

---

# Entwicklungstrends zum Einsatz des selektiven Laserstrahlschmelzens in Industrie und Biomedizintechnik

Yvonne Wessarges, Matthias Gieseke, Ronny Hagemann,  
Stefan Kaierle und Ludger Overmeyer

---

## Zusammenfassung

*Heutzutage ermöglicht der Einsatz additiver Fertigungsverfahren hochkomplexe Geometrien und ist besonders bei Kleinserien oder Individualbauteilen wirtschaftlich. Beim selektiven Laserstrahlschmelzen werden metallische Pulverwerkstoffe schichtweise aufgetragen, selektiv mittels Laser verschmolzen und somit vollständig dichte Bauteile erzeugt. Es werden ähnliche Eigenschaften wie bei konventionell verarbeiteten Werkstoffen erzielt, sodass diese Verfahren für die Produktion von Prototypen oder auch zur Fertigung von Endprodukten eingesetzt werden. Zudem gibt es eine Vielzahl verwendbarer Werkstoffe, um die jeweils erwünschten Bauteileigenschaften umzusetzen. Viele Werkstoffe, wie Titanlegierungen für Leichtbauteile im Bereich der Luftfahrt oder Kobalt-Chrom zur Umsetzung patientenspezifischer Zahnimplantate, sind bereits industriell für das SLM®-Verfahren etabliert.*

*Aktuelle Forschungsarbeiten fokussieren die Einführung neuer Materialien sowie die Herstellung von Mikrobauanteilen mit dem SLM®-Verfahren. Aktuell haben Magnesiumlegierungen und Nickel-Titan-Formgedächtnislegierungen aufgrund ihrer einzigartigen Eigenschaften eine besondere Bedeutung, da diese die Herstellung von vielzähligen neuartigen Produkten ermöglichen. Konventionell schwer zu verarbeitendes Nickel-Titan ist durch SLM® hervorragend bearbeitbar und erlaubt die Herstellung schaltbarer*

---

Y. Wessarges (✉) · M. Gieseke · R. Hagemann · S. Kaierle · L. Overmeyer  
Laser Zentrum Hannover e.V. (LZH), Hannover, Deutschland  
e-mail: y.wessarges@lzh.de

*und somit intelligenter Bauteile. Magnesium weist eine hohe spezifische Festigkeit und biodegradierbare Eigenschaften auf. So kann die Fertigung von neuartigen Leichtbauteilen sowie individuellen und bioresorbierbaren Implantaten realisiert werden.*

*Dieser Beitrag gibt einen Überblick über eigene Forschungsergebnisse, bestehende Herausforderungen und aktuelle Entwicklungstrends zum Einsatz des selektiven Laserstrahlschmelzens von Nickel-Titan und Magnesium in Industrie und Biomedizintechnik.*

Schlüsselwörter

*Selektives Laserstrahlschmelzen · Additive Fertigung · Magnesium · Magnesiumlegierungen · Nickel-Titan*

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	8
2	Selektives Laserstrahlschmelzen von Metallbauteilen.....	9
	2.1 Funktionsweise und Charakteristika .....	9
	2.2 Industriell etablierte Werkstoffe und Anwendungsbeispiele .....	10
3	Selektives Laserstrahlschmelzen von Nickel-Titan-Legierungen .....	13
	3.1 Eigene Forschungsarbeiten zum Einsatz des SLM®-Verfahrens zur Verarbeitung von Nickel-Titan-Legierungen.....	13
	3.2 Forschungsergebnisse .....	14
4	Selektives Laserstrahlschmelzen von Magnesium und Magnesiumlegierungen.....	15
	4.1 Eigene Forschungsarbeiten zur Verarbeitung von Magnesium und Magnesiumlegierungen im SLM®-Verfahren .....	15
	4.2 Forschungsergebnisse .....	17
5	ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK.....	18
	Literaturverzeichnis .....	19

1 Einleitung

Heutzutage sind Bezeichnungen wie „Additive Fertigung“ oder auch „3D-Druck“ der breiten Bevölkerung bekannt. Viele 3D-Drucker sind für den Heimanwender verfügbar und bezahlbar. Auch auf dem Gebiet der industriellen Produktion gewinnen additive Fertigungsverfahren zunehmend an Bedeutung, da neue oder weiterentwickelte Verfahren bereits die Fertigung anwendungsbereiter Endbauteile zulassen. Eine Vielzahl von Werkstoffen ist für das selektive Laserstrahlschmelzverfahren bereits industriell etabliert und wird zur Herstellung verschiedenster Bauteile herangezogen. Andere Werkstoffe, die besondere Eigenschaften aufweisen, wie beispielsweise leichte, bioabbaubare Magnesiumlegierungen oder Nickel-Titan-Legierungen, die einen Formgedächtniseffekt aufweisen, sind derzeit noch Gegenstand der Forschung.

## 2 Selektives Laserstrahlschmelzen von Metallbauteilen

Das selektive Laserstrahlschmelzen kann zur laserbasierten additiven Verarbeitung von Metallpulvern herangezogen werden. Der Bauteilaufbau erfolgt hierbei schichtweise in einem Pulverbett. Vordeponiertes Pulver wird mit dem Laser selektiv aufgeschmolzen. Durch das vollständige Aufschmelzen sind mechanische Eigenschaften erzielbar, die gießtechnisch hergestellten Materialien ähnlich sind oder diese sogar übertreffen. So kann das Verfahren zum Prototypenbau oder zur Herstellung von einsatzbereiten Endprodukten eingesetzt werden. Bei der Herstellung von individuellen Einzelbauteilen oder für Kleinserien ist das Verfahren im Allgemeinen wirtschaftlich. Ebenso bei Großserienbauteilen mit besonderen Anforderungen kann ein industrieller Einsatz dieses additiven Verfahrens zur Bauteilfertigung sinnvoll sein [1–3].

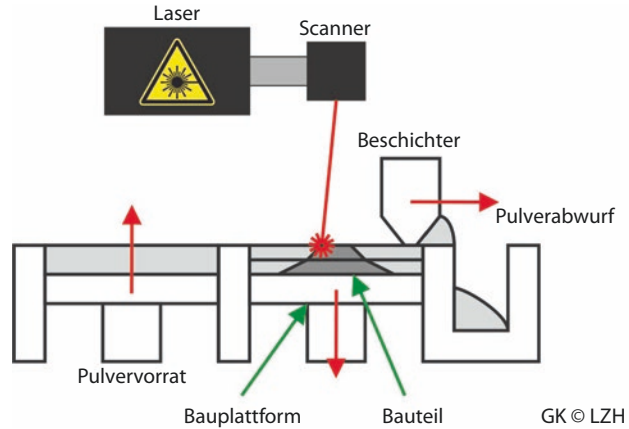
### 2.1 Funktionsweise und Charakteristika

Ausgangspunkt für die additive Fertigung mit dem selektiven Laserstrahlschmelzverfahren ist ein digital vorliegendes 3D-Datenmodell des zu fertigenden Bauteils. Dieses wird durch „Slicing“ mithilfe eines geeigneten Softwareprogrammes in gleichgroße Schichten in z-Richtung unterteilt. Das geslicte Modell wird meist mit einer geeigneten Anlagensoftware imaginär im Bauraum der Fertigungsanlage positioniert und gegebenenfalls mit Stützstrukturen versehen. Außerdem sind Fertigungsparameter, wie Laserleistung, Scangeschwindigkeit und Belichtungsmuster sowie der Belichtungsabstand zuzuweisen [4].

Das selektive Laserstrahlschmelzverfahren wird als zweistufiges additives Fertigungsverfahren bezeichnet. In einem ersten Prozessschritt wird eine Schicht Metallpulver mithilfe eines Rakels oder einer Bürste auf eine Bauplattform aufgetragen. In einem zweiten Prozessschritt wird die Geometrie der untersten Schicht des geslicten Modells durch einen Laser abgefahren. Die Belichtung mittels Laser bewirkt ein selektives Auf- und Verschmelzen des vordeponierten Pulverwerkstoffes. Nicht belichtetes Pulver verbleibt im Bauraum. Nach der Belichtung wird die Bauplattform um den Betrag einer Schichtdicke des Modells abgesenkt, es folgen ein weiterer Beschichtungsschritt und die Belichtung der zweiten Schicht (siehe auch [Abb. 1](#)). Diese Vorgänge werden wiederholt, bis alle Schichten des Ausgangsmodells belichtet wurden. Abschließend ist das verbliebene Pulver zu entfernen und das Bauteil von der Bauplattform zu lösen. Es können verschiedene Nachbearbeitungsschritte durchgeführt werden, beispielsweise ein Strahlen zur Verbesserung der Oberflächenqualität oder eine Wärmebehandlung zur Beeinflussung der mechanischen Eigenschaften [1, 3].

Wie bei anderen additiven Fertigungsverfahren auch, weist dieses Verfahren eine nahezu vollständige Geometriefreiheit auf, sodass neuartige und komplexe Designs, die

**Abb. 1** Skizze eines selektiven Laserstrahlschmelzprozesses [5]



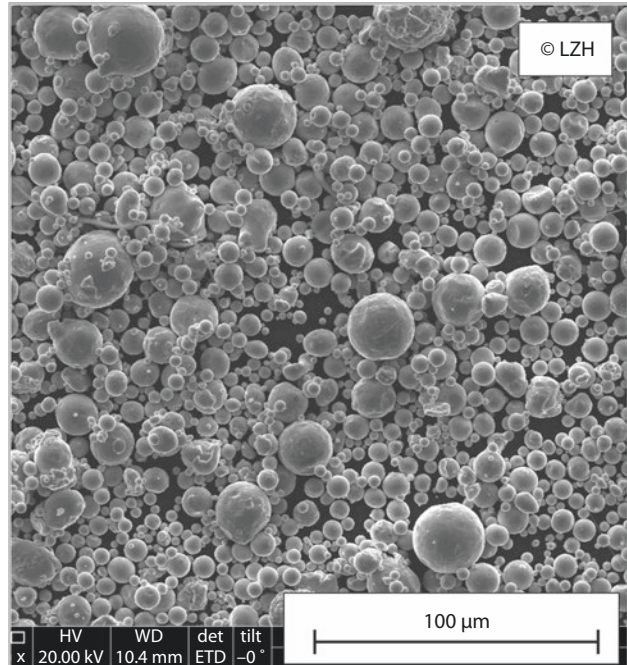
konventionell nicht möglich sind, umgesetzt werden können. Durch die erzielbare hohe Dichte der Bauteile und die exzellenten mechanischen Eigenschaften können Endprodukte und endproduktnahe Bauteile entstehen. Das Verfahren wird häufig als selektives Laserstrahlschmelzverfahren (engl. Selective Laser Melting; SLM®) bezeichnet, jedoch existieren weitere Begriffe, die den gleichen Prozess kennzeichnen, beispielsweise „Laser Metal Fusion“, „Direct Laser Metal Sintering“, „LaserCusing“ oder „Direct Metal Printing“. Meist ist die verwendete Bezeichnung des Verfahrens vor allem abhängig vom jeweiligen Anlagenhersteller [1, 3].

Bestehende Herausforderungen sind heutzutage unter anderem die Umsetzung einer umfassenden Prozesskontrolle zur Sicherstellung reproduzierbarer Eigenschaften oder auch die Entfernung der Stützstrukturen nach Prozessende, beispielsweise bei schwer zugänglichen Bereichen. Auch die Abkühlraten nach Einbringung der Laserenergie in das Bauteil sind zu kontrollieren, um einen Bauteilverzug durch induzierte Thermospannungen zu verhindern [3].

## 2.2 Industriell etablierte Werkstoffe und Anwendungsbeispiele

Der Laserstrahlschmelzprozess wurde 2002 kommerzialisiert [6]. Um das selektive Laserstrahlschmelzen anzuwenden, ist das Vorliegen des metallischen Werkstoffes in Pulverform erforderlich. Das Metallpulver sollte zudem eine gute Fließfähigkeit vorweisen. Sphärische Pulverpartikel sind daher von Vorteil (siehe Abb. 2). Allgemein sind fast alle Werkstoffe verarbeitbar, die auch schweißbar sind. Zahlreiche Metalle und Legierungen sind bereits industriell etabliert oder bereits im SLM®-Prozess gut verarbeitbar. Neben Edelmetallen, Stählen und Aluminium-, Kobalt-Chrom- oder Titan-Legierungen sind auch

**Abb. 2** Aufnahme von sphärischen Edelstahlpulverpartikeln im Raster-Elektronen-Mikroskop



Nickelbasislegierungen und sogar Edelmetalle gut prozessierbar [3]. Weitere Materialien sind derzeit noch in der Entwicklung. So kann je nach den erforderlichen Eigenschaften des späteren Bauteils ein Metall bzw. eine Legierung ausgewählt werden.

Kobalt-Chrom-Legierungen wurden bereits früh im SLM®-Prozess verarbeitet und werden seitdem vor allem zur industriellen Fertigung von Dentalimplantaten eingesetzt. Mit biokompatiblen Materialien können Kronen und Brücken mit hoher Materialdichte, daher mit hoher Belastbarkeit und individueller Passung gefertigt werden, sodass patientenspezifische Zahnimplantate entstehen. Aufgrund der Umsetzbarkeit hochkomplexer Bauteile im SLM®-Prozess sowie der guten Biokompatibilität des Materials sind auch weitere medizinische Implantate, wie z. B. Teile von Knieendoprothesen, laseradditiv fertigbar [7, 8].

Weitere industriell häufig verwendete Werkstoffe sind Aluminium und Aluminiumlegierungen. Aufgrund der geringen Dichte wird das Material hauptsächlich für Leichtbaukonstruktionen eingesetzt. Der Einsatz des SLM®-Verfahrens in Verbindung mit dem Werkstoff geringer Dichte ermöglicht komplexe, häufig auch bionisch gestaltete Leichtbauteile für verschiedenste Anwendungsbereiche. Durch konstruktiv optimierte Bauteilgeometrien können bei gleichbleibender hoher Belastbarkeit deutliche Gewichtseinsparungen im Vergleich zu konventionell gefertigten Bauteilen erzielt werden [9]. Aufgrund der

unzureichenden Biokompatibilität des Materials sind Anwendungen in der Biomedizintechnik eher selten.

Auch Metallpulver aus Titan und Titanlegierungen können industriell mit dem SLM®-Verfahren zu Bauteilen verarbeitet werden. Anwendungsmöglichkeiten sind aufgrund der Eigenschaften des Titans vor allem Leichtbaukonstruktionen oder aber auch medizinische Implantate. Titan zeichnet sich besonders durch eine geringe Dichte von  $4,5 \text{ g/cm}^3$  aus und weist zudem eine äußerst hohe Biokompatibilität auf. Durch das bioinerte Materialverhalten treten daher auch bei Dauereinsätzen im Körper keine allergischen Reaktionen auf. Laseradditiv gefertigte Implantate werden vor allem für orthopädische Anwendungen eingesetzt, da durch die hohe spezifische Festigkeit auch lasttragende Implantate realisierbar sind. Durch die Verwendung von Leichtbaustrukturen sind auch bei den Implantaten deutliche Gewichtseinsparungen möglich. Neben patientenindividuell angepassten Einzelprothesen, beispielsweise zur Versorgung von tumorbedingten größeren Defekten, werden unter anderem auch Hüftpfannen mit besonders gestalteter Oberfläche für ein optimiertes Anwachsen des Knochens in größerer Stückzahl gefertigt. Zudem ist Titan röntgentransparent, geschmacksneutral und gut mit Keramik zu verblenden, sodass es für Dentalimplantate ebenfalls eingesetzt wird. Die geringe Dichte im Vergleich zu beispielsweise Gold und die geringe Wärmeleitung sind weitere Vorteile und bieten den Patienten einen hohen Tragekomfort der Zahnimplantate [3, 10].

Neben biomedizintechnischen Anwendungen werden SLM®-gefertigte Leichtbauteile aus Titan oder Titanlegierungen auch im Bereich der Luftfahrt eingesetzt. Vereinzelt finden SLM®-gefertigte Titanbauteile auch in der Automobilbranche und der Raumfahrt Anwendung. Durch die hohe Geometriefreiheit des SLM®-Verfahrens und das Material geringer Dichte werden hier vor allem Leichtbaukonstruktionen zur Gewichtseinsparung gefertigt. Titan weist zudem eine geringe Duktilität und eine hohe Festigkeit auf. Konventionell gegossenes Reintitan weist eine Zugfestigkeit von 235 MPa auf, wohingegen die Zugfestigkeit bei einem laseradditiv gefertigten Titanbauteil auf 757 MPa gesteigert wurde. Dieser Effekt ist auch bei Titanlegierungen sichtbar. Gegossene Bauteile aus TiAl6V4 haben eine Zugfestigkeit von 900–1100 MPa, laseradditiv gefertigte Bauteile aus TiAl6V4 eine Zugfestigkeit von 1100–1300 [11]. Als Beispielanwendung kann hier der additiv gefertigte Kabinenhalter (eng. Bracket) von Airbus angeführt werden, bei dem durch optimierte Konstruktion und der Verwendung des Werkstoffes Titan eine Gewichtsreduktion von 30 % im Vergleich zum zuvor verwendeten Bauteil erzielt werden konnte [3].

Die derzeit etablierten Werkstoffe für das SLM®-Verfahren ermöglichen die Realisierung vielzähliger Produkte aus Industrie und Medizin und decken bereits eine große Bandbreite an Produkten ab. Die Herstellung innovativer Produkte erfordert jedoch neue Werkstoffe mit besonderen Eigenschaften. Nickel-Titan- wie auch Magnesiumlegierungen sind zwei Werkstoffgruppen mit einer hohen Relevanz für innovative Produkte. Die Formgedächtniseigenschaften von Nickel-Titan und die hohe spezifische Festigkeit und Biore-sorbierbarkeit von Magnesium ermöglichen die Realisierung von neuartigen intelligenten Produkten und Leichtbauteilen. Die Etablierung beider Werkstoffe ist derzeit Gegenstand der Forschung.

### 3 Selektives Laserstrahlschmelzen von Nickel-Titan-Legierungen

Nickel-Titan-Legierungen sind aufgrund der hohen Elastizität und der Eigenschaft der Biokompatibilität ein attraktiver Werkstoff für medizinische Anwendungen [12, 13]. Das Material zählt zu den Formgedächtnislegierungen. Durch eine Phasenumwandlung treten zwei Ausprägungen auf, die Superelastizität und der Einweg-Effekt. Beim Einweg-Effekt erfolgt die Phasenumwandlung wärmeinduziert und erlaubt beträchtliche Formänderungen, die beispielsweise für Stellbewegungen in der Aktorik genutzt werden können. Nickel-Titan-Formgedächtnislegierungen für Aktoren liegen in stöchiometrischer Hinsicht in nahezu äquiatomer Zusammensetzung aus Nickel und Titan vor. Zur Nutzbarmachung als Aktor muss dieses Atomverhältnis bei der Herstellung sehr exakt eingehalten werden, da sich die Phasenumwandlungstemperaturen bei einer Änderung des Atomverhältnisses von ca. 0,1 at% um 10 K ändern [14]. Bedingt durch die hohe Duktilität des Materials ist eine konventionelle, spanende Bearbeitung erschwert. Für eine Lasermaterialbearbeitung, auch für das SLM®-Verfahren, ist der Werkstoff hingegen hervorragend geeignet.

#### 3.1 Eigene Forschungsarbeiten zum Einsatz des SLM®-Verfahrens zur Verarbeitung von Nickel-Titan-Legierungen

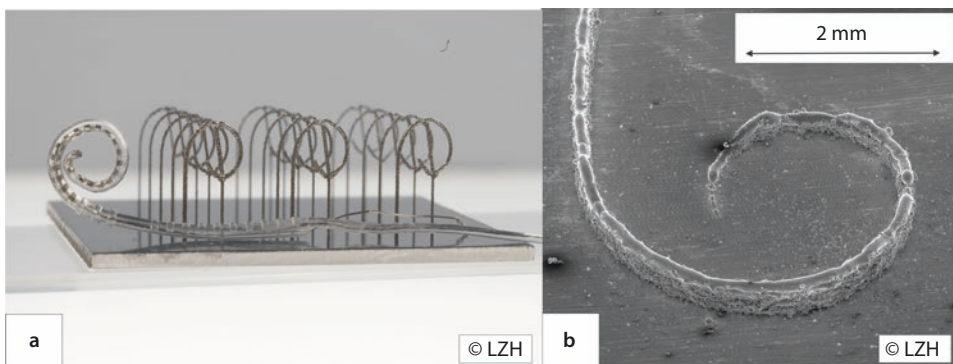
Ein möglicher Anwendungsfall des SLM®-Verfahrens für Nickel-Titan ist die Herstellung von Mikroaktoren für Cochlea-Implantat-Elektroden für eine präzisere und effizientere Implantation. Um Patienten mit innenohrbedingter Taubheit einen Höreindruck vermitteln zu können, ist die Implantation eines Cochlea-Implantates der einzige bisher mögliche Lösungsansatz. Cochlea-Implantate sind komplexe, aus einer Mehrzahl von Einzelkomponenten bestehende Neuroprothesen, die operativ in die Hörschnecke (Cochlea) eingeführt werden. Das membranöse Gewebe des Innenohres wird von dem Cochlea-Implantat-Elektroden Träger zur Erzeugung eines Höreindrucks elektrisch stimuliert. Hierfür werden die Schallsignale der Umgebung von einem Signalprozessor digital aufbereitet und in Form schwacher elektrischer Impulse an die Kontakte der Elektrode in der Cochlea geleitet. Dort stimulieren diese direkt den noch intakten und funktionsfähigen Hörnerv, wodurch das Sprachverstehen bei betroffenen Patienten ermöglicht wird [15, 16]. Bei Vorhandensein eines Resthörvermögens werden Cochlea-Implantate wegen des hohen Risikos der intraoperativen Ertaubung durch mechanische Traumatisierung nur selten eingesetzt. Der Erfolg der Operation ist zudem maßgeblich von der Erfahrung und dem Geschick des Operators abhängig. Diese Limitation soll durch Integration von im selektiven Laserstrahlschmelzverfahren hergestellten Mikroaktoren aus einer Nickel-Titan-Formgedächtnislegierung überwunden werden. Ziel ist die Zuweisung verschiedener Phasenumwandlungstemperaturen der Aktoren, sodass diese segmentweise durch unterschiedliche Temperaturen angesteuert werden können, um die Platzierung der Elektrode zu unterstützen.



### 3.2 Forschungsergebnisse

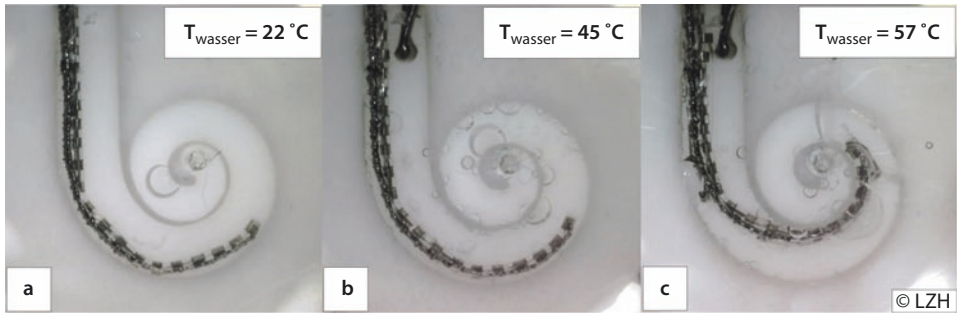
Herausforderungen bei der Verarbeitung von Nickel-Titan-Legierungen im SLM®-Verfahren waren hauptsächlich die Einstellung des Formgedächtniseffektes des vorgelegierten Metallpulvers und die Steuerung der Phasenumwandlungstemperatur, die durch Verdampfungsprozesse des Nickels und Oxidationsprozesse des Titans im Vergleich zum Ausgangsmaterial verändert wird. Insgesamt konnte das Nickel-Titan-Pulver mit Partikelgrößen  $< 45 \mu\text{m}$  erfolgreich auf einer im Laser Zentrum Hannover e.V. entwickelten Laboranlage [17] im SLM®-Prozess verarbeitet werden. Vorgeformte Drahtstrukturen konnten horizontal sowie vertikal aufgebaut werden (siehe Abb. 3). Hierbei wurden Strukturbreiten von ca.  $100 \mu\text{m}$  reproduzierbar erreicht, der Formgedächtniseffekt wurde beibehalten.

Der hohe Energieeintrag bei der Belichtung mit dem Laser bewirkte eine teilweise Verdampfung bzw. Oxidation der Legierungsbestandteile. Da Nickel einen geringeren Dampfdruck aufweist als der Legierungspartner Titan [18] und Titan zudem sehr schnell oxidiert, wurden ungleiche Anteile beider Elemente verdampft, sodass das Verhältnis von Nickel zu Titan insgesamt durch die Laserbearbeitung verändert wurde. Da die Temperatur, bei der der Formgedächtniseffekt eintritt, durch das Verhältnis von Nickel und Titan zueinander beeinflusst wird, kann also die Phasenumwandlungstemperatur durch eine Variation der Prozessparameter eingestellt werden. Die SLM®-gefertigten Mikroaktoren zeigten einen wiederholbaren Formgedächtniseffekt. Horizontal gefertigte Mikroaktoren konnten erfolgreich in einen konventionellen Cochlea-Implantat-Elektrodenträger integriert werden. In einem Versuchsaufbau im Labormaßstab mit temperaturgesteuertem Wasserbad wurden die Elektrodenträger an einem Cochlea-Modell bezüglich ihres Implantationsverhaltens erfolgreich untersucht. Aufgrund der temperaturgesteuerten Deformation konnten die Elektrodenträger erfolgreich in das Cochlea-Modell eingesetzt werden (siehe Abb. 4).



**Abb. 3** (a) vertikal aufgebaute Mikroaktoren mit Cochlea-Implantat-Elektrode im Vordergrund; (b) horizontal aufgebaute Mikroaktoren





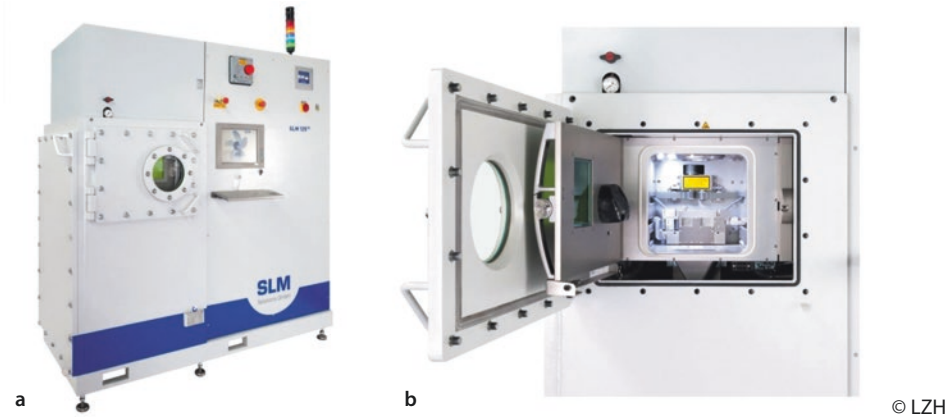
**Abb. 4** Positionierung im Labormaßstab in Cochlea-Modell;  $T_{\text{Wasser}} = 22\text{ °C}$  (a);  $T_{\text{Wasser}} = 45\text{ °C}$  (b);  $T_{\text{Wasser}} = 57\text{ °C}$  (c); (Abbildungen aus [18])

## 4 Selektives Laserstrahlschmelzen von Magnesium und Magnesiumlegierungen

Magnesium und Magnesiumlegierungen sind derzeit noch Stand der Forschung, sollen jedoch zeitnah für den industriellen SLM®-Prozess eingeführt werden [4]. Grund dafür sind die besonderen Eigenschaften des Materials. Magnesium sowie Magnesiumlegierungen weisen eine hohe spezifische Festigkeit und eine geringe Dichte auf, zusätzlich ist der Werkstoff biokompatibel, hat einen knochenähnlichen E-Modul und ist im Körper abbaubar [19–23]. Eine mögliche Applikation sind SLM®-gefertigte, innovative Leichtbauteile, die zugleich von der geringen Dichte des Materials und der großen Geometriefreiheit des Fertigungsverfahrens profitieren. Eine weitere Anwendungsmöglichkeit von im SLM®-Verfahren prozessierten Magnesiumlegierungen wäre der Einsatz für patientenspezifisch gefertigte bioresorbierbare Implantate zur Versorgung von Knochendefekten.

### 4.1 Eigene Forschungsarbeiten zur Verarbeitung von Magnesium und Magnesiumlegierungen im SLM®-Verfahren

Obwohl bereits seit 2009 an der Verarbeitung von Magnesium und Magnesiumlegierungen im SLM®-Prozess geforscht wird, ist der Werkstoff noch immer nicht industriell etabliert [24–26]. Grund hierfür sind verschiedene Herausforderungen bei der Verarbeitung des Materials, die für einen erfolgreichen Bauteilaufbau zu überwinden sind. Als wichtigstes Kriterium ist der Sicherheitsaspekt zu beachten. Magnesium, wie auch Magnesiumlegierungen, vor allem in Pulverform und somit mit einer vergrößerten Oberfläche sind sehr reaktiv. Die Pulverhandhabung sollte daher mit aller Vorsicht erfolgen. Es empfiehlt sich



**Abb. 5** (a) Modifizierte SLM125HL-Anlage; (b) Überdruck-Prozesskammer der SLM125HL

die Verarbeitung von geringen Pulvermengen. Eine Funkenbildung ist in jedem Fall zu verhindern. Für die Arbeiten mit Magnesiumpulverwerkstoffen im Laser Zentrum Hannover e.V. wurde daher eigens eine SLM125HL-Anlage modifiziert und mit einer überdruckfähigen Prozesskammer, reduziertem Bauraum sowie weiteren Sicherheitsvorkehrungen versehen (siehe auch [Abb. 5](#)) [25].

Eine weitere Herausforderung bei der Verarbeitung von Magnesium ist zudem die Entstehung von Prozessemissionen [27–29] durch die geringe Verdampfungstemperatur (1093 °C) [20]. Sollte das Material durch den Laserenergieeintrag zu stark verdampft und nicht aufgeschmolzen werden, kann dies zu einer Bildung von Poren führen, die wiederum eine verringerte mechanische Belastbarkeit des Bauteils bewirken können. Eine zusätzliche Schwierigkeit bei der Verarbeitung des Werkstoffes im SLM®-Prozess ist die geringe Viskosität der Schmelze bei Magnesium. Im SLM®-Prozess erfolgt die Ausbildung von Schweißbahnen durch das Benetzen von bestehenden Schichten mit metallischer Schmelze. Dieser Vorgang wird durch eine geringe Viskosität erschwert.

Attraktive Einsatzmöglichkeiten von SLM®-gefertigten Bauteilen aus Magnesium bzw. aus einer Magnesiumlegierung sind unter anderem patientenspezifische, bioresorbierbare Implantate zur Versorgung von Knochendefekten im Kiefer- und Schädelbereich (siehe [Abb. 6](#)). Zielvorstellung hierbei wäre eine Unterstützung des Heilungs- und Wachstumsverlaufs des autogenen Knochens, der in das Implantat hineinwächst, während dieses zeitgleich resorbiert wird, sobald die Stützwirkung durch das Implantat nicht mehr erforderlich ist.

Im Rahmen der Forschungsarbeiten wurde zuerst der Aufbau von Einzelspuren aus Reinmagnesium-Pulver sowie aus verschiedenen Legierungen getestet [4, 25]. Basierend auf den Ergebnissen wurden als Volumenkörper sogenannte Scaffolds (Stützgerüste für den Knochenaufbau) von 3 mm Kantenlänge gefertigt.

**Abb. 6** Laseradditiv gefertigte Kiefer- und Schädelimplantate



## 4.2 Forschungsergebnisse

Bei der Verarbeitung von Magnesium und Magnesiumlegierungen im SLM®-Prozess konnte die Entwicklung massiver Prozessemissionen beobachtet werden. Hierdurch und durch die Ablagerungen am Schutzglas oberhalb der Bauplattform wurden der Laserstrahl und somit auch die eingebrachte Energie zum Aufschmelzen des Materials beeinträchtigt. Die Prozessierbarkeit war daher nur gegeben, wenn während des Belichtungsprozesses ein Schutzgasstrom über die Bauplattform geleitet wurde, der die Prozessemissionen zu einer Absaugung führte. Es konnte die grundsätzliche Verarbeitbarkeit von Reinmagnesium und Magnesiumlegierungen gezeigt und Bauteile mit Dichten >90 % gefertigt werden. Die schwierige Verarbeitbarkeit von Magnesiumwerkstoffen im SLM®-Prozess ist vor allem auf die schnelle Ausbildung von stabilen und dichten Oxidschichten zu begründen, die die für den Prozess wichtigen Benetzungsvorgänge behindern. Die Ausbildung der Oxidschichten erfolgt unabhängig von der Prozessatmosphäre. Zur Bearbeitbarkeit im SLM®-Prozess muss die Oxidschicht aufgebrochen werden. Hierfür sind hohe Energieeinträge erforderlich, die die Entstehung von Prozessemissionen fördern [4, 30, 31].

Bei der Fertigung von Volumenkörpern zeigte eine WE43-Legierung die beste Verarbeitbarkeit, es konnten Dichten >99 % erzielt werden [4]. Zudem war die Anzahl angesinterter Pulverpartikel bei WE43-Bauteilen im Vergleich zu Proben aus einer anderen

**Abb. 7** SLM®-gefertigtes Makrobauteil aus einer Magnesiumlegierung



Legierung deutlich reduziert. Die WE43-Magnesiumlegierung enthält Yttrium und seltene Erden als Legierungselemente. Diese Elemente weisen gegenüber Magnesium eine deutlich gesteigerte Reaktivität auf und besitzen das Potenzial, Magnesiumoxid im Prozess zu reduzieren. Daher wurde geschlussfolgert, dass die WE43-Legierung oder vergleichbare Legierungen mit reaktiven Legierungselementen über ein hohes Potential für eine industrielle Verwendung verfügen [4, 25, 31].

2015 konnte mit einem Elektron® MAP+43 Pulverwerkstoff der Firma Magnesium Elektron Powders, USA mit den Legierungselementen Yttrium und Neodym ein erster industrieller Magnesiumpulverwerkstoff im SLM®-Verfahren erprobt werden. Hier konnten Bauteildichten >99 % erzielt werden. Außerdem wurden eine Zugfestigkeit bis zu 312 MPa und eine Streckgrenze bis zu 194 MPa bei einer maximalen Dehnung von 14 % erreicht. Aus diesen Ergebnissen wurde geschlossen, dass Elektron® MAP+43 ein geeigneter Pulverwerkstoff für einen industriellen SLM®-Prozess ist [32, 33].

Die gesammelten Ergebnisse und Erfahrungen im Umgang mit Magnesiumpulverwerkstoffen sollen herangezogen werden, um den Werkstoff für das industrielle SLM®-Verfahren einzuführen. Vor allem sind die Gefahrenpotentiale in Bezug auf die industrielle Verarbeitung von Magnesiumpulverwerkstoffen zu beachten. Hierzu zählen unter anderem die Lagerung, das Sieben und die allgemeine Handhabung großer Mengen des Werkstoffes. Zudem ist eine Prozessentwicklung, die auf produktive und wirtschaftliche Parameter zielt, erforderlich. Erste Untersuchungen zur Fertigung von Makrobauteilen aus einer Magnesiumlegierung im SLM®-Prozess laufen derzeit (siehe Abb. 7).

---

## 5 ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK

Der Einsatz des selektiven Laserstrahlschmelzens in Industrie und Biomedizintechnik wird zukünftig weiter an Bedeutung gewinnen. Dieses Verfahren erweist sich für

Einzelanfertigungen und Kleinserien bereits als wirtschaftlich und kann bei konventionell nicht fertigmachen Geometrien auch für Großserien sinnvoll sein. Wie bei den meisten 3D-Druck-Verfahren ist auch hier die Ausgangsbasis ein digital vorliegendes Datenmodell, sodass der Bau zeitnah gestartet werden kann. Die zeitaufwendige Herstellung eines Werkzeuges oder einer Form ist nicht erforderlich.

Durch den Einsatz des laseradditiven Fertigungsverfahrens sind geometrisch komplexe, endproduktnahe Körper umsetzbar, sodass innovative Leichtbaukonstruktionen und individualisierte Implantate gefertigt werden können. Aufgrund der breiten Auswahl an bereits für das Verfahren etablierten Werkstoffen und der hervorragenden mechanischen Eigenschaften der im SLM®-Prozess gefertigten Bauteile resultieren vielfältige Einsatzmöglichkeiten.

Aktuelle Forschungsarbeiten fokussieren außerdem die Einführung und Etablierung neuer Materialien für den industriellen SLM®-Prozess. Bei der Verarbeitung von Nickel-Titan-Legierungen im SLM®-Prozess sind beispielsweise Aktoren und individuelle Implantate mögliche Applikationen. Auch die industrielle Etablierung von Magnesium und Magnesiumlegierungen für den SLM®-Prozess bietet vielseitige Anwendungsmöglichkeiten. Aufgrund der besonderen Eigenschaften dieses Werkstoffes sind einerseits innovative Leichtbaukonstruktionen in Luft- oder Raumfahrt denkbar, andererseits wären auch individuelle, lasttragende und biokompatible Implantate umsetzbar, die im Körper abgebaut werden, sobald ihre Stützfunktion nicht mehr erforderlich ist. Die Einführung von sowohl Nickel-Titan- als auch Magnesiumlegierungen für den SLM®-Prozess hat daher aufgrund der einzigartigen Eigenschaften beider Werkstoffe eine hohe Bedeutung, da die Herstellung vielzähliger neuartiger Produkte ermöglicht werden kann.

---

## Literaturverzeichnis

- [1] Gebhart, A., 2007, *Generative Fertigungsverfahren*. Carl Hanser Verlag GmbH & Co. KG, München
- [2] Airbus A350 MSN5 Prototyp fliegt mit Bauteil aus 3D-Drucker. Online verfügbar unter: <https://www.3d-grenzenlos.de/magazin/kurznachrichten/airbus-a350-msn5-prototyp-fliegt-mit-bauteil-aus-3d-drucker-2750663.html>. Zugegriffen am 29.09.2016
- [3] Caffrey, T.; Wohlers, T.: *Wohlers Report 2015*. Wohlers Associates, 2015. ISBN: 978-0-9913332-1-9
- [4] Gieseke, M.: *Entwicklung des Selektiven Laserstrahlschmelzens von Magnesium und Magnesiumlegierungen zur Herstellung von individuellen und bioresorbierbaren Implantaten*. Hannover : PZH Verlag, TEWISS Technik und Wissen GmbH, 2015. ISBN: 978-3-95900-46-8
- [5] M. Gieseke, D. Albrecht, C. Nölke, S. Kaierle, O. Suttman, L. Overmeyer (2016): *3D-Druck beleuchtet – Additive Manufacturing auf dem Weg in die Anwendung*, Springer Vieweg Verlag, Berlin Heidelberg, Mai 2016, ISBN: 978-3-662-49055-6
- [6] Gibson, I.; Rosen, D. W. & Stucker, B. *Additive Manufacturing Technologies* Springer, 2010
- [7] *Die Kobalt-Chrom-Legierung im SLM-Verfahren*. Online verfügbar unter: <http://www.bego.com/de/cadcam-loesungen/werkstoffe/edelmetallfreie-legierungen/wiobond-c-plus/>. Zugegriffen am 29.09.2016

- [8] Die Kobalt-Chrom-Legierung im SLM-Verfahren. Online verfügbar unter: <http://www.bego.com/de/cadcam-loesungen/werkstoffe/edelmetallfreie-legierungen/wirobond-c-plus/>. Zugegriffen am 29.09.2016
- [9] 3D-Druck macht Olympia-Räder schneller. Entscheidende Gewichtsvorteile für Rio. Online verfügbar unter: <http://www.handling.de/automation/3d-druck-macht-olympia-raeder-schneller.htm>. Zugegriffen am 29.09.2016
- [10] Selektives Laserschmelzen von Titan. SLM Solutions. Online verfügbar unter: <http://www.maschinenmarkt.vogel.de/selektives-laserschmelzen-von-titan-a-402474/>. Zugegriffen am 29.09.2016
- [11] Attar, H., Calin, M., Zhang, L. C., Scudino, S., & Eckert, J. (2014). Manufacture by selective laser melting and mechanical behavior of commercially pure titanium. *Materials Science and Engineering: A*, 593, 170–177
- [12] Bogdanski, D.: Untersuchungen zur Biokompatibilität und Biofunktionalität von Implantatmaterialien am Beispiel von NiTi-FGLen, Ruhr-Universität Bochum, Dissertation, 2005
- [13] Freiberg, E. K.; Bremer-Streck, S.; Kiehntopf, M.; Rettenmayr, M.; Undisz, A.: Effect of thermomechanical pre-treatment on short- and long-term Ni release from biomedical NiTi, *Acta Biomaterialia*, 2014
- [14] Frenzel, J.; George, E.P.; Dlouhy, A.; Somsen, Ch.; Wagner, M.F.-X.; Eggeler, V.: Influence of Ni on martensitic phase transformations in NiTi shape memory alloys, *Acta Materialia*, Volume 58, Issue 9, May 2010, Pages 3444–3458
- [15] Dillier, N.: Cochlea-Implantate, XVII. Winterschule für Medizinische Physik, Pichl/Steiermark, 2009
- [16] Stark, T.; Helbig, S.: Cochleaimplantatversorgung Indikation im Wandel, *HNO* 2011, 59:605–614 DOI 10.1007/s00106-011-2309-9, Springer Verlag, 2011
- [17] Hagemann, R., Rust, W., Noelke, C., Kaierle, S., Overmeyer, L., Rau, T., ... & Wolkers, W. (2015). Möglichkeiten der funktionellen lokalen Konfiguration von Mikroaktoren aus Nickel-Titan für medizinische Implantate durch selektives Laserstrahlmikroschmelzen. In *Neue Entwicklungen in der Additiven Fertigung* (pp. 109-124). Springer Berlin Heidelberg
- [18] Khan, M. I., Pequegnat, A., Zhou, Y. N.: Multi Memory Shape Memory Alloys, *Advanced Engineering Materials*, 2013, 15, NO. 5
- [19] Avedesian, M. M.; Baker, H.: *Magnesium and Magnesium Alloys*. Materials, Park : ASM International, 1999. ISBN 0-8170-657
- [20] Kammer, C.: *Magnesium Taschenbuch*. Düsseldorf: Aluminium-Verlag, Marketing & Kommunikation GmbH, 2000. ISBN 3-87017-264-9
- [21] Friedrich, H.; Mordike, B. L.: *Magnesium Technology*. Berlin, Heidelberg :Springer-Verlag, 2006. ISBN 3-540-20599-3
- [22] Hort, N.: *Moderne Werkstoffentwicklung – Magnesium*, 2008. Online verfügbar unter: <ftp://ftp.hzg.de/pub/hort/Hort/Moderne%20Werkstoffentwicklungen/Moderne%20Werkstoffentwicklungen-Magnesium.pdf>.zugegriffen am 03.11.2016
- [23] Witte, F., The history of biodegradable magnesium implants: A review, *Acta Biomaterialia*, 2010, 6, 1680 – 1692
- [24] Ng, C.: Selective Laser Sintering of Magnesium Powder for Fabrication of Compact Structures. In: *17th International Conference on Advance Laser Technologies*. 26. September – 01. Oktober 2009, Antalya
- [25] Gieseke, M.; Nölke, C.; Kaierle, S.; Wesling, V.; Haferkamp, H.: Selective Laser Melting of Magnesium and Magnesium Alloys. In: *Magnesium Technology 2013. Tagungsband zu "142th TMS Annual Meeting: Magnesium Technology 2013"*, 3.-7. März 2013, San Antonio. Hoboken: John Wiley & Sons Inc., 2013. ISBN: 978-1-11860-552-3, S. 65–68

- [26] Ng, C. C.; Savalani, M. M.; Man, H. C.; Gibson, I.: *Layer manufacturing of magnesium and its alloy structures for future applications*. In: *Virtual and Physical Prototyping* 5 (2010) 1, S. 13–19
- [27] Wei, K.; Gao, M.; Wang, Z.; Zeng, X.: *Effect of energy input on formability, microstructure and mechanical properties of selective laser melted AZ91D magnesium alloy*. In: *Materials Science and Engineering: A* 611 (2014), S. 212–222
- [28] Jauer, L.; Meiners, W.: *SLM mit optimierter Prozesstechnik und neuen Materialien: Magnesiumlegierungen eröffnen weitere Anwendungsgebiete*. Presseinformation. Fraunhofer Institut für Lasertechnik. 2016
- [29] Zhang, B.; Liao, H.; Coddet, C.: *Effects of processing parameters on properties of selective laser melting Mg–9%Al powder mixture*. In: *Materials & Design* 34 (2011), S. 753–758
- [30] Gieseke, M.; Nölke, C.; Kaierle, S.; Maier, H. J.; Haferkamp, H.: *Selective Laser Melting of Magnesium Alloys for Manufacturing Individual Implants*. In: *Proceedings of the Fraunhofer Direct Digital Manufacturing Conference 2014*. 12.-13. März 2014, Berlin
- [31] Gieseke, M.; Kiesow, T.; Nölke, C.; Kaierle, S.; Maier, H. J.; Haferkamp, H.: *Selektives Laserstrahlschmelzen von Magnesium und Magnesiumlegierungen*. In: *Tagungsband zur Rapid.Tech 2015*. 10.-11. Juni 2015, Erfurt
- [32] Tandon, R.; Wilks, T.; Gieseke, M.; Nölke, C.; Kaierle, S.; Palmer, T.: *Additive Manufacturing of Elektron® 43 Alloy Using Laser Powder Bed and Directed Energy Deposition*. In: *Proceedings of the EuroPM 2015*, 08.-10. Oktober 2015, Reims
- [33] Gieseke, M.; Tandon, R.; Kiesow, T.; Nölke, C.; Kaierle, S.: *Selective Laser Melting of Elektron® MAP43 magnesium powder*. In: *Tagungsband zur Rapid.Tech 2016*. 14.-16. Juni 2016, Erfurt



Additive Manufacturing Quantifiziert  
Visionäre Anwendungen und Stand der Technik  
Lachmayer, R.; Lippert, R.B. (Hrsg.)  
2017, XV, 234 S. 145 Abb., Softcover  
ISBN: 978-3-662-54112-8