

1 Einleitung

Die Weltbevölkerungsprojektion der Vereinten Nationen (UN) prognostiziert ein Wachstum der Weltbevölkerung von 7,7 Milliarden Menschen im Jahr 2019 auf 9,7 Milliarden im Jahr 2050 [1]. Bis dahin wird sich die Zahl der Menschen, die älter als 65 Jahre sind, von 700 Mio. auf 1,5 Mrd. mehr als verdoppeln. Neben der Versorgung mit Nahrung, stellt damit auch die medizinische Versorgung der wachsenden und alternden Weltbevölkerung eine Herausforderung dar.

Das Tissue Engineering (TE) begegnet dieser Herausforderung mit dem Ziel Körpergewebe durch die gerichtete Kultivierung von Zellen zu züchten [2]. Dies kann sowohl im Labor (in vitro) als auch im Körper des Patienten selbst (in vivo) erfolgen. Ein wesentliches Element des TE sind Gerüststrukturen (sog. Scaffolds), welche die Form des zu züchtenden Gewebes vorgeben (z. B. die Form eines Knochens oder Organs) [3]. Solche komplexen Gerüststrukturen können mit konventionellen Fertigungsverfahren nicht oder nur eingeschränkt hergestellt werden. Daher bieten sich Additive Fertigungsverfahren, wie z. B. das Pulverbett-basierte Selektive Lasersintern (SLS), zur Herstellung solcher Gerüststrukturen an. Im Idealfall sollten die Gerüststrukturen bioresorbierbar, d. h. im Körper abbaubar sein, so dass am Ende des Regenerationsprozesses keine künstlichen Fremdkörper, sondern nur noch das natürliche Gewebe übrigbleibt. Allerdings sind bioresorbierbare Werkstoffe für das Selektive Lasersintern bislang nicht kommerziell verfügbar. Daher soll die vorliegende Arbeit dazu beitragen, das SLS-Werkstoffspektrum um Polylactid-basierte Kompositwerkstoffe zu erweitern.

Polylactid (PLA) ist ein aus natürlichen Rohstoffen herstellbarer Thermoplast, der biologisch abbaubar ist. Damit ist Polylactid besonders für die Medizintechnik interessant, da es zur Herstellung von bioresorbierbaren Implantaten genutzt werden kann. Polylactid-Implantate werden bereits seit den 1970er Jahren in der klinischen Praxis eingesetzt [4]. In Form von Schrauben, Platten oder Pins wird Polylactid z. B. bei der Fixierung nach Kreuzbandrissen oder der Fixierung von Schädelfrakturen eingesetzt [5, 6]. Um die biologische Verträglichkeit zu verbessern, werden der Polymermatrix häufig knochenähnliche Füllstoffe (z. B. Calciumphosphat oder Hydroxylapatit) beigegeben [7]. Die Verarbeitung solcher Kompositwerkstoffe (Polymer mit Füllstoff) erfolgt konventionell mittels Spritzgießen. Da die Auslegung und Herstellung von Spritzgusswerkzeugen zeitintensiv (Dauer ca. 2–6 Monate) und mit hohen Kosten verbunden ist (je nach Komplexität der Form 10.000–50.000 €), handelt es sich bei den Medizinprodukten vorwiegend um nicht individualisierte Geometrien (Schrauben, Platten und Pins). Zudem ist die Herstellung von komplexen Scaffolds mittels Spritzgießen nur eingeschränkt möglich.

Komplexe, individuelle Implantate können bereits heute mittels SLS bzw. Selektivem Laserschmelzen aus PEKK und Titan hergestellt werden (Bild 1). Dabei wird ausgenutzt, dass die Additive Fertigung patientenindividuell auf Basis digitaler medizinischer Bilddaten (z. B. CT- oder MRT-Aufnahmen) erfolgen kann. Zudem wird durch die große Geometriefreiheit die Herstellung von komplexen interkonnektierenden Porenstrukturen möglich, durch die das Einwachsen von Gewebe unterstützt wird. Additiv gefertigte bioresorbierbare Implantate (z. B. aus Polylactid oder Magnesium) sind bislang noch nicht kommerziell verfügbar. Solche Implantate könnten helfen, Langzeitkomplikationen und Revisionsoperationen zu vermeiden und würden die vollständige Regeneration von Gewebe im Sinne des Tissue Engineering ermöglichen.

Bild 1: Additiv gefertigte Schädelimplantate aus Titan (links) und PEKK (rechts)

Quellen: KLS Martin Group (links) und Oxford Performance Materials (rechts)



Um das Selektive Lasersintern von Polylactid-basierten Kompositwerkstoffen zur Herstellung bioresorbierbarer Gerüststrukturen für den Knochenersatz zu ermöglichen, werden in dieser Arbeit zwei zentrale Ziele verfolgt:

- 1) Entwicklung eines PLA-basierten Pulverwerkstoffs, dessen Eigenschaften (z. B. Polymerkettenlänge und Füllstoffpartikelgröße) speziell an die Anforderungen des SLS-Verfahrens angepasst sind.
- 2) Entwicklung einer an den Werkstoff angepassten SLS-Prozessführung zur Herstellung von Vollkörpern und komplexen Gerüststrukturen mit möglichst großer Festigkeit.

Die wesentlichen Herausforderungen sind der komplexe Einfluss der Werkstoffeigenschaften auf die Verarbeitbarkeit mittels SLS und die geringe thermische Stabilität von Polylactid. Als Füllstoffe werden sowohl β -Tricalciumphosphat (β -TCP) als auch Calciumcarbonat (CC) untersucht. β -TCP ist bereits als Knochenersatzwerkstoff etabliert, da dieses das Knochenwachstum aufgrund seiner bioaktiven und osteokonduktiven Eigenschaften nachweislich positiv beeinflusst [8]. CC hat verglichen mit β -TCP eine größere Pufferfähigkeit [9, 10]. Diese ist im Hinblick auf die Pufferung der sauren Abbauprodukte von Polylactid (Milchsäure) medizinisch erwünscht, um mögliche Entzündungsreaktionen und Schwellungen in Folge eines lokalen pH-Wert-Abfalls zu vermeiden und so die Verträglichkeit der

Implantate zu verbessern [11, 12]. Um die Vorteile beider Füllstoffe zu kombinieren, wird die Entwicklung eines Poly(lactid)/ β -Tricalciumphosphat/Calciumcarbonat Kompositwerkstoffs angestrebt.