

# 1 Einleitung und Motivation

Im Jahr 2018 wurden in Deutschland annähernd 100.000 Operationen allein an Extremitäten und Becken zur Knochendefektrekonstruktion mit Implantaten durchgeführt [Rup21]. Knöcherne Defekte entstehen unter anderem durch Traumata, osteoporotische Frakturen, Osteotomien oder bei der Entfernung von Knochentumoren und sind mit hohen volkswirtschaftlichen Kosten verbunden. Die Knochendefektrekonstruktionen werden standardmäßig durch die Transplantation von autologem (körpereigenem) oder allogenem (körperfremdem, natürlichem) Knochen oder Implantation von alloplastischen (körperfremden, künstlichen) Knochenersatzmaterialien realisiert [Rup21]. Während autologe Knochenersatzmaterialien aufgrund des zusätzlich benötigten Eingriffs eine erhöhte Morbidität an der Entnahmestelle bedingen, weist der Einsatz allogener und alloplastischer Implantate eine verzögerte Knochenheilung, ein erhöhtes Infektionsrisiko und ein mögliches Materialversagen durch Ermüdung und Lockerung auf. Nach [Sch06b] ist der ideale Knochenersatz ein bioresorbierbares, biokompatibles Material, dessen physiologische Eigenschaften an die des Knochens angepasst sind und zusätzlich den Aufbau von neuem Knochen fördern. Seit den 1990er Jahren werden Implantate auf Polymerbasis klinisch angewendet [Win09]. Diese weisen in der Regel jedoch eine ungenügende mechanische Festigkeit gegenüber hohen Belastungen für die Anwendung als lasttragende Knochenersatzwerkstoffe auf. Bioresorbierbare Polymere werden bspw. für chirurgisches Nahtmaterial und temporäre Klebstoffe verwendet [Sei15, Son07]. Die mechanischen Eigenschaften von bioresorbierbaren Metallen ermöglichen den Einsatz alloplastischer Implantate unter hohen Beanspruchungen. Anwendungsbeispiele sind Knochenpins und Schrauben für die Osteosynthese [Zhe14, S. 1 ff.]. Zur Vermeidung der Entnahme von autologem, gesunden Knochen und um Komplikationen wie einem Materialversagen bestmöglich entgegenzuwirken, sind patientenindividuell gefertigte Implantate nötig [Ovs18]. Mit der Vision, biokompatible und resorbierbare Lösungen anzubieten, können die Anzahl aller vermeidbaren Entnahmoperationen um 40% reduziert und die Kosten im Gesundheitssektor verkleinert werden [reA23].

Mittels additiven Fertigungsverfahren, wie dem *Powder Bed Fusion of Metals using a Laser Beam* (PBF-LB/M), im Rahmen der Arbeit als *Powder Bed Fusion* (PBF) bezeichnet, ist die Herstellung von komplexen, individuellen Strukturen möglich [Geb14] und für nicht-resorbierbare Implantate bereits verfügbar [Ovs18]. Die Kombination von bioresorbierbaren Werkstoffen und der additiven Fertigung eröffnet neuartige Möglichkeiten, patientenindividuelle Designs auszulegen und fertigen zu können. Die Verarbeitung von resorbierbaren Metallen mittels PBF stellt aktuell allerdings eine Herausforderung dar. In der Literatur werden Magnesium (Mg), Eisen (Fe) und Zink (Zn) mit angepassten Legierungen als resorbierbare Materialien erwähnt, die für den menschlichen Körper eine nicht-toxische Wirkung haben [Che13]. Eine notwendige Bedingung für den Einsatz resorbierbarer Materialien ist es, die mechanische Integrität zu gewährleisten, bis durch körpereigenen Knochen eine ausreichende Festigkeit besteht. Hierzu wachsen bspw. Osteoblasten in das offenporige Implantat, das Knochenwachstum

wird angeregt so eine feste Verbindung zwischen Implantat und Knochen ausgebildet. Eine Herausforderung bei der Auswahl der Legierungsbestandteile ist die Freisetzung dieser bei der Resorption des Implantates im menschlichen Körper und deren mögliche Auswirkungen auf den Stoffwechsel. Dadurch wird die Anzahl der geeigneten Elemente auf die unbedenklichen, nicht-toxischen reduziert [Tsa21]. In [Emi15] werden am Beispiel von vaskulären Implantaten Mg, Fe und Zn auf Degradation untersucht. Mg-basierte Materialien werden ohne Beschichtung in der Regel zu schnell im Körper abgebaut (innerhalb von 1 - 4 Monaten), wobei während der Degradation Wasserstoff freigesetzt wird [Son11]. Fe-basierte Materialien werden in der Regel zu langsam abgebaut (über zwei bis drei Jahre) und die Abbauprodukte bleiben im Gewebe erhalten. Zn-basierte Materialien weisen Abbauzeiten zwischen denen von Mg und Fe auf und die Abbauprodukte sind, abhängig von der Legierungszusammensetzung, vollständig bioresorbierbar [Bow13]. Somit lässt sich festhalten, dass aktuell am Markt keine alloplastischen, bioresorbierbaren Implantate verfügbar sind, die sowohl eine osteoinduktive als auch osteokonduktive Wirkung haben und dabei gleichzeitig die biomechanische Stabilität des Implantates gewährleisten. Dieses Defizit soll mit der Einführung von Zink-Magnesium als Werkstoff zur Herstellung von Implantaten überwunden werden. Gepaart mit den beschriebenen Vorteilen bei der Nutzung eines patientenindividuellen Designs wird die additive Fertigung zur Verarbeitung der Legierung bzw. der Herstellung der Implantate zur bestmöglichen Versorgung erforscht.

Die grundsätzliche Machbarkeit der Verarbeitung von Zink (Zn) und Zink-Magnesium-Legierungen (ZnMg-Legierungen) mittels PBF ist bereits nachgewiesen und bspw. in [Lie18, S. 107 ff., Qin22, Vos22] dokumentiert. In der Literatur wird durch die Zugabe von Mg in Zn eine Erhöhung der Festigkeit beschrieben, allerdings bei gleichzeitiger Verkleinerung der Duktilität. Das Gefüge wird zu kleineren Korngrößen und der Ausbildung einer eutektischen Phase aus Zn+Mg<sub>2</sub>Zn<sub>11</sub> verschoben. Im Rahmen dieser Arbeit wird, ausgehend von Voruntersuchungen, eine Zn0,5Mg-Legierung mit einem Mg-Anteil von 0,5 gew.-% und eine Zn1Mg-Legierung mit einem Mg-Anteil von 1 gew.-% untersucht und Probekörper hinsichtlich relativer Bauteildichte, Mikrostruktur und mechanischer Eigenschaften analysiert. Die Prozessführung wird als Handlungsempfehlung zur Verarbeitung von ZnMg-Legierungen mit einer relativen Bauteildichte > 99,5% beschrieben und auf dieser Grundlage dünnwandige Scaffoldstrukturen mit bekannten mechanischen Eigenschaften aus der Zn0,5Mg und der Zn1Mg-Legierung mittels PBF hergestellt. Probekörper aus Zn1Mg werden hinsichtlich Biokompatibilität untersucht und bewertet. Additiv gefertigte Demonstratoren werden patientenindividuell ausgelegt und mit der neu entwickelten Prozesskette hergestellt.