Sachbericht zum Verwendungsnachweis

Teil II: Eingehende Darstellung

ZE: Karlsruher Institut für Technologie (KIT)	Förderkennzeichen: 01DQ22002A
Vorhabenbezeichnung: Entwicklung von patientenspezifischen additiv gefertigten Unterkieferimplantaten mit biotechnologisch inspirierten funktionellen Gitterstrukturen	
Laufzeit des Vorhabens: 15.08.2022 bis 31.12.2025	
Berichtszeitraum: 15.08.2022 bis 31.12.2025	

1 Einleitung und Zielsetzung des Vorhabens

1.1 Ausgangssituation und medizinische Motivation

Ausgangspunkt des Vorhabens war der Bedarf an patientenspezifischen Kiefergelenkersatzimplantaten, die die individuelle Anatomie besser berücksichtigen als handelsübliche Standardimplantate. Für den vollständigen Ersatz des Kiefergelenks sind neben der äußeren Passform insbesondere das biomechanische Verhalten und die Wechselwirkung mit den umgebenden Knochenstrukturen relevant.

Konventionelle Implantate bilden die hierarchische Knochenarchitektur nur eingeschränkt ab. Daraus ergibt sich die Anforderung, Implantatstrukturen so auszulegen, dass sie mechanisch besser an den Knochen angepasst sind und gleichzeitig das Anwachsen von Knochengewebe unterstützen können. Ein wesentliches medizinisches Ziel bestand darin, Stress-Shielding-Effekte zu verringern, indem die Implantatsteifigkeit besser an die umgebenden Knochenstrukturen angepasst wird.

Im Projekt bildeten patientenspezifische Daten zur Kiefermorphologie eine wichtige Grundlage für die Implantatauslegung. Zu Projektbeginn wurden durch die Partner AIIMS und IITD CT-Daten zur Kiefermorphologie der indischen Bevölkerung gesammelt und kategorisiert. Diese Daten dienten dazu, die mechanischen Bedingungen während des Kauzyklus sowie die Belastung von Kiefer und TMJ-Implantat zu bewerten.

1.2 Wissenschaftlich-technischer Stand

Technologische Grundlage des Vorhabens war die additive Fertigung von Titanlegierungen mittels selektivem Laser-Pulverbett-Schmelzen beziehungsweise PBF-LB/M. Das Verfahren ermöglicht die Herstellung komplexer Geometrien mit hoher konstruktiver Freiheit. Für Kiefergelenkersatzimplantate ist dabei ein Zusammenspiel aus reproduzierbarer Geometrie, definierter Porosität, geeigneter Oberflächentopographie und ausreichender mechanischer Tragfähigkeit erforderlich.

Die Fertigungsqualität filigraner Titanstrukturen hängt stark von Prozessstellgrößen wie Laserleistung, Scangeschwindigkeit, Schichtdicke, Schraffurabstand und Scanstrategie ab. Besonders bei kleinen Strukturgrößen beeinflussen Schmelzbadgeometrie, Ausrichtung zur Bauplattform und thermische Randbedingungen die resultierende Geometrie. Daraus ergab sich die Notwendigkeit, die Prozessgrenzen und minimal herstellbaren Strukturgrößen systematisch zu untersuchen.

Neben der additiven Fertigung war die Nachbearbeitung ein wesentlicher Bestandteil der Prozesskette. Im Vorhaben wurden hierfür die kryogene Bearbeitung sowie gemeinsam mit dem Industriepartner OTEC Finishverfahren wie Streamfinishing, Tellerfliehkraftschleifen und Elektropolieren betrachtet. Das wbk/KIT konnte dabei auf Vorkenntnisse in der additiven und hybrid-additiven Fertigung metallischer Bauteile, der additiv-subtraktiven Prozesskette, der kryogenen Bearbeitung und dem Streamfinishing aufbauen.

1.3 Zielsetzung des Vorhabens

Übergeordnetes Ziel des Verbundvorhabens war die Entwicklung patientenspezifischer, additiv gefertigter Kiefergelenkersatzimplantate mit bioinspirierten funktionellen Gitterstrukturen. Durch die Kombination einer anatomisch angepassten Implantatgeometrie mit lokal variierenden Gitterstrukturen sollten die Passform, die Osseointegration und die biomechanische Anpassung des Implantats verbessert werden.

Der Beitrag des wbk/KIT konzentrierte sich auf die fertigungstechnische Umsetzung dieser Implantatkonzepte. Im Mittelpunkt standen die Analyse und Optimierung der Prozessparameter für die Herstellung feiner Ti-6Al-4V-Gitterstrukturen mittels PBF-LB/M, die Übertragung der Ergebnisse auf gradierte Gitter- und Implantatstrukturen, die Untersuchung geeigneter Bearbeitungs- und Finishstrategien sowie die mechanische Charakterisierung der hergestellten Strukturen.

Hierzu sollten minimale herstellbare Strukturgrößen definiert, der Einfluss zentraler Prozessstellgrößen und Scanstrategien bewertet sowie Entpulverbarkeit, Oberflächenmorphologie, Oberflächentopographie und geometrische Genauigkeit betrachtet werden. Die Ergebnisse sollten die fertigungstechnische Bewertung der Gitter- und Implantatstrukturen ermöglichen und eine Grundlage für die weitere Auslegung patientenspezifischer Kiefergelenkersatzimplantate schaffen.

2 Projektorganisation und Zusammenarbeit

2.1 Projektstart und Konsortium

Nach dem offiziellen Projektstart wurde durch das wbk ein digitaler Kick-off-Termin organisiert, der am 29. September 2022 mit den beteiligten Projektpartnern stattfand. Im Rahmen des Auftakttreffens wurden die grundlegenden Projektinhalte, die Zusammenarbeit im Konsortium sowie erste organisatorische Abläufe abgestimmt.

Am Verbundprojekt waren neben dem wbk/KIT die Partner Indian Institute of Technology Delhi (IITD), All India Institute of Medical Sciences (AIIMS), Tata Steel Limited sowie OTEC Präzisionsfinish GmbH beteiligt. Die Rollen der Partner ergänzten sich entlang der geplanten Entwicklungs- und Prozesskette. Während AIIMS und IITD insbesondere patientenbezogene Daten, biomechanische Fragestellungen sowie die Auslegung der Implantat- und Gitterstrukturen einbrachten, lagen die Arbeiten des wbk/KIT schwerpunktmäßig in der additiven Fertigung, der Optimierung der Prozessparameter, der Untersuchung von Bearbeitungsstrategien und der mechanischen Charakterisierung. OTEC war in die Untersuchung und Bewertung geeigneter Finishverfahren eingebunden.

Zu Projektbeginn wurden seitens des wbk die für die Verarbeitung von Ti-6Al-4V auf der hauseigenen selektiven Laserschmelzanlage SLM280 HL erforderlichen Anlagenkomponenten und Materialien beschafft. Aufgrund allgemeiner Lieferschwierigkeiten und der besonderen Sicherheitsanforderungen beim Umgang mit Titanpulver wurden erste materialunabhängige Vorversuche zunächst mit 316L-Edelstahl durchgeführt. Die dabei gewonnenen Erkenntnisse konnten anschließend genutzt werden, um erste Strategieansätze zu prüfen und diese im weiteren Projektverlauf auf Ti-6Al-4V zu übertragen.

2.2 Zusammenarbeit und Arbeitsstrukturen der Projektpartner

Die Zusammenarbeit im Konsortium wurde durch regelmäßige Abstimmungsformate strukturiert. Hierzu wurden zweimonatige Regelkonferenzen eingerichtet, an denen die beteiligten Projektpartner IITD, AIIMS, Tata Steel, wbk und OTEC regelmäßig teilnahmen. Diese Termine dienten dem Austausch zum Projektstand, der Abstimmung der nächsten Arbeitsschritte sowie der Klärung organisatorischer und technischer Fragen. Ergänzend fanden regelmäßige Abstimmungen zwischen dem wbk und dem IITD statt; Abstimmungen mit den weiteren Partnern erfolgten nach Bedarf.

Zur Unterstützung des projektinternen Austauschs wurde durch das wbk ein gemeinsamer Projektaustauschordner über BWSync&Share eingerichtet. Dieser stand allen Projektpartnern zur Verfügung und diente dem Austausch projektbezogener Unterlagen, Daten und Ergebnisse.

Die Arbeitsstruktur orientierte sich an den im Antrag vorgesehenen Arbeitspaketen. Für das wbk/KIT standen insbesondere AP 2.1, AP 2.3, AP 2.4 und AP 3 im Vordergrund. Die Ergebnisse aus der Prozessparameteroptimierung in AP 2.1 bildeten dabei eine wesentliche Grundlage für die weiteren Arbeiten zur Nachbearbeitung, zur Herstellung vollständiger TMJ-Implantate und zur mechanischen Bewertung der Gitterstrukturen.

3 Durchgeführte Arbeiten und Ergebnisse

3.1 AP 2.1 – Analyse und Optimierung von Prozessparametern für Gitterstrukturen

3.1.1 Zielsetzung und Vorgehensweise

Ziel des Arbeitspakets AP 2.1 war die Analyse und Optimierung der Prozessparameter für die additive Herstellung von Titan-Gitterstrukturen mittels selektivem Laser-Pulverbett-Schmelzen. Im Mittelpunkt stand die Frage, welche minimalen Strukturgrößen mit dem eingesetzten PBF-LB/M-Prozess zuverlässig hergestellt werden können und wie sich Größe, Form und Orientierung der Gitterstrukturen durch geeignete Prozessparameter und Scanstrategien beeinflussen lassen.

Gemäß der ursprünglichen Vorhabenbeschreibung sollten hierzu insbesondere die Prozessgrenzen in Abhängigkeit von den relevanten Prozessstellgrößen untersucht werden. Dazu zählten Laserleistung, Scangeschwindigkeit, Schichtdicke und Schraffurabstand. Darüber hinaus sollte der Einfluss unterschiedlicher Scanstrategien betrachtet werden, beispielsweise hinsichtlich der Reihenfolge der Scanpfade, der aufgeschmolzenen Gitterverzweigungen und der Scanvektorlängen. Ein besonderes Augenmerk lag auf der Form, Morphologie und Topographie der hergestellten Strukturen sowie auf der vollständigen Entpulverbarkeit sehr feiner Gittergeometrien.

Die Arbeiten wurden schrittweise aufgebaut. Zunächst wurden Testgeometrien entwickelt, um die prozessbedingte Richtungsabhängigkeit der Strebengeometrie sowie den Einfluss erster Scanstrategieanpassungen bewerten zu können. Aufgrund der anfänglichen Lieferschwierigkeiten und der besonderen Sicherheitsanforderungen bei der Verarbeitung von Titanpulver wurden erste materialunabhängige Vorversuche mit 316L-Edelstahl durchgeführt. Die dabei gewonnenen Erkenntnisse dienten dazu, grundlegende Strategieansätze zu prüfen und anschließend auf Ti-6Al-4V zu übertragen.

Im weiteren Verlauf wurden die Untersuchungen mit Ti-6Al-4V fortgeführt und von der Analyse grundlegender Prozesseinflüsse zur lokalen Anpassung des Energieeintrags weiterentwickelt. Die optimierten Parametersätze wurden anschließend auf relevante Gitterstrukturtypen übertragen und für die Herstellung gradierter Gitter- und TMJ-Implantatstrukturen genutzt. Die Vorgehensweise war damit iterativ angelegt: Ausgehend von Testgeometrien und Vorversuchen wurden Prozessgrenzen analysiert, Scanstrategien angepasst, die Übertragbarkeit auf relevante Strukturtypen geprüft und die erzielten Ergebnisse für die Fertigung komplexer Implantatstrukturen genutzt.

3.1.2 Durchführung und Ergebnisse

Die nachfolgende Darstellung beschreibt die wesentlichen Untersuchungen und Ergebnisse in AP 2.1 entlang der technischen Entwicklungsschritte von den ersten Testgeometrien bis zur Herstellung gradierter Gitter- und Implantatstrukturen.

3.1.2.1 Entwicklung von Testgeometrien und ersten Scanstrategien

Wie in Kapitel 2.1 beschrieben, erfolgten die ersten Vorversuche zunächst mit 316L-Edelstahl.

Für die spätere Implantatstruktur sind Gitterstreben in unterschiedlichen räumlichen Orientierungen erforderlich, da die porösen Bereiche der komplexen, patientenspezifischen Implantatgeometrie folgen müssen. Aus prozesstechnischer Sicht führt dies zu unterschiedlichen thermischen und geometrischen Randbedingungen, sodass der resultierende Strebendurchmesser je nach Orientierung variieren kann. Für eine reproduzierbare Fertigung der Gitterstrukturen müssen die Prozessparameter beziehungsweise die Scanstrategie daher an die jeweilige Orientierung angepasst werden. Um diese Zusammenhänge effizient untersuchen zu können, wurde eine Testgeometrie entwickelt, mit der unterschiedliche Strebenausrichtungen und erste Scanstrategieanpassungen systematisch bewertet werden konnten (vgl. Abbildung 1).

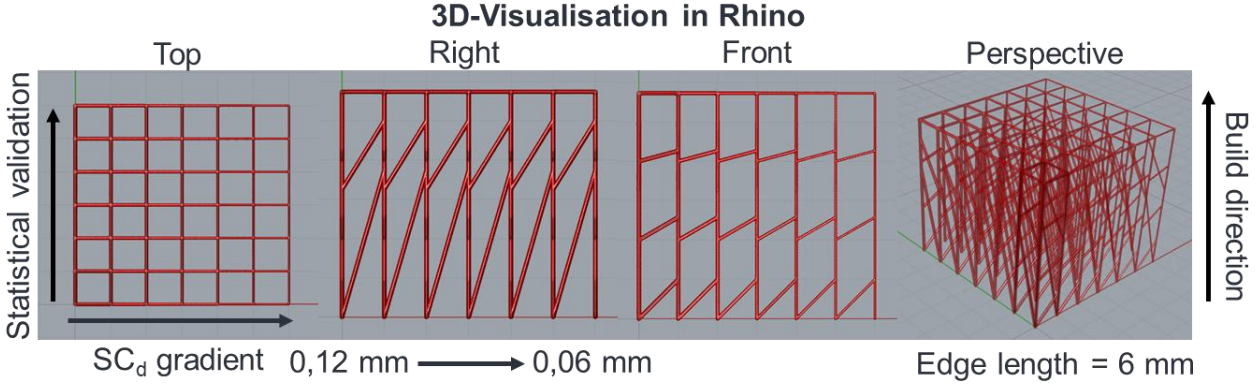


Abbildung 1: Testgeometrie für unterschiedliche Konturabstände und Strebenausrichtungen

Mit der Testgeometrie wurden unterschiedliche Strebenausrichtungen und Konturabstände gefertigt und bewertet. Dabei zeigte sich zum einen, dass mit abnehmendem Strebendurchmesser die Schmelzbadcharakteristik zunehmend die resultierende Strebengeometrie bestimmt. Zum anderen nahm bei gleicher Parameterkonfiguration der gefertigte Strebendurchmesser zu, je horizontaler die jeweilige Strebe zur Bauplattform ausgerichtet war. Ursache hierfür war, dass bei flach orientierten Streben je Schicht größere pulvergetragene Bereiche belichtet werden und sich die thermophysikalischen Bedingungen gegenüber bereits erstarrtem Material unterscheiden.

Aus den Ergebnissen wurde abgeleitet, dass eine Homogenisierung der Strebengeometrie über eine Anpassung des Konturdurchmessers des Laserscanpfades möglich ist. Zudem konnten die Prozessparameter in Abhängigkeit vom jeweils zu belichtenden Bereich differenziert betrachtet werden. Dabei wurde zwischen Bereichen bereits gedruckter Streben und pulvergetragenen Bereichen unterschieden. Eine lokale Reduktion der Laserleistung zeigte dabei Potenzial, die richtungsabhängigen Abweichungen auszugleichen und insbesondere die Fertigungsqualität stark überhängender Streben zu verbessern.

Zum Abschluss der Vorversuche wurde ein BCC-Demonstrator aus 316L gefertigt (siehe Abbildung 2). Dieser wies eine Einheitszellengröße von 0,8 mm, einen Strebendurchmesser von etwa 158 µm, eine Porengröße von etwa 411 µm, eine Volumenfraktion von 23 % und nahezu volldichte Streben mit einer relativen Dichte von 99,99 % auf. Die Porengröße lag damit bereits im relevanten Bereich von etwa 300 bis 700 µm für das Anwachsen von Knochengewebe. Für die weitere Miniaturisierung wurde daher insbesondere der Strebendurchmesser maßgebend. Für die vorgesehene Implantatauslegung war ein Zielbereich unter 200 µm relevant, da feine Strebendurchmesser erforderlich sind, um bei geeigneten Porengrößen die Volumenfraktion und damit die mechanischen Eigenschaften der Gitterstruktur gezielt einzustellen. Gleichzeitig stellt der Strebendurchmesser bei kleiner werdenden Einheitszellen die zentrale fertigungstechnische Grenze dar, da Schmelzbadgröße, Anhaftungen und Formabweichungen zunehmend ins Gewicht fallen.

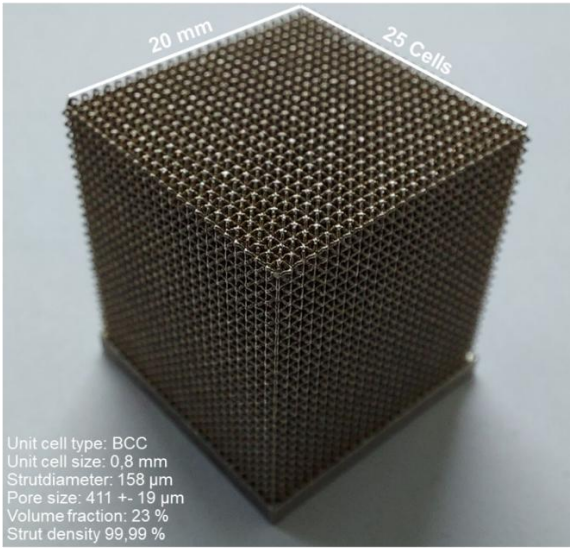


Abbildung 2: Mikrostreben-Demonstrator aus 316L

3.1.2.2 Einfluss der Prozessparameter auf minimale Strukturgrößen

Nach den ersten Vorversuchen wurde die Analyse und Optimierung der Prozessparameter mit Ti-6Al-4V fortgeführt. Ziel war die defektfreie Herstellung feiner Strebendurchmesser im zuvor abgeleiteten Zielbereich unter 200 µm. Untersucht wurden insbesondere die Einflüsse von Schichtdicke, Laserleistung, Scangeschwindigkeit, Konturabstand und Ausrichtungswinkel auf die resultierende Strebengeometrie.

Die Untersuchungen zeigten, dass ohne Anpassung der Scanstrategie Strebendurchmesser von 100 µm bis 250 µm bei einer Schichtdicke von 30 µm gefertigt werden konnten. Höhere Schichtdicken von 40 µm und 50 µm ermöglichten dagegen keine ausreichende Qualität im Zielbereich unter 200 µm. Auf eine weitere Reduktion der Schichtdicke wurde verzichtet, da der zusätzliche Gewinn an Detailauflösung im Verhältnis zur Zeiteffizienz des Prozesses nicht erforderlich war. Eine Schichtdicke von 30 µm wurde daher für die weiteren Untersuchungen als ausreichend bewertet.

Abbildung 3 zeigt, dass die Strukturqualität durch das Zusammenspiel von Energieeintrag, Konturabstand und Strebenorientierung bestimmt wird. Für die Herstellung der kleinsten Strukturgrößen waren insbesondere niedrige Laserleistungen erforderlich. Für steiler ausgerichtete Streben ergab sich ein vergleichsweise breites Prozessfenster mit guter Strebenqualität. Bei flacheren beziehungsweise überhängenden Streben nahm die Fertigungsqualität dagegen deutlich ab, insbesondere bei Ausrichtungswinkeln unter 60°. Bei zu hohem Energieeintrag kam es zu Overmelting, während bei zu niedrigem Energieeintrag Necking oder nicht aufgebaute

Streben auftraten. Die hergestellten Strebendurchmesser lagen in dieser Untersuchungsstufe zwischen 103 µm und 245 µm. Damit war der relevante Strukturgrößenbereich grundsätzlich erreichbar und als Richtwert für die minimal herstellbare Strukturgröße strebenbasierter Gitterstrukturen konnte ein Bereich von etwa 100 µm abgeleitet werden. Gleichzeitig reichte die Variation globaler Prozessparameter nicht aus, um über unterschiedliche Ausrichtungen hinweg eine gleichmäßige und reproduzierbare Strebengeometrie sicherzustellen. Deshalb wurde im nächsten Schritt die lokale Anpassung des Energieeintrags untersucht.

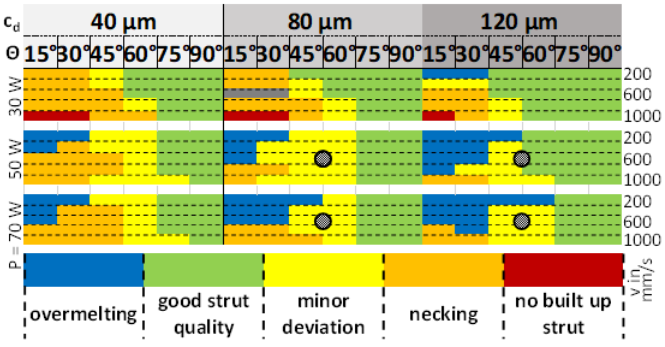


Abbildung 3: Qualitative Bewertung des Einflusses des Energieeintrags auf die Geometrieeigenschaften und den resultierenden Strebendurchmesser in µm bei einer Schichtdicke von 30 µm (Ulff et al., 2024)

3.1.2.3 Entwicklung der lokalen Energieanpassung

Auf Grundlage der zuvor ermittelten richtungsabhängigen geometrischen Abweichungen wurde im nächsten Schritt eine lokale Anpassung des Energieeintrags entwickelt. Ziel war es, den herstellbaren Strukturgrößenbereich zu erweitern und die Geometrie feiner Streben über unterschiedliche Ausrichtungen hinweg zu homogenisieren. Insbesondere bei überhängenden Streben mit Ausrichtungswinkeln unter 45° sollte dadurch das richtungsabhängige Aufmaß reduziert werden.

Hierzu wurde der Energieeintrag nicht mehr ausschließlich über einen einheitlichen Parametersatz festgelegt. Stattdessen wurde der Laserscanpfad in Topskin- und Downskin-Bereiche unterteilt. Topskin beschreibt Bereiche, in denen bereits gedruckte Streben erneut beziehungsweise angrenzend belichtet werden. Downskin umfasst dagegen überwiegend pulvergetragene beziehungsweise überhängende Bereiche des Laserscanpfades. Anschließend wurden den beiden Bereichen unterschiedliche Linienenergiedichten zugeordnet: Der Topskin-Bereich wurde mit LED_T beaufschlagt, während der Downskin-Bereich mit der reduzierten Linienenergiedichte LED_D belichtet wurde (vgl. Abbildung 4). Durch diese Unterteilung konnte der Energieeintrag lokal reduziert werden, um dem richtungsabhängigen Aufmaß feinster Strukturen entgegenzuwirken.

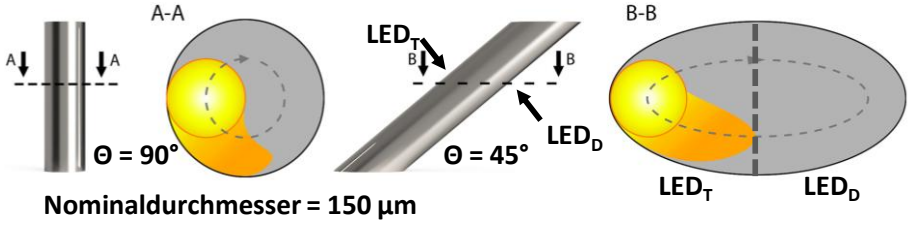


Abbildung 4: Schematische Darstellung des Laserscanpfades in Abhängigkeit des Ausrichtungswinkels und Unterteilung in LED_T und LED_D (unterschiedliche Linienenergiedichte) (Ulff et al., 2024)

Für die Untersuchungen wurde eine Testgeometrie eingesetzt, mit der die lokale Reduktion der Laserleistung im Strukturgrößenbereich von 100 µm bis 300 µm bewertet werden konnte (siehe Abbildung 5). Dadurch wurde sowohl die Erweiterung des möglichen Fertigungsbereichs als auch die Übertragbarkeit auf gradierte Gitterstrukturen geprüft. Anschließend wurde der beste Parametersatz auf den durch IITD initial festgelegten BCC-Strukturtyp übertragen.

Mit Hilfe dieser lokalen Reduktion der Laserleistung konnten BCC-Strukturen im Bereich von etwa 110 µm in ausreichender Qualität hergestellt werden. Gleichzeitig ermöglichte die Strategieanpassung, den nahezu minimalen Fertigungsbereich mit einer Skalierung bis 300 µm in einem einzigen Parametersatz zu kombinieren. Für den besten Parametersatz mit einer Linienenergiedichte von LED_T = 0,083 J/mm und LED_D = 0,05 J/mm konnte für den BCC-relevanten Ausrichtungswinkel von etwa 35° die mittlere relative Abweichung der Strebendurchmesser vom Nominalwert im Bereich von 100 µm bis 200 µm gegenüber einem konstanten Energieeintrag näherungsweise von 29 % auf 6 % deutlich reduziert werden. Nach dem Übertrag auf die BCC-Struktur ergaben sich für nominale Strebendurchmesser von 100 µm, 150 µm, 200 µm, 250 µm und 300 µm Abweichungen von 19,5 %, unter 1 %, 1,5 %, 2,4 % beziehungsweise 3 %.

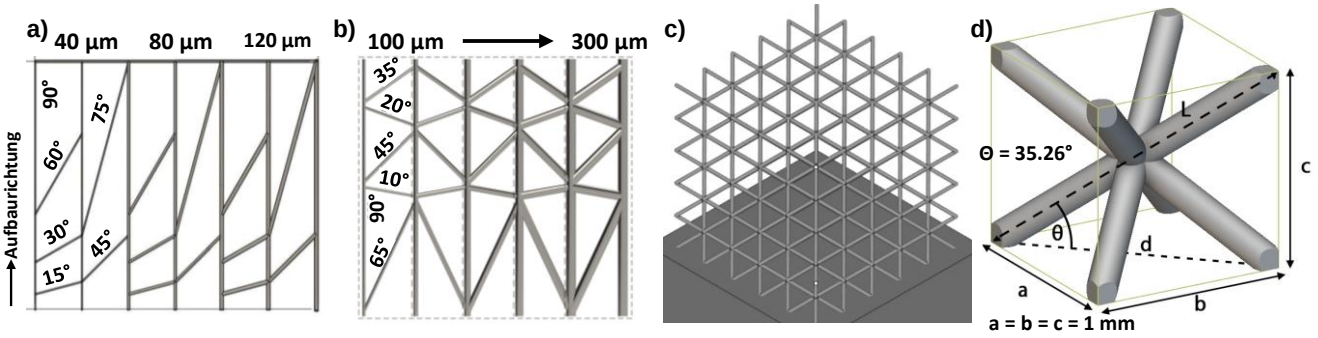


Abbildung 5: a) Testgeometrie für minimal herstellbare Strukturgrößen; b) Testgeometrie für Einfluss der lokalen Laserreduktion und skalierbare Strukturgrößen; c) BCC Gitterstruktur (5 x 5 x 5 Einheitszellen); d) geometrische Zusammenhänge BCC Gittertyp (Ulff et al., 2024)

Da bei der zunächst konturbasierten Optimierung mit zunehmendem Strebendurchmesser Lack-of-Fusion-Defekte in den Knotenpunkten auftraten, wurde der Parametersatz anschließend um angepasste Hatching-Parameter für den inneren Strukturanteil ergänzt. Dadurch konnte der Energieeintrag im Inneren der Strukturen verbessert und die relative Dichte von zunächst etwa 99,5 % auf 99,99 % erhöht werden (vgl. Abbildung 6).

Die lokale Energieanpassung stellte damit ein zentrales Ergebnis des Arbeitspakets dar. Sie ermöglichte die Fertigung gradierter Strukturen im relevanten Größenbereich von 100 µm bis 300 µm mit nur einem Parametersatz. Die ergänzende Hatching-Anpassung stellte sicher, dass diese Strukturen nicht nur geometrisch genau, sondern auch nahezu volldicht hergestellt werden konnten.

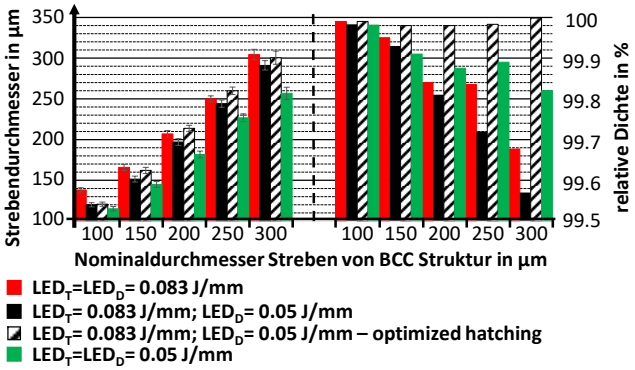


Abbildung 6: Vergleich der lokalen Energieanpassung mit konstantem Energieeintrag auf die Fertigungsgenauigkeit und relative Dichte verschiedener BCC-Strebendurchmesser (Ulff et al., 2024)

3.1.2.4 Übertrag auf gradierte BCC- und TPMS-Strukturen

Nach der Entwicklung der lokalen Energieanpassung wurde die Übertragbarkeit des optimierten Parametersatzes auf relevante Gitterstrukturtypen untersucht. Zunächst erfolgte der Übertrag auf den durch IITD initial festgelegten strebenbasierten BCC-Strukturtyp. Dabei konnte gezeigt werden, dass mit der entwickelten Scanstrategie nicht nur einzelne feine Streben, sondern auch skalierte und gradierte BCC-Gitterstrukturen im relevanten Größenbereich hergestellt werden können.

Ein wesentliches Ergebnis war, dass gradierte BCC-Strukturen mit Strebendurchmessern im Bereich von 100 µm bis 300 µm mit nur einem Parametersatz gefertigt werden konnten (vgl. Abbildung 7 a)). Damit wurde die Grundlage geschaffen, komplex gradierte Strukturen in einem für Implantatanwendungen relevanten Größenbereich herzustellen und anschließend mechanisch zu charakterisieren.

Im weiteren Projektverlauf wurden die gewonnenen Erkenntnisse auch auf wandbasierte TPMS-Gitterstrukturtypen übertragen. Dadurch wurde geprüft, ob die entwickelte Strategie nicht nur für strebenbasierte Strukturen, sondern auch für komplexere wandbasierte Geometrien geeignet ist. Exemplarisch konnte eine Diamond-TPMS-Struktur mit einer homogenen Wandstärke von 105 µm erfolgreich und defektfrei hergestellt werden (vgl. Abbildung 7 b)). Damit wurde die Reproduzierbarkeit der entwickelten Fertigungsstrategie an einem deutlich komplexeren Strukturtyp validiert.

Darüber hinaus wurde am Beispiel einer wandbasierten Gyroid-TPMS-Struktur der Einfluss der Parameteranpassung auf die Oberflächentopografie bewertet. Dabei konnte die Anzahl angesinterter Oberflächenpartikel um bis zu 50 % reduziert werden (vgl. Abbildung 8). Da angesinterte Partikel maßgeblich zur prozessbedingten Oberflächenrauheit von PBF-LB/M-Bauteilen beitragen, stellte dies einen wesentlichen Beitrag zur Optimierung der Oberflächenmorphologie und -topografie von Gitterstrukturen dar.

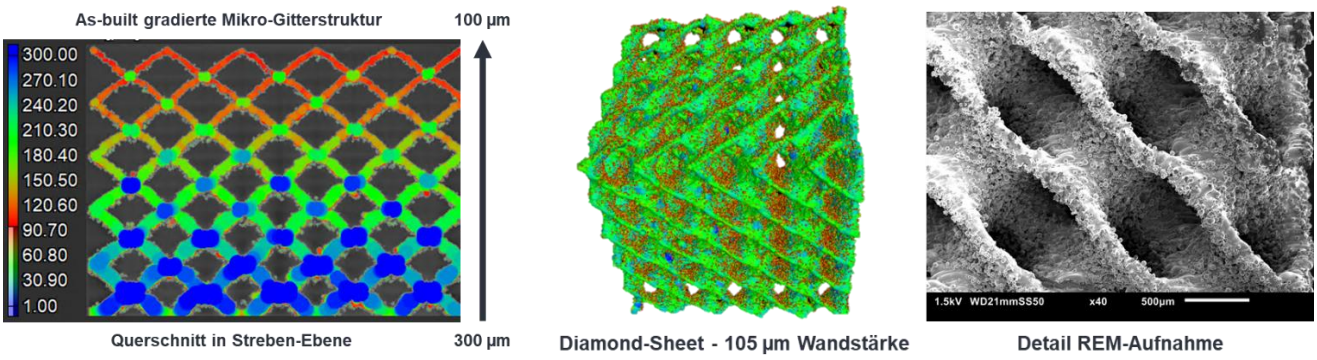


Abbildung 7: a) CT-Aufnahme und Strebenquerschnitt einer mit nur einem Parametersatz hergestellten gradierten BCC-Gitterstruktur im Größenbereich von 100-300 µm; b) CT- und REM-Aufnahme einer minimal hergestellten Gitterstruktur vom Typ der wandbasierten TPMS-Strukturen (Diamond)

Neben den gradierten BCC- und TPMS-Strukturen konnten die in AP 2.1 etablierten Parametersätze auch für weitere Strukturmodifikationen genutzt werden. Diese zielten auf eine verbesserte Osseointegration durch lokal variierende Porengrößen ab und werden im Rahmen von AP 3, der mechanischen Charakterisierung, in Kapitel 3.4 näher betrachtet sowie hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften untersucht.

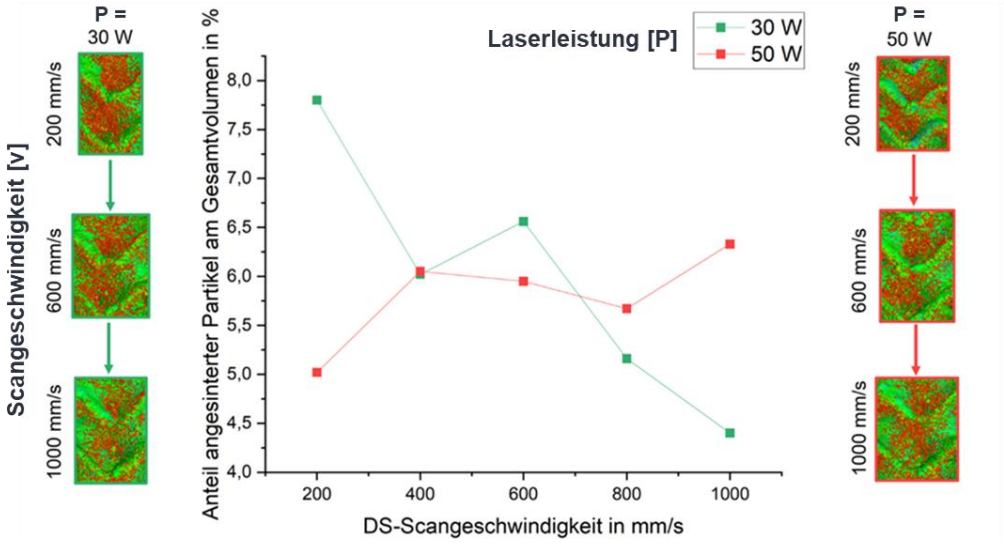


Abbildung 8: Einfluss und Optimierung der neu entwickelten Scanstrategie auf die Menge angesinterter Partikel an der Gitterstrukturoberfläche am Beispiel einer wandbasierten TPMS-Gyroid Struktur

3.1.2.5 Entpulverungsstrategie und Gesamtformabweichung

Neben der geometrischen Herstellbarkeit feiner Gitterstrukturen wurde im Arbeitspaket auch die Entpulverbarkeit der hergestellten Strukturen betrachtet. Dies war insbesondere deshalb relevant, weil bei sehr kleinen Einheitszellen und Porengrößen die vollständige Entfernung nicht aufgeschmolzenen Pulvers nach dem Bauprozess eine wesentliche Voraussetzung für die weitere Nutzung der Gitterstrukturen darstellt.

Im Projektverlauf konnte eine minimale Einheitszellengröße von 0,5 mm für strebenbasierte Gitterstrukturen realisiert werden. Bei weiterer Verringerung der Einheitszellengröße zeigte sich, dass entweder eine vollständige Entpulverung nicht mehr gewährleistet werden konnte oder die Gitterstruktur zu einem soliden Verbund verschmolz. Als herstellbare minimale Strukturgrößen wurden in diesem Zusammenhang eine Einheitszellengröße von 0,5 mm, ein Strebendurchmesser von 110 µm, eine Wandstärke von 105 µm sowie eine Porengröße von 200 µm erreicht.

Für die Entpulverung wurde eine abgestufte Strategie abgeleitet. Diese sah zunächst eine Schwingungsanregung der Bauplatte vor, anschließend das Absaugen des verbleibenden Pulvers und abschließend eine Behandlung im Ultraschallbad. Aus den Untersuchungen ergab sich zudem, dass für eine zuverlässige Entpulverung eine Mindestzellengröße von mehr als 0,5 mm erforderlich ist.

Die Kenntnis der Gesamtformabweichung war ein weiteres erwartetes Ergebnis des Arbeitspakets. Mit dem optimierten Parametersatz konnten im Größenbereich von 100 µm bis 300 µm nur geringe geometrische Abweichungen erreicht werden. Die Gesamtformabweichung wurde in diesem Bereich als vernachlässigbar bewertet und lag bei Abweichungen von weniger als 20 µm. Damit konnte gezeigt werden, dass die entwickelte Prozessstrategie nicht nur die Herstellung sehr feiner Strukturen ermöglicht, sondern auch eine ausreichende geometrische Genauigkeit für die weitere Nutzung in gradierten Gitter- und Implantatstrukturen bietet.

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die Bewertung der Herstellbarkeit nicht ausschließlich über minimale Streben- oder Wandstärken erfolgen kann. Für die fertigungstechnische Auslegung der Gitterstrukturen mussten auch Einheitszellengröße, Porengröße, Entpulverbarkeit und geometrische Abweichung gemeinsam berücksichtigt werden.

3.1.2.6 Herstellung gradierter TMJ-Implantate

Die in AP 2.1 entwickelten Parametersätze wurden im weiteren Projektverlauf auf die Herstellung gradierter TMJ-Implantate übertragen. Grundlage hierfür waren die durch IITD entwickelten Implantatdesigns sowie die am wbk optimierten Prozessparameter für die Fertigung feiner und gradierter Gitterstrukturen. In Zusammenarbeit der Partner konnten damit erste TMJ-Implantate gefertigt werden.

Mit dem neu entwickelten Strategieansatz wurden komplex gradierte TMJ-Implantate als Proof-of-Concept hergestellt. Bis auf die Kanten des Implantats, die Bohrungspositionen und den Gelenkteil als Reibpartner zur Fossa-Komponente wurden die weiteren Bereiche deterministisch porös auf Basis einer BCC-Gitterstruktur ausgeführt. Die Gradierung wurde dabei in zwei grundsätzlichen Varianten umgesetzt: einer konturangepassten, sogenannten conformal Gradierung, sowie einer nicht konturangepassten, sogenannten non-conformal Gradierung.

Zusätzlich wurden zwei überlagerte Richtungsgradienten in das Implantat integriert (vgl. Abbildung 9). Einerseits wurde ein Übergangsbereich zwischen porösen und soliden Bereichen vorgesehen, um hohe Belastungsspitzen im direkten Übergang von Gitterstruktur zu Vollmaterial zu vermeiden. Dieser Übergangsbereich orientierte sich an den zuvor bestimmten minimal herstellbaren Strukturgrößen und konnte gefertigt werden. Andererseits wurde ein Richtungsgradient von der Innenseite zur Außenseite des Implantats realisiert. Dabei wurden innen feinere Strukturen mit etwa 100 µm und außen gröbere beziehungsweise stabilere Strukturen mit bis zu 300 µm Strebendurchmesser vorgesehen.

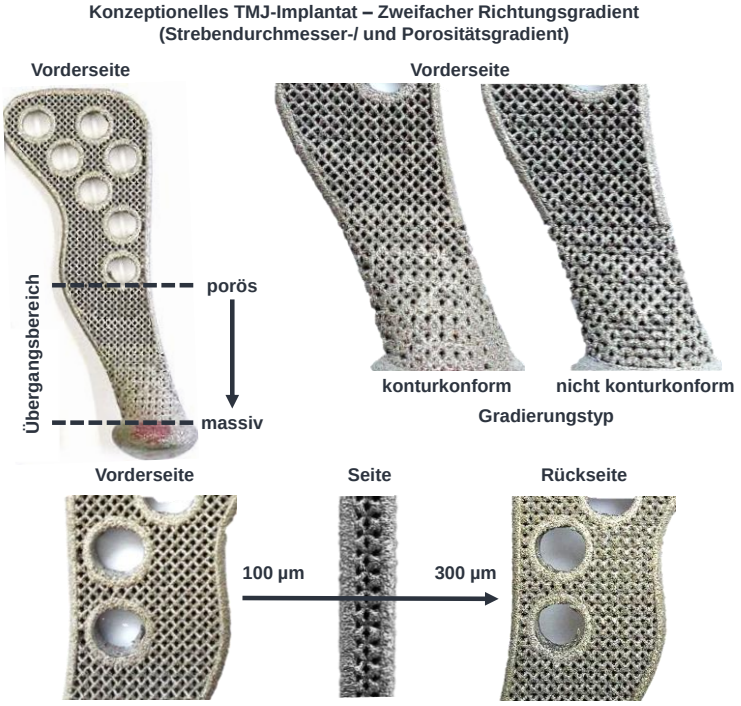


Abbildung 9: Konzeptionell gradierte TMJ-Implantate mit zwei kombinierten Richtungsgradienten und unterschiedlichem Gradierungstyp

Mit dieser Gradierung wurde die Struktur des Implantats an unterschiedliche Knochenbereiche angelehnt. Zur anzuwachsenden Innenseite hin wurden filigranere und offenporigere Strukturen mit geringerer Dichte umgesetzt, während zur Außenseite hin stabilere und weniger offenporige Strukturen mit höherer Dichte realisiert wurden. Damit wurden strukturelle Eigenschaften von trabekulärem und kortikalem Knochen innerhalb eines Implantats adressiert.

Die Herstellung der gradierten TMJ-Implantate zeigte, dass die in AP 2.1 entwickelte lokale Energieanpassung nicht nur an einzelnen Testgeometrien und Gitterproben, sondern auch an komplexen Implantatgeometrien angewendet werden kann. Damit wurde die Produzierbarkeit von Implantaten mit lokal variierenden Gitterstrukturen anhand konkreter Implantatgeometrien nachgewiesen.

3.1.3 Einordnung im Vergleich zur ursprünglichen Vorhabenbeschreibung

Die in AP 2.1 durchgeführten Arbeiten entsprachen inhaltlich der ursprünglichen Vorhabenbeschreibung. Vorgesehen war, die Prozessgrenzen hinsichtlich Größe und Form additiv gefertigter Titan-Einheitszellen in Abhängigkeit von den Prozessparametern des selektiven Laser-Pulverbett-Schmelzens zu untersuchen. Im Projekt wurden hierzu die minimal herstellbaren Strukturgrößen, der Einfluss der Prozessstellgrößen und die prozessbedingte Richtungsabhängigkeit systematisch betrachtet.

Die erwarteten Ergebnisse des Arbeitspakets wurden adressiert. Es wurden minimal herstellbare Strukturen definiert, der Einfluss zentraler Prozessstellgrößen auf die Gitterstrukturen untersucht, eine verbesserte Scanstrategie entwickelt, eine Entpulverungsstrategie abgeleitet und die Gesamtformabweichung im relevanten Größenbereich bewertet. Gegenüber der ursprünglichen Planung ergab sich insbesondere durch die lokale Energieanpassung eine technische Weiterentwicklung, mit der gradierte BCC-Strukturen im Größenbereich von 100 µm bis 300 µm mit nur einem Parametersatz gefertigt werden konnten. Darüber hinaus wurden die Ergebnisse auf wandbasierte TPMS-Strukturen übertragen und anhand gradierter TMJ-Implantate validiert.

Die durchgeführten Arbeiten waren notwendig, da die Fertigung feiner und lokal variierender Gitterstrukturen die Grundlage für die weiteren Projektarbeiten bildete. Ohne eine belastbare Prozessparameteroptimierung wären weder die Herstellung gradierter Implantatstrukturen noch die anschließende Untersuchung geeigneter Nachbearbeitungsverfahren und mechanischer Eigenschaften möglich gewesen. Der experimentelle Umfang war angemessen, da zunächst grundlegende Prozessgrenzen an Testgeometrien ermittelt, anschließend auf relevante BCC- und TPMS-Strukturtypen übertragen und schließlich an gradierten TMJ-Implantaten überprüft wurden.

3.2 AP 2.3 – Kryogene Bearbeitung

3.2.1 Zielsetzung

Ziel des Arbeitspakets AP 2.3 war die Untersuchung der kryogenen Bearbeitung von gitterförmigen und dichten Bereichen der TMJ-Implantate. Dabei sollte ein Parameterfenster für die Zerspanung sowohl der dichten Kiefergelenkbereiche als auch der Gitterstrukturen abgeleitet und der Einfluss relevanter Prozessstellgrößen auf die Oberflächentopografie bewertet werden.

Besondere Anforderungen ergaben sich bei den filigranen Gitterstrukturen durch den kontinuierlich unterbrochenen Schnitt und die damit verbundenen wechselnden Werkzeug- und Strukturbelastungen. Die kryogene Kühlung sollte die thermische Belastung und den Werkzeugverschleiß reduzieren und eine möglichst schädigungsarme Bearbeitung der Gitter- und Implantatbereiche unterstützen.

Gemäß der ursprünglichen Vorhabenbeschreibung sollten hierfür Prozessstellgrößen wie Vorschub, Schnittgeschwindigkeit und Schnitttiefe variiert werden. Zusätzlich waren die Kühlmittelzufuhr sowie Form und Positionierung der Düse zu berücksichtigen. Zur Bewertung der Bearbeitung sollten unter anderem Oberflächentopografie, Rauheit, mikroskopische Merkmale sowie geometrische Eigenschaften der bearbeiteten Strukturen herangezogen werden.

3.2.2 Durchführung und Ergebnisse

3.2.2.1 Vorarbeiten und theoretische Analyse

Zu Beginn der Arbeiten in AP 2.3 wurde zunächst der Einfluss der Gittergeometrie auf die Schnittbedingungen und Schnittkräfte betrachtet. Dabei zeigte sich, dass Gittertyp und Volumenfraktion einen wesentlichen Einfluss auf den Kraftverlauf während der Zerspanung haben. Im Gegensatz zur Bearbeitung dichter Strukturen liegt bei Gitterstrukturen ein kontinuierlich unterbrochener Schnitt vor. Dadurch ändern sich die Kontaktbedingungen zwischen Werkzeug und Werkstück fortlaufend entlang des Schnittwegs.

Erste experimentelle Vorversuche mit 316L zeigten, dass das Gitterdesign den Kraftverlauf über den Schnittweg maßgeblich beeinflusst. Gleichzeitig bestimmt die Volumenfraktion, also der Materialanteil bezogen auf das theoretische Gesamtvolumen, die auf das Werkzeug wirkende Kraft. Für die untersuchte homogene Gyroid-Struktur zeigte sich entsprechend ein periodischer Kraftverlauf, der mit der regelmäßigen Einheitszellstruktur zusammenhängt (Abbildung 10 b)).

Im Gegensatz zu stochastischen metallischen Schäumen ist die Geometrie regelmäßiger Gitterstrukturen vollständig definiert, sodass der Materialanteil im Schneideneingriff entlang des Schnittwegs theoretisch vorhergesagt werden kann. Hierzu wurden mit Hilfe der Software Rhino 3D Schnittverläufe für unterschiedliche Gittergeometrien und Schnittparameter berechnet. Abbildung 10 c) bis e) zeigt den vorhergesagten Einfluss von Fräserdurchmesser, Schnitttiefe und Schnittbreite auf den periodisch wechselnden Materialanteil im Schneideneingriff. Damit ist eine Vorhersage der Eingriffsbedingungen in Abhängigkeit von Gittergeometrie und Schnittparametern möglich.

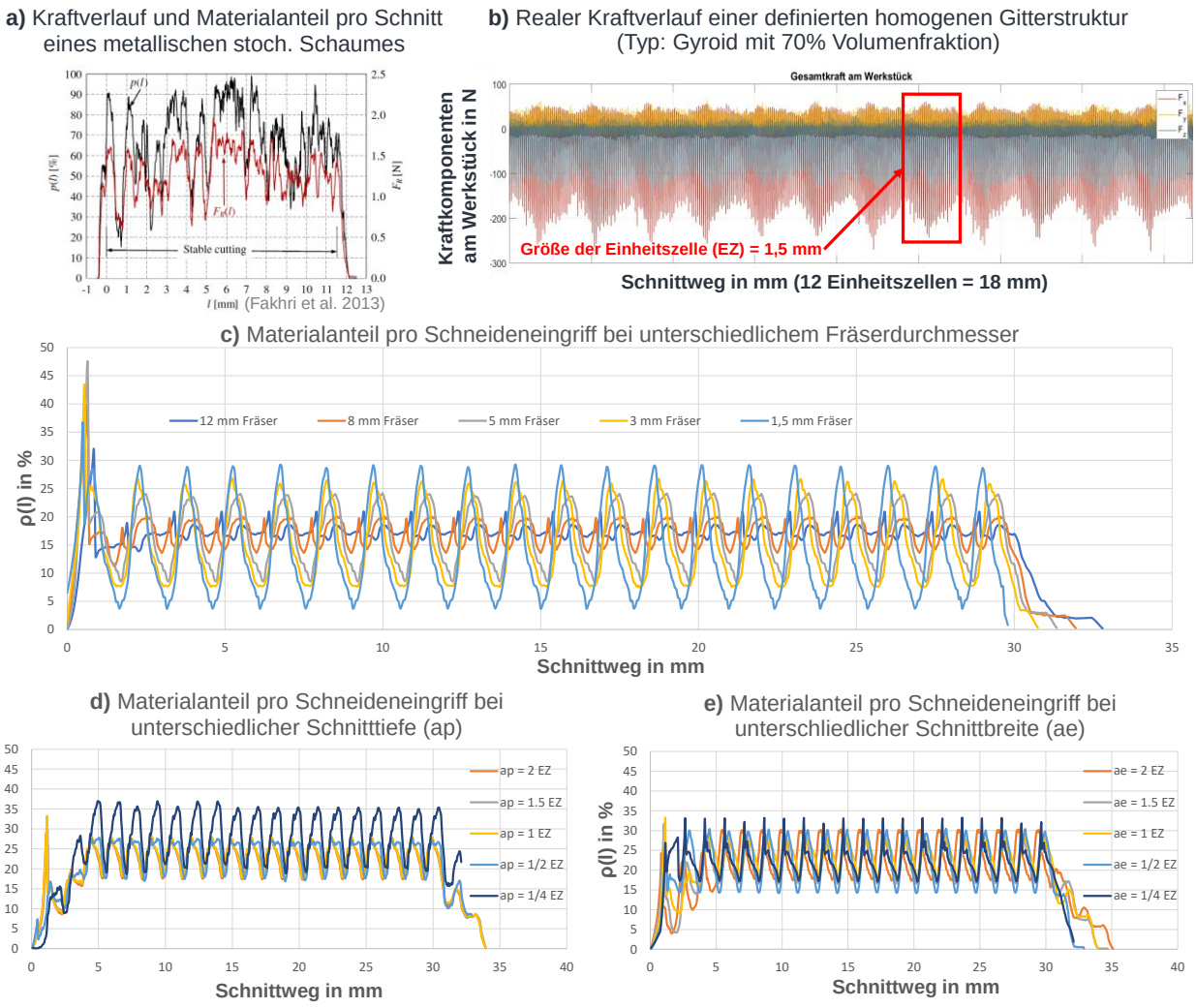


Abbildung 10: Einfluss der Schnittparameter auf Schnitt- und Kraftverlauf an porösen Strukturen
Teilabbildung a) übernommen aus Abolghasemi Fakhri et al., 2013; Teilabbildungen b) bis e) eigene Darstellungen.

3.2.2.2 Experimentelle Untersuchungen

Nach Abschluss der wesentlichen Optimierungsschritte zur Gitterstrukturherstellung wurden kryogene Zerspanungsversuche an filigranen Gitterstrukturen durchgeführt. Grundlage hierfür waren die zuvor beschriebenen Vorarbeiten zu Schnittbedingungen, Schnittkräften und theoretischen Schnittverläufen.

Die experimentellen Untersuchungen erfolgten an Gitterstrukturen im relevanten Strukturgrößenbereich von etwa 100 µm bis 300 µm. Dabei zeigte sich, dass die filigranen Strukturen während der Zerspanung besonders empfindlich auf die lokal auftretenden Schnittbedingungen reagierten. Durch die periodischen und von der Gitterstruktur abhängigen Schnittphasen kam es zu einer hohen lokalen Beanspruchung der Schneide sowie der Gitterstreben.

Als wesentliche Schädigungsmechanismen wurden lokale Schneidenausbrüche und Aufbauschneidenbildung am Fräswerkzeug sowie lokale und globale Ausbrüche filigraner Gitterbereiche beobachtet (vgl. Abbildung 11). Die kontinuierlich unterbrochenen Schnittbedingungen führten damit sowohl zu einem erhöhten lokalen Werkzeugverschleiß als auch zu einer Schädigung der bearbeiteten Gitterstruktur.

3.2.3 Bewertung und Grenzen des Ansatzes

Die Untersuchungen zeigten, dass die kryogene Zerspanung der filigranen Gitterstrukturbereiche im untersuchten Strukturgrößenbereich nur eingeschränkt geeignet ist. Aufgrund der Strebendurchmesser von etwa 100 µm bis 300 µm dominierten während der Bearbeitung das Ausbrechen von Mikrostreben sowie ein lokal stark ausgeprägter Schneidenverschleiß. Die periodischen und von der jeweiligen Gitterstruktur abhängigen Schnittphasen führten zu kontinuierlich unterbrochenen Schnittbedingungen, wodurch sowohl Werkzeug als auch Gitterstruktur stark beansprucht wurden.

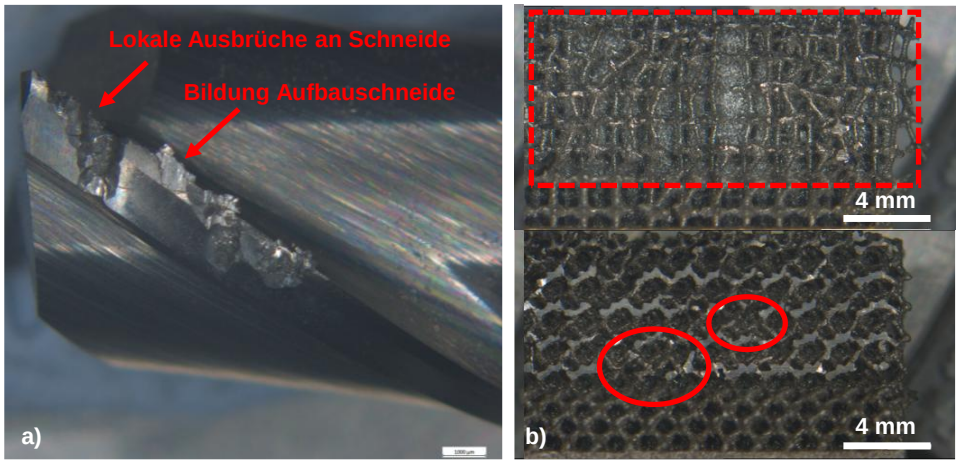


Abbildung 11: a) Lokale Schneidenausbrüche und Aufbauschneidenbildung durch kontinuierlich unterbrochene Schnittbedingungen; b) rote Markierungen zeigen lokale und globale Ausbrüche filigraner Gitterbereiche

Die Gitterstrukturbereiche konnten daher nicht erfolgreich zerspant werden. Die beobachteten Schneidenausbrüche, die Aufbauschneidenbildung sowie lokale und globale Ausbrüche der Gitterstrukturen zeigten die technischen Grenzen der kryogenen Zerspanung für die untersuchten filigranen Strukturen auf. Ein ursprünglich vorgesehenes, breit anwendbares Parameterfenster konnte für diese Strukturen entsprechend nicht abgeleitet werden. Gleichzeitig konnten die Gitterstrukturen durch die fortgeschrittene Prozessoptimierung in AP 2.1 bereits mit hoher geometrischer Genauigkeit additiv gefertigt werden, sodass eine spanende Formkorrektur der filigranen Bereiche für das Erreichen des Gesamtprojektziels nicht erforderlich war. Die weitere Verringerung der Oberflächenrauheit von Gitterstrukturen und Außenflächen der TMJ-Implantate wurde im weiteren Projektverlauf über die in AP 2.4 untersuchten Endbearbeitungsverfahren adressiert.

3.3 AP 2.4 – Endbearbeitung und Finishverfahren

3.3.1 Zielsetzung

Ziel des Arbeitspakets AP 2.4 war die Auswahl, Optimierung und Bewertung geeigneter Finishverfahren für die Endbearbeitung der dichten TMJ-Bereiche sowie der hergestellten Gitterstrukturen. Im Mittelpunkt stand die Frage, mit welchen Verfahren die geforderte Oberflächenqualität erreicht werden kann und wie sich die jeweiligen Prozessstellgrößen auf Materialabtrag, Oberflächentopografie und geometrische Abweichungen auswirken.

Gemäß der ursprünglichen Vorhabenbeschreibung sollten hierfür insbesondere Streamfinishing, Tellerfliehkraftschleifen und/oder elektrochemisches Polieren untersucht werden. Für die dichten Implantatbereiche sollte bewertet werden, inwiefern die Endkontur der TMJ-Flächen mit diesen Verfahren bearbeitet werden kann. Vorgesehen waren dabei insbesondere Untersuchungen zum Einfluss der jeweiligen Prozessstellgrößen sowie ein Vergleich der Verfahren hinsichtlich Oberflächenqualität, Materialabtrag und Formtoleranzen.

Ein weiteres Ziel bestand darin, geeignete Prozessschritte zur Erreichung der geforderten Oberflächenqualität bei möglichst geeignetem Zeitaufwand auszuwählen. Die Arbeiten in AP 2.4 bauten dabei unmittelbar auf den Ergebnissen aus AP 2.1 auf. Die dort entwickelten Parametersätze und gefertigten Gitter- beziehungsweise Implantatstrukturen bildeten die Grundlage für die Bewertung der Endbearbeitungsverfahren und die Ableitung einer geeigneten Nachbearbeitungsroute.

3.3.2 Durchführung und Ergebnisse

3.3.2.1 Auswahl und Untersuchungsaufbau der Finishverfahren

Für die Untersuchungen wurden die im Antrag vorgesehenen Verfahren Streamfinishing, Tellerfliehkraftschleifen und elektrochemisches Polieren betrachtet. Da die dichten Außenflächen und die filigranen Gitterbereiche unterschiedliche geometrische Randbedingungen aufweisen, erfolgte die Bewertung getrennt nach den jeweiligen Strukturzonen.

Für die Gitterbereiche wurden in AP 2.1 erfolgreich gefertigte Gitterstrukturen als Probekörper verwendet. Für die dichten Bereiche standen additiv gefertigte Implantatbereiche beziehungsweise vollständige TMJ-Implantate zur Verfügung. Auf dieser Grundlage wurde untersucht, welche der vorgesehenen Finishverfahren für die jeweiligen Strukturzonen eingesetzt werden können und wie sich diese zu einer gemeinsamen Nachbearbeitungsroute kombinieren lassen.

3.3.2.2 Elektrochemisches Polieren von Gitterstrukturen

Für die filigranen Gitterstrukturen wurde insbesondere das elektrochemische Polieren untersucht, da mechanisch wirkende Finishverfahren für die erreichten Struktur- und Porengrößen nicht anwendbar waren. Als Grundlage dienten Gitterstrukturen mit Strebendurchmessern im Bereich von 150 µm bis 200 µm und einer Einheitszellengröße von 1 mm. Diese lagen damit mittig innerhalb des in AP 2.1 untersuchten implantatrelevanten Strukturgrößenbereichs. Ziel war es, den Einfluss der Prozessparameter des elektrochemischen Polierens auf die resultierenden Oberflächeneigenschaften sowie auf die Reduzierung des Strebendurchmessers zu bewerten.

Die Untersuchungen zeigten, dass durch das elektrochemische Polieren anhaftende Partikel entfernt und die Strebenoberflächen geglättet werden konnten. Der beste Parametersatz führte zu einer vollständig geglätteten Oberfläche auf allen Streben und zur Entfernung der anhaftenden Partikel. Gleichzeitig trat jedoch ein von außen nach innen abnehmender Materialabtrag auf. Ursache hierfür war die Strömung um die Gitterstruktur während der Bewegung des Bauteils innerhalb der Flüssigkeit.

Durch den inhomogenen Materialabtrag ergaben sich an den äußeren Einheitszellen und Streben geringere Strebendurchmesser als in den inneren Bereichen der Gitterstruktur. Exemplarisch zeigt Abbildung 12 eine Reduzierung des Strebendurchmessers von 145 µm im Ausgangszustand auf 115 µm nach dem Polieren. Der ortsabhängige Materialabtrag musste bei der weiteren Prozessauslegung berücksichtigt werden und konnte auf Basis der in AP 2.1 entwickelten Ansätze für gradierte Strukturen adressiert werden.

Insgesamt zeigte sich, dass das elektrochemische Polieren für die Glättung filigraner Gitterstrukturen im relevanten Größenbereich geeignet ist. Insbesondere für Bereiche, in denen mechanische Finishverfahren zu einer Schädigung der feinen Streben führen würden, stellte das elektrochemische Polieren eine geeignete Möglichkeit dar, die Oberflächenrauheit zu reduzieren und anhaftende Partikel zu entfernen.

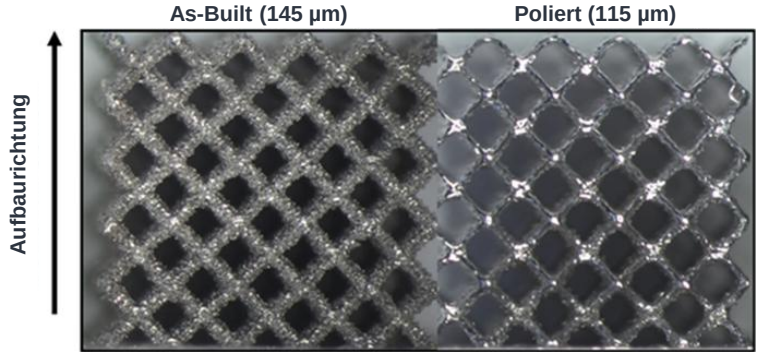


Abbildung 12: Erfolgreich geglättete und polierte Gitterstruktur im relevanten Größenbereich

3.3.2.3 Nachbearbeitung vollständiger TMJ-Implantate

Für die dichten Außenflächen der TMJ-Implantate konnten mechanische Finishverfahren weiterhin berücksichtigt werden. Für die Untersuchungen wurden vollständige TMJ-Implantate genutzt, die mit den zuvor ermittelten Prozessparametern für die additiv gefertigten dichten Bereiche hergestellt worden waren. Die dabei bereits erreichte Ausgangsqualität ermöglichte es, mit wenigen Iterationen eine geeignete Bearbeitungsfolge für die Außenflächen abzuleiten.

Die Bearbeitungsfolge umfasste zunächst ein minimales manuelles Schleifen ausgeprägt rauer Bereiche der as-built-Außenflächen. Anschließend wurden die dichten Außenflächen durch Tellerfliehkraftschleifen und nachfolgendes Streamfinishing weiter geglättet. Die filigranen Gitterbereiche mussten während dieser mechanischen Bearbeitungsschritte geschützt beziehungsweise abgedeckt werden, um eine Schädigung der Streben zu vermeiden.

Als abschließender Bearbeitungsschritt wurde das elektrochemische Polieren eingesetzt. Dieser Schritt konnte auf das gesamte TMJ-Implantat angewendet werden und diente der weiteren Glättung der Oberflächen sowie der Entfernung anhaftender Partikel. Damit wurden mechanische Finishverfahren für die dichten Außenflächen mit einem abschließenden elektrochemischen Polierschritt für das gesamte Implantat kombiniert.

Mit dieser Bearbeitungsfolge konnte ein vollständiges TMJ-Implantat exemplarisch geglättet und poliert werden. Abbildung 13 zeigt hierzu sowohl die geglättete Außenfläche im Übergang zur Gitterstruktur als auch den Vergleich zwischen dem as-built und dem nachbearbeiteten Zustand des Implantats. Gleichzeitig zeigte sich, dass aufgrund der unterschiedlichen Strukturzonen keine einheitliche mechanische Bearbeitung des gesamten Implantats sinnvoll ist.

a) **Geglättete Implantatoberflächen** b)

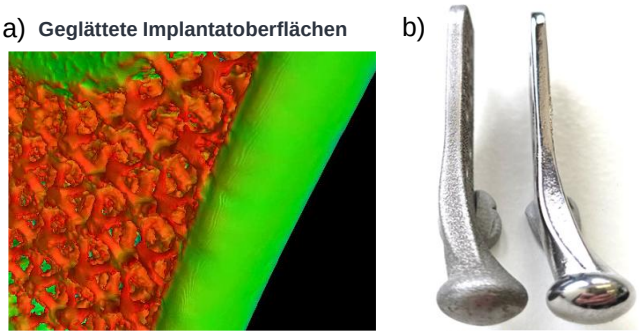


Abbildung 13: a) Erfolgreich geglättetes TMJ-Implantat (grün: Außenfläche, rot: innere Gitterstruktur); b) Vergleich der TMJ-Oberflächen as-built gegenüber der anschließend erfolgten Glättung und der final polierten Oberfläche

3.3.3 Einordnung im Vergleich zur ursprünglichen Vorhabenbeschreibung

Die durchgeführten Arbeiten griffen die ursprüngliche Vorhabenbeschreibung auf, nach der Streamfinishing, Tellerfliehkraftschleifen und elektrochemisches Polieren ausgewählt, optimiert und hinsichtlich ihrer Eignung für die Endbearbeitung der TMJ-Bereiche bewertet werden sollten. Die Untersuchungen zeigten dabei, dass die Eignung der Verfahren von der jeweiligen Strukturzone des Implantats abhängt.

Für die filigranen Gitterstrukturen waren mechanisch wirkende Verfahren wie Streamfinishing und Tellerfliehkraftschleifen aufgrund der erreichten Struktur- und Porengrößen nicht geeignet. Die Gefahr einer Schädigung der feinen Streben war hier maßgeblich. Für diese Bereiche wurde daher das elektrochemische Polieren als geeigneter Ansatz bewertet, da damit anhaftende Partikel entfernt und die Strebenoberflächen geglättet werden konnten. Gleichzeitig musste der von außen nach innen abnehmende Materialabtrag bei der Bewertung berücksichtigt werden.

Für die dichten Außenflächen der TMJ-Implantate konnten mechanische Finishverfahren dagegen weiterhin berücksichtigt werden. Daraus ergab sich eine bereichsspezifische Nachbearbeitungsroute, bei der die Außenflächen mechanisch geglättet und die Gitterbereiche während dieser Schritte geschützt beziehungsweise abgedeckt werden müssen. Ein abschließendes elektrochemisches Polieren konnte als gemeinsamer Bearbeitungsschritt für das gesamte Implantat vorgesehen werden.

Im Vergleich zur ursprünglichen Planung wurde somit kein einheitliches Finishverfahren für alle Implantatbereiche abgeleitet. Stattdessen zeigte sich, dass die Endbearbeitung an die unterschiedlichen Strukturzonen des Implantats angepasst werden muss. Aufgrund der bereits durch die additive Fertigung erreichten hohen Oberflächenqualität konnte mit wenigen Iterationen eine geeignete Bearbeitungsroute bestimmt werden. Eine umfangreiche systematische Parameterstudie der mechanischen Finishverfahren war daher für die Erreichung der im Projekt benötigten Oberflächenqualität nicht erforderlich. Die abgeleitete Bearbeitungsfolge wurde abschließend an einem vollständigen TMJ-Implantat angewendet und bewertet.

3.4 AP 3 – Mechanische Charakterisierung

3.4.1 Zielsetzung

Ziel des Arbeitspakets AP 3 war die Ermittlung der mechanischen Eigenschaften der entwickelten Gitterstrukturen. Die Ergebnisse sollten genutzt werden, um die ausgelegten Strukturtypen zu bewerten, die simulationsbasierten Vorhersagen zu unterstützen und die in AP 2 entwickelten Herstellungs- und Bearbeitungsparameter mechanisch einzuordnen.

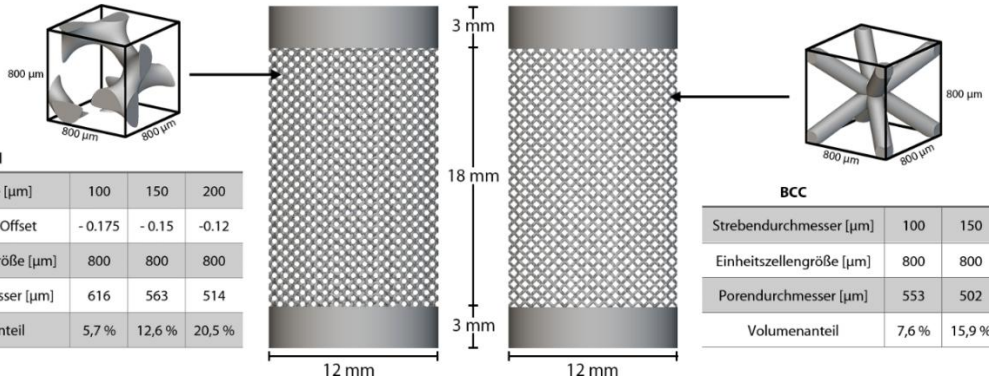
Gemäß der ursprünglichen Vorhabenbeschreibung sollten hierzu mechanische Kennwerte an einfachen Versuchsträgern bestimmt werden. Vorgesehen waren insbesondere Druck-, Zug-, Härte- und Ermüdungsversuche.

Im Rahmen des Projekts lag der Schwerpunkt zunächst auf der mechanischen Charakterisierung der additiv gefertigten Gitterstrukturen unter Druckbelastung. Dabei sollten insbesondere die Steifigkeit, die Druckfestigkeit und das Spannungs-Stauchungs-Verhalten der entwickelten Strukturtypen analysiert und mit Literaturwerten sowie knochenähnlichen Kennwertbereichen verglichen werden. Die Untersuchungen sollten zeigen, inwiefern die hergestellten Gitterstrukturen geeignet sind, mechanische Eigenschaften im Bereich trabekulären Knochens abzubilden und damit eine Grundlage für die weitere Auslegung gradierter Implantatstrukturen zu schaffen.

3.4.2 Durchführung und Ergebnisse

3.4.2.1 Druckversuche und mechanische Modellierung

Zur mechanischen Charakterisierung wurden zunächst Druckversuche an additiv gefertigten Ti-6Al-4V-Gitterstrukturen durchgeführt. Betrachtet wurden insbesondere die in Abbildung 14 dargestellten Gyroid-skeletal- und BCC-Strukturen, die hinsichtlich ihrer mechanischen Kennwerte unter Kompressionsbelastung analysiert und mit Literaturwerten verglichen wurden. Hierzu wurde auch die in AP 2.1 entwickelte Methode der lokalen Reduktion der Laserleistung im Vergleich zu keiner lokalen Anpassung bewertet.



Gyroid

Wandstärke [µm]	100	150	200
Mid-Surface Offset	- 0.175	- 0.15	-0.12
Einheitszellengröße [µm]	800	800	800
Porendurchmesser [µm]	616	563	514
Volumenanteil	5,7 %	12,6 %	20,5 %

BCC

Strebendurchmesser [µm]	100	150	200
Einheitszellengröße [µm]	800	800	800
Porendurchmesser [µm]	553	502	453
Volumenanteil	7,6 %	15,9 %	26,3 %

Abbildung 14: Aufbau der Kompressionsproben nach DIN 50134 am Beispiel zweier relevanter Strukturtypen für Implantate (links: Gyroid skeletal, rechts: BCC)

Um unterschiedliche Volumenanteile bei gleicher Einheitszellengröße zu erzeugen, wurden für beide Gittertypen jeweils drei Varianten mit Strebendicken von 100 µm, 150 µm und 200 µm hergestellt. Dabei wurden Porengrößen im Bereich von 400 µm bis 600 µm eingestellt, da dieser Größenbereich für trabekulären Knochen relevant ist. Dadurch konnte der Einfluss des Volumenanteils auf die mechanischen Eigenschaften untersucht und als Grundlage für den Vergleich mit dem Gibson-Ashby-Modell verwendet werden.

Die Druckversuche wurden zur statistischen Absicherung für jede Strukturvariante an jeweils drei Proben durchgeführt. Dabei zeigte sich ein für dehnungsdominierte Strukturtypen charakteristisches Spannungs-Stauchungs-Verhalten (vgl. Abbildung 15 a)). Die resultierenden strukturspezifischen E-Moduln lagen im Bereich von 0,5 GPa bis 8 GPa. Die ermittelten Druckfestigkeiten lagen zwischen 17,3 MPa und 183 MPa. Damit lagen die untersuchten Strukturen bereits im wärmebehandelten Zustand und ohne weitere Nachbearbeitung teilweise im für trabekulären Knochen relevanten E-Modulbereich von 0,5 GPa bis 5 GPa.

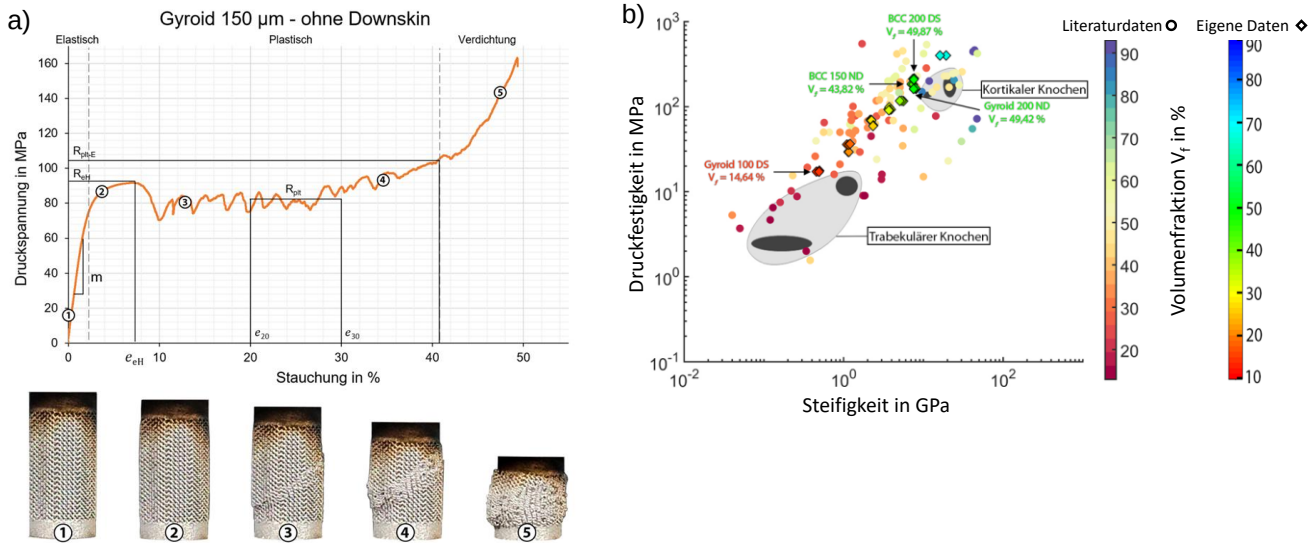


Abbildung 15: a) Beispielhaftes Versagensverhalten einer Gyroid-skeletal Struktur; b) Druckfestigkeit, Steifigkeit und Volumenanteil der geprüften Gitterstrukturen im Vergleich zur Literatur (McGregor et al., 2021)

Auf Grundlage der Versuchsergebnisse wurde für die geprüften BCC- und Gyroid-Strukturen ein Gibson-Ashby-Modell abgeleitet (siehe Abbildung 16). Sowohl die relative Druckfestigkeit als auch die relative Steifigkeit nahmen mit zunehmender Volumenfraktion deutlich zu. Für die relative Druckfestigkeit ergaben sich Bestimmtheitsmaße von R^2 = 0,944 für BCC und R^2 = 0,990 für Gyroid, für die relative Steifigkeit R^2 = 0,960 beziehungsweise R^2 = 0,990. Die BCC-Strukturen wiesen bei vergleichbarer Volumenfraktion eine geringfügig höhere relative Druckfestigkeit auf, während sich für die Steifigkeit ein ähnlicher Zusammenhang zeigte. Damit konnte der Zusammenhang zwischen Volumenfraktion und mechanischen Eigenschaften quantitativ beschrieben und für die weitere Auslegung genutzt werden.

Ziel dieser Untersuchungen war es, die mechanischen Eigenschaften der Gitterstrukturen möglichst nahe an die jeweiligen Kennwertbereiche von Knochen anzunähern (vgl. Abbildung 15 b)). Über eine gradierte Struktur des Implantats sollen unterschiedliche Knochenbereiche adressiert werden können, beispielsweise dichterer kortikaler Knochen an der Außenseite und trabekulärer Knochen an der Innenseite. Damit wurde eine Grundlage geschaffen, um ein mechanisches Matching bei gleichzeitig ausreichender Festigkeit und verbesserter Osseointegration zu unterstützen.

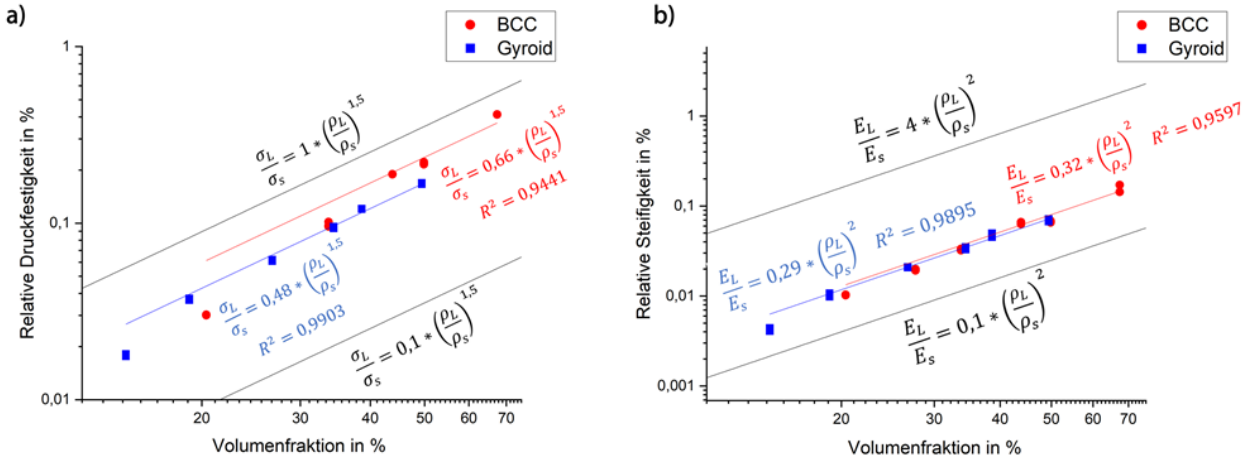


Abbildung 16: Abgeleitetes Gibson-Ashby-Modell der geprüften Strukturen, sowie Vorhersage und Datenpunkte für a) relative Druckfestigkeit und b) relative Steifigkeit

3.4.2.2 Strukturmodifikationen und Gradierung

Neben den grundlegenden Druckversuchen wurden weitere Strukturmodifikationen betrachtet, um die Porengrößenverteilung und damit die Eignung der Gitterstrukturen für eine verbesserte Osseointegration gezielt zu beeinflussen. Hintergrund war, dass unterschiedliche Porengrößenbereiche verschiedene biologische Funktionen unterstützen können. Während kleinere Porengrößen eher das Ansiedeln von Zellen begünstigen, können größere Porenbereiche die Durchblutung unterstützen.

Da klassische Einheitszellen in der Regel eine spezifische Porengröße aufweisen, wurden zwei Ansätze zur lokalen Beeinflussung der Porengröße definiert. Einerseits wurde eine schachbrettartige BCC-Struktur entwickelt, bei der aneinandergereihte 2 × 2 × 2-Zellbereiche unterschiedliche volumetrische Dichten aufweisen. Dies wurde durch einen Gradienten im Strebendurchmesser umgesetzt, wodurch die Porengröße entsprechend lokal variiert werden konnte. Andererseits wurde die quadratische Einheitszelle zu einer trapezförmigen Einheitszelle weiterentwickelt. Dadurch konnten unterschiedliche Porengrößen bei konstantem Strebendurchmesser abgebildet werden (vgl. Abbildung 17). Beide Strukturmodifikationen konnten auf Basis der in AP 2.1 etablierten Parametersätze gefertigt werden und bildeten eine Grundlage für die weitere Bewertung gradierter Implantatstrukturen.

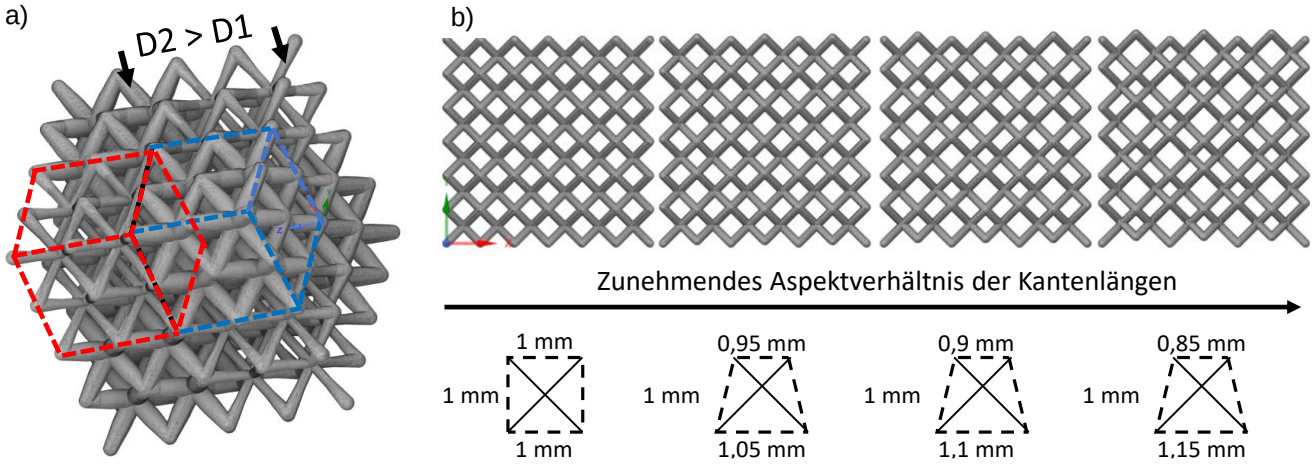


Abbildung 17: a) BCC-Schachbrett Struktur (CB) mit lokal variierendem Strebendurchmesser, Porengröße (400 und 550 µm) und volumetrischer Dichte (lokal 70 % - blau und 90 % - rot - im Durchschnitt 80 %); b) Trapezförmige Strukturmodifikation (TR) am Beispiel verschiedener Aspektverhältnisse zur Abbildung verschiedener Porengrößen bei konstantem Strebendurchmesser

Die mechanische Charakterisierung zeigte, dass die modifizierten Schachbrett- und Trapezstrukturen bei vergleichbarer Volumenfraktion insgesamt ähnliche Größenordnungen von Steifigkeit und Druckfestigkeit wie die regulären BCC-Strukturen erreichten (vgl. Abbildung 18). Damit konnten die Porengrößen lokal verändert werden, ohne die mechanische Tragfähigkeit grundsätzlich zu verlieren. Die Schachbrettstrukturen zeigten zudem ein progressives Versagensverhalten. Nach Erreichen der maximalen Belastung trat kein schlagartiger Bruch auf, sondern ein zunehmender Steifigkeitsverlust bei weiterhin vorhandener Lastaufnahme. Dieses Verhalten kann für Implantatstrukturen vorteilhaft sein, da ein strukturelles Versagen nicht unmittelbar, sondern über eine fortschreitende Schädigung erfolgt.

Bei den trapezförmigen Strukturen zeigte sich zusätzlich eine deutliche Orientierungsabhängigkeit. Besonders die Bruchstauchung variierte bei vergleichbarer Volumenfraktion je nach Orientierung zwischen etwa 3,5 % und 8 %, während die Unterschiede in Steifigkeit und Druckfestigkeit geringer ausfielen. Die Anisotropie der trapezförmigen Zellgeometrie kann damit gezielt genutzt werden, um neben der Porengröße auch das Verformungs- und Versagensverhalten lokal an unterschiedliche Belastungssituationen innerhalb eines Implantats anzupassen.

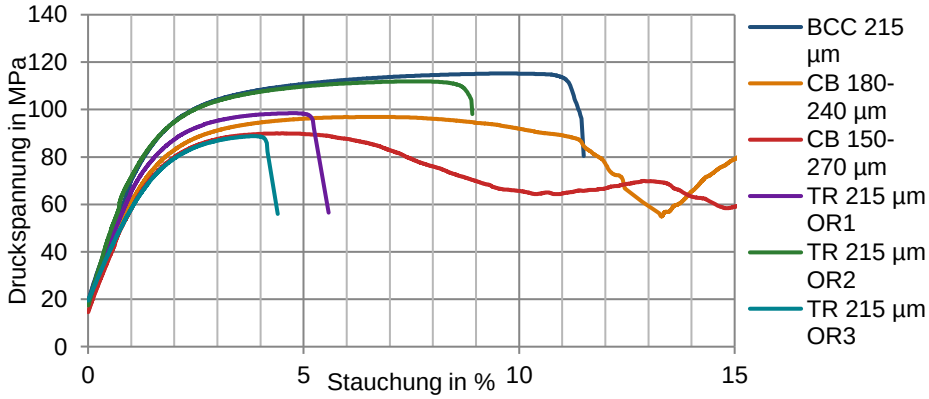


Abbildung 18: Spannungs-Stauchungs-Verläufe ausgewählter BCC-, Schachbrett- (CB) und Trapezstrukturen (TR) bei konstantem mittlerem Strebendurchmesser von 215 µm und vergleichbarer Volumenfraktion von etwa 35 %; TR in drei Raumrichtungen (OR1-OR3), CB mit zwei Strebendickenverhältnissen (180-240 µm, 150-270 µm)

3.4.2.3 Ermüdungsversuche

Zur Bewertung der zyklischen Belastbarkeit wurden Ti-6Al-4V-Gitterstrukturen mit Strebendicken von 100, 150 und 200 µm unter sinusförmiger Druck-Druck-Schwellbelastung (Lastverhältnis R=0,1) geprüft. Ausgehend von den Untersuchungen von Ackland et al. (2017) mit 40,6 N für die Kaubelastung einer TMJ-Prothese wurde für die Prüfkörpergeometrie ein Referenzlastniveau von etwa 250 N abgeleitet. Für die 100-µm-Strukturen wurde die Last schrittweise erhöht, bis innerhalb der festgelegten Grenzzyklenzahl von 2×10^6 ein Versagen auftrat. Dies war bei 400 N beziehungsweise etwa 30 % der statischen Druckfestigkeit der Fall. Dieses relative Lastniveau wurde anschließend auf die 150- und 200-µm-Strukturen übertragen und jeweils drei Proben zur statistischen Absicherung geprüft.

Die 100- und 150-µm-Strukturen versagten nach etwa 2–5×105 Zyklen und zeigten zuvor eine zunehmende Stauchung (vgl. Abbildung 19). Die 200-µm-Strukturen erreichten dagegen die festgelegte Grenzzyklenzahl ohne Versagen oder fortschreitende Stauchung. Die ähnlichen Lebensdauern der 100- und 150-µm-Strukturen bei gleicher relativer Belastung deuten darauf hin, dass der bei sehr feinen Strukturen erwartete stärkere Einfluss von Oberflächenrauheit und lokalen Defekten durch die optimierten Fertigungsparameter reduziert wurde. Insgesamt zeigen die Strukturen eine hohe zyklische Belastbarkeit. Selbst die 100-µm-Strukturen überstanden das Referenzlastniveau ohne Versagen; aufgrund der Streuung ist ihre Sicherheitsreserve jedoch gering, während Strukturen ab 150 µm als geeignet bewertet werden können.

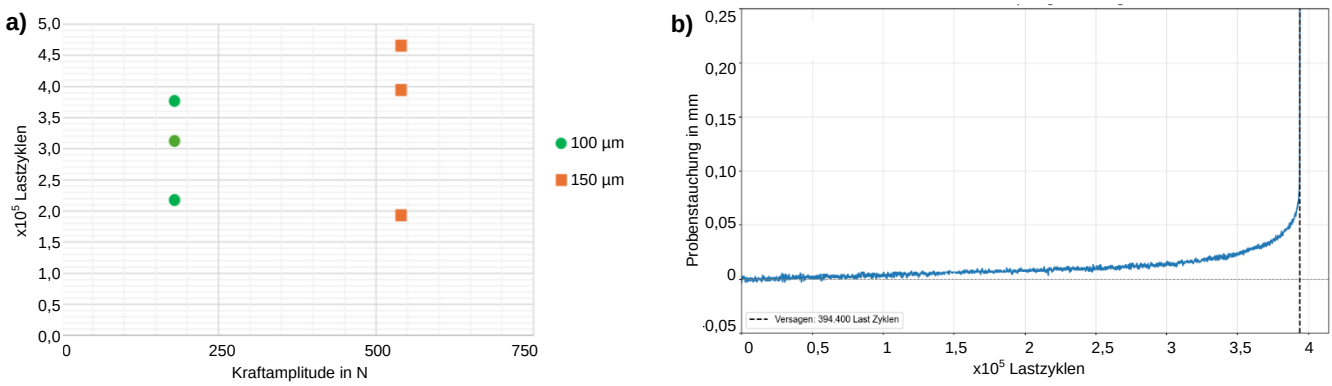


Abbildung 19: Ermüdungsverhalten der Ti-6Al-4V-Gitterstrukturen: a) erreichte Lastzyklen der 100- und 150-µm-Strukturen bei etwa 30 % der statischen Druckfestigkeit; b) Entwicklung der Probenstauchung einer 150-µm-Struktur bis zum Versagen

3.4.2.4 Einordnung im Vergleich zur ursprünglichen Vorhabenbeschreibung

Die in AP 3 durchgeführten Arbeiten griffen die ursprüngliche Zielsetzung auf, die mechanischen Eigenschaften der entwickelten Gitterstrukturen zu bestimmen und für die Bewertung der Struktur- und Prozessparameter zu nutzen. Im Rahmen des Vorhabens lag der Schwerpunkt auf Druckversuchen an relevanten Gitterstrukturtypen. Dabei konnten mechanische Kennwerte für Gyroid-skeletal- und BCC-Strukturen ermittelt und mit Literaturwerten sowie Kennwertbereichen von Knochen verglichen werden.

Ein wesentlicher Teil der Zielsetzung wurde damit durch die Kompressionsversuche, die Ermittlung der strukturspezifischen E-Moduln und Druckfestigkeiten sowie die Ableitung eines Gibson-Ashby-Modells adressiert. Die Ergebnisse ermöglichten eine Bewertung der mechanischen Eigenschaften in Abhängigkeit von der volumetrischen Dichte und lieferten eine Grundlage, um die Gitterstrukturen im Hinblick auf ein mechanisches Matching mit trabekulärem Knochen einzuordnen.

Gegenüber der ursprünglichen Vorhabenbeschreibung wurde der Schwerpunkt der mechanischen Charakterisierung auf die Untersuchung unter Druckbelastung, die Modellierung der mechanischen Eigenschaften sowie die ergänzende Bewertung des Ermüdungsverhaltens gelegt. Die durchgeführten Untersuchungen ermöglichten die Bestimmung von Steifigkeit und Druckfestigkeit sowie die Beschreibung ihrer Abhängigkeit von Strukturtyp und Volumenanteil. Ergänzend wurde das Verhalten der Gitterstrukturen unter zyklischer Druck-Druck-Schwellbelastung untersucht.

Die durchgeführten Arbeiten waren notwendig, da die mechanische Charakterisierung eine zentrale Grundlage für die Bewertung der entwickelten Gitterstrukturen und deren Eignung für gradierte Implantatkonzepte darstellt. Der gewählte Schwerpunkt auf Druckversuchen war angemessen, da die untersuchten Gitterstrukturen zunächst hinsichtlich ihrer Steifigkeit, Druckfestigkeit und ihres Spannungs-Stauchungs-Verhaltens im Vergleich zu knochenähnlichen Kennwertbereichen bewertet werden mussten. Die zusätzlich betrachteten Strukturmodifikationen und Gradierungsansätze dienten dazu, die mechanischen und geometrischen Eigenschaften der Gitterstrukturen gezielt weiterzuentwickeln.

4 Vergleich mit ursprünglicher Arbeits-, Zeit- und Kostenplanung

4.1 Zielbezug und Vergleich mit der Arbeitsplanung

Der inhaltliche Vergleich mit der ursprünglichen Vorhabenbeschreibung erfolgte in Kapitel 3 arbeitspaketbezogen anhand der Zielsetzungen, der durchgeführten Arbeiten und der erzielten Ergebnisse. Ergänzend fasst untenstehende Tabelle die für das wbk/KIT relevanten Gesamtziele des Verbundvorhabens und deren Einordnung zusammen. Der Schwerpunkt des wbk/KIT lag auf der Prozessparameteroptimierung für Gitterstrukturen, der Herstellung gradierter Implantatstrukturen, der Untersuchung von Bearbeitungs- und Finishverfahren sowie der mechanischen Charakterisierung.

Ziele	**Einordnung**
Ziel 3: Optimierung von Prozessparametern zur Einstellung der Oberflächenmorphologie und -topographie von Gitterstrukturen	**Übertroffen.** Definierte Strebendurchmesser von 100–300 µm konnten weitgehend orientierungsunabhängig gefertigt und auf BCC- sowie TPMS-Strukturen übertragen werden. Damit wurde die gezielte Fertigung filigraner Gitter ermöglicht.
Ziel 4: Herstellung von Implantaten mit gradierter Gitterstruktur und Nachweis der Produzierbarkeit	**Übertroffen.** Gradierte BCC-Strukturen, eigens entwickelte Struktur-modifikationen und gradierte TMJ-Implantate wurden erfolgreich gefertigt. Damit konnten lokal angepasste Gittereigenschaften im Implantat realisiert werden.
Ziel 5: Endbearbeitung dichter und gitterartiger Strukturen unter kryogener Kühlung	**Teilweise erreicht / Technisch bewertet**. Die kryogene Zerspanung erwies sich für filigrane Gitter als nicht geeignet. Damit wurden die Einsatzgrenzen des Verfahrens bestimmt.
Ziel 7: Additive Fertigung dichter Probestücke beziehungsweise Implantatbereiche	**Erreicht**. Dichte Testkomponenten und vollständige TMJ-Implantate wurden gefertigt. Damit standen Bauteile für die Finishbearbeitung zur Verfügung.
Ziel 8: Mechanische und Ermüdungseigenschaften additiv gefertigter Titanimplantate	**Erreicht.** Druck- und Ermüdungsversuche sowie die Gibson-Ashby-Modellierung wurden an verschiedenen Probengeometrien durchgeführt. Damit wurde die mechanische Eignung der Gitterstrukturen für den Einsatz im Implantat bewertet und bestätigt.

4.2 Vergleich mit der Zeitplanung

		planmäßig begonnen						
			planabweichend begonnen					
				planmäßig abgeschlossen				
					planabweichend abgeschlossen			
Arbeitspaket (AP)	AP-Nr.					begonnen [MM/JJ]	beendet [MM/JJ]	Aufwand [MM] im Gesamtzeitraum
Analyse und Optimierung von Prozessparametern für die Herstellung von Gitterstrukturen	2.1	☒	☐	☒	☐	09/22	06/24	10
Untersuchung der kryogenen Zerspanung von Gitter- und dichten TMJ-Bereichen	2.3	☒	☐	☒	☐	11/22	08/24	5
Wahl und Optimierung von Endbearbeitungsverfahren für die Endkonturbearbeitung der dichten TMJ-Bereiche	2.4	☐	☒	☐	☒	11/23	04/25	3
Analyse der mechanischen Eigenschaften	3	☒	☐	☐	☒	07/23	12/25	12
							Summe:	30

4.3 Wichtigste Positionen des zahlenmäßigen Nachweises

Die wesentlichen Ausgabenpositionen entfielen auf Personal, Sachmittel, Reisemittel und Investitionen. Die Personalmittel umfassten wissenschaftliche Mitarbeitende mit rund 172.000 €, Techniker-/IT-Aufwand mit rund 37.000 € sowie studentische Hilfskräfte mit rund 31.000 €. Die wissenschaftlichen Mitarbeitenden bearbeiteten insbesondere die Versuchsplanung, Prozessparameterentwicklung, Auswertung und Ergebnisübertragung auf Gitter- und Implantatstrukturen. Der Techniker-/IT-Aufwand war vor allem für Anlagenvorbereitung, Versuchsdurchführung und Betrieb der Fertigungs- und Charakterisierungseinrichtungen erforderlich. Die studentischen Hilfskräfte unterstützten bei Probenvorbereitung, Messungen und Datenauswertung.

Die Sachmittel in Höhe von rund 34.000 € betrafen insbesondere Titanpulver sowie Verbrauchs- und Verschleißmaterialien für den Anlagenbetrieb. Die Investitionen in Höhe von rund 25.000 € wurden für Anlagenperipherie der SLM 280 HL zur Verarbeitung von Titan eingesetzt. Reisemittel fielen in Höhe von rund 4.000 € an und dienten der projektbezogenen Abstimmung sowie der Teilnahme an wissenschaftlichen Konferenzen zur Präsentation und Diskussion der Projektergebnisse.

4.4 Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Projektarbeiten

Die geleisteten Projektarbeiten waren notwendig, da die Herstellung feiner und lokal variierender Gitterstrukturen die zentrale Voraussetzung für die weiteren Arbeiten des wbk/KIT darstellte. Entsprechend lag ein wesentlicher Schwerpunkt auf AP 2.1. Erst durch die Analyse der Prozessgrenzen, die Optimierung der Prozessparameter und die Entwicklung einer angepassten Scanstrategie konnten reproduzierbar herstellbare Gitterstrukturen im relevanten Größenbereich erzeugt werden. Ohne diese Grundlage wären weder die Herstellung gradierter Implantatgeometrien noch die Bewertung geeigneter Nachbearbeitungsverfahren oder die mechanische Charakterisierung aussagekräftig möglich gewesen.

Der erhöhte Aufwand in AP 2.1 war daher angemessen, da die dort erzielten Ergebnisse unmittelbar in die nachfolgenden Arbeitspakete einflossen. Die Untersuchungen wurden schrittweise von einfachen Testgeometrien über BCC- und TPMS-Strukturen bis hin zu gradierten TMJ-Implantaten aufgebaut. Dadurch konnte vermieden werden, komplexe Implantatgeometrien auf Basis unzureichend abgesicherter Prozessparameter zu fertigen.

Die Arbeiten in AP 2.3, AP 2.4 und AP 3 bauten entsprechend auf den Ergebnissen aus AP 2.1 auf. Die kryogene Bearbeitung wurde erst an repräsentativen filigranen Gitterstrukturen bewertet und zeigte dort die technischen Grenzen des Ansatzes. Die Finishuntersuchungen konnten auf tatsächlich gefertigten Gitter- und Implantatstrukturen durchgeführt werden, wodurch geeignete und ungeeignete Nachbearbeitungsrouten voneinander abgegrenzt wurden. Auch die mechanische Charakterisierung war nur auf Basis prozesssicher hergestellter Prüfkörper sinnvoll möglich.

Insgesamt war die Schwerpunktsetzung auf die Prozessparameteroptimierung und den Nachweis der Herstellbarkeit angemessen, da diese Arbeiten den größten Einfluss auf die Umsetzbarkeit der geplanten gradierten TMJ-Implantate hatten. Die weiteren Arbeiten wurden darauf aufbauend durchgeführt und dienten der Bewertung der Bearbeitbarkeit, Oberflächenqualität und mechanischen Eigenschaften der entwickelten Strukturen.

5 Nutzen und Verwertbarkeit der Ergebnisse

5.1 Wirtschaftliche Erfolgsaussichten

Das wbk/KIT verfolgt als öffentliche Forschungseinrichtung weiterhin keine direkte wirtschaftliche Vermarktung der im Projekt entwickelten Konzepte und Lösungen. Eine unmittelbare Produktverwertung, etwa durch den Vertrieb von Kiefergelenkersatzimplantaten, ist daher nicht vorgesehen. Die wirtschaftliche Verwertung erfolgt, wie im Antrag beschrieben, indirekt über die Nutzung der Ergebnisse in weiteren Drittmittelprojekten, anwendungsnahen Forschungsarbeiten und möglichen Kooperationen mit Industriepartnern.

Konkret können die im Projekt entwickelten Prozessfenster für feine und gradierte Ti-6Al-4V-Gitterstrukturen sowie die Erkenntnisse zu geeigneten und ungeeigneten Nachbearbeitungsrouten in zukünftige Arbeiten zur additiven und hybrid-additiven Fertigung übertragen werden. Gegenüber dem Antrag ergibt sich damit keine Änderung der wirtschaftlichen Verwertungsstrategie, sondern eine Konkretisierung der nutzbaren Ergebnisse.

5.2 Wissenschaftliche und/oder technische Erfolgsaussichten

Die wissenschaftlich-technischen Erfolgsaussichten wurden im Projekt durch die regelmäßige Abstimmung im Konsortium, die schrittweise Überprüfung der Teilergebnisse und die Veröffentlichung erster Ergebnisse abgesichert. Die im Antrag vorgesehene Verwertung über wissenschaftliche Publikationen und fachlichen Austausch wurde damit aufgegriffen.

Wissenschaftlich und technisch verwertbar sind insbesondere die Erkenntnisse zu minimal herstellbaren Ti-6Al-4V-Gitterstrukturen, zur lokalen Energieanpassung für gradierte BCC-Strukturen, zur Übertragung auf TPMS-Strukturen sowie zur Entpulverung und mechanischen Bewertung filigraner Gitterstrukturen. Die ermittelten mechanischen Kennwerte und das abgeleitete Gibson-Ashby-Modell bilden zudem eine Grundlage für die weitere Auslegung knochenähnlicher Gitterstrukturen. Damit wurden die im Antrag beschriebenen wissenschaftlich-technischen Erfolgsaussichten inhaltlich konkretisiert.

5.3 Wissenschaftliche und wirtschaftliche Anschlussfähigkeit

Die im Antrag vorgesehene Verbreitung und Anschlussfähigkeit wurde im Projekt aufgegriffen. Eine projektbezogene Homepage stellte die Vorhabensbeschreibung öffentlich zugänglich dar. Die wissenschaftliche Verbreitung der erzielten Ergebnisse erfolgte über zwei Konferenzpublikationen bei der WGP sowie auf der CIRP LANE. Darüber hinaus wurden Studierende über Abschlussarbeiten in die Bearbeitung der Forschungsthemen eingebunden; die entsprechenden Arbeiten sind in Kapitel 7 aufgeführt.

Die im Projekt gewonnenen Erkenntnisse bilden zudem eine Grundlage für weiterführende Forschungsvorhaben. Die erworbenen Kenntnisse zur Auslegung und additiven Fertigung von Gitterstrukturen werden im aktuell laufenden DFG-Projekt AddInf (Projektnummer 392513301) weiter genutzt und vertieft. Dies zeigt die wissenschaftlich-technische Anschlussfähigkeit der Ergebnisse über den ursprünglichen Implantatkontext hinaus.

Damit wurde die im Antrag vorgesehene Verwertungsrichtung grundsätzlich umgesetzt. Die Anschlussfähigkeit liegt insbesondere in der Übertragung des erarbeiteten Methodenwissens zu additiv gefertigten Gitterstrukturen, Prozessparameteroptimierung und funktional gradierten Strukturen auf weitere Forschungs- und Anwendungsfelder.

6 Stand der Technik und Entwicklungen bei Dritten

Im Berichtszeitraum wurden mehrere Veröffentlichungen zur additiven Fertigung und Bewertung feiner Ti-6Al-4V-Gitter- beziehungsweise Strebenstrukturen mittels PBF-LB veröffentlicht. Die Arbeiten von Papazoglou et al. (2024), O'Keeffe et al. (2024), sowie Valiyakath Vadakkan Habeeb & Chou (2025) zeigen, dass die Herstellung sehr feiner Ti-6Al-4V-Strukturen auf herkömmlichen PBF-Anlagen weiterhin eine aktuelle und technisch anspruchsvolle Fragestellung darstellt.

Papazoglou et al. (2024) untersuchten Ti-6Al-4V-Gitterstrukturen für orthopädische Implantate mit nominalen Strebendurchmessern von 200 µm. Die Ergebnisse zeigen jedoch deutliche geometrische Abweichungen zwischen CAD-Modell und gefertigter Struktur; die tatsächlich gemessenen Strebendurchmesser lagen teilweise deutlich oberhalb des Sollwerts. O'Keeffe et al. (2024) adressierten feature-size-spezifische Prozessparameter für Ti-6Al-4V-Micro-Strut-Lattices, betrachteten dabei jedoch mit 500 µm und 700 µm deutlich größere Streben. Valiyakath Vadakkan Habeeb & Chou (2025) untersuchten größenabhängige Porositätseffekte in PBF-gefertigten Ti-6Al-4V-Dünnstreben und unterstreichen damit ebenfalls, dass kleine Featuregrößen eine angepasste Betrachtung von Energieeintrag, Porosität und Prozessführung erfordern.

Diese Arbeiten bestätigen die Relevanz der im Vorhaben bearbeiteten Fragestellungen. Gleichzeitig wurden keine Veröffentlichungen identifiziert, die die im Projekt entwickelte lokale Prozessparameteranpassung für gradierte Ti-6Al-4V-BCC-Gitterstrukturen im Bereich von etwa 100 µm bis 300 µm auf einer herkömmlichen PBF-Anlage in vergleichbarer Weise vorwegnehmen. Die Entwicklungen bei Dritten führten daher zu keiner grundlegenden

Änderung der Arbeitsrichtung, sondern bestätigen die Bedeutung der Projektergebnisse zu minimalen Strukturgrößen, lokaler Energieanpassung, geometrischer Genauigkeit und Nachbearbeitung filigraner Ti-6Al-4V-Gitterstrukturen.

7 Veröffentlichungen und Abschlussarbeiten

Veröffentlichungen:

Ulff, N., Schubert, J., & Zanger, F. (2024). Potential of scanning-strategy adaptations for producing homogenous microlattices by PBF-LB. In T. Bauernhansl, A. Verl, M. Liewald, & H. C. Möhring (Eds.), *Production at the Leading Edge of Technology. WGP 2023. Lecture Notes in Production Engineering*. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-031-47394-4_73

Ulff, N., Leingang, E., Schubert, J., & Zanger, F. (2024). Improvement of manufacturing accuracy of graded Ti-6Al-4V BCC lattice structures by local laser power adaption. *Procedia CIRP*, 124, 808–813. https://doi.org/10.1016/j.procir.2024.10.045

Abschlussarbeiten:

Analyse des Schichtdickeneinfluss im PBF-LB/M Prozess auf die richtungsabhängige Fertigung von Gitterstrukturen (Bachelorarbeit, 10.2023)

Konzeption und Entwicklung einer Entpulverungsstation für komplexe geometrische Strukturen (Bachelorarbeit, 09.2023)

Potential lokaler Scanstrategieanpassung zur optimierten Fertigung von Ti-6Al-4V ELI Gitterstrukturen für Implantatanwendungen (Masterarbeit, 12.2023)

Analyse der Prozessparameter im PBF-LB Prozess auf die Fertigbarkeit und Oberflächeneigenschaften dünner Wände (Bachelorarbeit, 08.2024)

Entwicklung eines KI-Analysetools zur Bewertung geometrischer Eigenschaften und Abweichungen PBF-LB/M gefertigter Gitterstrukturen (Masterarbeit, 08.2025)

8 Quellen

Ackland, D. C., Robinson, D., Redhead, M., Lee, P. V. S., Moskaljuk, A., & Dimitroulis, G. (2017). A personalized 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint: From implant design to implantation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 69, 404–411. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.01.048

Abolghasemi Fakhri, M., Bordatchev, E. V., & Tutunea-Fatan, O. R. (2013). Framework for evaluation of the relative contribution of the process on porosity–cutting force dependence in micromilling of titanium foams. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, 227(11), 1635–1650. https://doi.org/10.1177/0954405413491243

McGregor, M., Patel, S., McLachlin, S., & Vlasea, M. (2021). Architectural bone parameters and the relationship to titanium lattice design for powder bed fusion additive manufacturing. *Additive Manufacturing*, 47, 102273. https://doi.org/10.1016/j.addma.2021.102273

O'Keeffe, C., Zhang, W., Johnston, R. D., Promoppatum, P., Taylor, D., Lally, C., & Kelly, D. J. (2024). Feature size specific processing parameters for additively manufactured Ti-6Al-4V micro-strut lattices. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 160, 106693. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106693

Papazoglou, D. P., Neidhard-Doll, A. T., Pinnell, M. F., Erdahl, D. S., & Osborn, T. H. (2024). Compression and tensile testing of L-PBF Ti-6Al-4V lattice structures with biomimetic porosities and strut geometries for orthopedic implants. *Metals*, 14(2), 232. https://doi.org/10.3390/met14020232

Ulff, N., Leingang, E., Schubert, J., & Zanger, F. (2024). Improvement of manufacturing accuracy of graded Ti-6Al-4V BCC lattice structures by local laser power adaption. *Procedia CIRP*, 124, 808–813. https://doi.org/10.1016/j.procir.2024.10.045

Valiyakath Vadakkan Habeeb, N., & Chou, K. (2025). Size effects on process-induced porosity in Ti6Al4V thin struts additively manufactured by laser powder-bed fusion. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, 9(7), 226. https://doi.org/10.3390/jmmp9070226