist eine reale Sinterschale, wie sie in der Praxis eingesetzt wird. In der folgenden Abbildung sind das CAD-Modell der Sinterschale sowie die reale Sinterschale zu sehen:

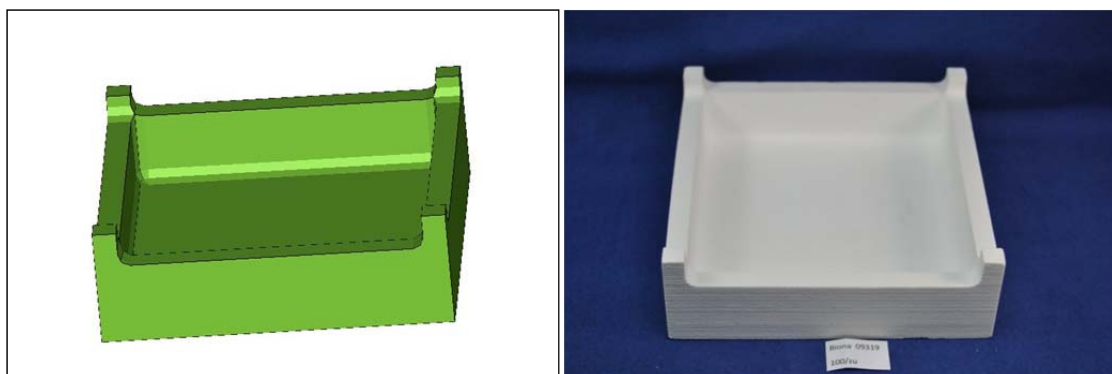


Abb. 50: links: CAD-Modell der Sinterschale, rechts: Sinterschale hergestellt mittels 3D-Druck

Durch gezielte Porosierung der Sinterschale kann das Gewicht bei gleicher Steifigkeit deutlich reduziert werden. Im Laufe des Projektes wurde eine Vielzahl an Druckversuchen durchgeführt, um die Grenzen des Prozesses auszuloten. Es zeigte sich, dass das Verfahren des 3D-Druckens sehr gut geeignet ist, um Strukturen dieser Art herzustellen. Gleichmaßen zeigten sich jedoch auch die Grenzen des Verfahrens und der eingesetzten Keramik. In der folgenden Abbildung ist links der CAD-Datensatz eines gewichtsoptimierten Bauteils und rechts das reale Keramikbauteil zu sehen. Das Gewicht konnte gegenüber dem ursprünglichen Design um 50% reduziert werden.

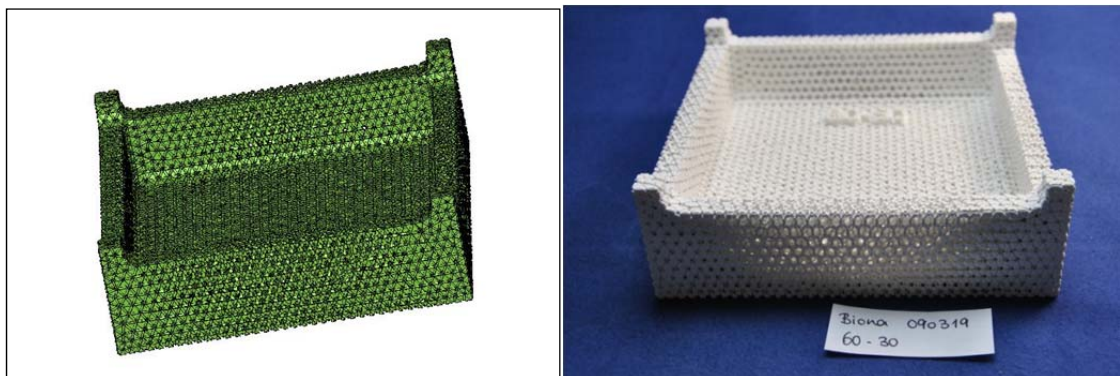


Abb. 51: links: CAD-Modell der gewichtsoptimierten Sinterschale, rechts: gewichtsoptimierte Sinterschale hergestellt mittels 3D-Druck

6.3.2 Darstellung der Prozesskette

Nachfolgend wird die Prozesskette zur Herstellung einer masseoptimierten Sinterschale beschrieben:

1. Im ersten Schritt erfolgt die Festlegung auf eine Geometrie der Sinterschale. Hierzu steht entweder der CAD-Datensatz des Kunden zur Verfügung oder es werden durch den Kunden Rahmenbedingungen definiert, auf deren Basis eine Schale durch WZR designed wird. Die CAD-Daten liegen im stl-Format vor.
2. Die Kräfte auf das Bauteil müssen bekannt sein. Hierzu zählen die Anzahl und Masse der Teile, die in der Sinterschale gesintert werden sowie die Anzahl an Sinterschalen, die übereinander gestapelt werden. Hieraus ergeben sich die Flächenlast auf den Boden der Sinterschale sowie die 4 Punktlasten auf die Stützen der Sinterschale.
3. Auf Basis der CAD-Daten und der wirkenden Kräfte erfolgt durch den Projektpartner IFAM eine Spannungsanalyse mit dem kommerziellen Finite-Elemente-Programm ABAQUS (Simulia).
4. Mittels des im Projekt entwickelten Programms PoreDesign wird nun das Computational Bone Remodelling durchgeführt und damit eine optimale Dichteverteilung für hohe Steifigkeit ermittelt. PoreDesign berechnet anschließend eine zelluläre Struktur die mit dem konventionellen Format STL weiterverarbeitet werden kann. Diese Daten werden an WZR übermittelt.
5. Durch das 3D-Drucken wird die Sinterschale aus Al₂O₃ hergestellt und in einem Zweistufenprozess gesintert.

Der Zeitraum zur Herstellung von Keramik-Bauteilen mittels 3D-Drucken durch WZR beträgt derzeit maximal 2 Wochen. Durch die jetzt notwendigen Schritte der Kräfteberechnung, der FEM-Simulation und des Computational Bone Remodelling (Punkte 2 bis 4 der Prozesskette) verlängert sich die Gesamtherstellungsdauer um max. 2 Tage. Dies ist gegenüber dem Stand der Technik immer noch extrem schnell, zudem könnten über herkömmliche Verfahren im Bereich der Keramik solche Strukturen niemals hergestellt werden.

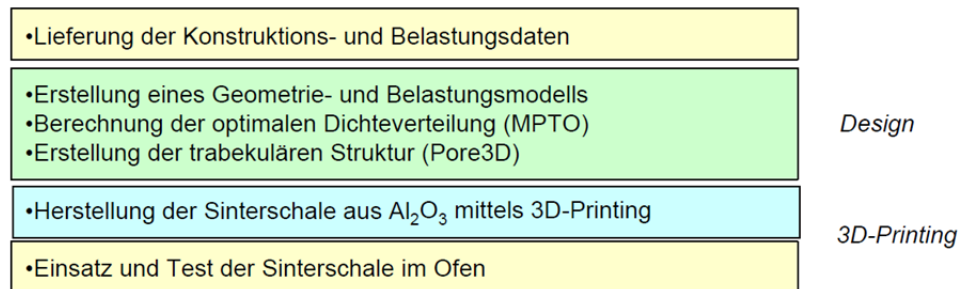


Abb. 52: Prozesskette zur Herstellung der Sinterschale

6.3.3 Durchgeführte Arbeiten

Im Rahmen des Verbundprojektes hat WZR das Verfahren des 3D-Druckens deutlich weiterentwickelt. Es wurden eine Vielzahl neuer Rezepturen erprobt, die das Ziel haben, die Festigkeit und Detailgetreue von Bauteilen zu erhöhen. Der Part von WZR liegt im Bereich des Hochtemperaturleichtbaus, wo keramische Werkstoffe ihre Vorteile gegenüber Kunststoffen oder Metallen voll ausspielen können. Al₂O₃ zeigte sich abschließend betrachtet als ein sehr guter keramischer Werkstoff für die hier zugrunde gelegte Anwendung die beste Kombination aus Temperaturbeständigkeit, Wärmeleitfähigkeit, Dichte und Festigkeit gefunden wurde. Durch das Verfahren des 3D-Druckens wird eine Dichte im Bereich von 50% der theoretisch möglichen Dichte von Al₂O₃ erreicht. Die hat den Nachteil, dass die Festigkeit deutlich herabgesetzt wird, für die betrachtete Anwendung als Hochtemperaturbauteil überwiegen die Vorteile jedoch deutlich, da gleichermaßen die Temperaturwechselbeständigkeit verbessert wird.

Die Restriktionen des Verfahrens und des Werkstoffes wurden während des Projektes herausgearbeitet. So konnte durch eine Vielzahl an Versuchen gezeigt werden, dass Strukturbreiten von unter 0,9mm nur für sehr kleine Details darstellbar sind, 0,9mm stellt also die minimale Strukturgröße dar. Poren müssen einen ausreichend großen Durchmesser besitzen, damit das darin enthaltene Pulver aus dem Herstellungsprozess rückstandsfrei entfernt werden kann. Dieser Aspekt trifft das 3D-Drucken genauso wie das EBM- oder das SLM-Verfahren. Im Falle des 3D-Druckens von Al₂O₃ müssen diese Poren eine Mindestgröße von 3mm besitzen, um Strukturen reproduzierbar darstellen zu können. Dies hat einen Einfluss auf das Programm Autofab-Poredesign, wo diese Restriktionen die zu wählenden Parameter beeinflussen.

WZR hat gemäß Projektantrag Biegeprüfungen an generativ hergestellten Proben durchgeführt. Dies betrifft selbst hergestellte Proben wie auch Proben der Projektpartner FIT und RWTH. Die Ergebnisse der Prüfungen sind als Prüfbericht im Anhang zusammengefasst.

Neben Herstellung keramischer Bauteile für den Hochtemperaturleichtbau wurden Arbeiten zur keramischen Beschichtung von Titanbauteilen durchgeführt. Diese Arbeiten erfolgten in Zusammenarbeit mit Dr. Maurer und FIT. Hier wurde der Ansatz verfolgt, dass durch Einsatz der bioakti-

ven Keramik Hydroxylapatit ein Anwachsen von Titan-Implantaten mit dem Knochengewebe verbessert werden kann. Als Beschichtungsverfahren wurde die Elektrophoretische Abscheidung genutzt. In Abb. 53 ist eine beschichtete Probe zu sehen.



Abb. 53: Titanprobe mit Hydroxylapatit beschichtet

6.3.4 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen des Verbundprojektes hat WZR das 3D-Drucken deutlich weiterentwickelt. Mittlerweile konnte die Festigkeit der hergestellten Keramikteile um Faktor 4-5 gegenüber dem Stand der Technik zu Projektbeginn erhöht werden. Die Restriktionen des Verfahrens und des verwendeten Al₂O₃-Werkstoffes wurden erarbeitet.

Das konkrete Projektziel der Gewichtsoptimierung konnte ebenfalls erreicht werden. Durch Nutzung der im Projektverbund entwickelten Software PoreDesign ist es jetzt möglich, vorhandene Geometrien lastabhängig zu optimieren. Um aus diesen CAD-Daten keramische Bauteile herzustellen, ist es notwendig, mit einem generativen Herstellungsverfahren zu arbeiten. Ein solches Verfahren ist im Bereich der Keramik nach wie vor nicht Stand der Technik. WZR ist auf Basis der durchgeführten Entwicklungsarbeiten und durch Nutzung der Software jetzt in der Lage, komplexe Aufgabenstellungen im Bereich Hochtemperaturleichtbau zu bearbeiten.

Durch Nutzung eines erweiterten Ansatzes des 3D-Druckens ist es möglich, neben allen Vorteilen eines generativen Herstellungsverfahrens den Werkstoff lokal zu optimieren. Dies geschieht durch lokales Einbringen keramischer Partikel über eine Tinte in das Gefüge der herzustellenden Bauteile. Konkret kann dies bedeuten, dass ein Bauteil im Bereich erhöhter Spannungen mit einer höheren Festigkeit ausgestattet wird. Dieses Verfahren wurde außerhalb des Projektes entwickelt und eröffnet nun die Möglichkeit, die im Verbundprojekt erarbeiteten Ansätze der lastabhängigen Gewichtsoptimierung noch zu erweitern. Für die Zukunft wird hierin ein sehr hohes Potenzial gesehen, um keramische Bauteile anforderungsoptimiert herzustellen. Der bionische Ansatz wird somit nicht nur über eine Porosierung sondern auch werkstoffseitig weiterverfolgt.

7 Diskussion der Ergebnisse und Ausblick

Die grundlegende Idee dieses Vorhabens ist die Umsetzung von biologischen Knochenumbauprozessen in ein technisches Konzept zum Design und zur Herstellung gradierter zellulärer Leichtbaustrukturen.

Eine Gewichtsersparnis bei Verwendung der bionischen Methodik von bis zu 30% bei nahezu gleicher Bauteilsteifigkeit konnte in diesem Vorhaben sowohl rechnerisch als auch experimentell mittels Drei-Punkt-Biegeproben nachgewiesen werden.

Das Leichtbaukonzept wurde für drei verschiedene Anwendungsszenarien, Werkstoffklassen und Fertigungsverfahren erfolgreich umgesetzt und getestet. Das hauptsächliche Erfolgskriterium dabei war eine Durchlaufzeit der gesamten Prozesskette – von der Aufgabenstellung bis zur Lieferung des Bauteils – von 7-14 Tagen. Zu diesen Produktionszeiten kann es nur kommen, wenn die Methodik alle werkstoff-, fertigungs- und anwendungsbedingten Restriktionen berücksichtigt, die zu einem Abbruch des Herstellungsprozesses führen können, und weiterhin eine Software zur Verfügung steht, die alle datenverarbeitenden Aufgaben (FE-Analyse, Optimierung, Datentransfer, Schnittstellen) des Prozesses mit einer benutzerfreundlichen graphischen Oberfläche unterstützt. Alle diese Voraussetzungen wurden in diesem Vorhaben geschaffen.

In einem medizintechnischen Anwendungsszenario konnten konventionelle Konstruktionsplatten zur Behebung von Kontinuitätsdefekten im Kieferbereich durch neue zelluläre Titan-Implantate prototypisch ersetzt werden. Durch die nicht symmetrische Struktur der Porosität musste ein generatives Fertigungsverfahren ausgewählt werden, das robust gegenüber Variationen der Stegorientierung ist. Mit dem EBM-Verfahren (Electron Beam Melting) steht ein solches Verfahren zur Verfügung, das insbesondere für den in der Medizintechnik relevanten, biokompatiblen Werkstoff Titan hervorragend geeignet ist. Damit konnten robuste gradiert-zelluläre Implantate mit Stegdicken im Submillimeterbereich hergestellt werden. Diese Implantate konnten in der implementierten Prozesskette unter Verwendung der auf dem Markt verfügbaren medizintechnischen Spezialsoftware zur Verarbeitung von CT-Daten und der im Vorhaben entwickelten Software innerhalb von 10 Tagen gefertigt und an Modell- bzw. Schweinekiefern angebracht werden. Die Problematik, dass das bei der generativen Fertigung verwendete Titanpulver aus den Hohlräumen geschlossen-poröser Bereiche in der zellulären Struktur nicht entfernt werden kann und damit zu einem etwas höheren Gewicht führt, muss sicherlich Thema weiterer Untersuchungen sein. Eine Beurteilung über die Eignung des vorgestellten Verfahrens in der klinischen Anwendung kann noch nicht getroffen werden. Dazu müssen noch weiterführende zellbiologische Untersuchungen zur Biokompatibilität und tierexperimentelle Studien erfolgen.

In einem fahrzeugtechnischen Anwendungsszenario konnte ein konventioneller Radträger in einem Racecar durch einen belastungsgerecht optimierten gradiert-zellulären Radträger aus Aluminium ersetzt werden. Die Prozesskette konnte innerhalb von 14 Tagen durchlaufen werden und endete beim erfolgreichen Einbau des Radträgers. Ein Fahrversuch wurde aus Sicherheitsgründen nicht durchgeführt. Solche Bauteile müssen natürlich in erster Linie eine bestimmte Betriebsfestigkeit aufweisen, was nicht Thema dieses Vorhabens war, und sicherlich in zukünftigen Projekten untersucht werden muss. Für das Szenario wurde das zwei-stufige Feingießverfahren ausgewählt, das im Vergleich zu den pulverbasierten RP-Verfahren eine höhere Qualität der finalen Materialeigenschaften aufweist und damit gerade im Blick auf die Betriebsfestigkeit bessere Produkteigenschaften aufweisen sollte. Im Rahmen des Vorhabens konnte gezeigt werden, dass die Herstellung einer topologieoptimierten porösen Leichtbaustuktur mittels Feingießverfahren prinzipiell möglich ist. Die geforderte Strukturfeinheit (< 1 mm) konnte allerdings mit vorhandenen Rapid-Prototyping-

Materialien in der 1. Stufe des Feingießverfahrens nicht realisiert werden. Deshalb konnte nur eine Gewichtsreduzierung von weniger als 25% erreicht werden. Aus diesem Grund ist es dringend erforderlich an der Entwicklung von Modellwerkstoffen, die sowohl für das Feingießverfahren geeignet sind, weiter zu arbeiten. Nachteilig gegenüber der nichtporösen Variante ist, dass, um mögliche Anpassungsprobleme beim Bauteileinbau zu vermeiden, alle Geometriebesonderheiten bereits vor der Topologieoptimierung definiert werden müssen. Spätere Änderungen sind nicht mehr möglich, so dass hier sehr sorgfältig geplant werden muss. Eine Nachhaltigkeitsuntersuchung des Szenarios (s. Anhang) hat gezeigt, dass das konventionelle Produkt durch einen niedrigeren Stromverbrauch in der Ökobilanz besser abschneidet als das bionische Produkt. Feinguss und RP-Verfahren sind für die Serienfertigung nicht geeignet, so dass sich Vorteile des bionischen Ansatzes nur für Einzelfertigungen und Kleinserien (z.B. Luft- und Raumfahrt) ergeben.

In einem Szenario für Hochtemperaturbauteile wurde eine konventionelle Keramikschale eines Sinterofens durch eine gradiert-zellulare Sinterschale ersetzt. Im Rahmen des Verbundprojektes konnte das eingesetzte 3D-Prining-Verfahren weiterentwickelt werden. Die Festigkeit der hergestellten Keramikteile konnte um Faktor 4-5 gegenüber dem Stand der Technik zu Projektbeginn erhöht werden. Die Restriktionen des Verfahrens und des verwendeten Al_2O_3 -Werkstoffes wurden erarbeitet und in die Prozesskette implementiert. Die Durchlaufzeit der Prozesskette betrug nur 7 Tage. Verbesserungen sind noch im Bereich der auftretenden Sinterverzüge des bionischen Bauteils im Betrieb notwendig.

8 Vorträge, Messepräsentationen und Veröffentlichungen

8.1 Sitzungen

- Kick-Off-Meeting, Bremen, 09/2009
- 1. Arbeitstreffen, Rheinbach, 02/2010
- 2. Arbeitstreffen, Aachen, 06/2010
- 3. Arbeitstreffen, Parsberg, 09/2010
- 4. Arbeitstreffen, Bremen, 02/2011
- 5. Arbeitstreffen und Meilensteinsitzung, Rheinbach, 04/2011
- 6. Arbeitstreffen, Frankfurt, 12/2011
- 7. Arbeitstreffen, Bremen, 03/2012
- 8. Arbeitstreffen, Aachen, 10/2012

8.2 Vorträge

- 2. BIONA-Status-Seminar Berlin, 2010
- Bionik-Kongress, Hochschule Bremen, 2010
- 3. Status-Seminar, Berlin, 2011
- BIONA-Workshop „Nachhaltigkeit“, Oberhausen, 2011
- Materialise World Conference 2012, Leuven, Belgien
- Prototype Nature - BIONA-Veranstaltung, Essen, 2012
- CELLMAT Conference 2012, Dresden

8.3 Messepräsentationen

- Hannover Messe Industrie 2010
- MEDICA 2010, Düsseldorf
- EUROMOLD Frankfurt, 2010
- Bionik-Industriekongress, BIONKON Berlin, 2011
- Hannover Messe Industrie 2011
- EUROMOLD Frankfurt, 2011
- Hannover Messe Industrie 2012
- CERAMITEC 2012, München
- RAPIDTEC 2012
- CELLMAT Conference 2012, Dresden
- OM-Ausschuss Hagen 2012
- Prototype Nature - BIONA-Veranstaltung, Essen, 2012
- EUROMOLD Frankfurt, 2012
- Hannover Messe Industrie 2013

8.4 Veröffentlichungen

- Madlen Baumert: „Design eines offenzellularen Kieferimplantats bei Kontinuitätsdefekt mittels Simulation von Knochenumbauprozessen unter Berücksichtigung unterschiedlicher Lastfälle“, Masterarbeit M.Eng., Hochschule Bremen, 2010

- Juan Fernando Isaza Paz: „Untersuchung der mechanischen Eigenschaften generativ gefertigter Schwämme unter Berücksichtigung der Struktutopologie“, Masterarbeit M.Eng., Hochschule Bremen, 2010
- Ivanova, E.; Bührig-Polaczek, A.: „ Investigation of the suitability of PA12-models made in the rapid prototyping process for the production of graded topology-optimized sponge structures in the investment casting“, Proceedings of Cellular Materials 2012 Conference, (7-9. Nov. 2012, International Congress Center, Dresden), ISBN 978-3-00-039965-7
- Timo Lange (Studienarbeit): Untersuchung der β -case-Ausbildung der Titanlegierung Ti-Al6Nb7 in Abhängigkeit von der Formstofftemperatur
- Karthik Kaushik (Studienarbeit): Investigation of manufacturability of graded cellular structures of Ti-6Al-7Nb with centrifugal casting process using numerical simulation
- Martin Gersmann (Bachelorarbeit): Untersuchung des Einflusses einer belastungsgerechten Topologieoptimierung auf die Steifigkeitsänderung gegossener offenporiger zellulärer Strukturen

9 Notwendigkeit, Angemessenheit, Nutzen und Fortschritt

Die durchgeführten Arbeiten waren notwendig, um den Grundstein für das Design und die Herstellung bionischer Produkte im Dienstleistungsbereich der beteiligten Projektpartner zu legen. Die Verwertung und der sich daraus ergebende Nutzen ist im Folgenden dargestellt:

- Wissenschaftliche Reputation durch weitere Veröffentlichungen, Dissertationen, Master- und Studienarbeiten
- Beitrag zum Aufbau des Geschäftsfeldes „Medizintechnik und Life Science“ am Fraunhofer IFAM in Bremen
- Aufbau eines industrieorientierten Netzwerks „Gradierte Strukturen in der Bionik“ innerhalb der Fraunhofer-Gesellschaft
- Fortlaufendes Dienstleistungsangebot für Leichtbauteile (Medizintechnik, Automobil-, Flugzeug- und Anlagenbau) mit Präsentationen auf entsprechenden Fachmessen (Hannover Messe, EUROMOLD) durch das Projektconsortium
- Geplante Beantragung von EU-Projekten im Bereich „Designer-Werkstoffe“ durch die Fraunhofer-Gesellschaft
- Öffentliche Projekte: Anwendung der bionischen Methoden auf Hüllenstrukturen (Tissue-Engineering) durch Fraunhofer IFAM
- Weiterentwicklung der im Vorhaben entwickelten prototypischen Softwarelösung nach Projektende und damit die Kommerzialisierung innerhalb von 1-2 Jahren nach Projektende durch MARCAM und Fraunhofer IFAM
- Angebot einer Leichtbau-Toolbox durch MARCAM, die von Industrieunternehmen für die Entwicklung von Leichtbaulösungen verwendet werden kann
- Forschungsvorhaben durch MARCAM, die sich neben der erweiterten Anwendung der bionischen Methoden auch mit der Validierung der erzeugten Leichtbaustrukturen für die additive Fertigung auseinandersetzen
- Klinische Umsetzung des Anwendungsszenario Kieferimplantat durch RUB
- Mit den gewonnenen Erkenntnissen über die anwendbaren RP-Materialien im Feingießprozess sowie über Restriktionen und Anforderungen bei der gießtechnischen Verarbeitung von metallischen Biowerkstoffen wird der Wissenstand der Studierenden in Lehre an der RWTH begleitenden Praktika erweitert.
- Gesammelte Erfahrungen über die Verarbeitung von Titanlegierungen haben die Notwendigkeit der Entwicklung einer gießbaren biokompatiblen Titanlegierung angedeutet. Projekte in diese Richtung werden in Zukunft vom GI der RWTH angestrebt, um eine gießtechnische Verarbeitung von hoch komplexen bionisch ausgelegten Bauteilen zu ermöglichen.
- Ergänzend zur ursprünglichen Projektplanung wurde vom WZR im Projekt begonnen, Hydroxylapatitbeschichtungen auf Titanbauteile aufzubringen. Als Verfahren wurde hierfür die Elektrophorese eingesetzt. Mittlerweile wird Interesse aus der Industrie an diesem Thema festgestellt, so dass die Arbeiten im Rahmen von Kundenprojekten weitergeführt werden können.
- Am 28.11.13 wird das WZR Ergebnisse aus dem BIONA-Projekt im Rahmen eines gemeinsamen Leichtbausymposiums mit SGS Fresenius und dem Kunststoffinstitut Lüdenschied vorstellen
- Kommerzialisierung der im Vorhaben entwickelten Strukturbauteile für unterschiedliche Märkte (Medizintechnik, Luft und Raumfahrt, Automobilindustrie speziell Rennsport, LifeStyle Produkte, u.v.m.) durch FIT
- Verbesserung des bestehenden Dienstleistungsangebot durch FIT direkt nach Projektende
- Erkenntnisse der Herstellung von strukturierten Bauteilen können durch FIT auf weitere Verfahren abgeleitet und genutzt werden und für zukünftige Produkte und Projekte genutzt werden.
- Erweiterung der Anwendungsmöglichkeiten durch FIT (Leichtbau, Kraftflussoptimierte Integralbauteile in anderen Bereichen (Fahrrad Industrie, Hydrotechnik, Marineindustrie, Robotik, u.v.m.)

- Speziell in der Medizintechnik können die gewonnenen Ergebnisse von Implantaten mit Strukturen für Kunden von FIT genutzt werden (Besonders für Hüftpfannen, Wirbelsäulenimplantate und Implantate für Schädel/Kopf-Bereich)
- Gasgekühlte Werkzeugeinsätze hergestellt mit additiver Fertigung mit integrierten Strukturen werden von FIT optimiert, umgesetzt und vermarktet.
- Erwartete Umsatzsteigerung für FIT im Bereich Medizintechnik für das Jahr 2014 mit Strukturimplantaten von 30 – 50 %
- Neue Förderanträge von FIT bei der Bayrischen Forschungstiftung zusammen mit dem IWB (TU München) und weiteren Partnern sind bereits abgegeben und in der Beurteilung. Die gewonnenen Ergebnisse und Erfahrungen werden in die Projekte mit einfließen.

Die im Vorhaben eingesetzte MPTO-Methode mit nachfolgender Umsetzung in 3D-Strukturen besitzt zur Zeit der Berichtserstellung nach wie vor Alleinstellungsmerkmal.

Anhang 1: Nachhaltigkeitsuntersuchung „Radträger – Feinguss“

In Zusammenarbeit mit Fraunhofer UMSICHT wurde eine Nachhaltigkeitsuntersuchung für das Szenario "Radträger – Feinguss" durchgeführt. In der Ökobilanz ist die Energieeinsparung durch Gewichtsreduzierung kleiner als der Energieverbrauch bei der Herstellung im Vergleich zu konventionellen Herstellungsverfahren.

A 1.1 Durchführung der Nachhaltigkeitsuntersuchung

Die Durchführung einer detaillierten ökobilanziellen Betrachtung erfolgt als vergleichende Untersuchung. Dem neuartigen bionischen Produkt, welches im Feinguss gefertigt wird, wird ein herkömmlicher Radträger im Kokillengussverfahren gegenübergestellt zum Abschätzen der ökologischen Wirkung. Eine genaue Darstellung der Prozesse und Verfahren die zur Herstellung der beiden Produkte verwendet werden, sind in den Petrinetzen Abb. 54 und Abb. 55 zu sehen. Es dient als Grundlage der späteren Bilanzierung der Stoffströme und der Berechnung von Umweltwirkungen.

Ebenfalls Voraussetzung für die Bilanzierung sind die Quantifizierungen der mit den Prozessen verbundenen Stoff- und Energieströmen. Dargestellt sind diese in Tab. 5 und Tab. 6. Die linke Seite der Tabelle bilden dabei die Rohstoffe, Hilfs- und Betriebsstoffe, sowie Energie und Wasser, welche zur Herstellung der jeweiligen Produkte benötigt werden. Die rechte Seite der Tabelle zeigen die Haupt- und Nebenprodukte, sowie die Abfallprodukte und Emissionen, die beim Herstellungsprozess anfallen.

Folgende Definitionen werden verwendet:

Hilfsstoffe nennt man in der Produktion jene Arbeitsmittel, die bei der Produktion von Produkten als nicht wesentlicher Bestandteil in das Erzeugnis eingehen. Hierzu zählen z. B. Schweißdrähte, Schrauben, Nägel und Lacke. Sie sind abzugrenzen einerseits von den **Betriebsstoffen**, die auch für die Produktion benötigt werden, aber nicht in das fertige Erzeugnis eingehen, und andererseits von den **Rohstoffen**, die als wesentlicher Bestandteil in das Erzeugnis eingehen.

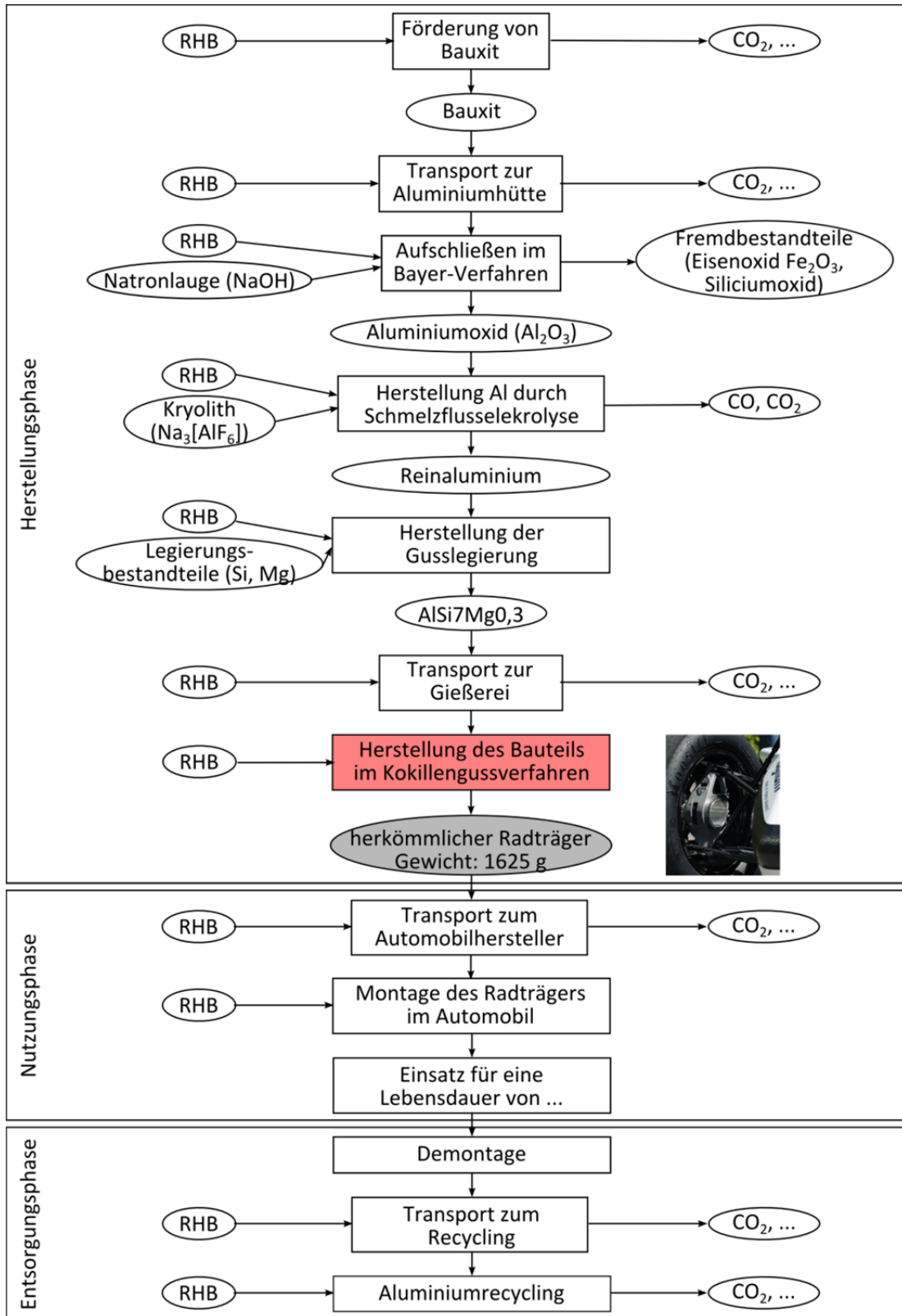


Abb. 54: Petrinetz zur Herstellung Nutzung und Entsorgung eines herkömmlichen Radträgers.

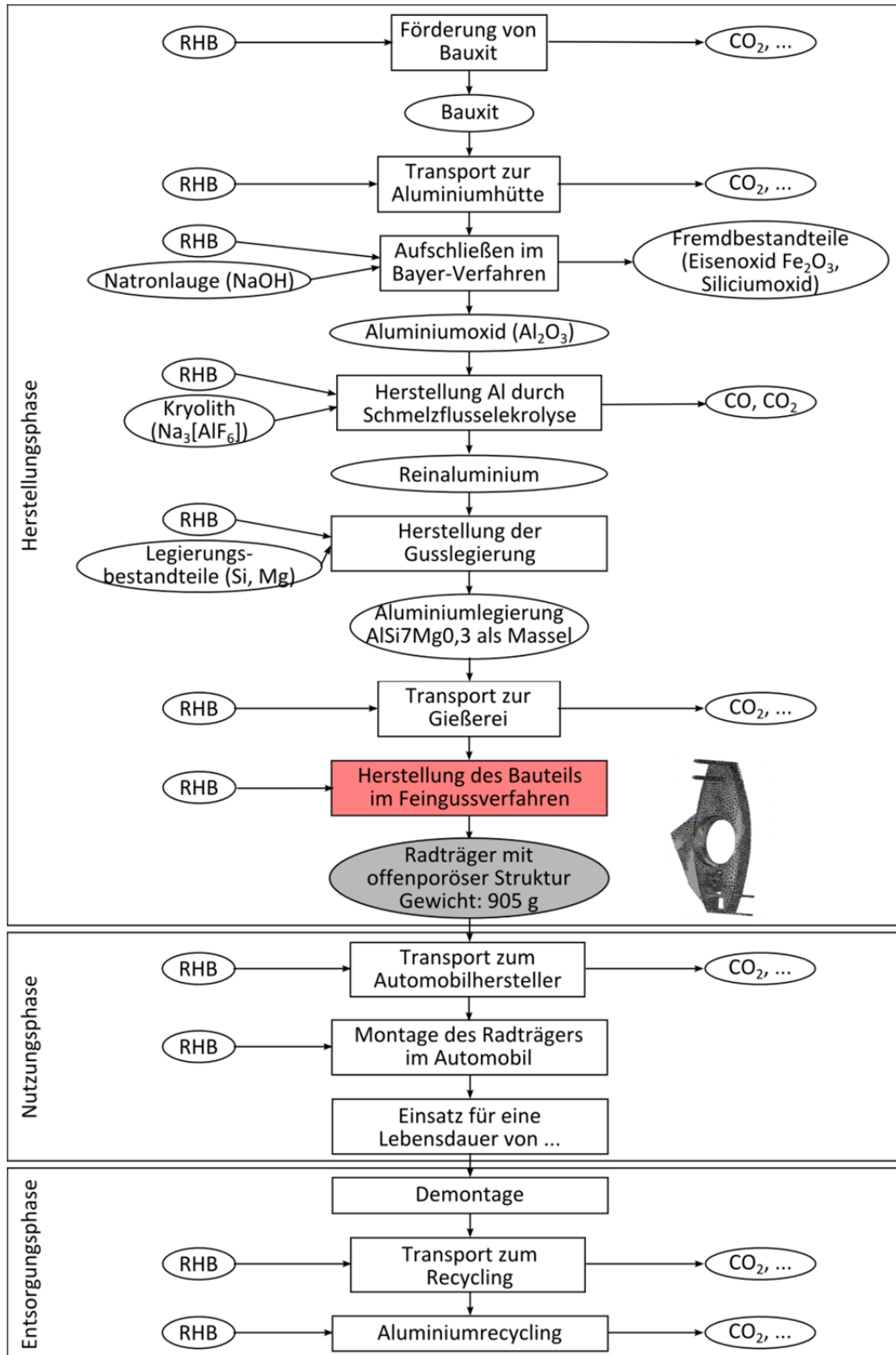


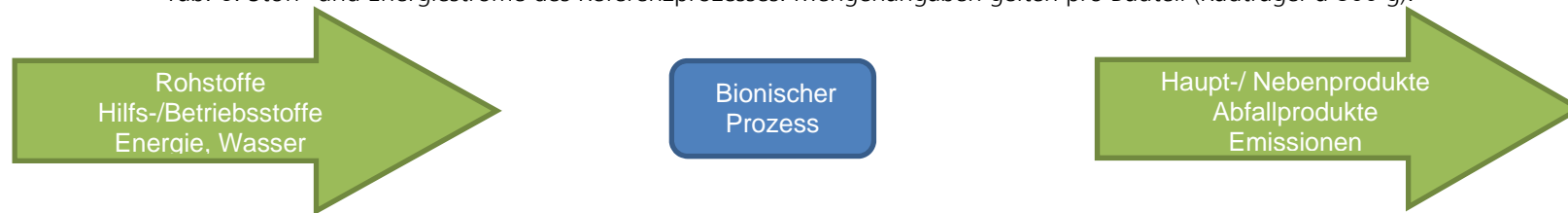
Abb. 55: Petrinetz zur Herstellung Nutzung und Entsorgung eines neuartig, bionisch optimierten Radträgers.

Tab. 5: Stoff- und Energieströme des Referenzprozesses. Mengenangaben gelten pro Bauteil (Radträger à 1600 g).



Stoffstrom	Bezeichnung	Menge/ Einheit	Datensatz	Referenzprozess	Stoffstrom	Bezeichnung	Menge/ Einheit	Datensatz
Input	AlSi7Mg0,3	5.000 g	DE: Aluminium Massel (GB-AlSi7Mg)		Hauptprodukt	Radträger	1.600 g	Produkt, OK
Input	Argon (um Wasserstoffgehalt i.d. Schmelze zu senken; ca. 3mal entgasen je 10min zu 0,5l/min)	15 l	DE: Argon (gasförmig)		Nebenprodukt	Massel aus AlSi7Mg0,3	ca. 1.000 g	Bereits als Sekundäralu im Input berücksichtigt
Input	Kornfeinungsmittel (AlTi5B1), 40g/kg	200 g	mit AlSi7Mg0,3 zusammen betrachtet		Abfall	Schrott (Anschnittsystem: 1.600 g; von Probenentnahme der Analysen: 1.000g)	2.600 g	Bereits als Sekundäralu im Input berücksichtigt
Hilfsstoff	Veredelungsmittel (AlSr10), 2g/kg	ca. 10 g	weggelassen --> keine Daten		Abfall	Schlacke (nur Oxidhaut)	100 g	Abfallverbrennung Inertmaterial
Hilfsstoff	Schlichte	100 ml	chemische Verbindungen zum Schutz und Erhöhung der Wärmeleitfähigkeit --> keine näheren Daten --> vernachlässigt					
Hilfsstoff	Kokille (Stahl) 1/20.000		d. h. eine Kokille für 20 000 Bauteile? --> dann ist die Kokille zu vernachlässigen					
Energie	Beheizung der Kokille: 4 kWh; Stromverbrauch für Schmelze: 40 kWh	44 kWh	DE: Strom Mix ELCD/PE-GaBi					

Tab. 6: Stoff- und Energieströme des Referenzprozesses. Mengenangaben gelten pro Bauteil (Radträger à 800 g).



Stoffstrom	Bezeichnung	Menge/ Einheit	Datensatz	Bionischer Prozess	Stoffstrom	Bezeichnung	Menge/ Einheit	Datensatz
Input	AlSi7Mg0,3	3.000 g	DE: Aluminium Masse (GB- AlSi7Mg)		Hauptprodukt	Radträger	800 g	Produkt, OK
Input	Argon (um Wasserstoff- gehalt i.d. Schmelze zu senken; ca. 3mal entgasen je 10min zu 0,5l/min)	15 l	DE: Argon (gasför- mig)		Nebenprodukt	Masse aus AlSi7Mg0,3	ca. 1.000 g	Bereits als Sekun- däralu im Input berücksichtigt
Input	Kornfeinungsmittel (Al- Ti5B1), 40g/kg	120 g	mit AlSi7Mg0,3 zusammen betrach- tet		Abfall	gebrauchter Formstoff (mit Wasser einge- mischer Gips)	11.000 g	Abfallverbrennung Inertmaterial
Input	Veredelungsmittel (AlSr10), 2g/kg	ca. 6 g	weggelassen, keine Daten verfügbar		Abfall	gebrauchtes Wachs	ca. 110 g	Abfallverbrennung
Hilfsstoff	RP-Modell (aus PA12)	309 g	Annäherung durch DE: Polyamid 6.12 Granulat		Abfall	Schrott (Anschnittsyst- em: 300 g; von Pro- benentnahme der Analysen: 1.000g)	ca. 1.300 g	Bereits als Sekun- däralu im Input berücksichtigt
Hilfsstoff	Gips (Formstoff)	11.000 g	Deckputz minera- lisch (ecoinvent)		Abfall	Schlacke (nur Oxid- haut)	ca. 100 g	Abfallverbrennung Inertmaterial
Hilfsstoff	Gipslöser (zum Ausbetten)	5 l	fehlt, Mengen beim Wasserverbrauch bilanziell ergänzt		Abfall	gebrauchter Gipslöser	5 l	Abfallverbrennung

Hilfsstoff	Wachs (für Anschnittsystem)	110 g	RER: Paraffin, ab Werk (ecoinvent)		Abwasser		20-25 l	DE: Abwasserreinigung (Abwasser - unbehandelt) PE
Hilfsstoff	H2O (Herstellung Einbettmasse)	ca. 5 l	RER: Trinkwasser ELCD/PE-GaBi					
Hilfsstoff	H2O (zum Ausbetten)	ca. 15-20 l	s.o.					
Hilfsstoff	H2O (Wasserstrahlreinigung)	kaum (da Kreislauf)	s.o.					
Energie	Stromverbrauch (für Schmelze, Wachs-spritzen, Einbetten, Auswachsen, Ausbrennen, Abgießen/Anlage, Ausbetten)	80-88 kWh	DE: Strom Mix ELCD/PE-GaBi					

A 1.2 Auswertung der Nachhaltigkeitsbetrachtung

Mit einer Ökobilanzsoftware werden für die beiden zu vergleichenden Prozesse die Stoffströme modelliert und berechnet und in Plänen dargestellt (Abb. 56 für den Referenzprozess und Abb. 57 für den bionischen Prozess).

Als Werte sind die genauen Angaben von Treibhausgasen, Verbrauch von Metallen und dem Primärenergiebedarf in den bis Tab. 12 abzulesen.

BIONA_Radtraeger_konventionell

GaBi 4 process plan: Masse [kg]
The names of the basic processes are shown.

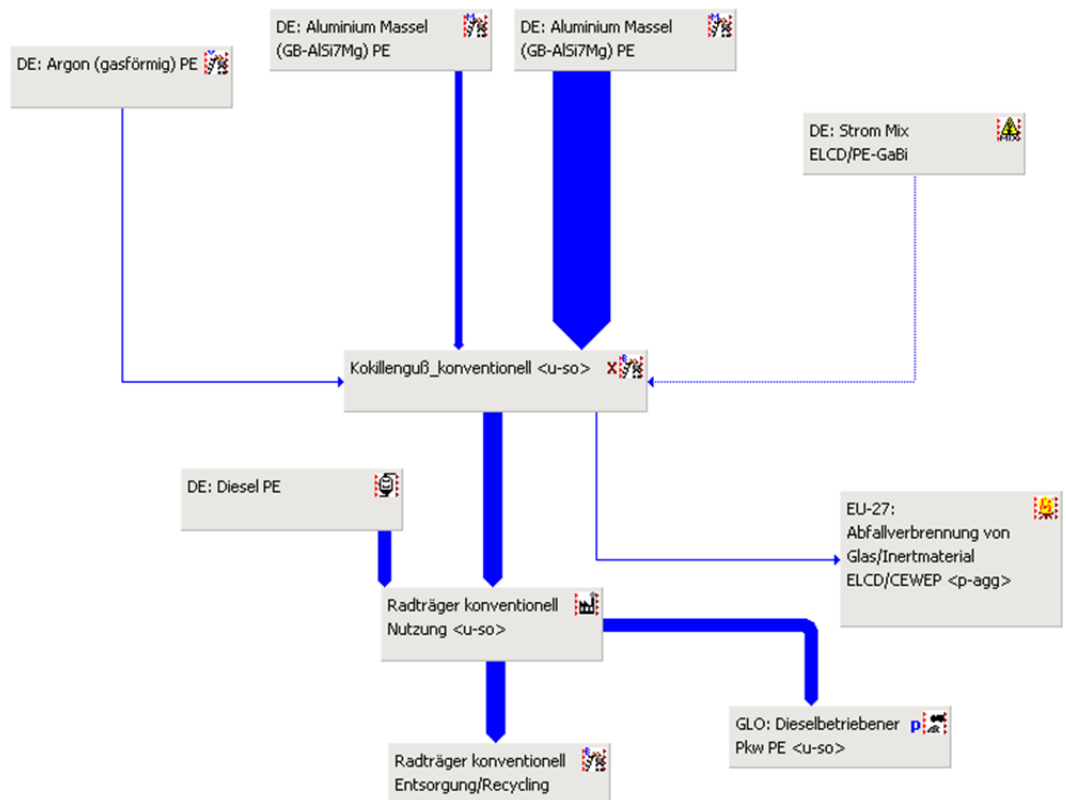


Abb. 56: Plan, der in der Ökobilanzsoftware für den Referenzprozess modelliert und berechnet wurde.

Tab. 7: CML2001 - Nov. 09, Treibhauspotential (GWP 100 Jahre) im Referenzprozess [kg CO₂-Äqv.]

	[kg CO ₂ -Äqv.]
Gesamt	51,4179532
DE: Aluminium Massel (GB-ALSi7Mg) Primär	8,28841878
DE: Aluminium Massel (GB-ALSi7Mg) Sekundär	7,59260463
DE: Argon (gasförmig)	0,00452786
DE: Diesel PE	0,47094894
DE: Strom Mix	31,1995905
EU-27: Abfallverbrennung Inertmaterial	0,00623132
GLO: Dieselbetriebener Pkw	3,85563112
Kokillenguß_konventionell	0
Radträger konventionell Entsorgung/Recycling	0
Radträger konventionell Nutzung	0

Tab. 8: ReCiPe Midpoint (H) - Verbrauch von Metallen im Referenzprozess [kg Fe-Äquiv.]

	[kg Fe-Äquiv.]
Gesamt	0,07328785
DE: Aluminium Massel (GB-ALSi7Mg) Primär	0,01295523
DE: Aluminium Massel (GB-ALSi7Mg) Sekundär	0,01044151
DE: Argon (gasförmig)	7,11E-06
DE: Diesel PE	0,00089941
DE: Strom Mix	0,0490944
EU-27: Abfallverbrennung Inertmaterial	-0,00010981
GLO: Dieselbetriebener Pkw	0
Kokillenguß_konventionell	0
Radträger konventionell Entsorgung/Recycling	0
Radträger konventionell Nutzung	0

Tab. 9: Primärenergiebedarf aus reg. und nicht reg. Ressourcen (oberer Heizwert) im Referenzprozess [MJ]

	[MJ]
Gesamt	835,466217
DE: Aluminium Massel (GB-ALSi7Mg) Primär	132,400313
DE: Aluminium Massel (GB-ALSi7Mg) Sekundär	132,034418
DE: Argon (gasförmig)	0,07396806
DE: Diesel PE	60,0885549
DE: Strom Mix	510,810769
EU-27: Abfallverbrennung Inertmaterial	0,05819432
GLO: Dieselbetriebener Pkw	0
Kokillenguß_konventionell	0
Radträger konventionell Entsorgung/Recycling	0
Radträger konventionell Nutzung	0

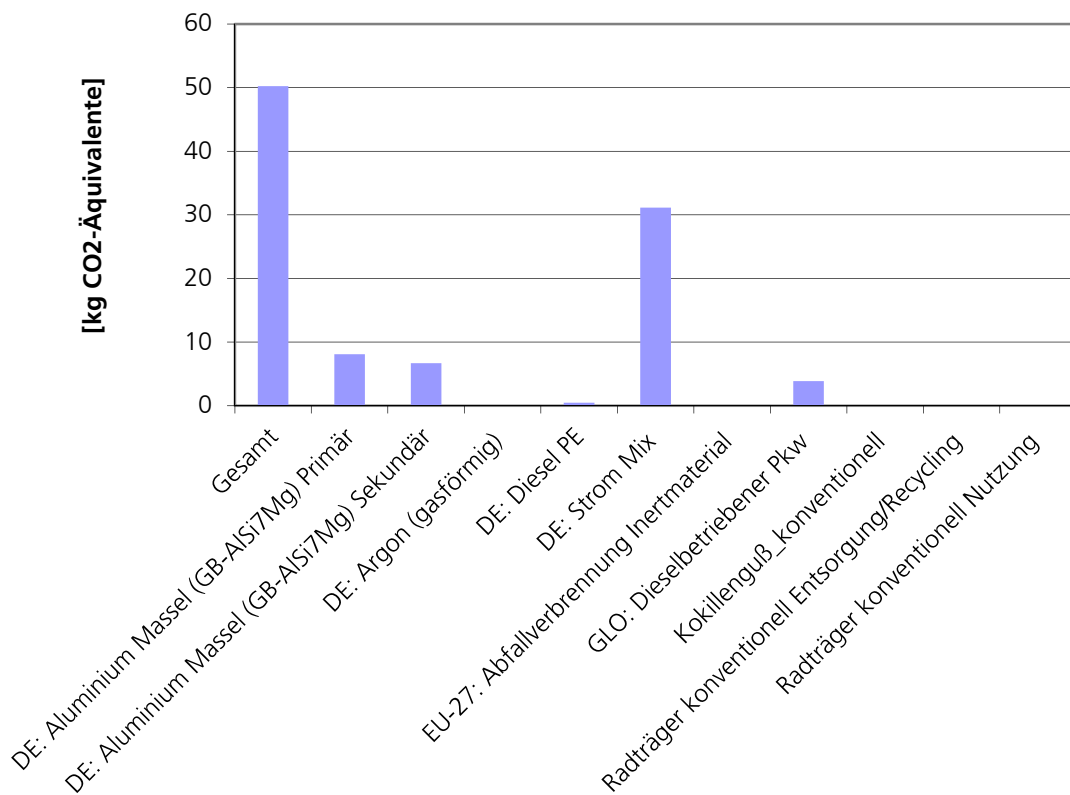


Abb. 57: CML2001 - Nov. 09, Treibhauspotential (GWP 100 Jahre) im Referenzprozess [kg CO2-Äqv.]

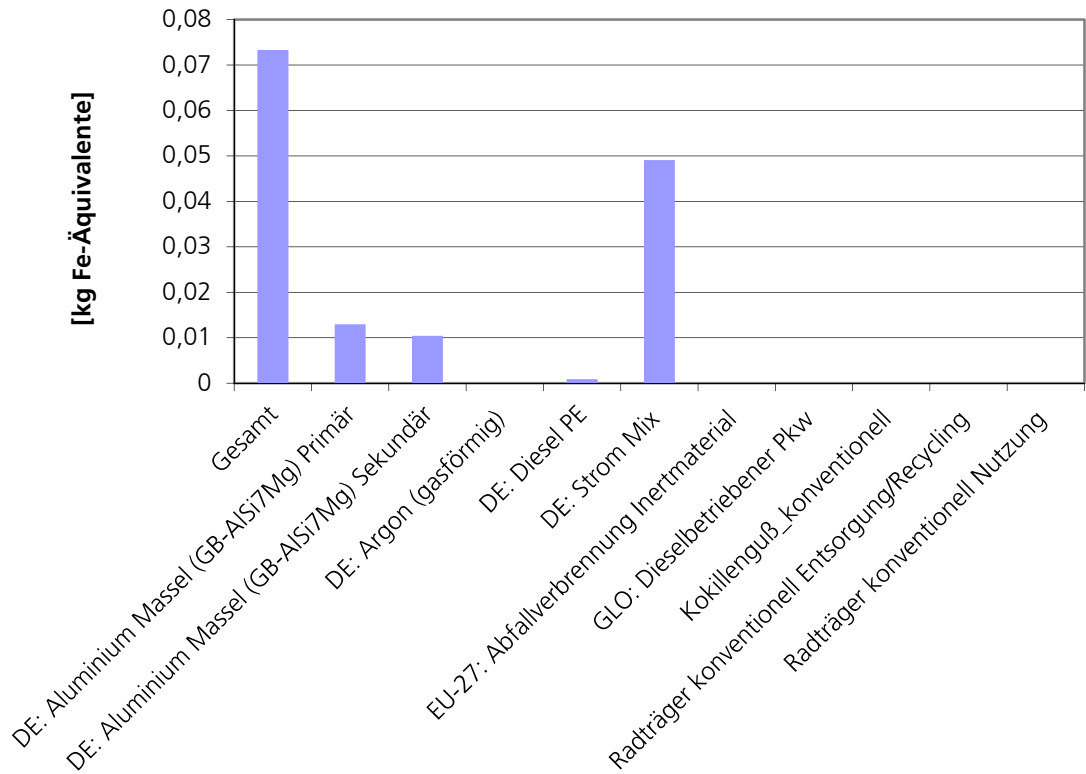


Abb. 58: ReCiPe Midpoint (H) - Verbrauch von Metallen im Referenzprozess [kg Fe-Äquiv.]

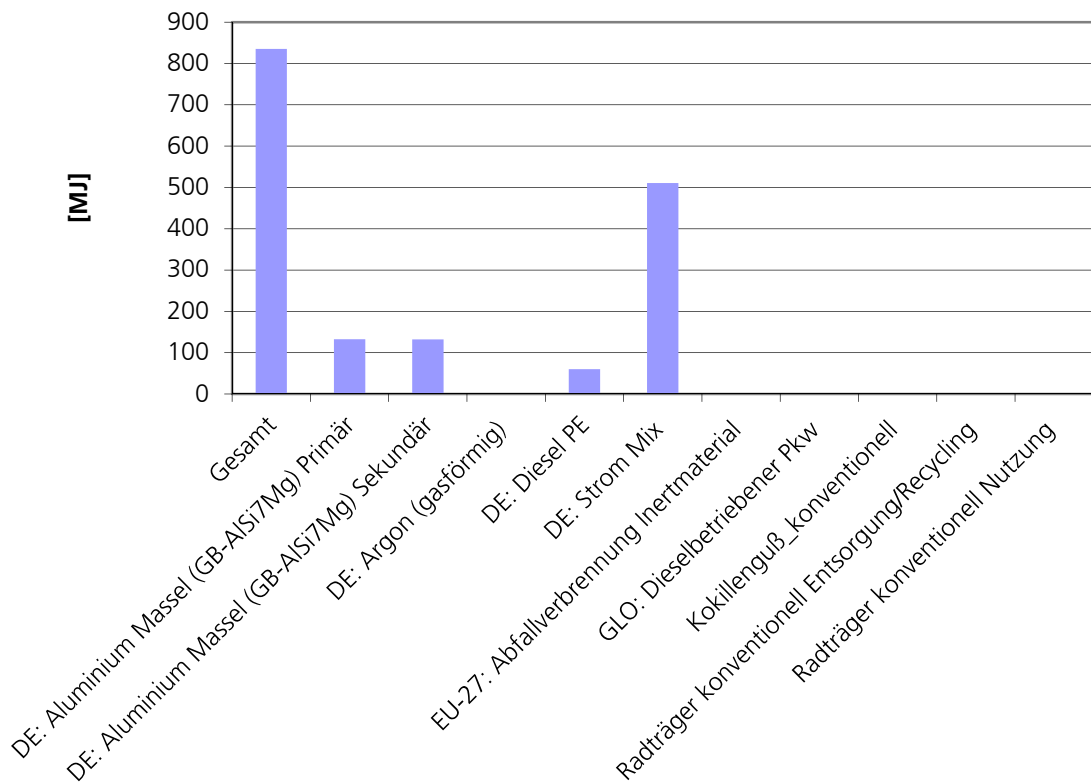


Abb. 59: Primärenergiebedarf aus reg. und nicht reg. Ressourcen (oberer Heizwert) im Referenzprozess [MJ]

Biona_Radtraeger_Leichtbau

GaBi 4 process plan: Masse [kg]
 The names of the basic processes are shown.

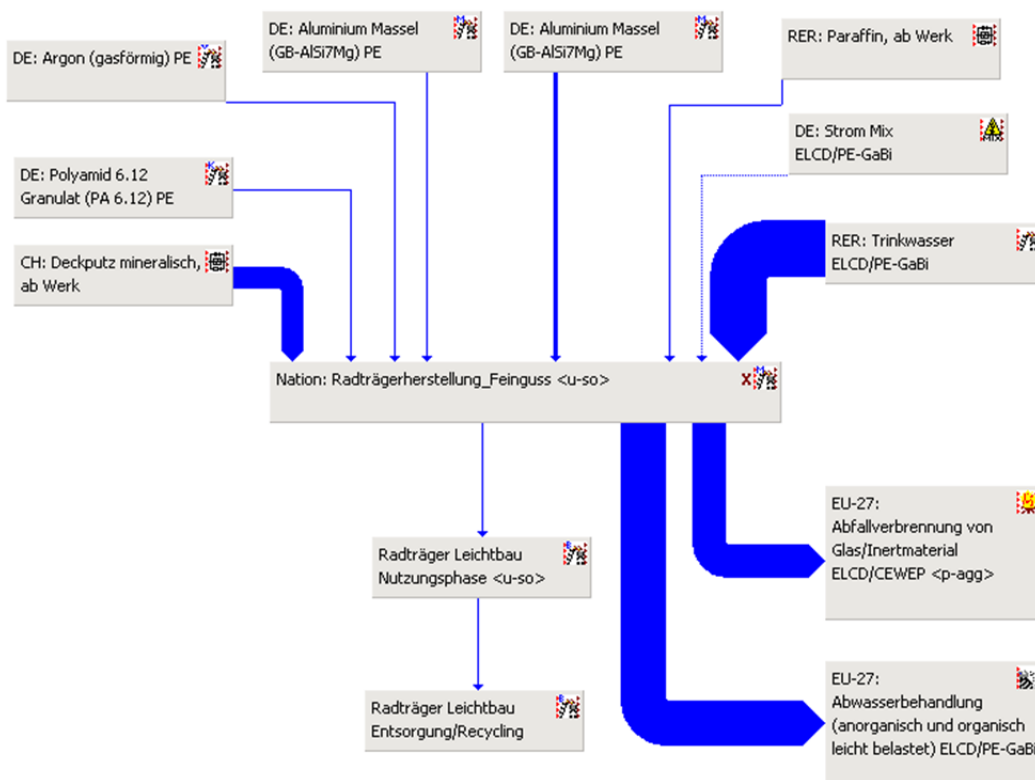


Abb. 60: Plan, der in der Ökobilanzsoftware für den bionischen Prozess modelliert und berechnet wurde.

Tab. 10: CML2001 - Nov. 09, Treibhauspotential (GWP 100 Jahre) für den bionischen Prozess [kg CO₂-Äqv.]

	[kg CO ₂ -Äqv.]
Gesamt	75,66005539
Deckputz/Gips mineralisch	1,030816318
Aluminium Massel (GB-ALSi7Mg) Primär	4,995759
Aluminium Massel (GB-ALSi7Mg) Sekundär	4,552165638
Argon (gasförmig)	0,004527856
Polyamid 6.12 Granulat (PA 6.12)	3,556487798
DE: Strom Mix	59,56285467
EU-27: Abfallverbrennung Inertmaterial	1,01009622
EU-27: Abwasserbehandlung (leicht belastet)	0,83911319
Radträger Leichtbau Entsorgung/Recycling	0

Radträger Leichtbau Nutzungsphase	0
Radträgerherstellung_Feiguss	0
Paraffin, ab Werk	0,09208064
Trinkwasser	0,01615379

Tab. 11: ReCiPe Midpoint (H) - Verbrauch von Metallen im bionischen Prozess [kg Fe-Äquiv.]

	[kg Fe-Äquiv.]
Gesamt	0,116741634
Deckputz/Gips mineralisch	0,017642625
Aluminium Massel (GB-ALSi7Mg) Primär	0,007809
Aluminium Massel (GB-ALSi7Mg) Sekundär	0,006260232
Argon (gasförmig)	7,11E-06
Polyamid 6.12 Granulat (PA 6.12)	0,002509047
DE: Strom Mix	0,093725674
EU-27: Abfallverbrennung Inertmaterial	-0,01779961
EU-27: Abwasserbehandlung (leicht belastet)	0,00012597
Radträger Leichtbau Entsorgung/Recycling	0
Radträger Leichtbau Nutzungsphase	0
Radträgerherstellung_Feiguss	0
Paraffin, ab Werk	0,00642346
Trinkwasser	3,85E-05

Tab. 12: Primärenergiebedarf aus reg. und nicht reg. Ressourcen (unterer Heizwert) im bionischen Prozess [MJ]

	[MJ]
Gesamt	1228,853626
Deckputz/Gips mineralisch	18,02374016
Aluminium Massel (GB-ALSi7Mg) Primär	79,80293
Aluminium Massel (GB-ALSi7Mg) Sekundär	79,161575
Argon (gasförmig)	0,073968059
Polyamid 6.12 Granulat (PA 6.12)	58,58696563
DE: Strom Mix	975,1841947

EU-27: Abfallverbrennung Inertmaterial	9,43329926
EU-27: Abwasserbehandlung (leicht belastet)	2,5270468
Radträger Leichtbau Entsorgung/Recycling	0
Radträger Leichtbau Nutzungsphase	0
Radträgerherstellung_Feinguss	0
Paraffin, ab Werk	5,99214889
Trinkwasser	0,06775921

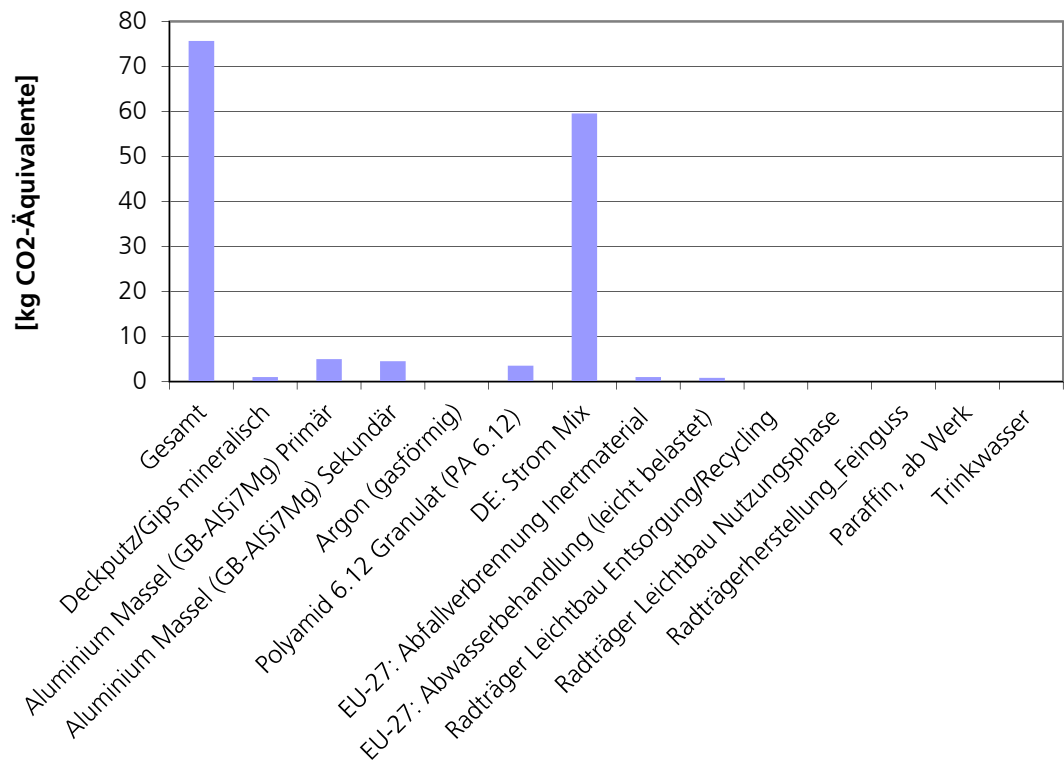


Abb. 61: CML2001 - Nov. 09, Treibhauspotential (GWP 100 Jahre) für den bionischen Prozess [kg CO2-Äqv.]

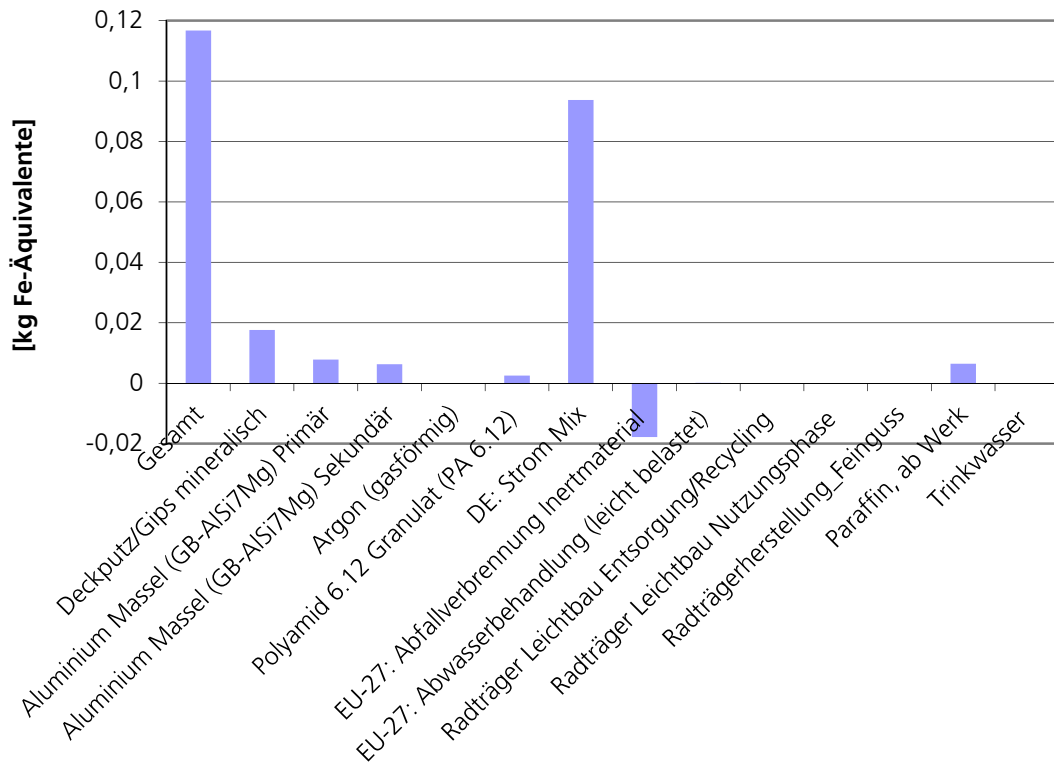


Abb. 62: ReCiPe Midpoint (H) - Verbrauch von Metallen im bionischen Prozess [kg Fe-Äquiv.]

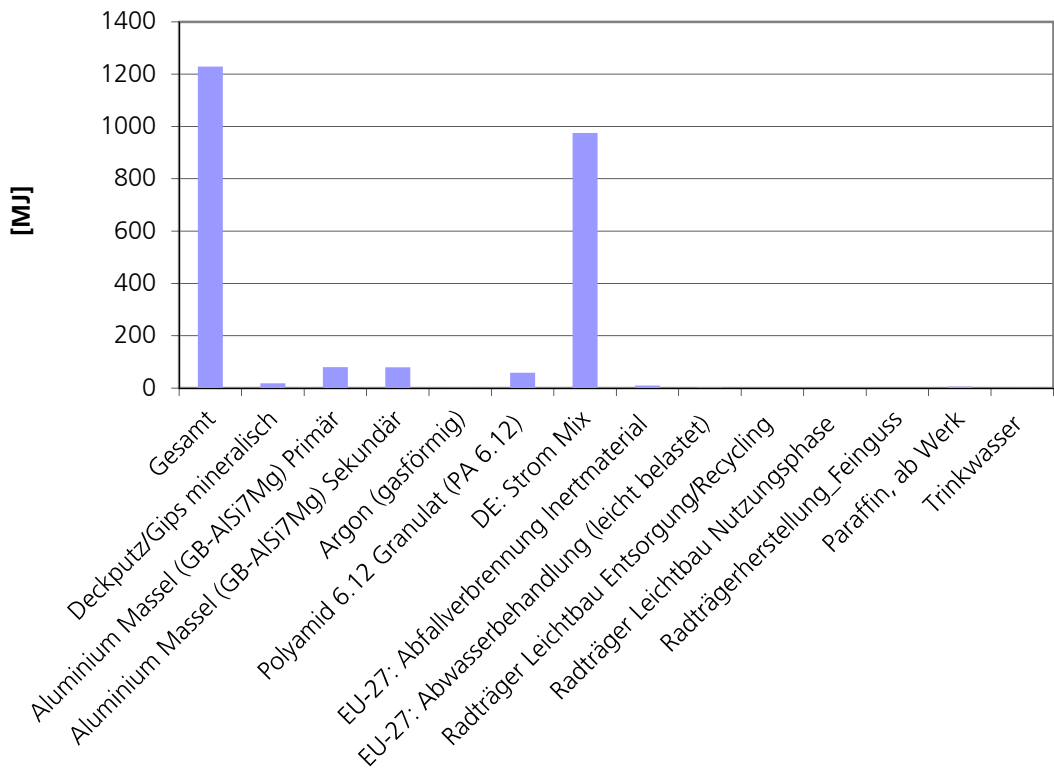


Abb. 63: Primärenergiebedarf aus reg. und nicht reg. Ressourcen (unterer Heizwert) im bionischen Prozess [MJ]

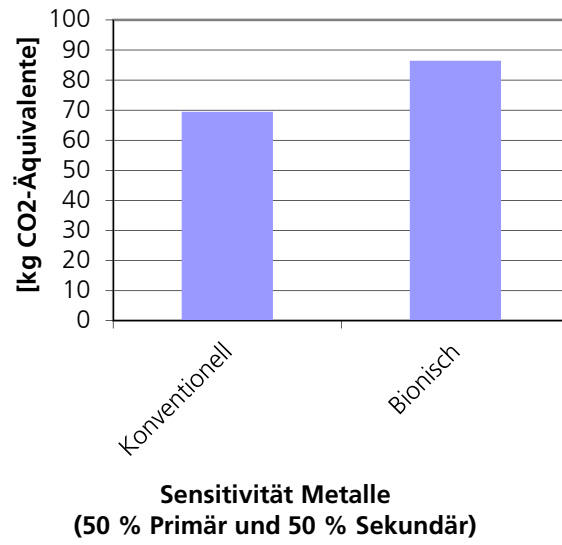


Abb. 64: CML2001 - Nov. 09, Treibhauspotential (GWP 100 Jahre) [kg CO2-Äqv.]

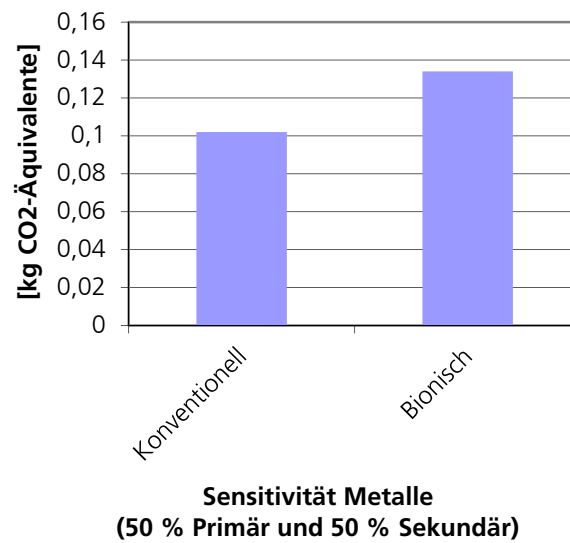


Abb. 65: ReCiPe Midpoint (H) - Verbrauch von Metallen [kg Fe-Äquiv.]

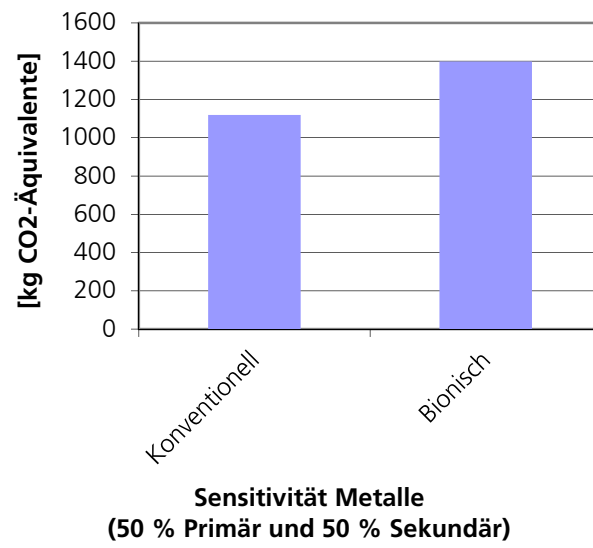


Abb. 66: Primärenergiebedarf aus reg. und nicht reg. Ressourcen (oberer Heizwert) [MJ]

Anhang 2: Beschreibung der Datenaufbereitung mit der Software PoreDesign

Zu optimierendes Bauteil: Sinterschale

Einsatz: Brennhilfsmittel für Einsatz bei 1400°C und vielen Thermozyklen

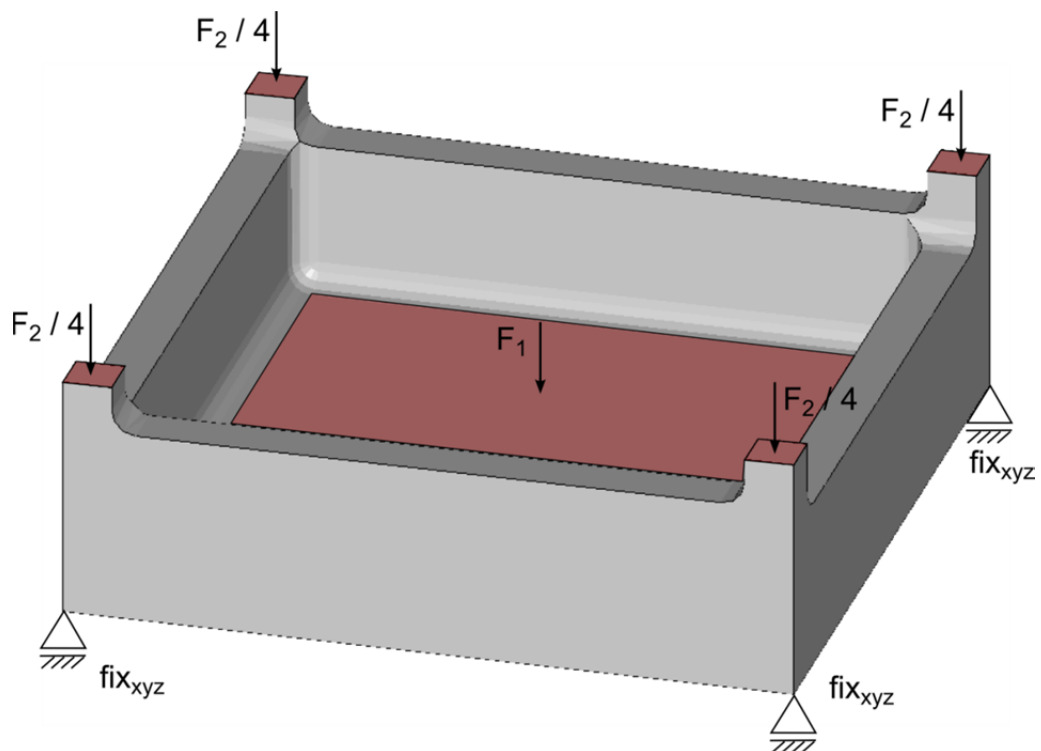
Eigengewicht derzeit: 1200g

Belastung: pro Schale 500g (flächig)
⇒ $F_1 = 5\text{N}$

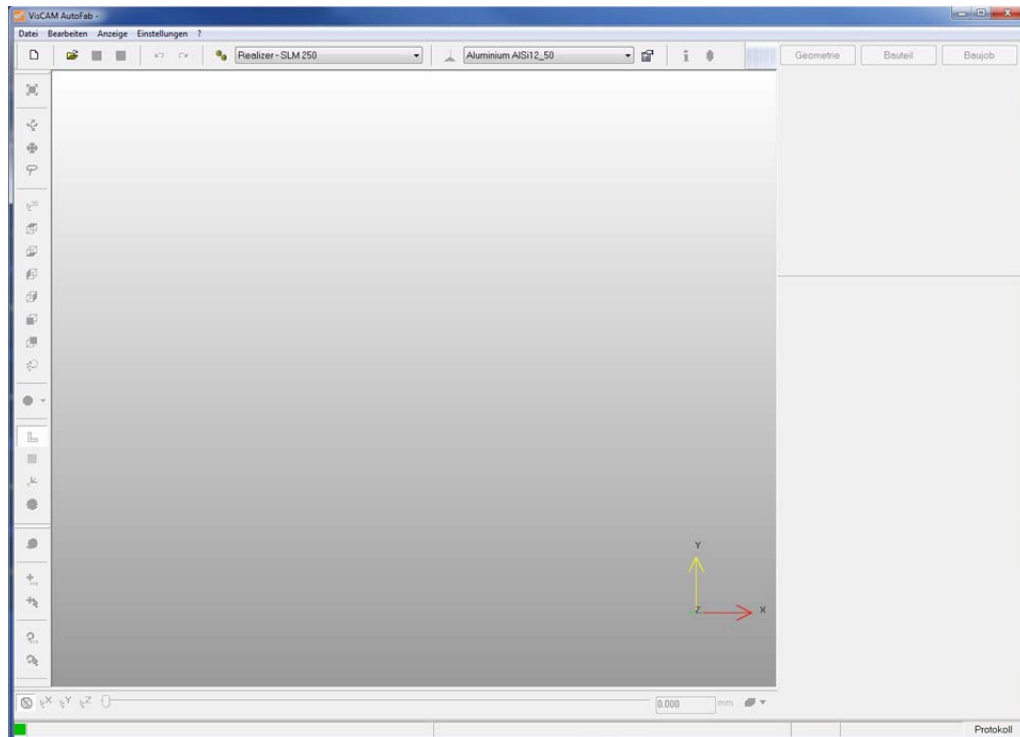
Verwendung: 10 Schalen übereinander gestapelt, d.h. Last auf die untere Schale:
⇒ $9 \times 1200\text{g} + 9 \times 500\text{g} = 15300\text{g}$
⇒ $F_2 = 153\text{N}$ (auf 4 Pfeiler verteilt)

Lagerung: in den Eckknoten, jeweils in x-, y- und z-Richtung

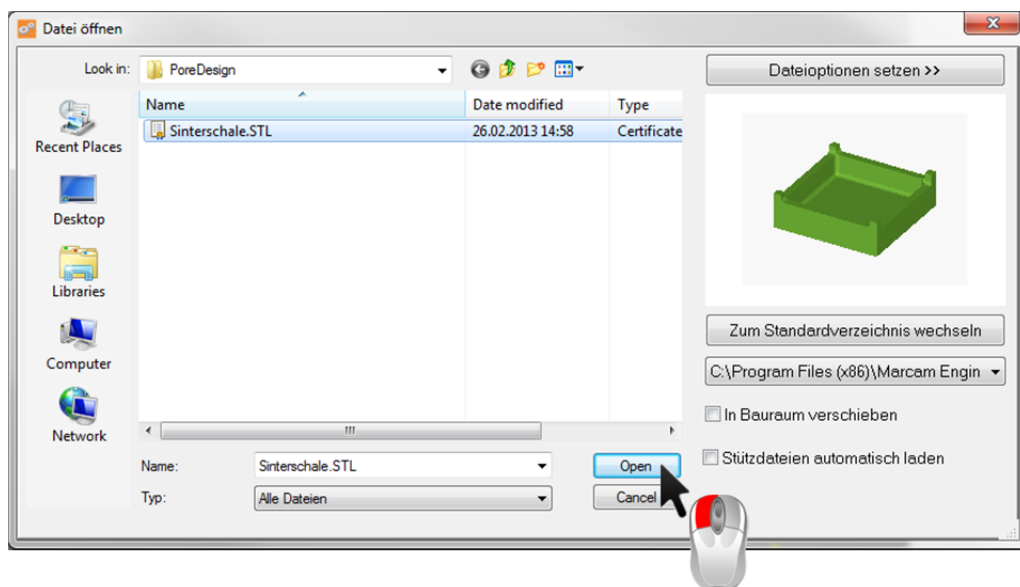
Durch gezielte Porosierung lässt sich das Gewicht minimieren, die Belastbarkeit sollte trotzdem gegeben bleiben. Diese Schalen werden in jedem Ofenzyklus auf eine Temperatur von 1400°C aufgeheizt und wieder abgekühlt. Jedes kg an Masse was gespart werden kann muss nicht aufgeheizt werden und spart Energie.



Schritt 1: Starten des Programms "AutoFab PoreDesign"



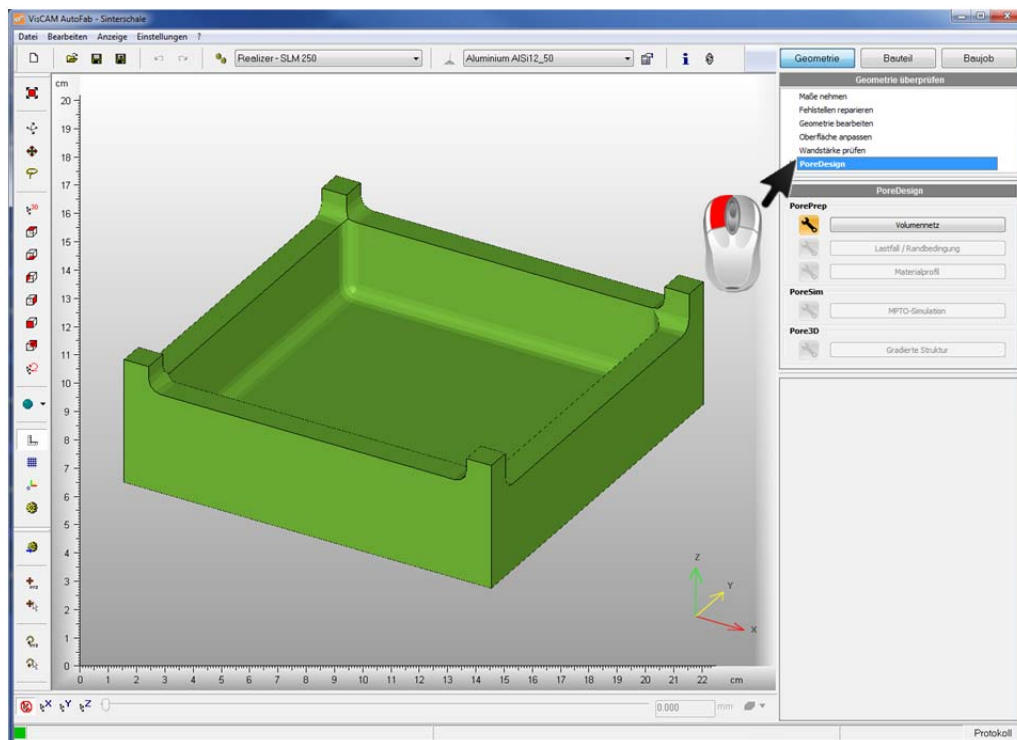
Schritt 2: Laden der Datei „Sinterschale.stl“



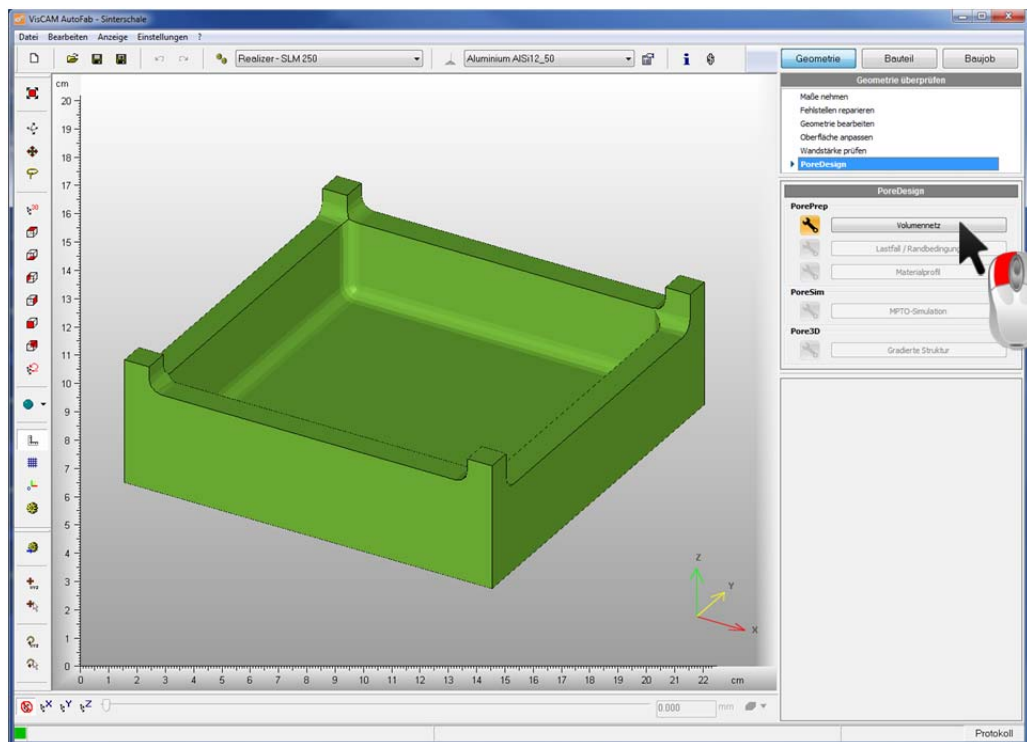
Die Datei „Sinterschale.stl“ befindet sich im „Examples“-Verzeichnis am Installationsort des Programms. Im Allgemeinen ist dies:

C:\Programme\Marcam Engineering\AutoFab PoreDesign\Examples

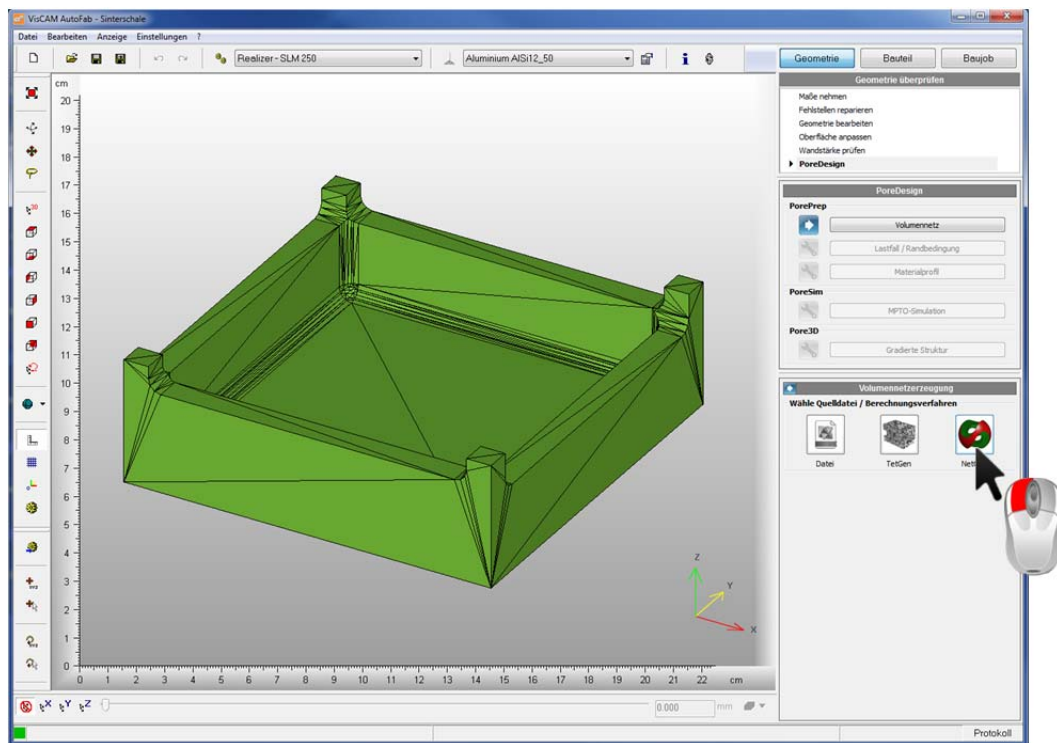
Schritt 3: Auswahl der Option „PoreDesign“



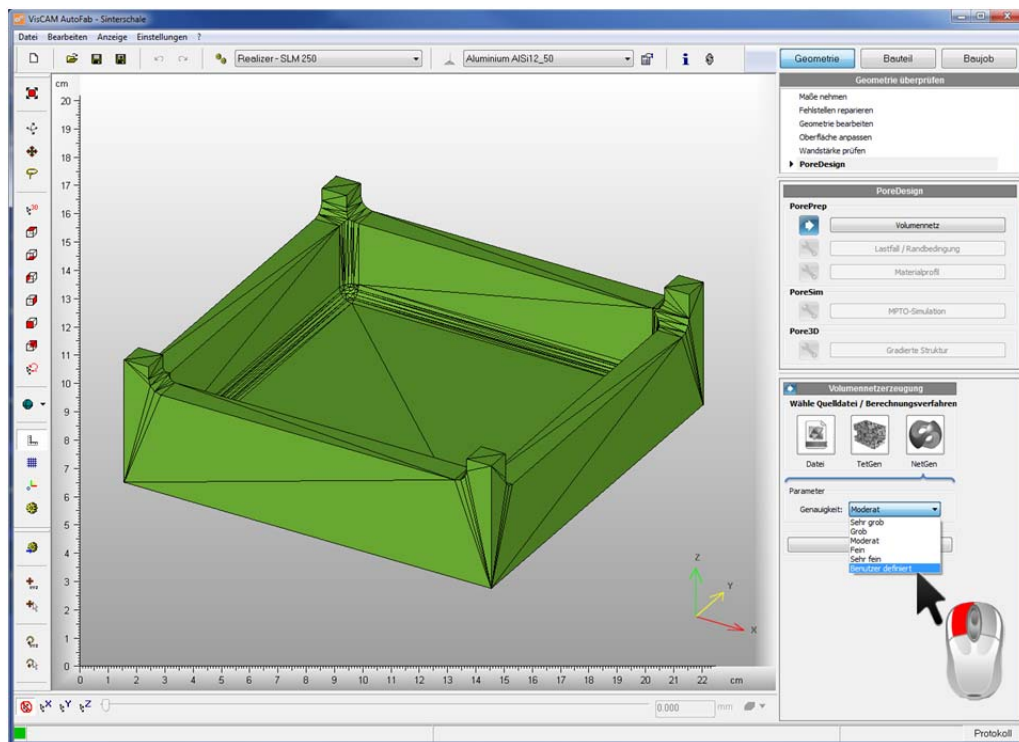
Schritt 4: Auswahl der Option „Volumennetz“



Schritt 5: Auswahl der Option „NetGen“

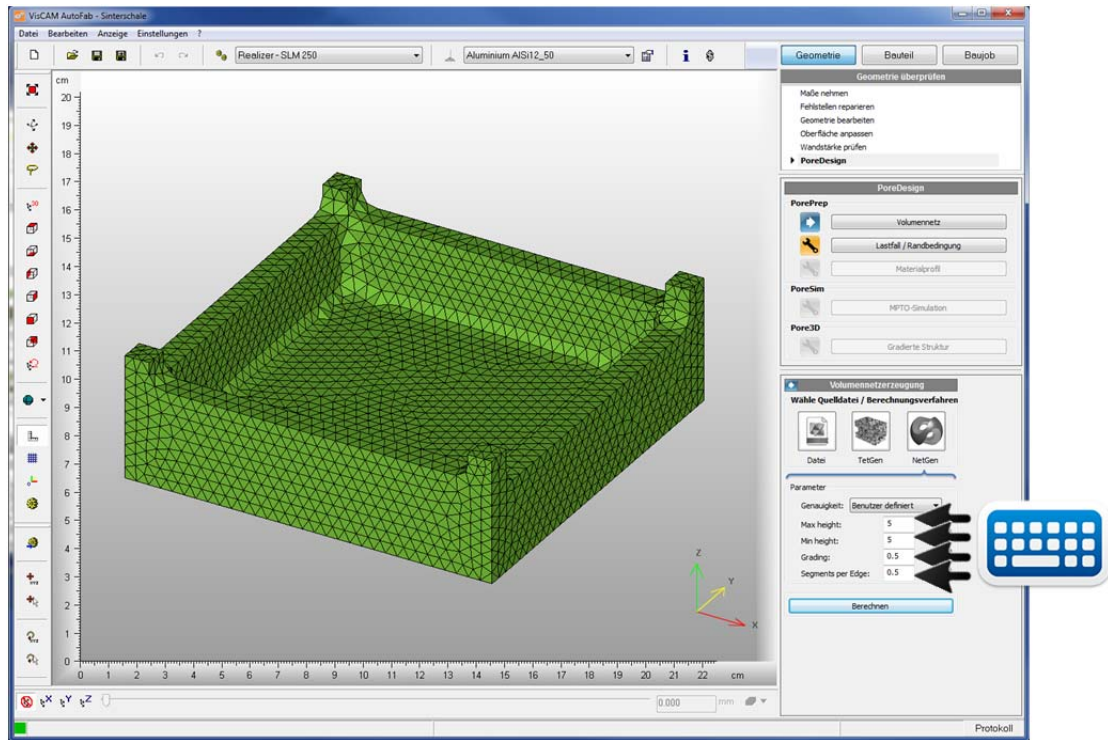


Schritt 6: Auswahl der Option „Benutzer definiert“

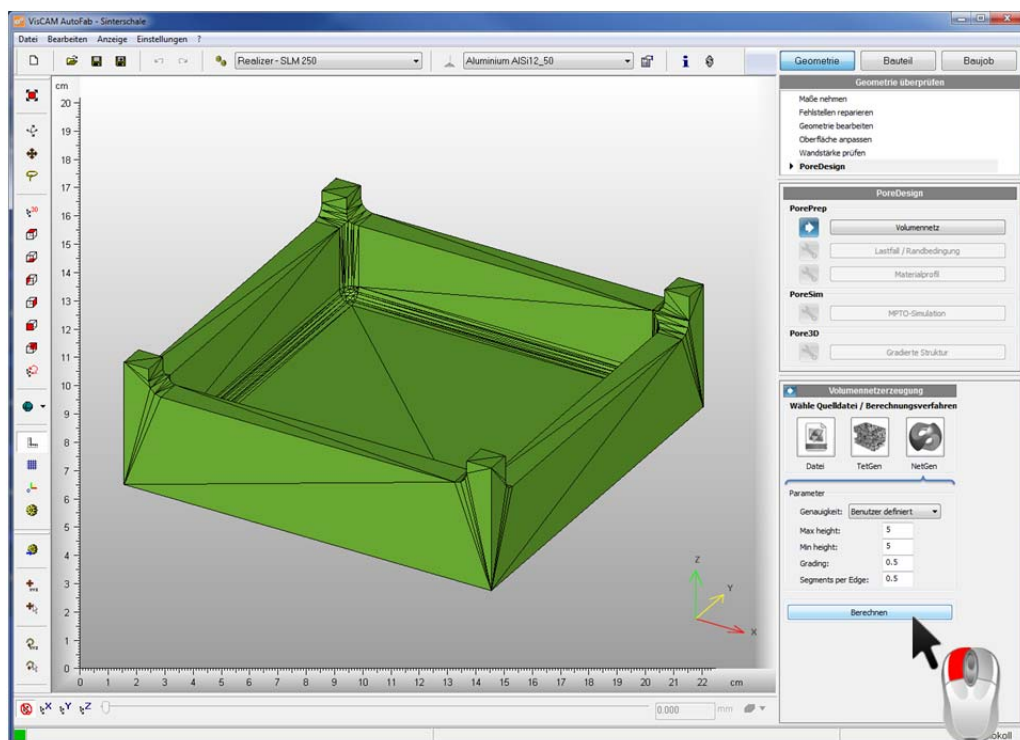


Schritt 7: Eingabe der folgenden Parameterwerte:

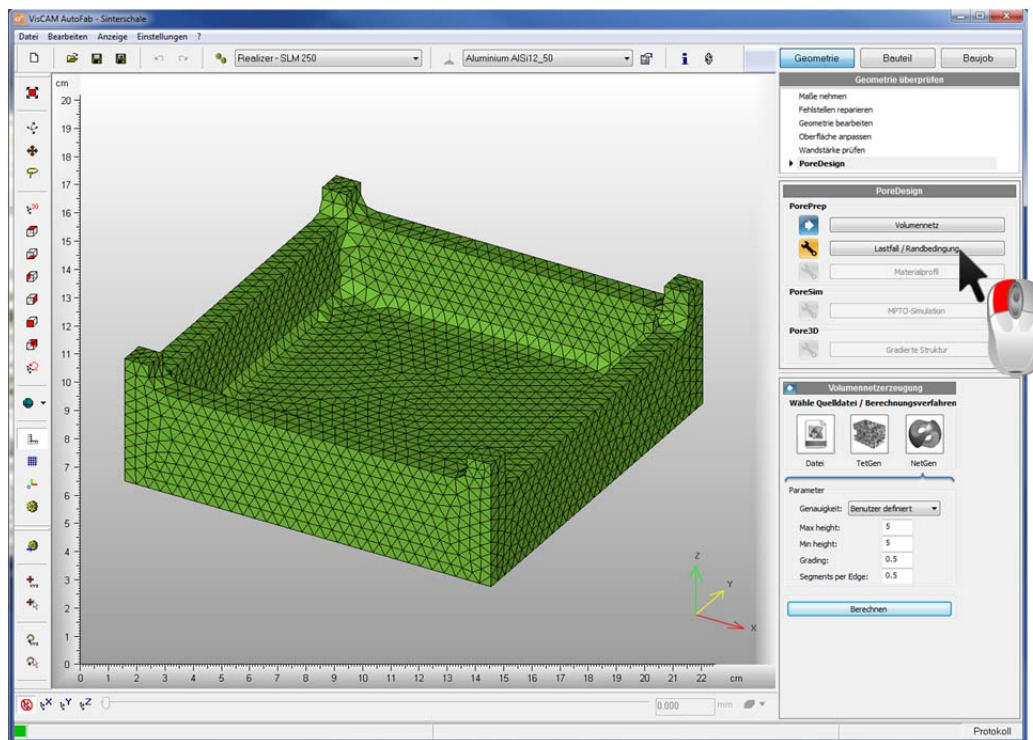
Max height:	5
Min height:	5
Grading:	0.5
Segm. per edge:	0.5



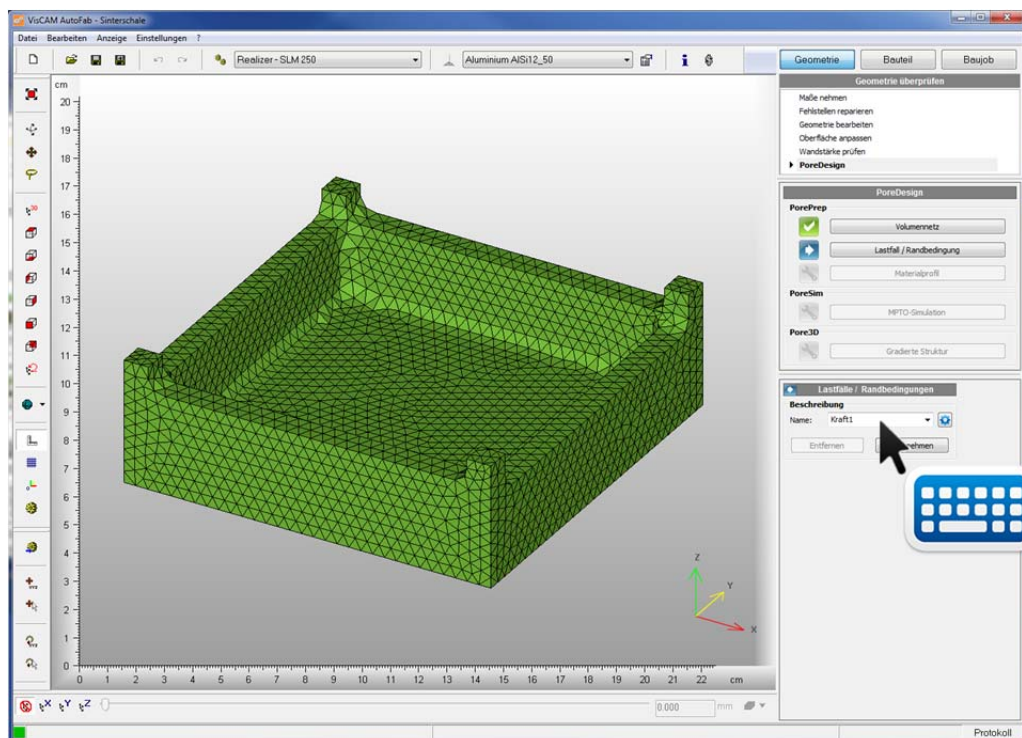
Schritt 8: Start der Berechnung des Volumenmeshes durch Klicken auf die Schaltfläche „Berechnen“



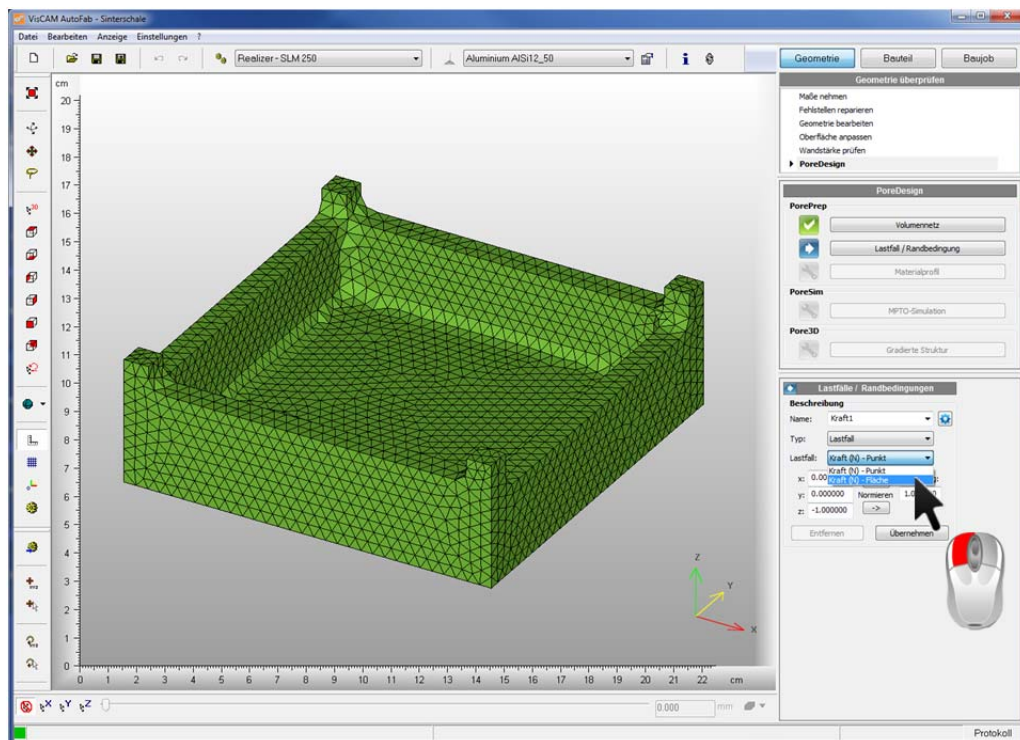
Schritt 9: Auswahl der Option „Lastfall/Randbedingung“



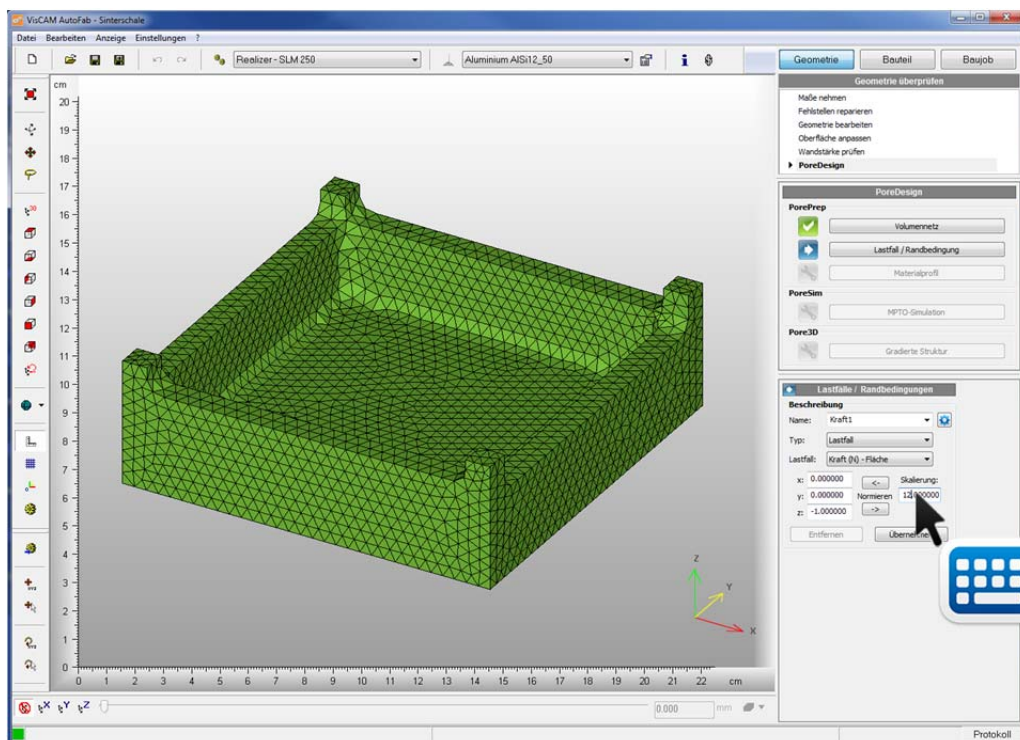
Schritt 10: Eingabe der Zeichenkette „Kraft1“ im Namensfeld „Name“



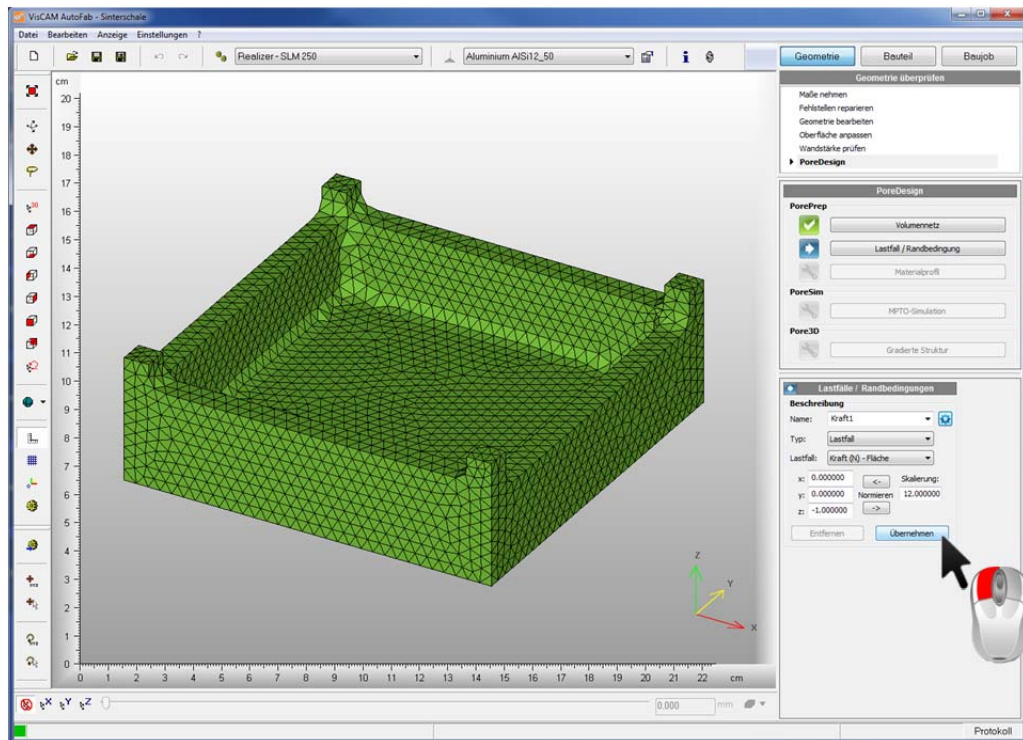
Schritt 11: Auswahl der Option „Kraft (N) – Fläche“ nach Klicken auf die DropDown-Box „Lastfall“



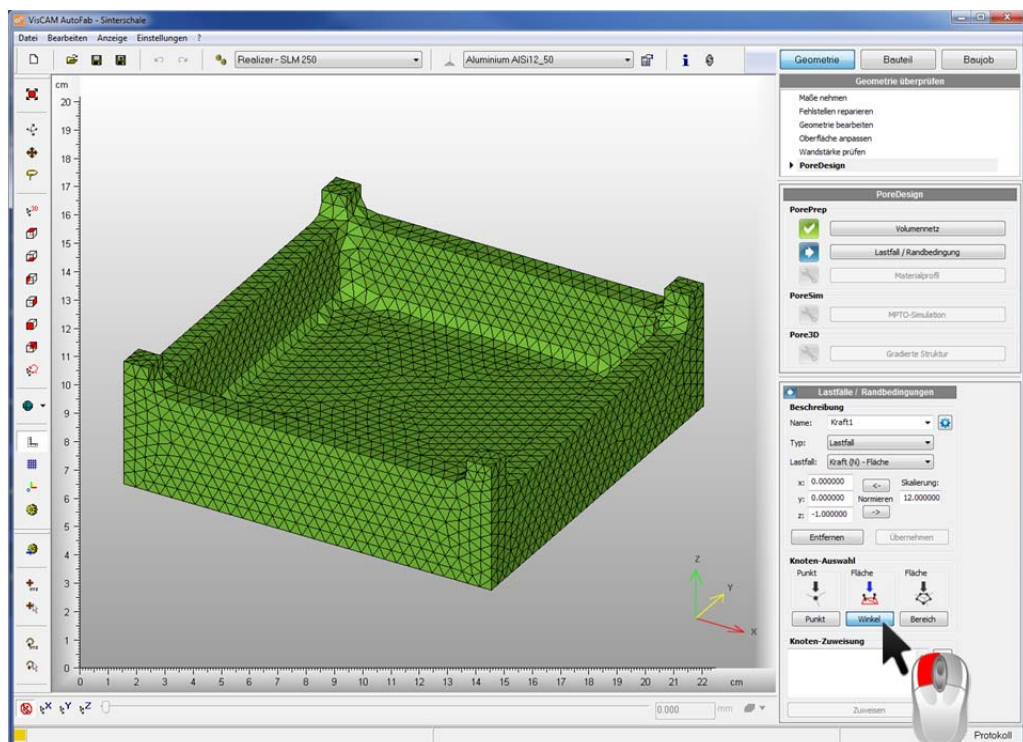
Schritt 12: Eingabe der Zahl 12 im Feld „Skalierung“



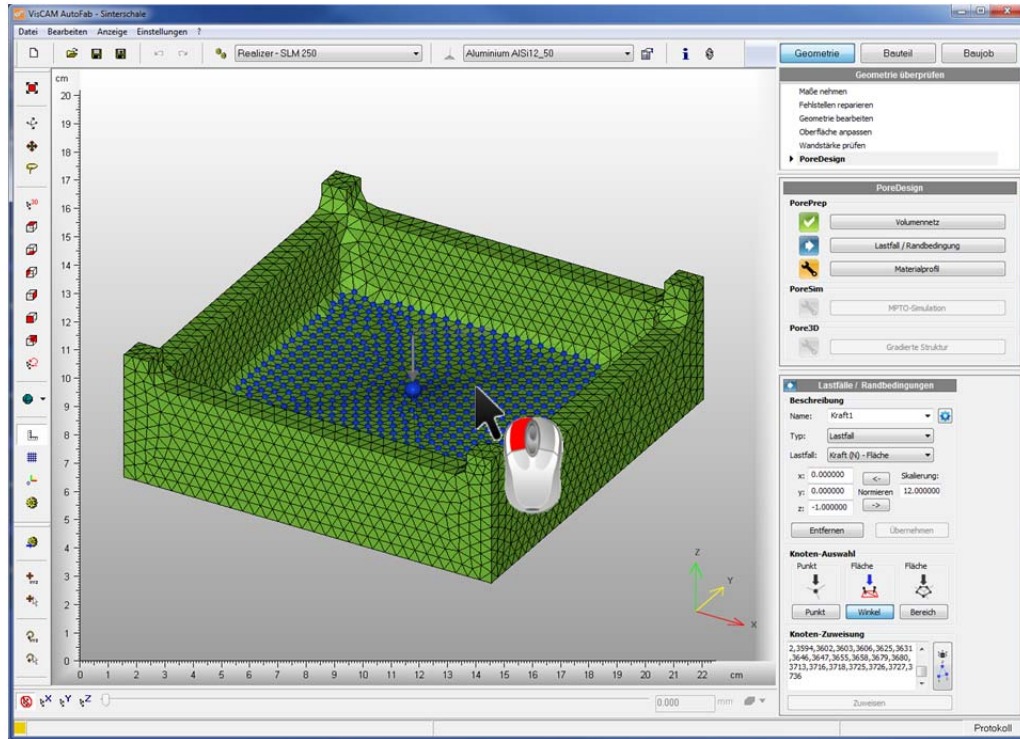
Schritt 13: Übernahme des Lastfalles „Kraft1“ durch Drücken der Schaltfläche „Übernehmen“



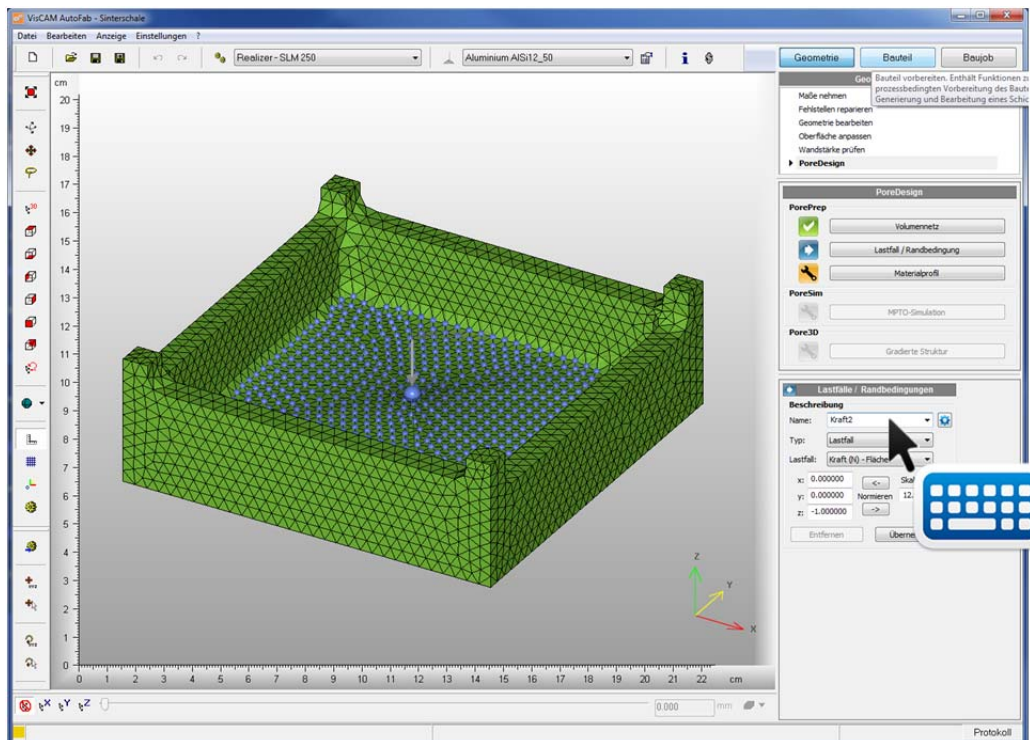
Schritt 14: Auswahl der Option „Fläche“ durch Drücken der Schaltfläche „Winkel“



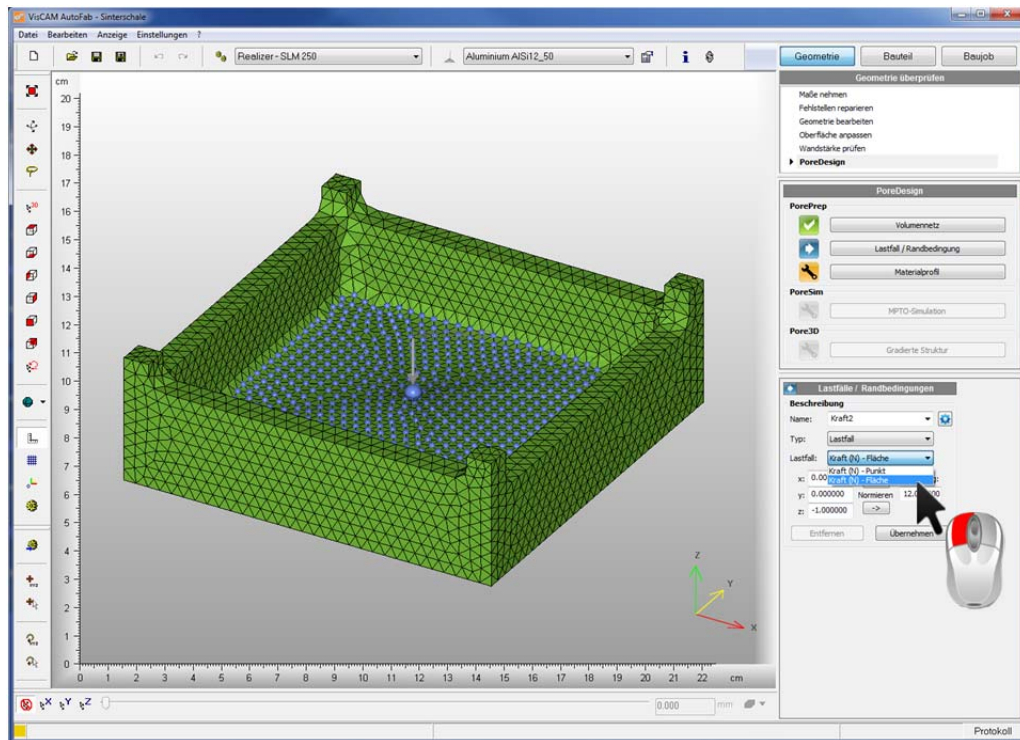
Schritt 15: Platzierung des Lastfalls „Kraft1“ durch Platzierung des Mauszeigers im Bodenbereich der Sinterschale und anschließendes Drücken der linken Maustaste



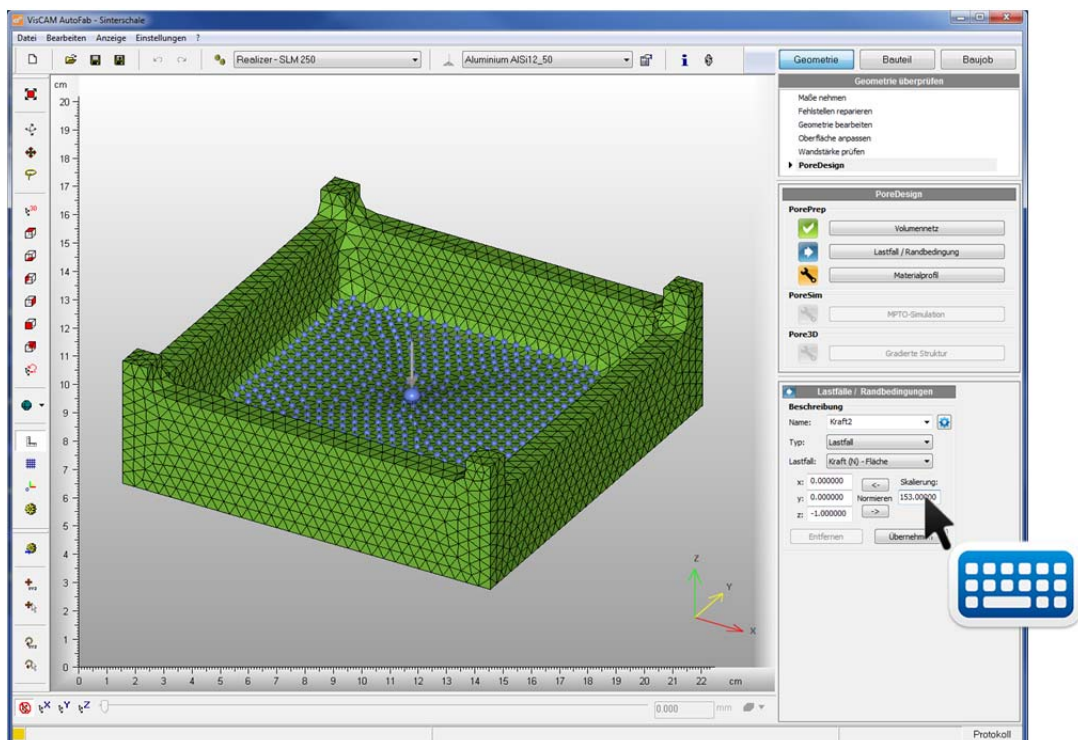
Schritt 16: Eingabe der Zeichenkette „Kraft2“ im Namensfeld „Name“



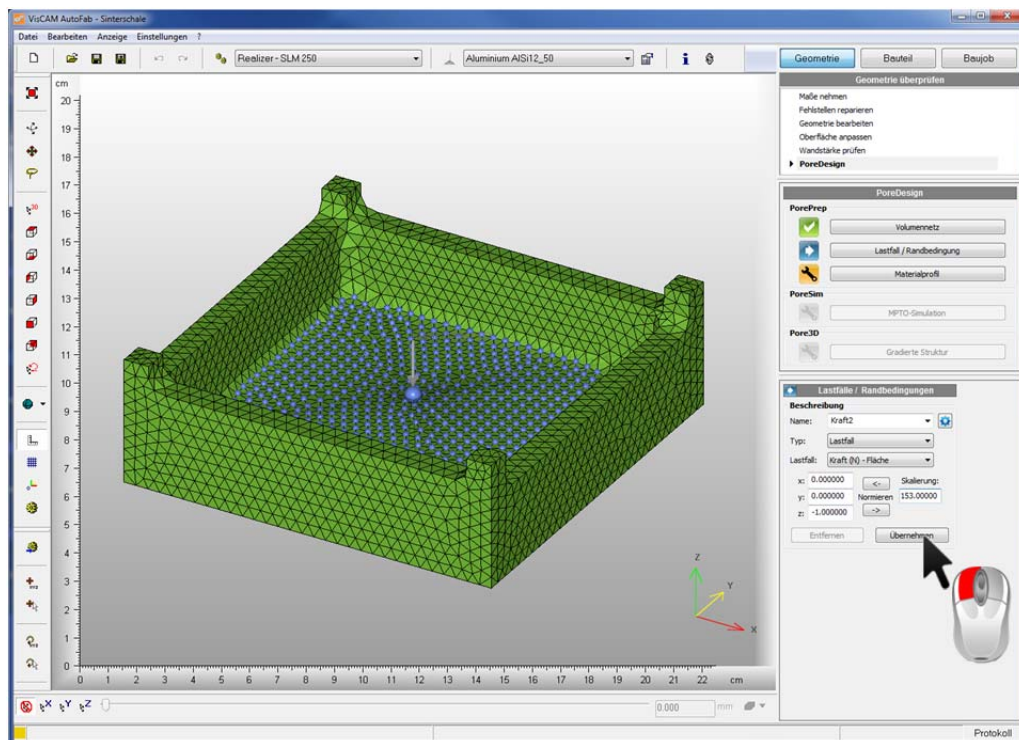
Schritt 17: Auswahl der Option „Kraft (N) – Fläche“ nach Klicken auf die DropDown-Box „Lastfall“



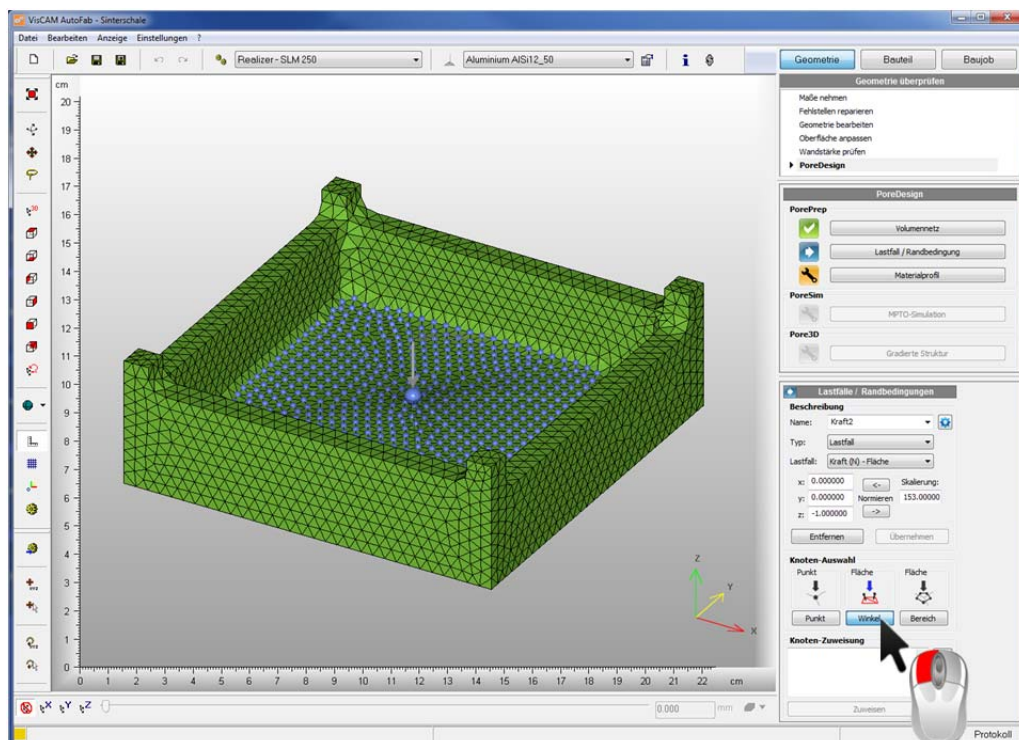
Schritt 18: Eingabe der Zahl 153 im Feld „Skalierung“



Schritt 19: Übernahme des Lastfalles „Kraft2“ durch Drücken der Schaltfläche „Übernehmen“



Schritt 20: Auswahl der Option „Fläche“ durch Drücken der Schaltfläche „Winkel“

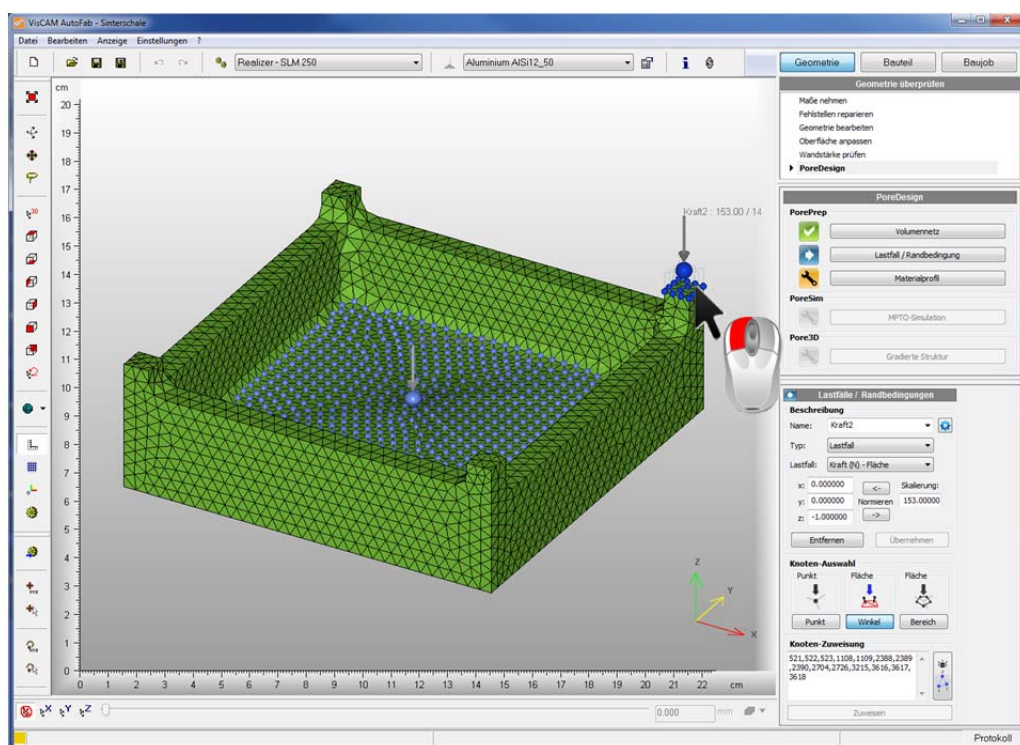




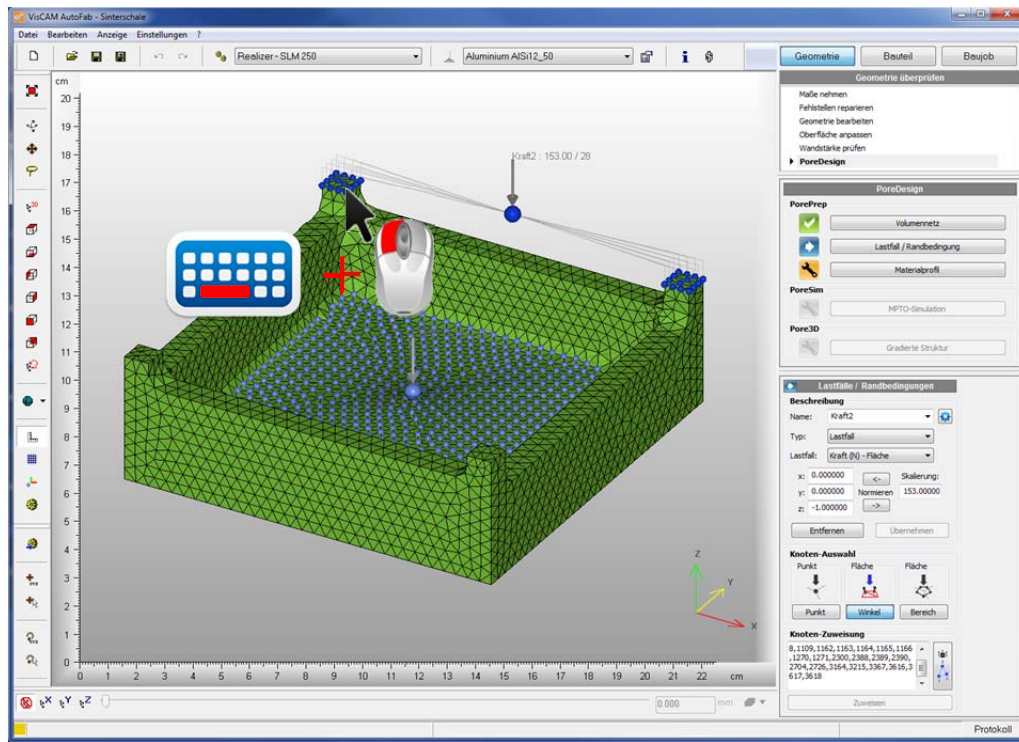
Bitte die folgenden Schritte 20 – 22 so ausführen, dass Sie diese im Programm direkt hintereinander ausführen können. Ein Wechsel in ein anderes Programm (bspw. dem Acrobat-Reader) hat zur Folge, dass die Platzierung eines einzigen Lastfalls/ Randbedingung auf unterschiedliche Flächenbereiche nicht mehr zuverlässig funktioniert.



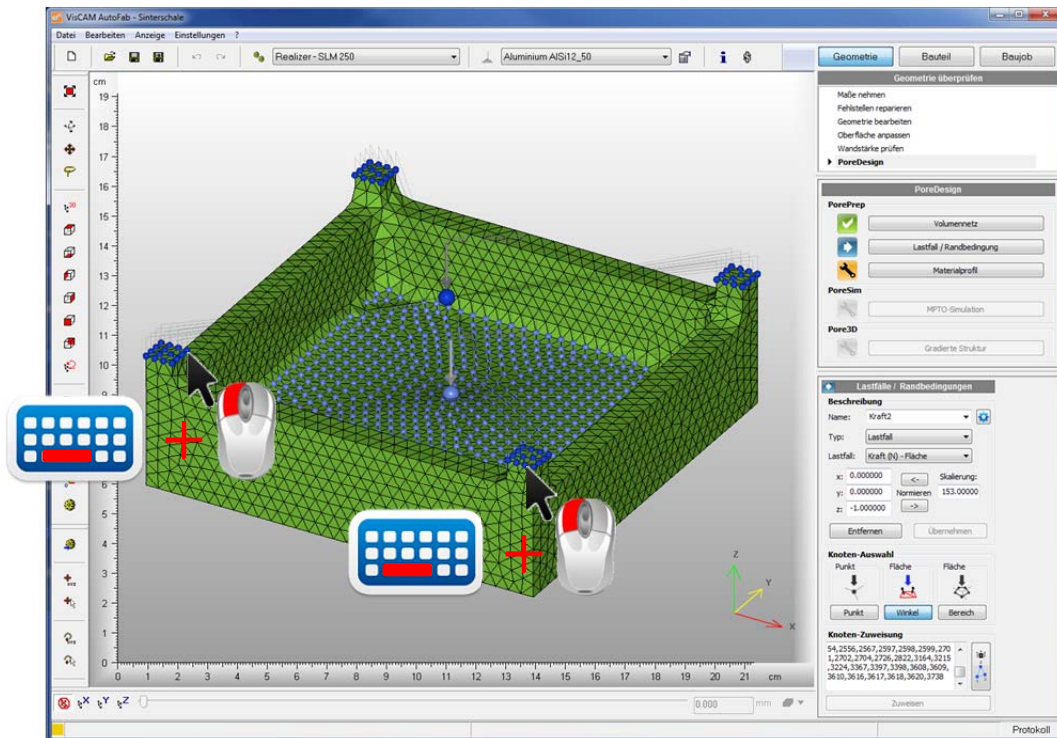
Schritt 21: Platzierung des Lastfalls „Kraft2“ durch Platzierung des Mauszeigers auf der Deckfläche der rechten oberen Ecke und anschließendes Drücken der linken Maustaste



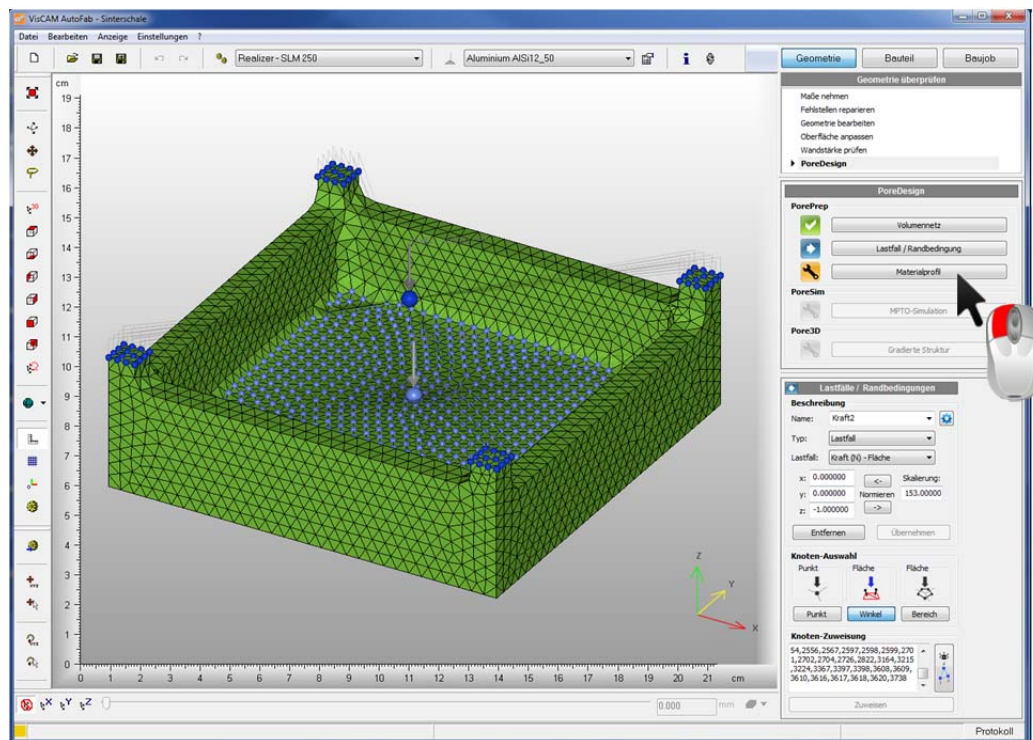
Schritt 22: Platzierung des Lastfalls „Kraft2“ durch Plazierung des Mauszeigers auf der Deckfläche der linken oberen Ecke, durch Drücken und Gedrückthalten der Leerzeilentaste und anschließendes Drücken der linken Maustaste



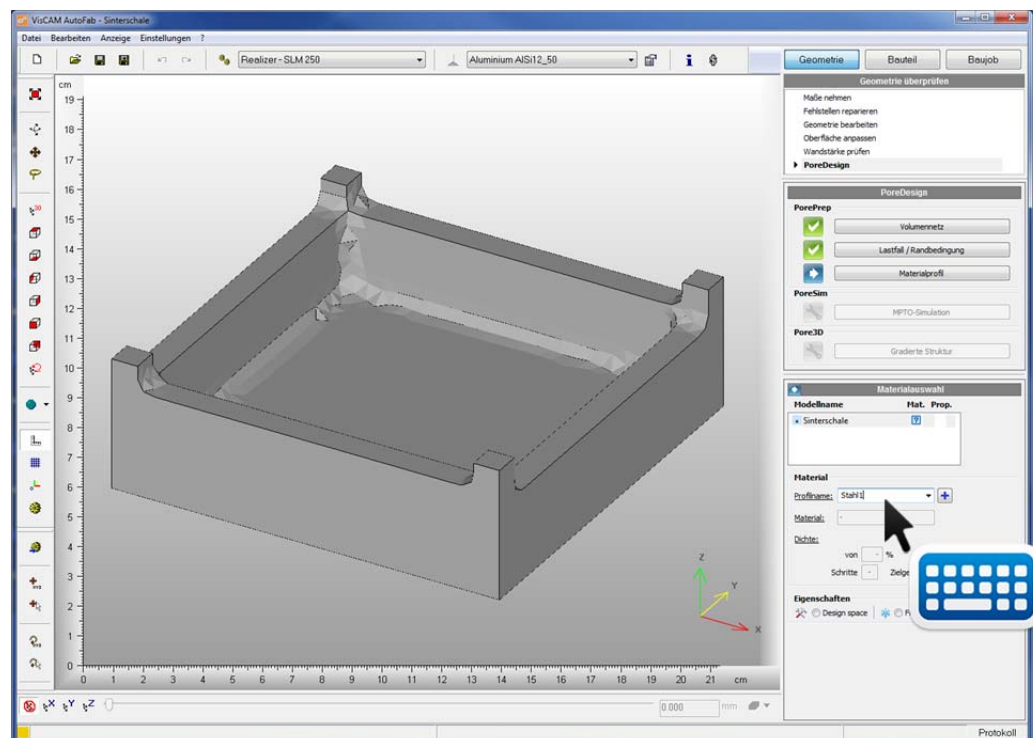
Schritt 23: Platzierung des Lastfalls „Kraft2“ an der linken unteren und rechten unteren Ecke wie in Schritt 20 beschrieben




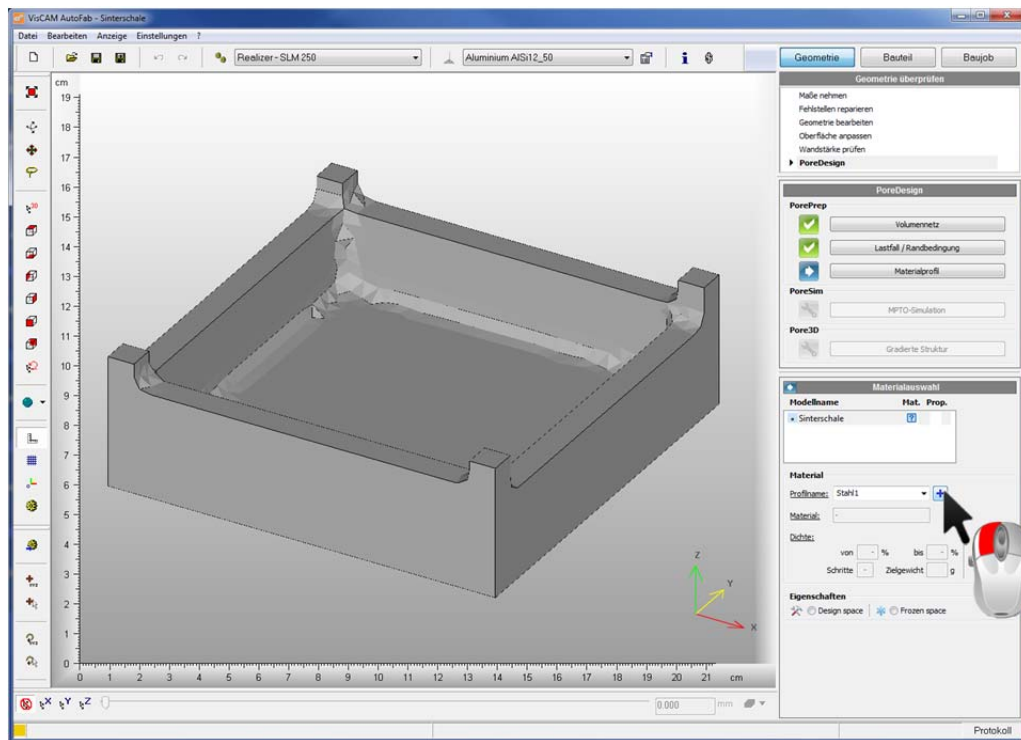
Schritt 24: Auswahl der Option „Materialprofil“



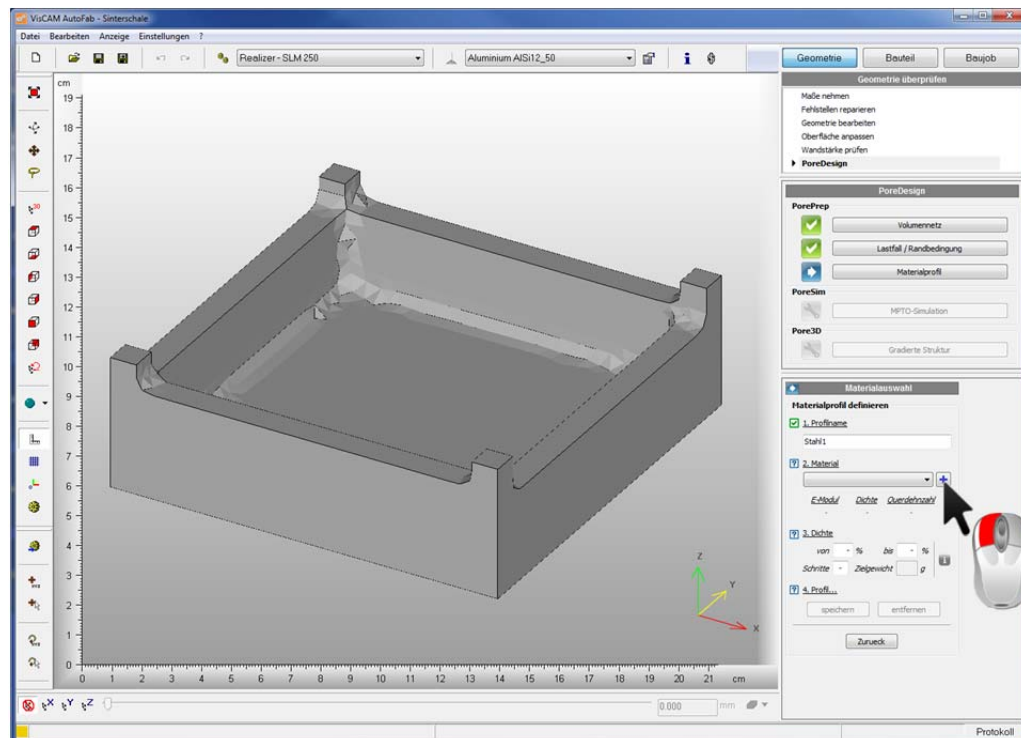
Schritt 25: Eingabe der Zeichenkette „Stahl1“ im Textfeld „Profilname“



Schritt 26: Wechsel in den Dialog „Materialauswahl – Materialprofil definieren“ durch Drücken der Schaltfläche 

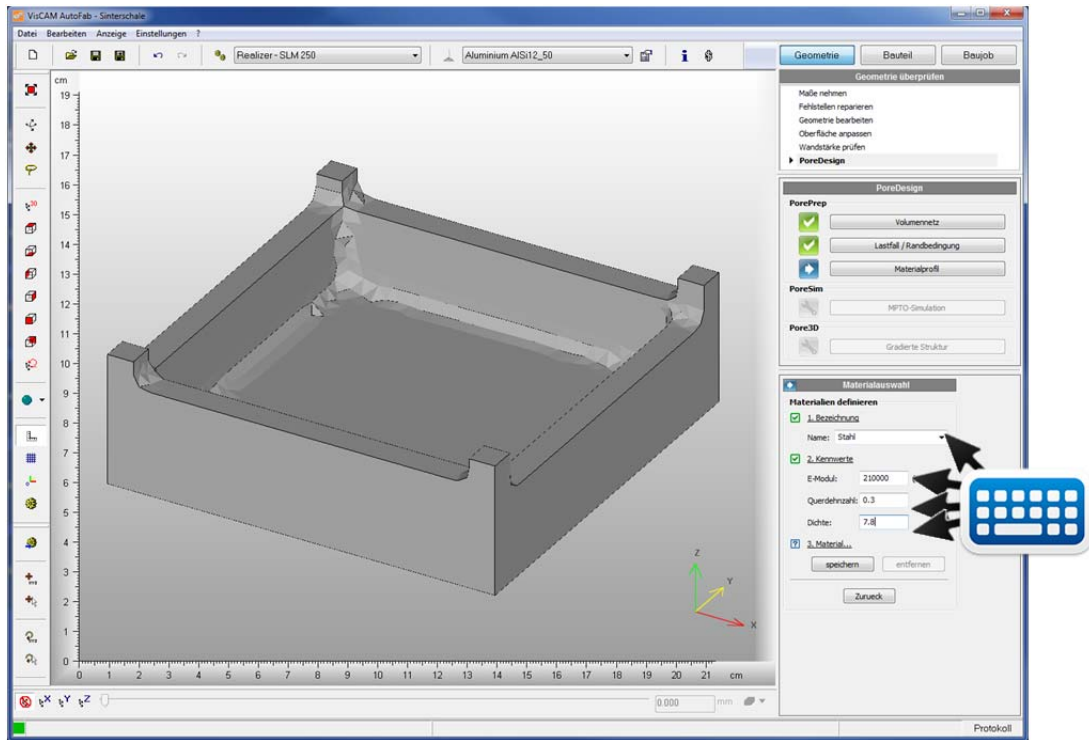


Schritt 27: Wechsel in den Dialog „Materialauswahl – Materialien definieren“ durch Drücken der Schaltfläche 

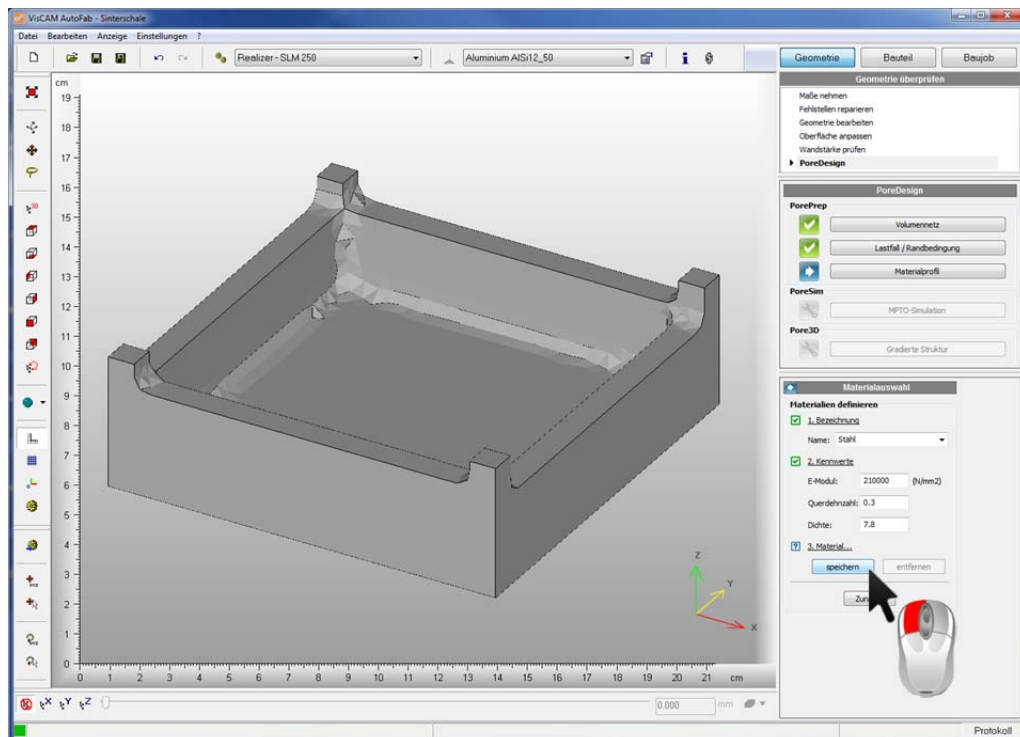


Schritt 28: Eingabe der folgenden Materialparameter:

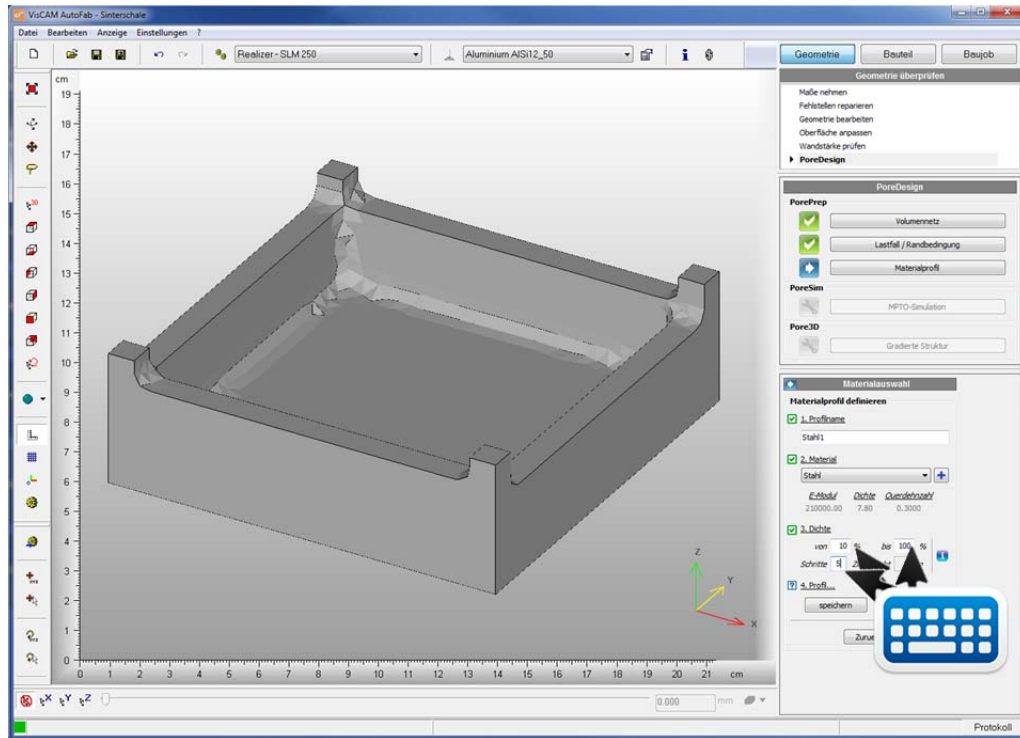
Name: Stahl
E-Modul: 210000
Querdehnzahl: 0.3
Dichte: 7.8



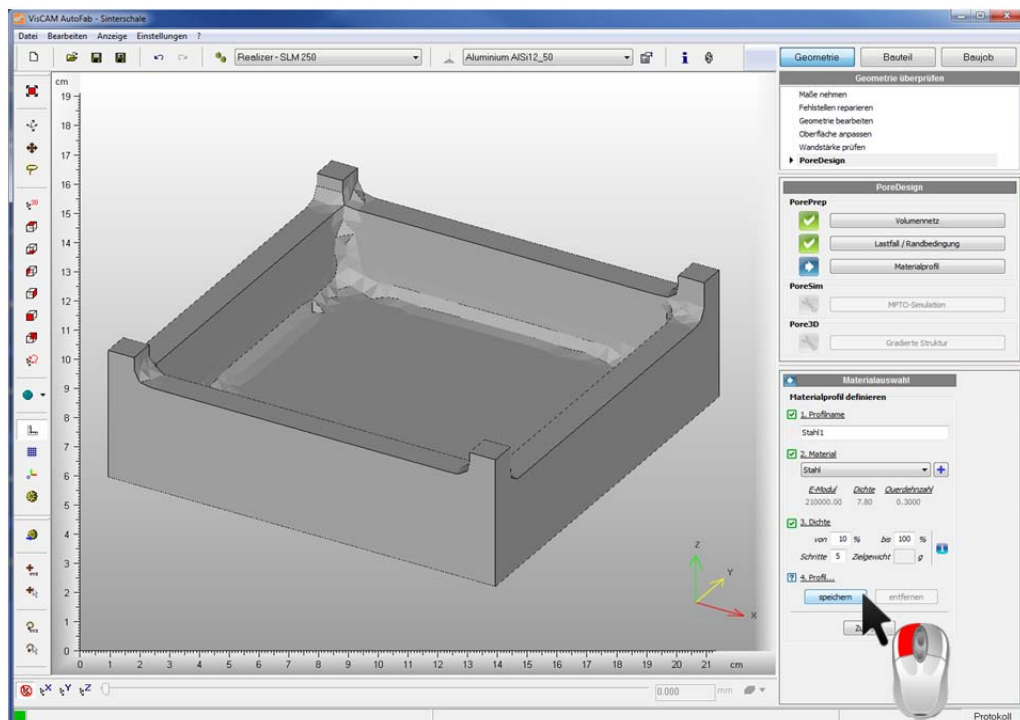
Schritt 29: Speichern der neuen Materialdefinition durch Drücken der Schaltfläche „speichern“



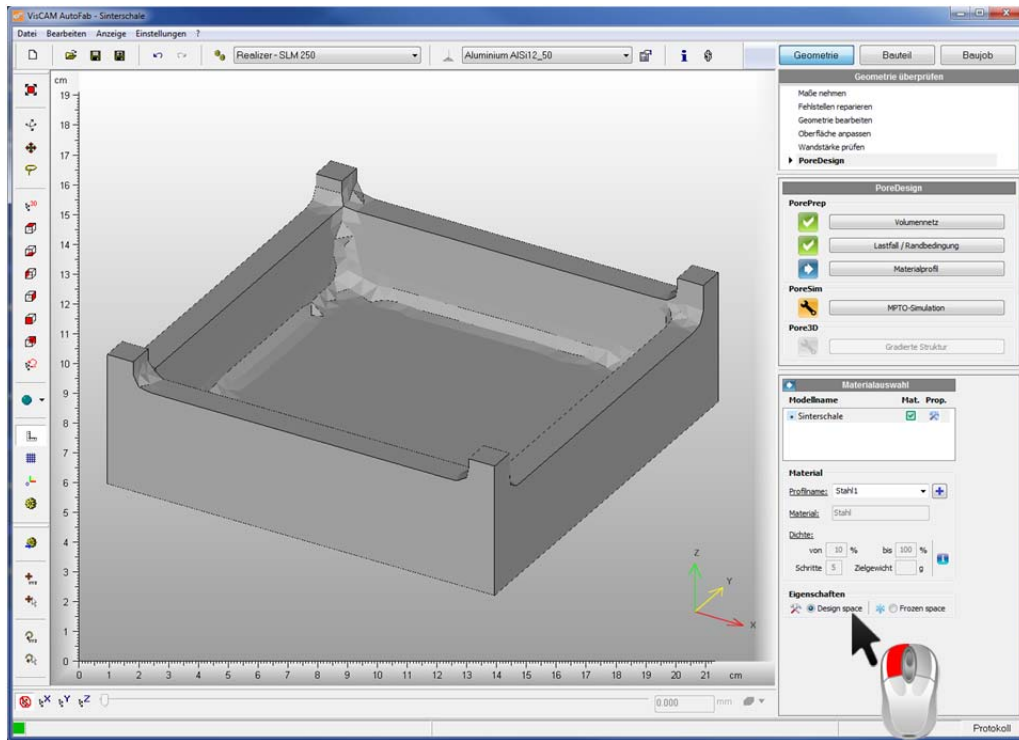
Schritt 30: Eingabe der Gradierungsparameter im Parameterbereich Dichte:
von: 10 %
bis: 100%
Schritte: 5



Schritt 31: Speichern des neuen Materialprofils durch Drücken der Schaltfläche „speichern“



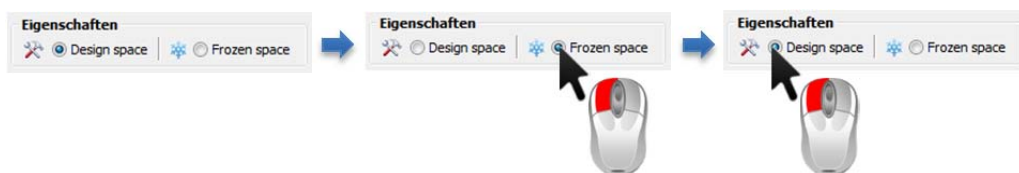
Schritt 32: Auswahl der Option „Design space“



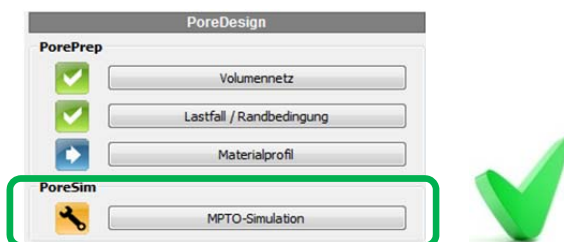
Wenn nach der Auswahl der Option „Design space“ die Schaltfläche „MPTO-Simulation“ noch inaktiv sein sollte,



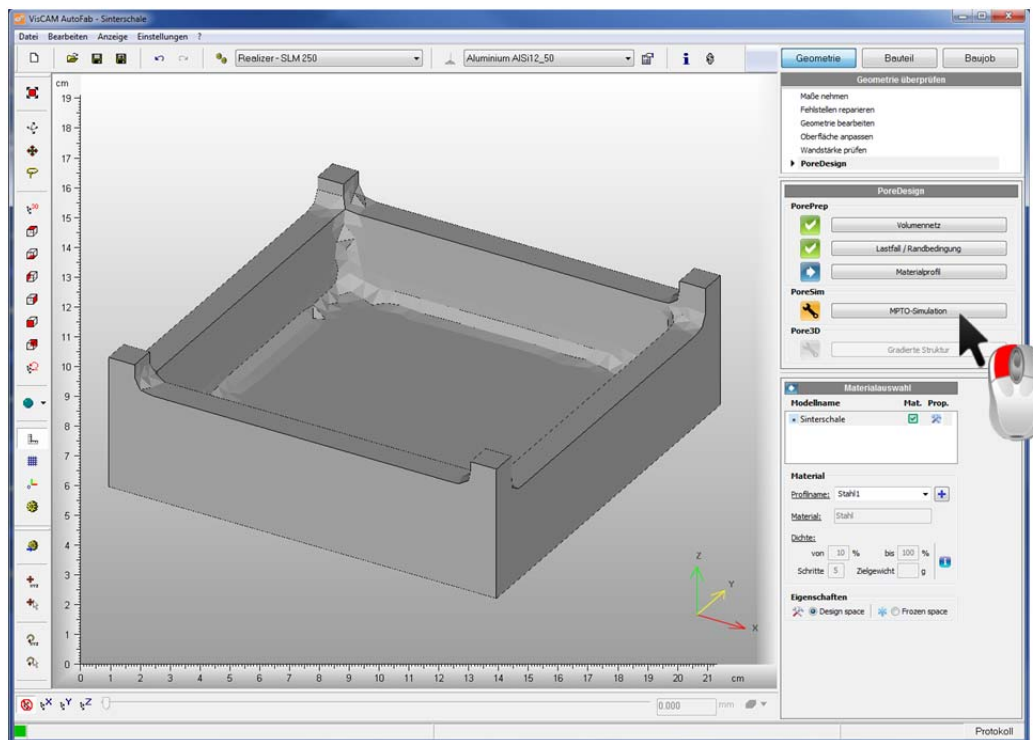
hilft folgender Workaround:
Wählen Sie die Option „Frozen space“ und danach wieder die Option „Design space“ aus:



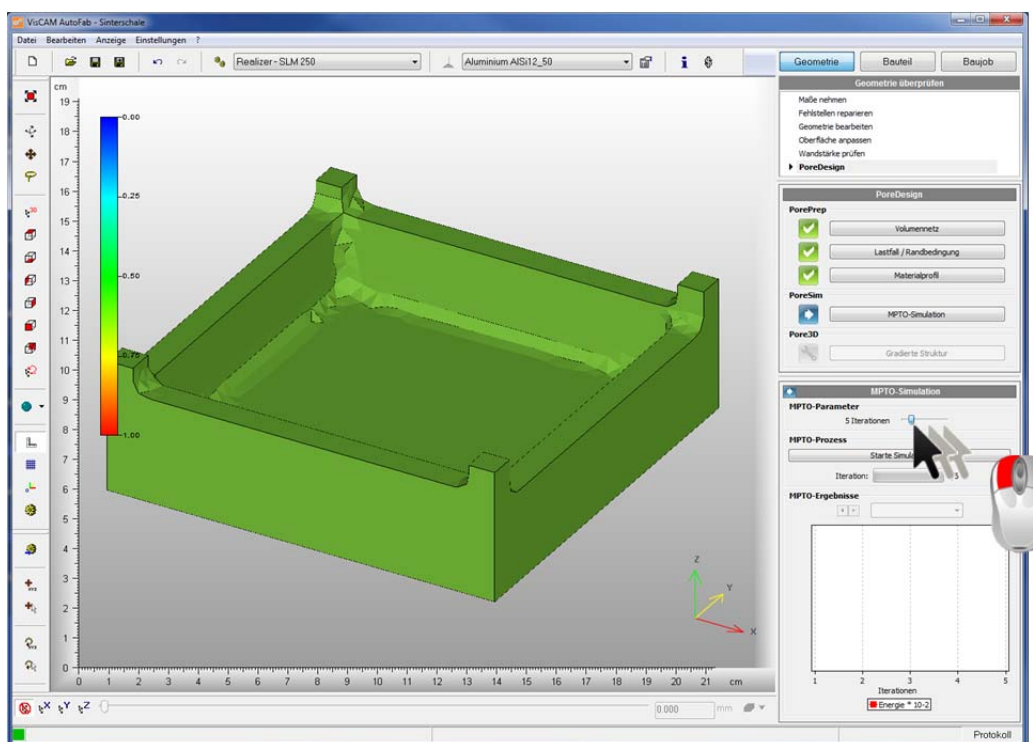
Danach ist die Schaltfläche „MPTO-Simulation“ aktiv gesetzt:



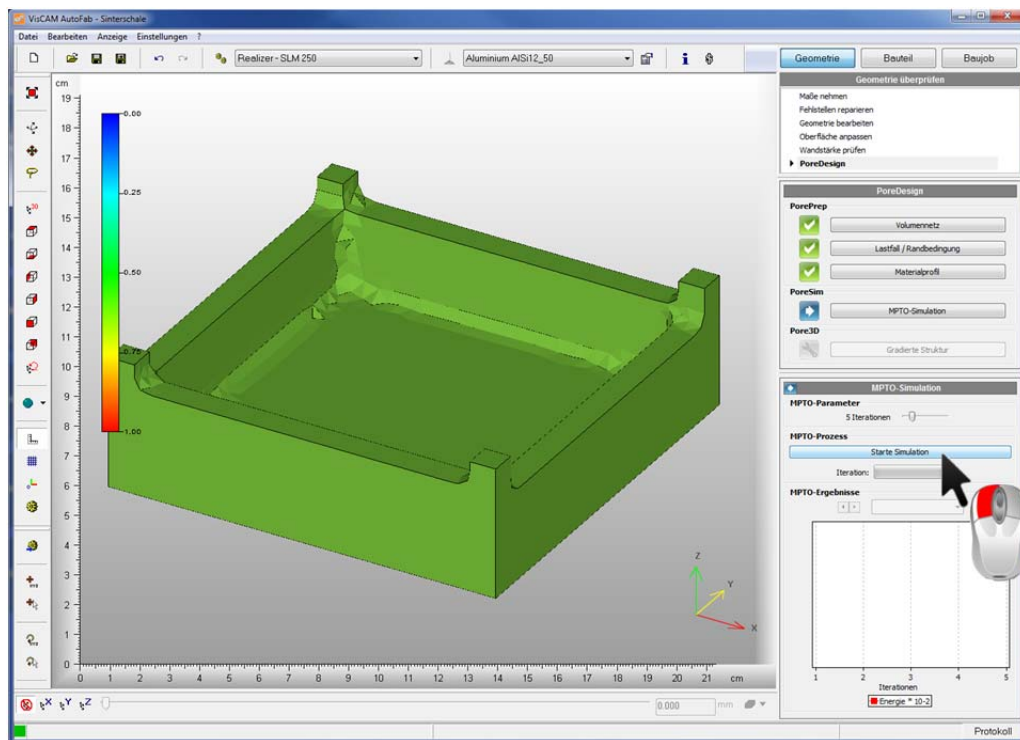
Schritt 33: Auswahl der Option „MPTO-Simulation“



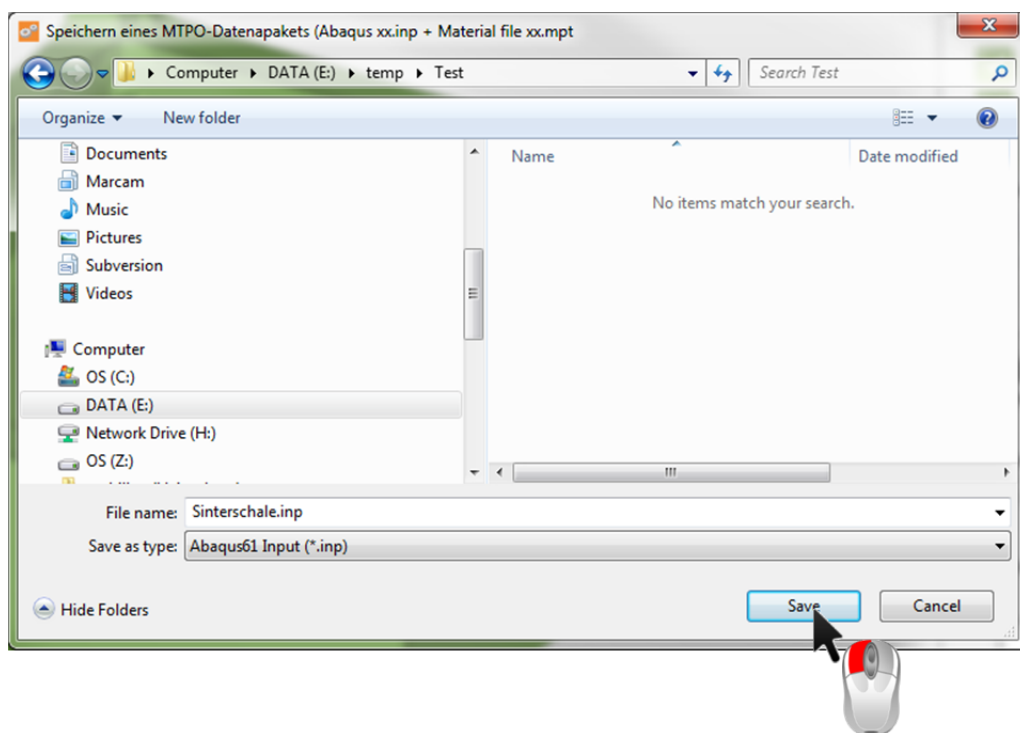
Schritt 34: Setzen der Anzahl von MPTO-Iterationen auf den Wert 5 durch Verschieben des Schiebers nach links



Schritt 35: Start der MPTO-Berechnung durch Drücken der Schaltfläche „Starte Simulation“

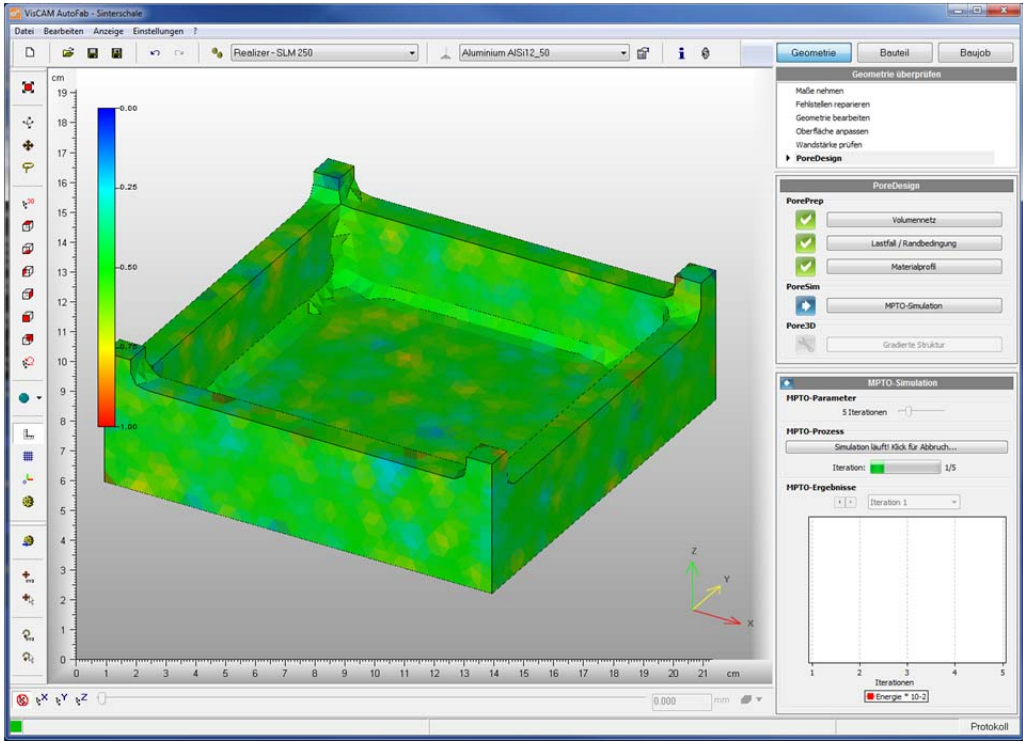


Schritt 36: Speicherung der MPTO-Daten in einem Verzeichnis

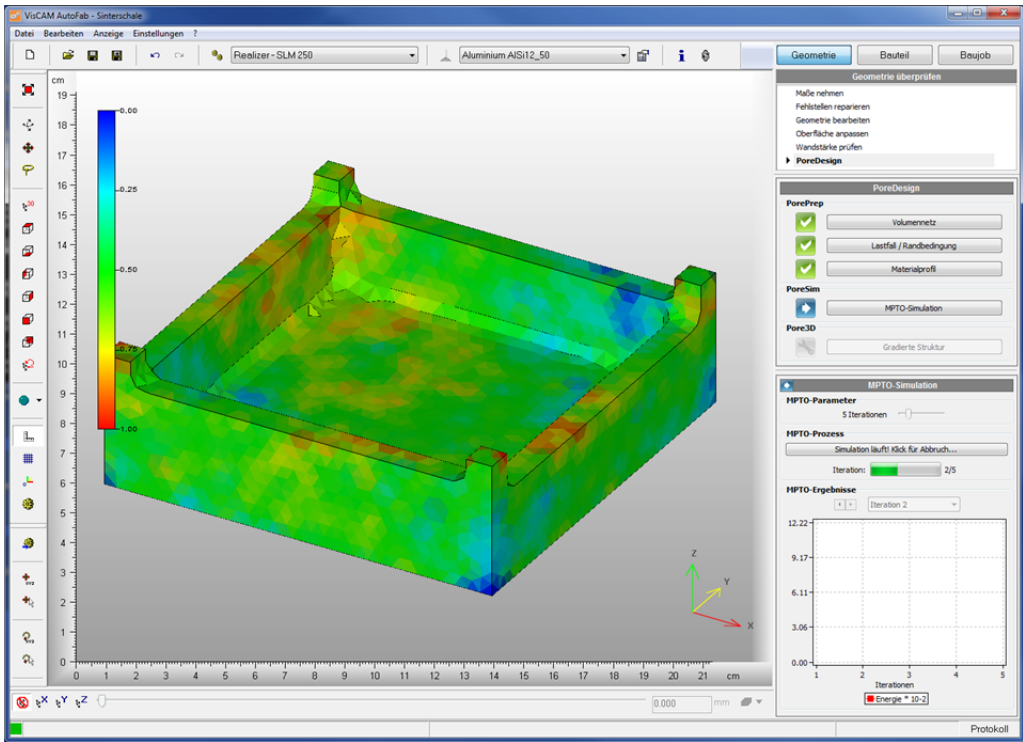


Schritt 37: Der Berechnungsfortschritt wird wie folgt angezeigt:

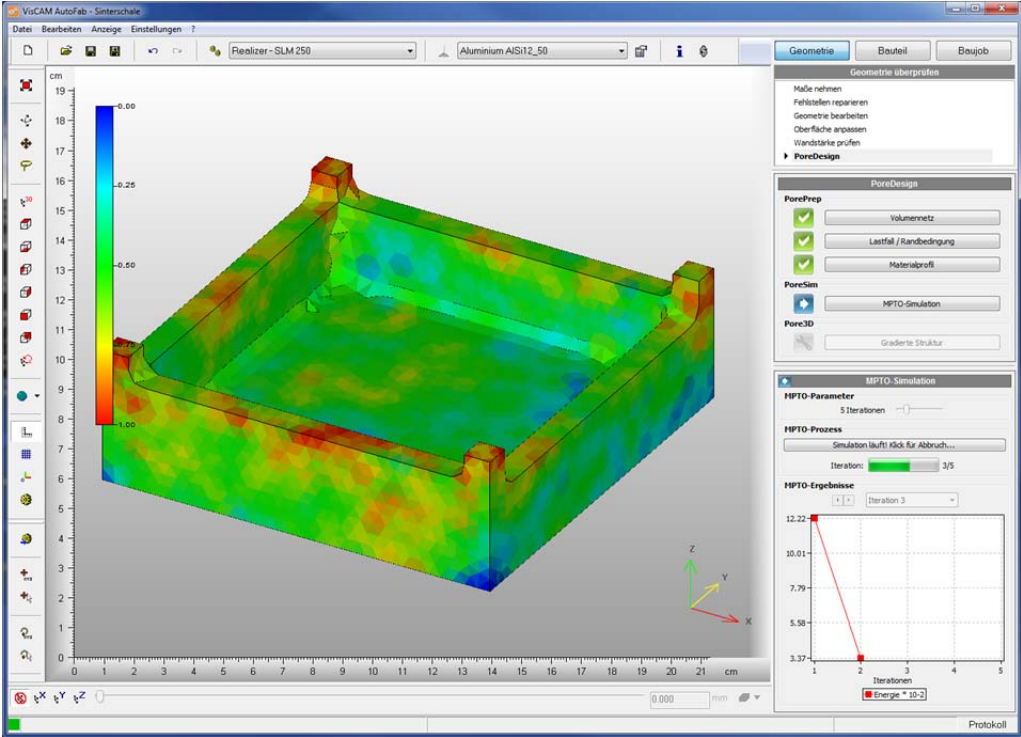
Iteration 1:



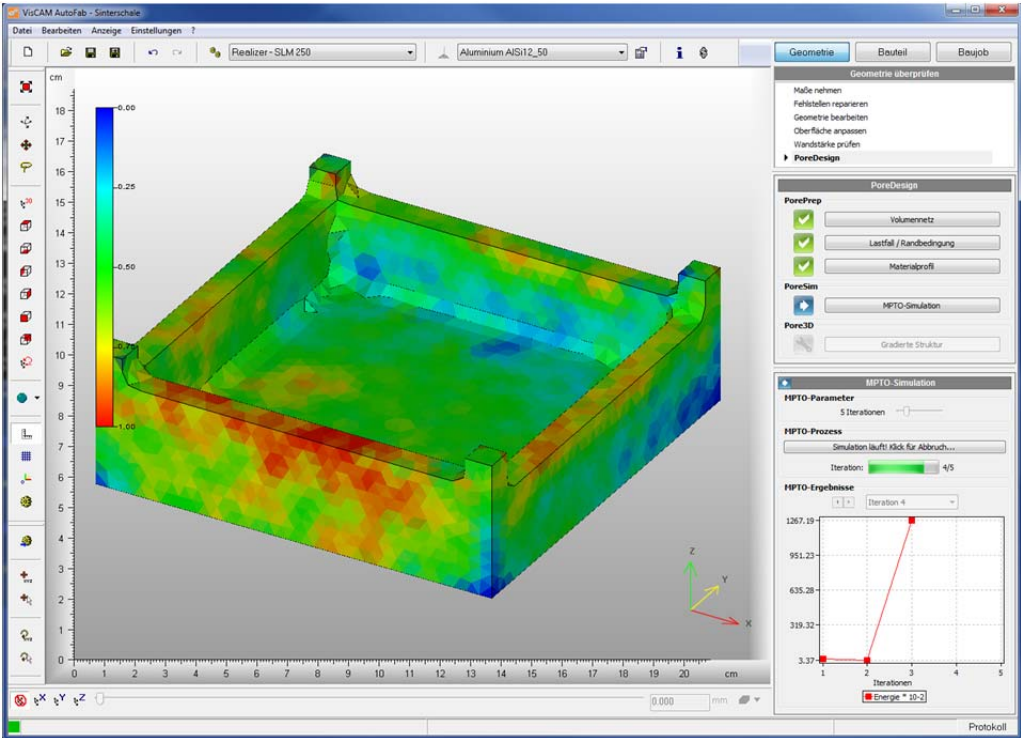
Iteration 2:



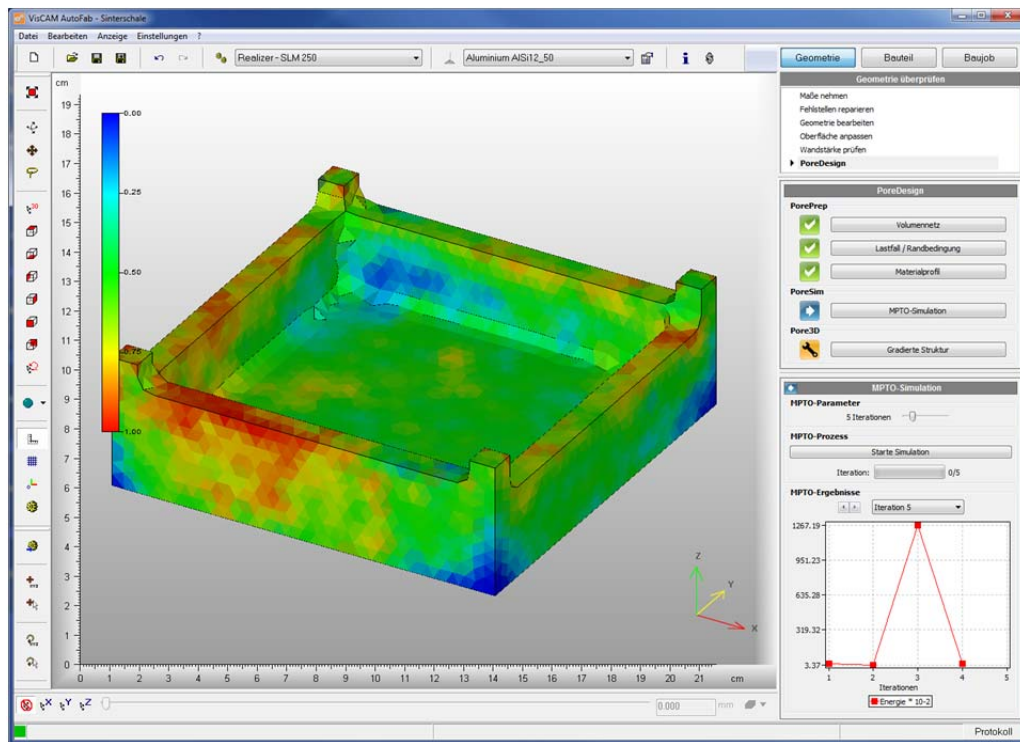
Iteration 3:



Iteration 4:

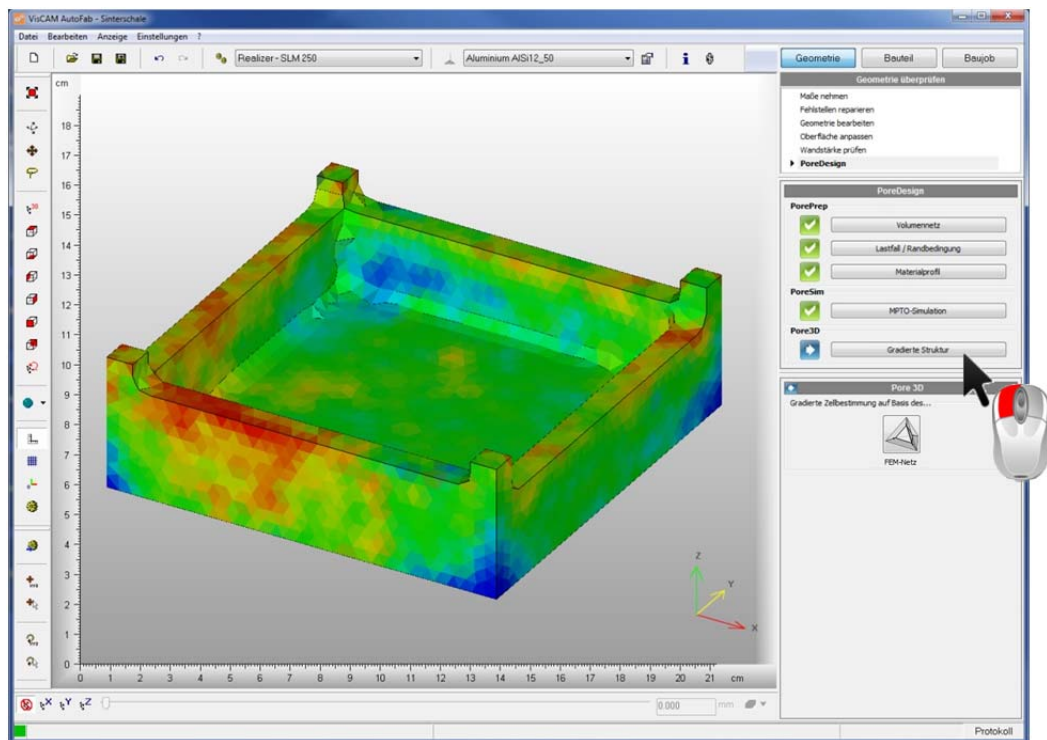


Iteration 5:

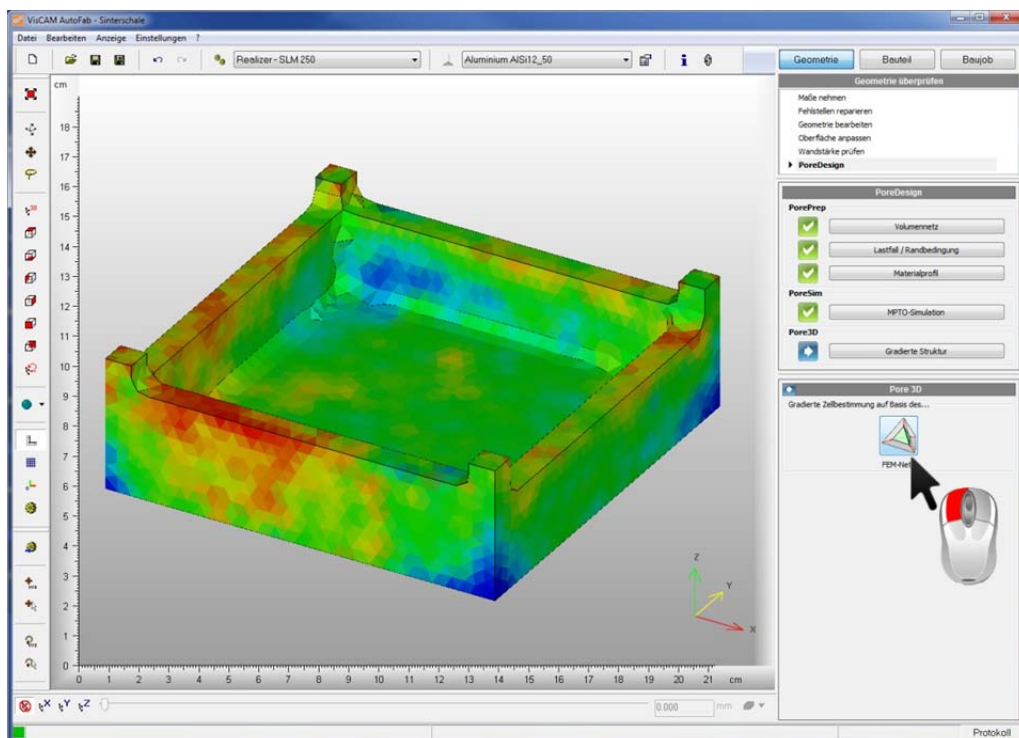


Die einzelnen Berechnungsschritte können etwas länger dauern!

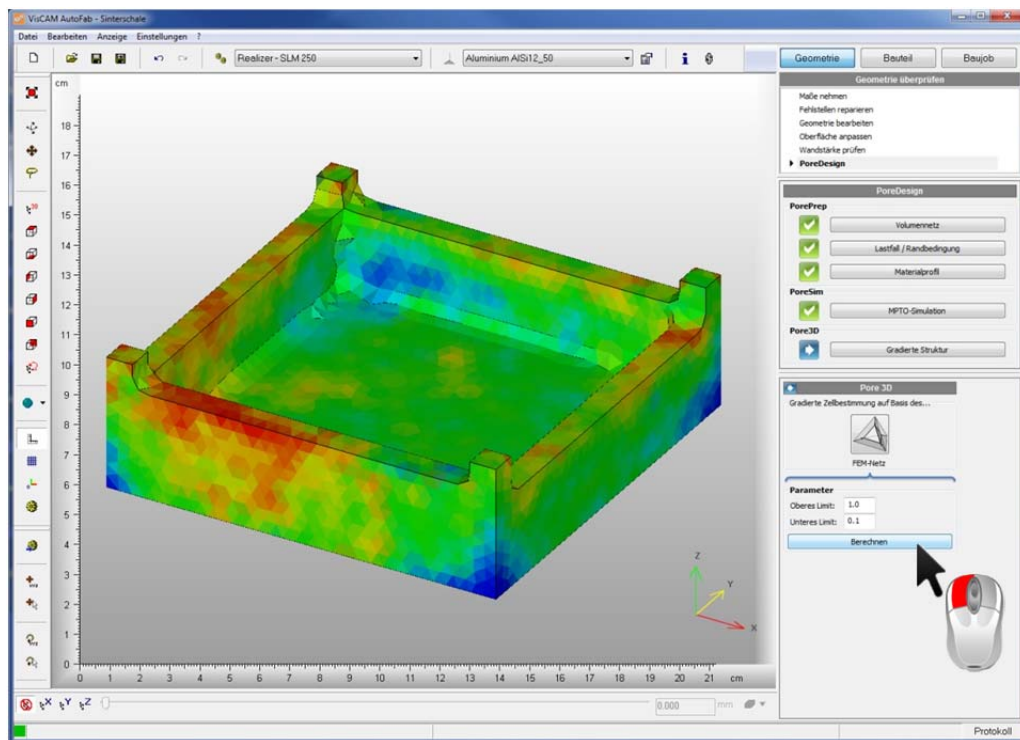
Schritt 38: Auswahl der Option „Pore 3D“



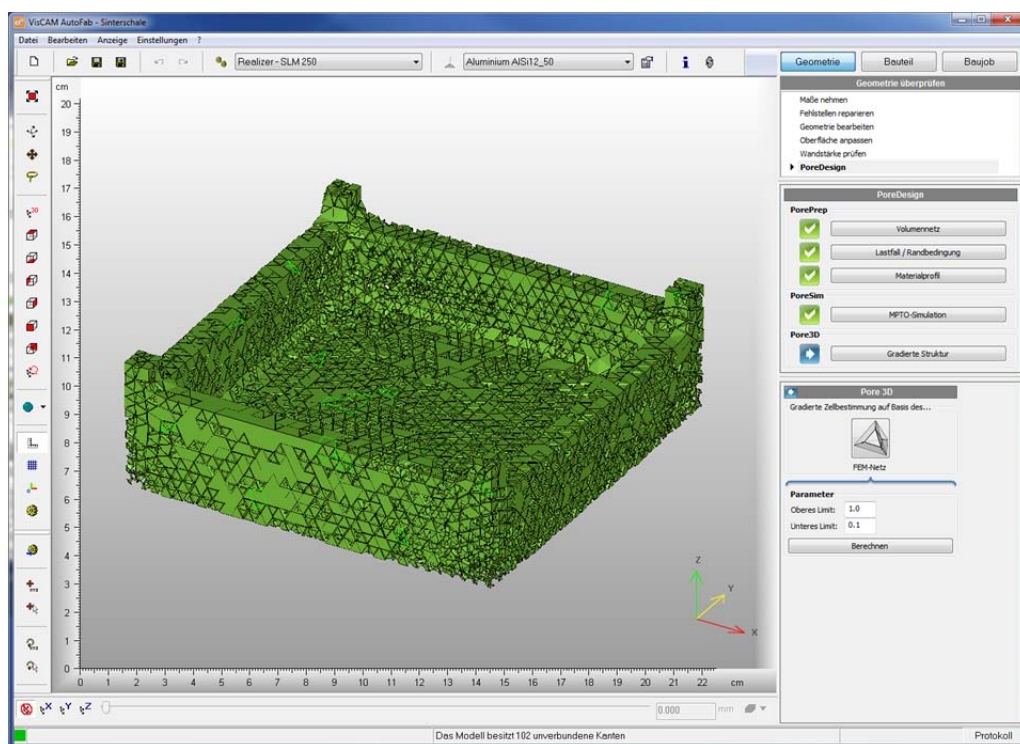
Schritt 39: Auswahl der Option „FEM-Netz“



Schritt 40: Start der Pore3D-Berechnung (gradierte STL-Darstellung) durch Drücken der Schaltfläche „Berechnen“



Schritt 41: Ergebnis der Pore3D-Berechnung



Die Datei der gradierten STL-Struktur befindet sich in dem Verzeichnis, indem die MPTO-Dateien in Schritt 33 gespeichert wurden.

Anhang 3: Prüfbericht



Bericht 090319

Prüfung von Biegefestigkeiten

20 Seiten

Rheinbach, den 28.02.2013

Dr. Dieter Nikolay

Die Prüfergebnisse beziehen sich ausschließlich auf die Prüfgegenstände. Dieser Bericht darf ohne die Genehmigung der WZR ceramic solutions GmbH nur in Form und Inhalt unverändert und vollständig vervielfältigt werden.

Inhaltsverzeichnis

1	Aufgabenstellung	3
2	Probenvorbereitung und Untersuchungsverfahren	3
3	Ergebnisse	4
3.1	090319-26, Prüfung vom 14.04.2011	4
3.2	090319-43, Prüfung vom 09.03.2012	5
3.3	090319-48, Prüfung vom 15.05.2012	8
3.4	090319-52, Prüfung vom 06.07.2012	11
3.5	090319-53, Prüfung vom 22.10.2012	14
3.6	090319-55, Prüfung vom 28.02.2013	19

1 Aufgabenstellung

In diesem Prüfbericht werden Biegefestigkeitsuntersuchungen zusammengefasst.

2 Probenvorbereitung und Untersuchungsverfahren

Tabelle 1: Untersuchungsverfahren

Untersuchung	Methode	Geräte	Probenvorbereitung
Kaltbiegefestigkeit	In Anlehnung an EN 993-6 (Proben wurden vor der Prüfung nicht plan geschliffen)	TIRA Test	Prismatische Probe (25x25x150 mm)
Stat. E-Modul		TIRA Test	Prismatische Probe (25x25x150 mm)

3 Ergebnisse

Nachfolgend werden die Messwerte unterschiedlicher Proben dokumentiert, die im Laufe des Projektes WZR-intern und für Projektpartner geprüft wurden.

3.1 090319-26, Prüfung vom 14.04.2011

In der folgenden Tabelle sind die Ergebnisse der Biegeprüfung zusammengefasst. Nach Probe 5 wurden die weiteren Proben bis zu einer Maximalkraft von 5kN belastet, ggf. wurde bei diesem Wert die Messung abgebrochen. Hier liegt dann der Fokus auf der Bestimmung des E-Moduls.

Tabelle 2: Ergebnisse der Festigkeitsuntersuchungen incl. Bestimmung des statischen E-Moduls

Probe	Probe	Fmax[N]	KBF[N/mm ²]	Mittelwert	stabw	Lmax[mm]	E-Modul[GPa]	Mittelwert	stabw	b[mm]	h[mm]
Al2O3-Riegel	1	0	0,7			0,0	0,6			24,66	25,21
Al2O3-Riegel	2	125	1,6			0,0	1,4			24,86	24,15
Metall-1 von FIT	5	8545	99,7			3,0	4,5			25,59	25,06
Metall-1 von FIT	6	5000	56,9			1,3	4,9			25,26	25,55
Metall-1 von FIT	7	5000	58,3	71,6	24,3	1,3	4,8	4,7	0,2	25,56	25,09
Metall-2 von FIT	8	5000	57,7			1,9	3,9			25,62	25,19
Metall-2 von FIT	9	5000	55,1			1,8	3,6			25,16	26,00
Metall-2 von FIT	10	5001	58,8	57,2	1,9	1,9	3,7	3,7	0,1	25,89	24,82
Metall-1 von RWTH	11	1109	12,7			2,1	1,6			25,64	25,23
Metall-1 von RWTH	12	1304	15,1			1,9	2,1			25,21	25,33
Metall-1 von RWTH	13	1113	12,9	13,6	1,3	1,8	1,5	1,7	0,3	25,26	25,28
Metall-2 von RWTH	14	654	7,6			0,9	2,2			25,28	25,29
Metall-2 von RWTH	15	657	7,2			0,9	1,6			25,67	25,78
Metall-2 von RWTH	16	872	10,1	8,3	1,6	1,8	1,8	1,9	0,3	25,25	25,32

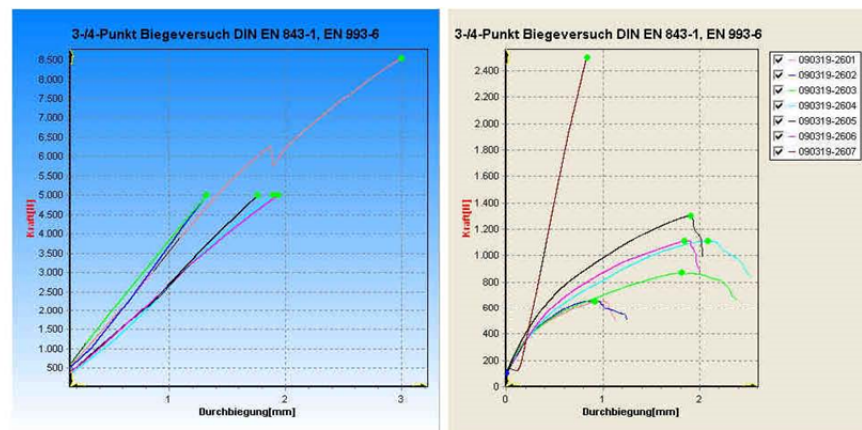


Abbildung 1: Kraft-Weg-Diagramm

3.2 090319-43, Prüfung vom 09.03.2012

Die Prüfung umfasste 12 Titanproben, wovon jeweils 3 gleich hergestellt waren.

Tabelle 3: Ergebnisse der Festigkeitsuntersuchungen incl. Bestimmung des statischen E-Moduls

Probe	Fmax[N]	Lmax[mm]	E-Modul[GPa]			b[mm]	h[mm]
			Einzelwerte	Mittelwert	Standardabweichung		
DPB01 50 30-1	3000	0,433	9,0			25,6	24,9
DPB01 50 30-2	3001	0,573	7,6			25,7	25,0
DPB01 50 30-3	3000	0,583	7,1	7,9	1,0	25,8	25,1
DPB01 60 30-1	3001	0,374	11,2			25,1	24,6
DPB01 60 30-2	3001	0,495	9,7			24,7	25,6
DPB01 60 30-3	3001	0,361	10,8	10,6	0,8	25,6	24,7
DPB25 50 30-1	3001	0,462	9,3			25,6	25,0
DPB25 50 30-2	3002	0,486	11,4			25,7	25,2
DPB25 50 30-3	3001	0,432	9,8	10,1	1,1	25,2	25,7
DPB25 60 30-1	3002	0,314	14,5			25,2	25,6
DPB25 60 30-2	3001	0,365	14,1			25,5	25,6
DPB25 60 30-3	3001	0,327	14,9	14,5	0,4	25,2	25,8

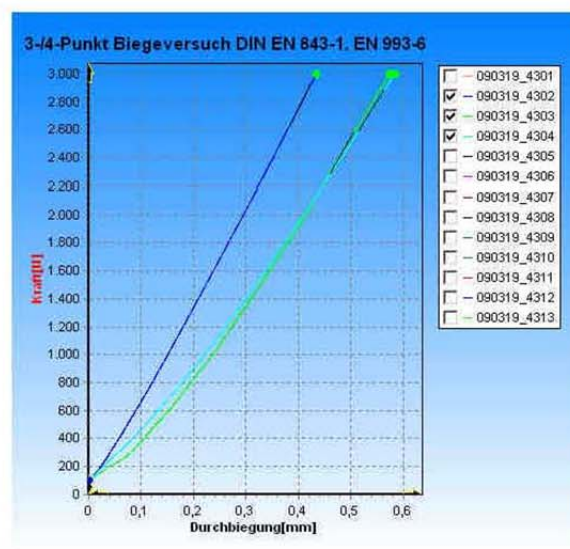


Abbildung 2: Kraft-Weg-Diagramm Proben 1-3

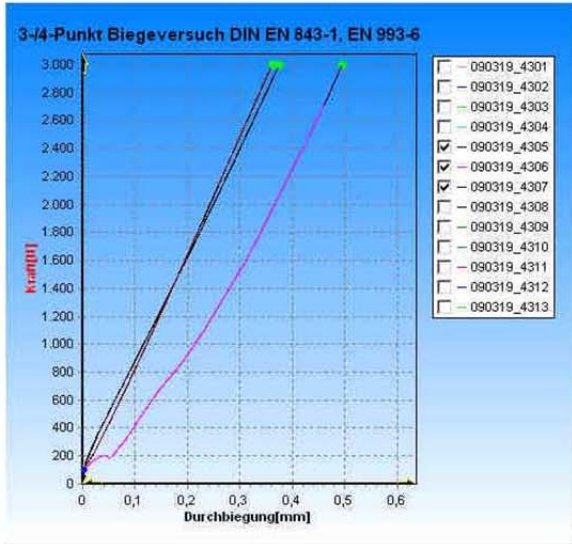


Abbildung 3: Kraft-Weg-Diagramm Proben 4-6

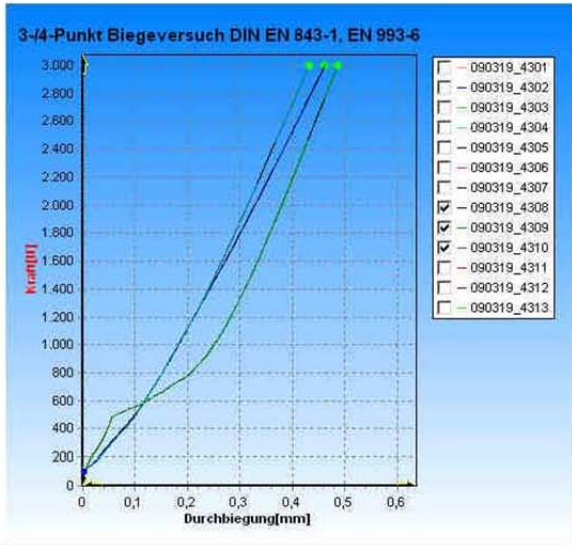


Abbildung 4: Kraft-Weg-Diagramm Proben 7-9

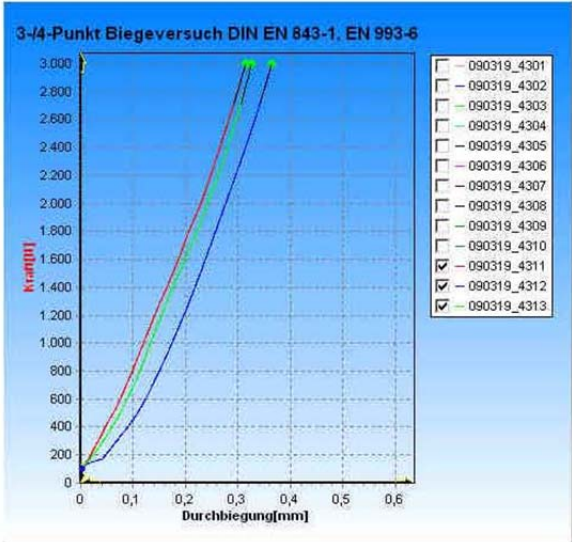


Abbildung 5: Kraft-Weg-Diagramm Proben 10-12

3.3 090319-48, Prüfung vom 15.05.2012

Die Prüfung umfasste 18 Titanproben, wovon jeweils 3 gleich hergestellt waren.

Tabelle 4: Ergebnisse der Festigkeitsuntersuchungen incl. Bestimmung des statischen E-Moduls

Probe	KBF[N/mm ²]	E-Modul[GPa]	b[mm]	h[mm]
PA100W-1		27,76	24,96	24,98
PA100W-2		15,38	24,86	24,79
PA100W-3		11,41	24,6	24,86
PA 01_50_30-1	27,28	2,52	25,1	25,02
PA 01_50_30-2	13,93	1,75	24,82	25,2
PA 01_50_30-3	20,75	2,32	24,88	25,09
PA 25_50_30-1		3,17	25,04	24,92
PA 25_50_30-2		4,6	24,84	25,28
PA 25_50_30-3	27,3	2,41	25,14	24,93
PM100-1		14,17	24,77	25,12
PM100-2		29,03	25,1	24,83
PM100-3		28,92	24,91	24,97
PM 01_50_30-1		6,45	24,65	24,71
PM 01_50_30-2		7,33	24,79	24,67
PM 01_50_30-3		3,74	24,69	24,76
PM 25_50_30-1		6,63	24,79	24,61
PM 25_50_30-2		10,36	24,81	24,63
PM 25_50_30-3		4,33	24,78	24,64

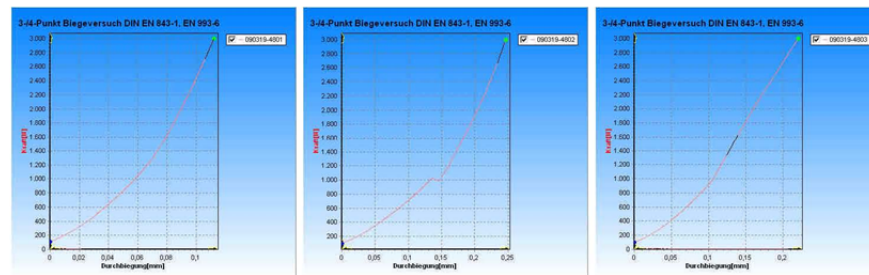


Abbildung 6: Kraft-Weg-Diagramm Proben 1-3

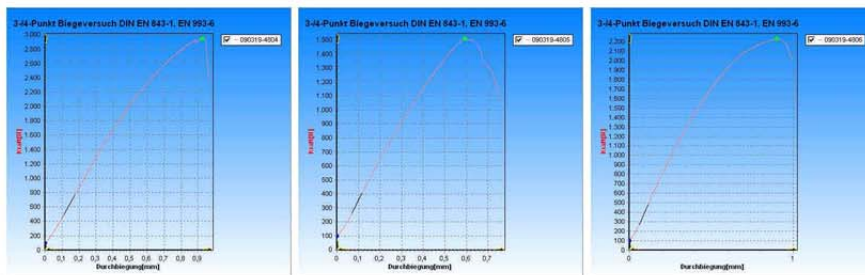


Abbildung 7: Kraft-Weg-Diagramm Proben 4-6

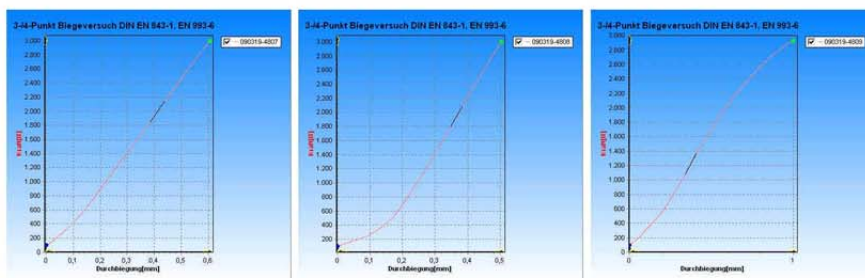


Abbildung 8: Kraft-Weg-Diagramm Proben 7-9

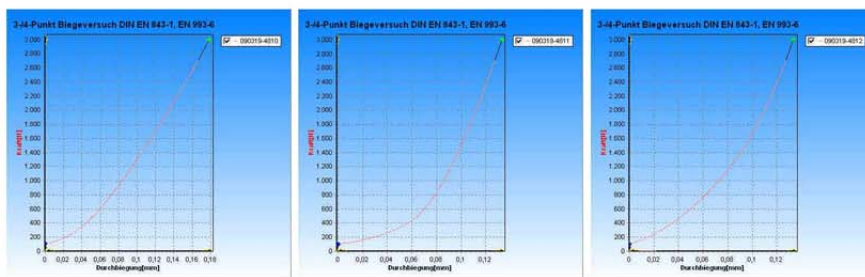


Abbildung 9: Kraft-Weg-Diagramm Proben 10-12

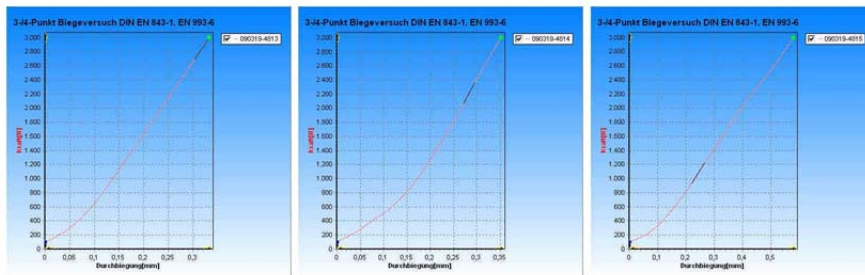


Abbildung 10: Kraft-Weg-Diagramm Proben 13-15

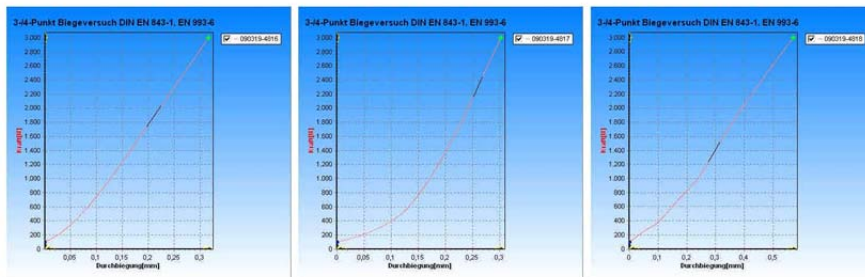


Abbildung 11: Kraft-Weg-Diagramm Proben 16-18

3.4 090319-52, Prüfung vom 06.07.2012

Die Prüfung umfasste 18 Titanproben, wovon jeweils 3 gleich hergestellt waren.

Tabelle 5: Ergebnisse der Festigkeitsuntersuchungen incl. Bestimmung des statischen E-Moduls

#	Probe	Fmax[N]	KBF[N/mm ²]	E-Modul[GPa]	Mittelwert [GPa]	b[mm]	h[mm]
1	PA25_50_30-1	1884	17,3	2,6		25,06	25,18
2	PA25_50_30-2	3000		3,1		25,07	25,03
3	PA25_50_30-3	2323	21,4	3,3	3,0	25,16	25,03
4	PA25_60_30-4	3000		5,2		24,88	25,13
5	PA25_60_30-5	3000		5,6		24,89	25,09
6	PA25_60_30-6	3000		5,4	5,4	24,96	25,02
7	PA01_50_30-7	1346	12,4	1,7		25,14	25,11
8	PA01_50_30-8	1030	9,6	1,4		24,92	24,99
9	PA01_50_30-9	1480	13,6	1,7	1,6	25	25,17
10	PA01_60_30-10	3000		2,9		25,03	25,04
11	PA01_60_30-11	1788	16,6	2,7		25,07	25,02
12	PA01_60_30-12	2092	19,2	2,4	2,7	25,21	25,08
13	DPB25_40_30_PA12-13	954	8,8	1,1		24,99	25,06
14	DPB25_40_30_PA12_14	868	7,9	1,0		25,25	25,11
15	DPB25_40_30_PA12-15	954	8,9	1,2	1,1	25,05	25,01
16	DPB25_40_30_PMMA-16	806	8,0	0,9		24,61	24,45
17	DPB25_40_30_PMMA-17	495	4,9	0,4		24,54	24,37
18	DPB25_40_30_PMMA-18	694	6,9	0,6	0,6	24,6	24,46

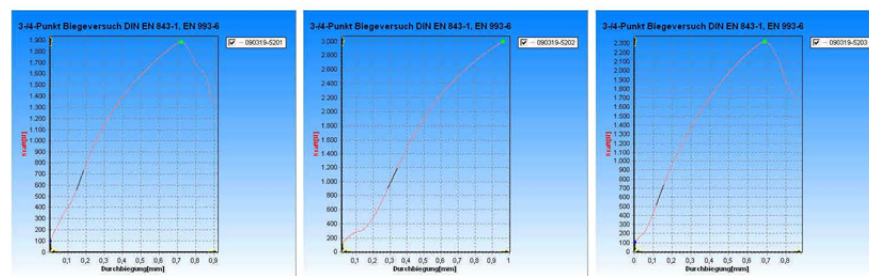


Abbildung 12: Kraft-Weg-Diagramm Proben 1-3

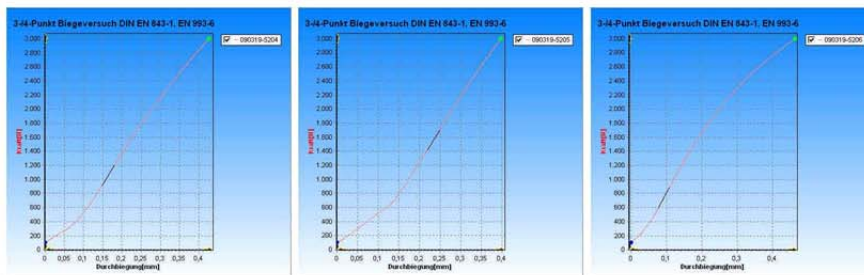


Abbildung 13: Kraft-Weg-Diagramm Proben 4-6

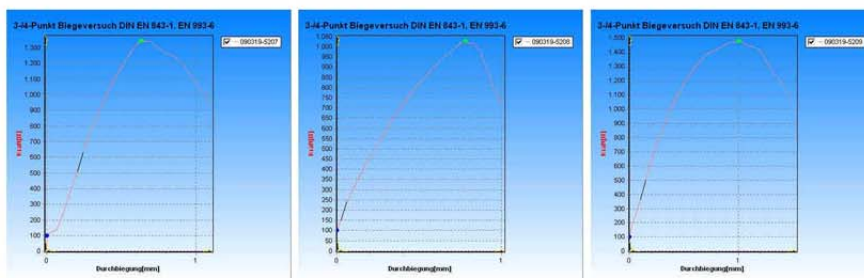


Abbildung 14: Kraft-Weg-Diagramm Proben 7-9

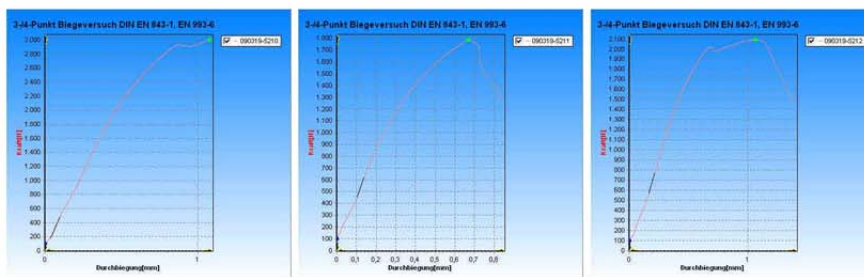


Abbildung 15: Kraft-Weg-Diagramm Proben 10-12



Abbildung 16: Kraft-Weg-Diagramm Proben 13-15

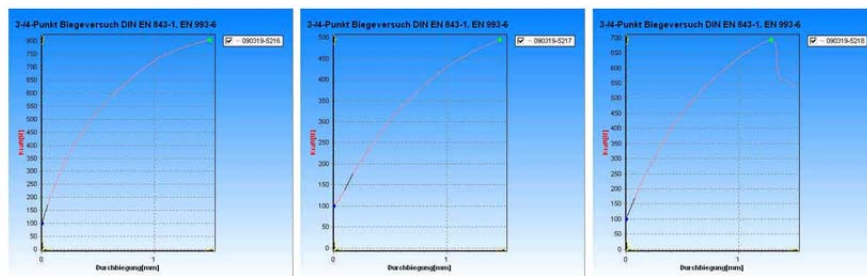


Abbildung 17: Kraft-Weg-Diagramm Proben 16-18

3.5 090319-53, Prüfung vom 22.10.2012

Die Prüfung umfasste 20 porosierte Keramikproben, wovon jeweils 5 mit der gleichen Struktur hergestellt waren.

Tabelle 6: Ergebnisse der Festigkeitsuntersuchungen incl. Bestimmung des statischen E-Moduls

Probe	Bezeichnung	KBF[MPa]	E-Modul[GPa]	Gewicht [g]
1-1		4,63	5,49	97,49
1-2		4,07	5,84	96,32
1-3		3,71	4,62	94,85
1-4		3,41	3,55	94,72
1-5		3,88	3,39	92,72
Mw	DPB01_50-30	3,9	4,6	95,2
Stabw		0,5	1,1	1,8
2-1		4,59	5,95	110,49
2-2		5,31	7,93	103,08
2-3		5,95	6,09	108,25
2-4		3,6	7,23	106,21
2-5		5,56	9,2	102,53
Mw	DPB01_60-30	5,0	7,3	106,1
Stabw		0,9	1,4	3,4
3-1		6,26	7,07	84,47
3-2		5,51	3,75	79,78
3-3		6,41	4,41	85,84
3-4		4,98	5,07	82,4
3-5		5,27	4,43	85,36
Mw	DPB25_50-30	5,7	4,9	83,6
Stabw		0,6	1,3	2,5
4-1		10,67	5,98	103,05
4-2		9,86	4,67	103,36
4-3		9,78	11,17	103,87
4-4		8,95	5,12	104,14
4-5		10,2	7,86	105,67
Mw	DPB25_60-30	9,9	7,0	104,0
Stabw		0,6	2,7	1,0

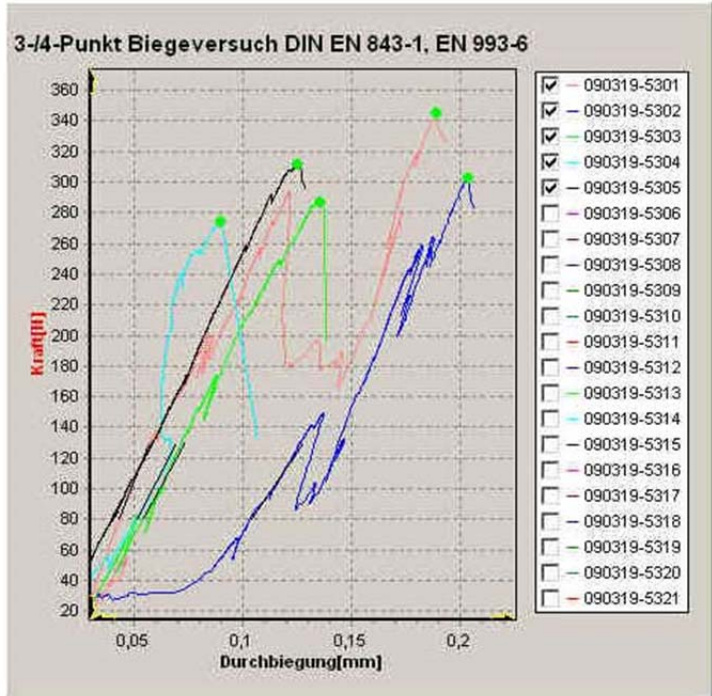


Abbildung 18: Kraft-Weg-Diagramm Proben 1-5

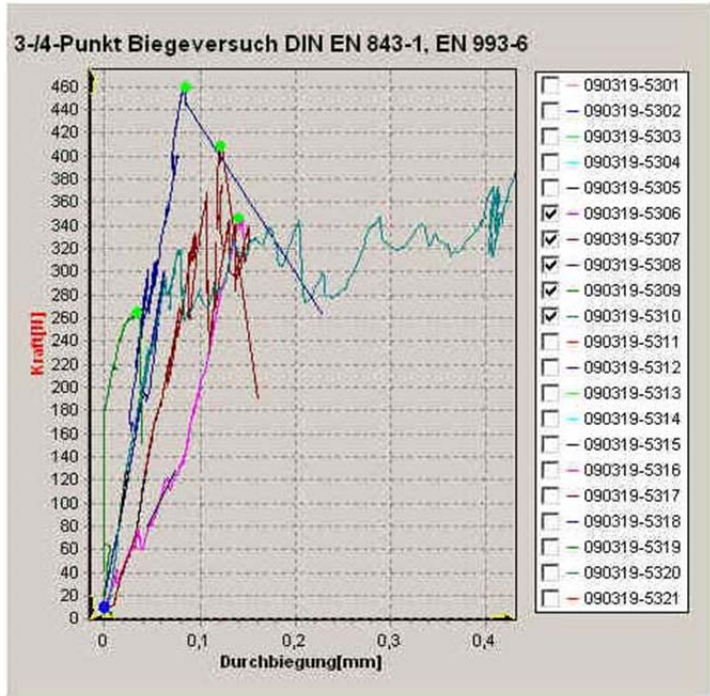


Abbildung 19: Kraft-Weg-Diagramm Proben 6-10

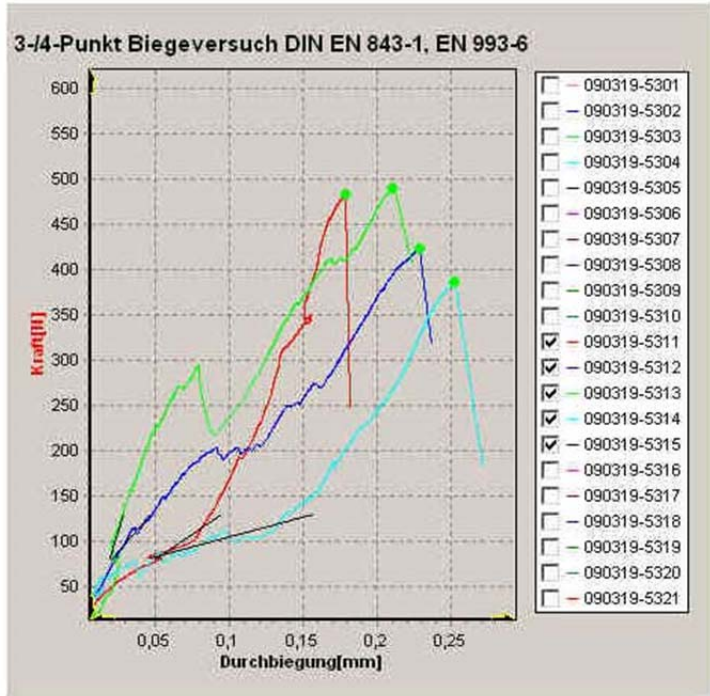


Abbildung 20: Kraft-Weg-Diagramm Proben 11-15

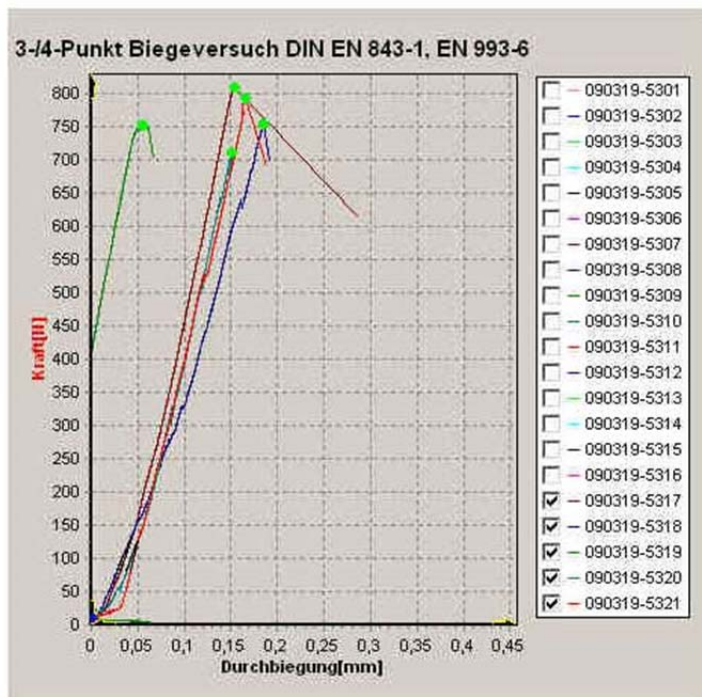


Abbildung 21: Kraft-Weg-Diagramm Proben 16-20

3.6 090319-55, Prüfung vom 28.02.2013

Die Prüfung umfasste 10 Keramikproben, wovon jeweils 5 gleich hergestellt waren. Diese Proben sind nicht porosiert, stellen also die Referenz für die vorherigen Proben dar. Die Sorte 5 entspricht einer Rezeptur, wie sie vor ca. 4 Jahren entwickelt wurde, Sorte 6 entspricht der im BIONA-Projekt entwickelten Rezeptur.

Tabelle 7: Ergebnisse der Festigkeitsuntersuchungen incl. Bestimmung des statischen E-Moduls

Probe	Fmax[N]	KBF[N/mm ²]	Lmax[mm]	Mittelwert [MPa]	E-Modul[GPa]	Mittelwert [GPa]	b[mm]	h[mm]
5-1	962	12,2	0,145		12,8		24,65	24,54
5-2	983	12,5	0,133		13,9		24,66	24,49
5-3	900	11,4	0,143		13,0		24,62	24,51
5-4	861	10,9	0,152		9,5		24,64	24,52
5-5	825	10,4	0,157	11,5	10,3	11,5	24,73	24,48
6-1	2340	28,6	0,134		40,7		24,61	24,98
6-2	1941	23,6	0,138		42,1		24,96	24,83
6-3	1835	22,8	0,158		32,5		24,92	24,74
6-4	1905	23,5	0,236		31,6		24,79	24,77
6-5	1905	23,8	0,151	24,4	34,0	24,4	24,97	24,53

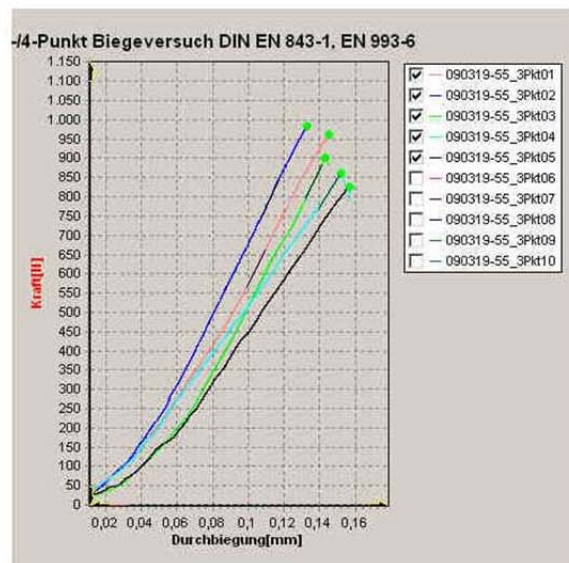


Abbildung 22: Kraft-Weg-Diagramm Proben 1-5

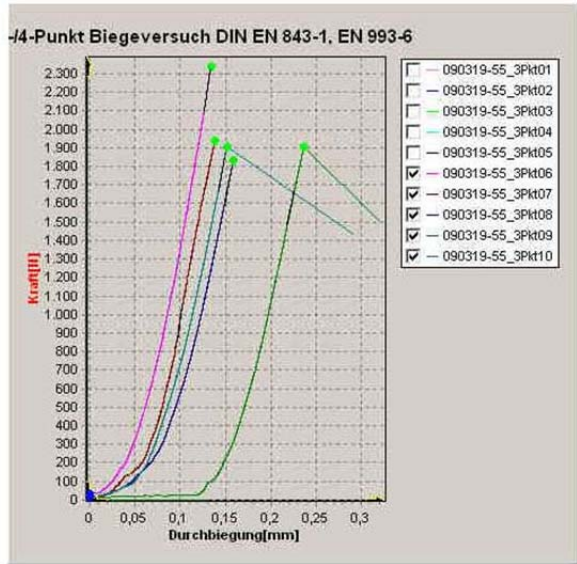


Abbildung 23: Kraft-Weg-Diagramm Proben 6-10