

# **Elastische Hydraulikaktoren in der minimal invasiven Chirurgie**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktoringenieur  
(Dr.-Ing.)

von M. Eng. Christian Spindler  
geb. am 30.01.1982 in Sangerhausen

genehmigt durch die Fakultät für Maschinenbau  
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Gutachter:

Prof. Dr.-Ing. Daniel Juhre

Prof. Dr.-Ing. Karl-Heinrich Grote

Promotionskolloquium am 07.05.2019

# Inhalt

Inhalt .....	i
Abkürzungsverzeichnis .....	iii
Abbildungsverzeichnis .....	iv
Tabellenverzeichnis .....	vii
1 Einleitung.....	1
2 Hintergrund .....	3
2.1 Medizinische Ausgangssituation .....	3
2.2 Herausforderungen .....	4
2.2.1 Kräfte .....	4
2.2.2 Flexibilität (Handgriff und Spitze entkoppelt) .....	6
3 Stand der Wissenschaft und Technik .....	9
3.1 Medizinische Instrumente mit hydraulischem Antrieb für die laparoskopische Chirurgie... ..	10
3.2 Medizinische Instrumente mit elastischem Hydraulikantrieb .....	12
3.3 Fazit – Herleitung der Anforderungen.....	15
4 Lösungsansatz – hydraulische Balgaktoren .....	17
4.1 Modellerstellung .....	18
4.2 Design der Balgaktorform vor der Analyse des Materials und des Herstellungsprozesses ..	20
4.3 Materialauswahl.....	26
4.3.1 Bisher verwendete Materialien bei Bälgen und Balgaktoren .....	26
4.3.2 Polymere.....	28
4.3.3 Nitinol (Formgedächtnislegierung).....	31
4.4 Herstellung von Balgaktoren .....	36
4.4.1 Fertigungsverfahren zur Herstellung von Balgaktoren aus Polymeren .....	36
4.4.2 Fertigungsverfahren zur Herstellung von Balgaktoren aus Nitinol .....	39
4.4.3 Selektives Laser Schmelzen (SLM) .....	43
4.4.4 Versuchsmuster aus Polymeren .....	48
4.4.5 Versuchsmuster aus Nitinol.....	51
4.4.6 Dynamische Differenzkalorimetrie (DSC-Analyse) .....	57
4.5 Design nach Analyse des Materials und des Herstellungsprozesses.....	58
4.5.1 Vereinfachungen des Modells in Ansys.....	58
4.5.2 Simulation Polymeraktor .....	60
4.5.3 Vereinfachung des Modells bei Ausreizung der technischen Möglichkeiten .....	62
4.5.4 Erstellung und Evaluierung des Materialmodells für Nitinol in Ansys .....	62
4.5.5 Konzeption des Funktionsmusters Iterationsstufe 1.....	67
4.5.6 Konzeption des Funktionsmusters Iterationsstufe 2.....	70

4.5.7	Konzeption und Aufbau des Versuchsstands zur Validierung der Balgaktoren .....	72
5	Validierung .....	77
5.1	Versuchsmuster aus Polymeren .....	77
5.2	Versuchsmuster aus Nitinol.....	77
5.2.1	Versuche zur Evaluierung der Anforderungen für Iterationsstufe 1.....	77
5.2.2	Ergebnisse der 1. Iteration .....	78
5.2.3	Analyse zur Optimierung der Iterationsstufe 1 .....	83
5.2.4	Dynamische Differenzkalorimetrie (DSC-Analyse) .....	84
5.2.5	Versuche zur Evaluierung der Anforderungen für Iterationsstufe 2.....	86
5.2.6	Ergebnisse der 2. Iteration .....	88
5.3	Simulation mit ermittelten Materialdaten .....	92
5.3.1	Materialdaten bei Raumtemperatur .....	92
5.3.2	Materialdaten bei Nutzung des superelastischen Formgedächtniseffekts.....	95
5.3.3	Ausreizen des Maximums mittels Parameteranalyse .....	99
5.4	Zusammenfassung der Ergebnisse .....	99
6	Diskussion.....	103
7	Zusammenfassung.....	113
8	Ausblick .....	115
	Literaturverzeichnis .....	viii

## Abkürzungsverzeichnis

3-D-P	3-D-Printing (Generatives Fertigungsverfahren)
Abb.	Abbildung
AM	Additive Manufacturing (Generative Fertigung)
CAD	Computer-Aided Design (Rechnerunterstützte Konstruktion)
DLL	Dynamic Link Library (Dynamische Programmbibliothek)
DMD	Direct Metal Deposition (Additives Laserauftragsschweißen)
DSC	Differential Scanning Calorimetry (Dynamische Differenzkalorimetrie)
EDM	Electrical Discharge Machining (Funkenerosion)
FDM	Fused Deposition Modeling (Generatives Fertigungsverfahren)
FEM	Finite-Elemente-Methode
HIP	Heiß-Isostatisches-Pressen
LEA	Linearelastischer Hydraulikaktor
LENS	Laser Engineered Net Shaping (Laserauftragsschweißen)
LOM	Laminated Object Manufacturing (Generatives Fertigungsverfahren)
MEMS	Mikroelektromechanische Systeme
MIC	Minimal Invasive Chirurgie
MIM	Metallpulverspritzguss
NOTES	Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery (Operationsmethode)
PA	Polyamid
REM	Rasterelektronenmikroskop
SLA	Stereolithographie
SLM	Selektives Laser Schmelzen
SLS	Selektives Lasersintern
TPU	Thermoplastisches Polyurethan
USB	Universal Serial Bus
VAR	Vakuum-Lichtbogen-Schmelzen
VIM	Vakuum-Induktions-Schmelzen

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 2-1: Anordnung der Instrumente bei einer laparoskopischen Operation [35] .....	3
Abb. 2-2: Typische Instrumentenspitze eines minimal invasiven Instruments.....	4
Abb. 2-3: Freiheitsgrade von starren laparoskopischen Instrumenten [6] .....	7
Abb. 2-4: Kegelförmiger Arbeitsbereich eines starren Instruments [4].....	7
Abb. 3-1: Schematischer Aufbau eines hydraulisch angetriebenen Instruments [12].....	10
Abb. 3-2: Starres hydraulisch angetriebenes laparoskopisches Greifinstrument [12] .....	10
Abb. 3-3: Flexibles hydraulisch angetriebenes laparoskopisches Greifinstrument [12] .....	11
Abb. 3-4: Hydraulisches Greifinstrument in einem flexiblen Endoskop [12] .....	11
Abb. 3-5: Aktiv biegsamer Katheter für Blutgefäße [49].....	12
Abb. 3-6: Hydraulischer Greifer für Roboter in der minimal invasiven Chirurgie [1].....	13
Abb. 3-7: Medizinisches Instrument mit biegbaren McKibben Aktoren [51] .....	13
Abb. 3-8: Manipulator für die minimal invasive Chirurgie [52].....	14
Abb. 3-9: Linearelastischer Hydraulikaktor (LEA) [53] .....	14
Abb. 3-10: Hydraulischer Greifer mit Force Feedback für die Laparoskopie [54].....	15
Abb. 4-1: Modellierter Balgaktor mit Verformungs- und Anschlussbereich.....	17
Abb. 4-2: Schematische Darstellung des Verformungsbereichs .....	17
Abb. 4-3: Monolithisch gefertigte Instrumentenspitze mit Balgaktor als Antriebselement.....	18
Abb. 4-4: Längsschnitt des Verformungsbereichs des Balgaktors mit einzelnen Windungen w .....	18
Abb. 4-5: Reduzierung und Idealisierung - zweifach gebogener Balken mit Geometrieparametern ...	19
Abb. 4-6: Allgemeines Modell zur Parametrisierung von elastischen Hydraulikaktoren.....	20
Abb. 4-7: Erste empirisch ermittelte Balgstruktur .....	21
Abb. 4-8: Erste Designs mit Hinterschnitten .....	21
Abb. 4-9: Mit Ansys Modeler erzeugte Aktorgeometrie (U-Struktur) [59] .....	22
Abb. 4-10: Verschiedene Balgstrukturen, welche in dieser Arbeit untersucht wurden .....	24
Abb. 4-11: Schematische Darstellung der fadenförmigen Molekülstruktur von Thermoplasten [80] .	29
Abb. 4-12: Schematische Darstellung der netzwerkartigen Molekülstruktur von Elastomeren [80] ...	30
Abb. 4-13: Schematische Darstellung der netzwerkartigen Molekülstruktur von Duromeren [80].....	30
Abb. 4-14: Vergleich der normierten Spannungs-Dehnungs-Kurven von Nitinol und Edelstahl .....	31
Abb. 4-15: Schematische Darstellung der Phasenumwandlung von Austenit zu Martensit [20] .....	32
Abb. 4-16: Schematische Darstellung des Ein-Weg-Effekts [25].....	33
Abb. 4-17: Schematische Darstellung des Zwei-Weg-Effekts [25] .....	34
Abb. 4-18: Schematische Darstellung des superelastischen Formgedächtniseffekts [25] .....	35
Abb. 4-19: Schematische Darstellung des generativen Schichtaufbauprinzips [25] .....	44
Abb. 4-20: Versuchsaufbau zur Fertigung von Balgaktoren aus Nitinol [91] .....	46
Abb. 4-21: Balggeometrie mit verschiedenen Wanddicken aus Polyamid .....	49
Abb. 4-22: Schnittdarstellung eines Balgaktors mit einer Wanddicke von 0,8 mm.....	49
Abb. 4-23: Modell eines Balgaktors aus Polyamid .....	50
Abb. 4-24: Aus Polyamid hergestellter Balgaktor .....	50
Abb. 4-25: Erste generativ hergestellte Balgstruktur aus Nitinol.....	51
Abb. 4-26: Anordnung der generativ gefertigten Nitinol Bauteile bei der Wärmebehandlung .....	54
Abb. 4-27: Vakuumofen zur Wärmebehandlung der Nitinol Bauteile .....	54
Abb. 4-28: Durch SLM gefertigter Balgaktor aus Nitinol mit Grenzabmessungen.....	55
Abb. 4-29: REM-Aufnahme eines Balgaktors aus Nitinol mit 2,5 mm Außendurchmesser .....	55
Abb. 4-30: Aktor mit Grenzgeometrie aus verschiedenen Perspektiven.....	55
Abb. 4-31: Modell eines Versuchsmusters mit Aktorcharakteristik .....	56

Abb. 4-32: Versuchsmuster mit Aktorcharakteristik aus verschiedenen Perspektiven .....	57
Abb. 4-33: Schematische Darstellung einer typischen DSC-Messkurve für Nitinol [25] .....	57
Abb. 4-34: Darstellung des Aufbaus verschiedener Windungsanzahlen von $N = 0,5$ bis $2,5$ .....	58
Abb. 4-35: Zusammenhang zwischen der Gesamtverformung und der Windungsanzahl.....	59
Abb. 4-36: Simulation der Verschiebungskomponente der y-Achse bei Balgaktoren .....	61
Abb. 4-37: Simulierte Verformung des Balgaktors (Materialdaten für Polymer aus Ansys).....	61
Abb. 4-38: Spannungs-Dehnungs-Beziehung im superelastischen Zustand [59].....	63
Abb. 4-39: Zerlegung der Probe in 8 Elemente .....	64
Abb. 4-40: Belastung und Lagerung des modellierten Würfels .....	65
Abb. 4-41: Lagerung des modellierten Würfels .....	65
Abb. 4-42: Verschiebungskomponente bei Belastung mit 10 N .....	66
Abb. 4-43: Normalspannung bei Belastung mit 10 N.....	66
Abb. 4-44: Spannungsdehnungsdiagramm eines Würfels aus Nitinol mit gleichmäßiger Belastung ...	67
Abb. 4-45: Aktordesign Iterationsstufe 1 im Schnittmodell.....	68
Abb. 4-46: Schematische Abbildung eines Balgaktors mit U-Struktur [59].....	69
Abb. 4-47: Simulierte Vergleichsspannung des Balgaktors mit U-Struktur [59] .....	69
Abb. 4-48: Simulierte Verformung des Balgaktors (Materialdaten aus der Literatur) [59] .....	70
Abb. 4-49: Stützen mit Entlastungsschrägen in den Überhangsbereichen des Balgaktors .....	71
Abb. 4-50: Aktordesign Iterationsstufe 2 im Schnittmodell.....	71
Abb. 4-51: Generativ hergestellter Balgaktor Iterationsstufe 2.....	72
Abb. 4-52: Schematischer Hydraulikkreislauf und Aufbau des Verformungsversuchs [59] .....	72
Abb. 4-53: Graphische Benutzeroberfläche zur Bedienung des Prüfstands .....	73
Abb. 4-54: Temperaturermittlung mittels thermischer Kontaktmessung .....	74
Abb. 4-55: Siedebad mit einstellbarer Temperaturregelung .....	76
Abb. 4-56: Prüfstand im Siedebad.....	76
Abb. 5-1: Verformung eines 16,5 mm langen Balgaktors in Abhängigkeit vom Druck [59].....	79
Abb. 5-2: Kraft in Abhängigkeit vom Druck bei einem Volumenstrom von $5 \mu\text{l/s}$ [59].....	79
Abb. 5-3: Balgaktor mit einer ovalen Bohrung im Hauptanschluss [59] .....	80
Abb. 5-4: Durch SLM hergestellter Balgaktor (links: Standardfoto, rechts: REM-Aufnahme) [59].....	80
Abb. 5-5: Balgaktor mit Rissen, Löchern und axialem Verzug.....	81
Abb. 5-6: Balgaktor mit Riss an der Stirnseite [59] .....	81
Abb. 5-7: Verfärbungen am Balgaktor nach der Wärmebehandlung .....	82
Abb. 5-8: Undichtigkeiten am konvexen und konkaven Biegeradius des Balgaktors .....	82
Abb. 5-9: Markierter Bereich zeigt Undichtigkeiten am Hilfsanschluss des Balgaktors.....	82
Abb. 5-10: Markierter Bereich zeigt Undichtigkeiten am Hauptanschluss des Balgaktors.....	83
Abb. 5-11: Stalagtitenbildung in der axialen Bohrung des Balgaktors der Iterationsstufe 1 .....	83
Abb. 5-12: Analyse der Undichtigkeitsstellen am Balgaktor Iterationsstufe 1 .....	84
Abb. 5-13: Materialabsackungen der oberen Schichten im konvexen Biegeradius .....	84
Abb. 5-14: DSC-Analyse für Proben vom Balgaktor Iterationsstufe 1.....	86
Abb. 5-15: Prüfstand mit Aktor von Wasser umschlossen.....	86
Abb. 5-16: Balgaktor platziert in zweidimensionalem Mikrometer zur lastfreien Vermessung .....	87
Abb. 5-17: Abbildung eines Aktors mit Messbereichen für die Längenmessung.....	87
Abb. 5-18: Verformung des Balgaktors in Abhängigkeit vom Druck aus Messung 2 .....	89
Abb. 5-19: Undichtigkeiten am konvexen Radius .....	90
Abb. 5-20: Undichtigkeiten am konkaven Radius .....	90
Abb. 5-21: Wabenartige Oberfläche des Balgaktors bei Betrachtung mit dem REM .....	91
Abb. 5-22: Durch ungleichmäßige Verschmelzungen entstandene Poren an der Aktoroberfläche .....	91
Abb. 5-23: Materialabsackungen am konvexen Biegeradius des Balgaktors Iterationsstufe 2 .....	91

Abb. 5-24: Generativ hergestellte Rundzugprobe aus Nitinol .....	92
Abb. 5-25: Spannungsdehnungsdiagramm der durchgeführten Zugversuche bei Raumtemperatur ..	94
Abb. 5-26: Zerstörte nachbearbeitete Zugprobe .....	94
Abb. 5-27: Simulierte Verformung des Balgaktors (Zugversuch bei Raumtemperatur) .....	95
Abb. 5-28: Durch selektives Laser Schmelzen hergestellte Dogbone-Zugprobe aus Nitinol .....	96
Abb. 5-29: Schematische Darstellung der Dogbone-Flachprobe mit Abmessungen .....	96
Abb. 5-30: Spannungsdehnungsdiagramm des Zugversuchs (superelastischen Temperaturbereich) .	97
Abb. 5-31: Simulierte Verformung des Balgaktors (superelastischen Temperaturbereich) .....	98
Abb. 6-1: Vergleich Verformung (physisch, Literatur, superelastischer Zugversuch) .....	104
Abb. 6-2: Gegenüberstellung der Verformungen von Aktoren aus Polymer und Nitinol .....	105
Abb. 6-3: Vergleich Verformung (physisch, Literatur, Zugversuch bei Raumtemperatur) .....	107
Abb. 6-4: Simulierte Verformung des Balgaktors aus Polymer und Nitinol .....	108

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Anforderungsliste für einen Aktor zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments .....	16
Tabelle 2: Vergleich der Verformungen und Spannungen konvexe und konkave Geometrien.....	23
Tabelle 3: Vergleich der Verformungen und Spannungen von verschiedenen Biegeradien .....	23
Tabelle 4: Parameter der verschiedenen Balgstrukturen mit einer Gesamtlänge von 4,5 mm [59] ....	25
Tabelle 5: Vergleich von verschiedenen Balgstrukturen mit einer Gesamtlänge von 4,5 mm .....	25
Tabelle 6: Kennwerte von zurzeit erhältlichen Balgaktoren .....	27
Tabelle 7: Werkstoffeigenschaften der beim selektiven Lasersintern eingesetzten Polyamide .....	48
Tabelle 8: Werkstoffeigenschaften von elastischen Materialien beim selektiven Lasersintern.....	50
Tabelle 9: Verwendete Prozessparameter für die SLM-Verarbeitung von Nitinol .....	53
Tabelle 10: Verwendete Materialparameter für den Formgedächtniseffekt von Nitinol [59] .....	63
Tabelle 11: Temperaturgrenzwerte der Komponenten im Prüfstand .....	74
Tabelle 12: Verformung eines 16,5 mm langen Balgaktors der Iterationsstufe 1 [59] .....	78
Tabelle 13: Verformung des Balgaktors der Iterationsstufe 2 .....	88
Tabelle 14: Vermessung der Balgaktoren der Iterationsstufe 2 vor den Versuchen .....	89
Tabelle 15: Abmessungen der hergestellten Rundzugproben .....	93
Tabelle 16: Durch Zugversuche bei Raumtemperatur ermittelte Materialparameter .....	93
Tabelle 17: Im superelastischen Temperaturbereich ermittelte Materialparameter .....	97
Tabelle 18: Zur Simulation verwendete Materialdaten .....	98
Tabelle 19: Ergebnis der Direkten Optimierung.....	99

# 1 Einleitung

Laparoskopische chirurgische Operationen sind schonende Alternativen zu offenen Eingriffen. Durch Einschränkungen des Arbeitsbereichs und der Visualisierung steigt bei der Laparoskopie jedoch die Komplexität des chirurgischen Eingriffs [1]. Für ein sicheres Greifen, Manipulieren und Fixieren von Gewebe in der laparoskopischen Chirurgie sind spezielle laparoskopische Instrumente notwendig [2]. Diese Instrumente müssen eine Greiferkraft  $F_G$  von 5,6 N [3; 4] und mindestens 4 Freiheitsgrade [4–7] aufweisen. Um komplexere Aufgaben, wie zum Beispiel Nähen, in der laparoskopischen Chirurgie zu erfüllen, erhöht sich die Anzahl der benötigten Freiheitsgrade auf 5 bis 6 [8]. Laparoskopische Instrumente haben einen Außendurchmesser von 5 mm [2; 8; 9] oder 10 mm [2; 8–12]. Mit konventionellen laparoskopischen Instrumenten ist das (minimal invasive) Operieren schwieriger als bei offenen Eingriffen und manche Operationsschritte beziehungsweise Operationen sind nicht durchführbar. Um dies kompensieren zu können, sind zusätzliche situsnahe Freiheitsgrade (im Operationsgebiet) am distalen Instrumentenende (Instrumentenspitze) notwendig [2]. Eine Entkopplung der Instrumentenspitze und des Handgriffs würde die Flexibilität der Instrumente, die Freiheitsgrade an der Instrumentenspitze und damit das Spektrum der Anwendungen erhöhen und das Operieren erleichtern [10]. Durch diese Weiterentwicklungen an den Instrumenten könnten in Zukunft mehr Eingriffe und weniger invasive Eingriffe durchgeführt werden [13]. Eine solche Entkopplung ist durch die Integration eines Aktors in die Instrumentenspitze möglich. Dafür darf dieser Aktor einen maximalen Aktoraußendurchmesser  $D_A$  von 5 mm und eine maximale Ausgangslänge  $L$  von 25 mm aufweisen. Bei Verwendung einer typischen Kinematik [5] beträgt die zum Antrieb eines Instruments erforderliche Längenänderung  $\Delta L = 3$  mm und die erforderliche Aktorkraft  $F_A = 21,28$  N. Diese Anforderungen können potenziell durch Hydraulikaktoren erfüllt werden, da sie bei kleiner Größe eine hohe Antriebskraft bereitstellen [14; 15]. Sie haben im Vergleich zu elektromagnetischen, piezoelektrischen, thermischen und elektrostatischen Aktoren die größte Kraftdichte und eine bis zu 10-mal größere Leistungsdichte [16; 17]. Bei hydraulischen Systemen können die Zuleitungen, da die Reibung nahezu unabhängig vom Biegeradius ist, flexibel und „geführt gebogen“ gestaltet werden. In den letzten Jahrzehnten wurden zahlreiche hydraulische Aktoren zum Antrieb von Instrumenten in chirurgischen Anwendungen eingesetzt [14]. Auch für die laparoskopische Chirurgie gibt es hydraulische Instrumente, welche sich jedoch noch nicht auf dem technischen Stand für den klinischen Einsatz befinden [12]. Konventionelle Hydraulikaktoren sind nicht hermetisch dicht, was eine Wiederverwendung der Instrumente erschwert und im sterilen Operationsgebiet problematisch sein kann. Die mit elastischen Hydraulikaktoren angetriebenen Instrumente dienen entweder nicht dem Greifen von Gewebe oder erfüllen die Anforderungen an laparoskopische Instrumente nicht. Ein hydraulischer Aktor zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments muss dem für die erforderliche Kraft notwendigen Innendruck von 1,1 MPa standhalten. Der Aktor sollte hermetisch dicht sein oder zumindest mit einem biologisch unbedenklichen Fluid betrieben werden können. Die Materialien des Aktors müssen für den Einsatz in der Medizin biokompatibel und sterilisierbar sein und sollten für eine Miniaturisierung und bessere Dichtheit aus möglichst wenigen Komponenten bestehen oder, wenn möglich, monolithisch gefertigt werden können. Um 5 bis 6 Freiheitsgrade zu ermöglichen, ist eine flexible Zuleitung zum Aktor notwendig. Die erforderliche Druckfestigkeit von 1,1 MPa in Kombination mit hohen elastischen Verformungen führt bei elastischen Hydraulikaktoren zu einem Konflikt. Das Material Nitinol hat aufgrund seiner guten funktionellen Stabilität und der theoretisch möglichen 8 % bis 10 % reversiblen Verformungen [18–24] enormes Potenzial als Aktorwerkstoff. Dies ist durch den sogenannten Formgedächtniseffekt möglich [22; 25]. Der Formgedächtniseffekt lässt sich mit den charakteristischen Phänomenen Einweg- und Zweiweg-Formgedächtnis sowie Super- oder Pseudoelastizität beschreiben [19; 26]. Der Grund für diese außergewöhnlichen Eigenschaften ist die martensitische Phasenumwandlung [18; 19; 27; 28]. Die Basis

für den in dieser wissenschaftlichen Abhandlung genutzten superelastischen Formgedächtniseffekt ist die spannungsinduzierte Umwandlung [22; 25]. In vielen bisherigen Studien werden Polymere als Balgaktoren verwendet [29; 30]. Um die Polymere mit dem vielversprechenden neuen Werkstoff Nitinol zu vergleichen, wird eine Materialstudie durchgeführt. Die Herstellung ist speziell bei der Verarbeitung von Nitinol schwierig, da die sensiblen Eigenschaften mehr als bei anderen Materialien vom Herstellungsprozess beeinflusst werden [23; 31; 32]. Um diesen Eigenschaften gerecht zu werden, müssen sämtliche Prozessschritte zur Erzeugung von Halbzeugen oder finalen Komponenten aus Nitinol sehr aufwendig gestaltet werden [25; 33]. Die komplexe Baustruktur (Geometrie und Dimension) lässt sich nur durch pulvermetallurgische Verfahren realisieren [34]. In dieser wissenschaftlichen Abhandlung wurde das selektive Laser Schmelzen (SLM) als geeignetes Fertigungsverfahren zur Herstellung eines Balgaktors aus Nitinol ausgewählt. Das selektive Laser Schmelzen für die Herstellung von Bauteilen aus Nitinol ist noch nicht für den industriellen Einsatz etabliert. Es befindet sich aktuell im Forschungsstadium [25]. Für die Herstellung eines Balgaktors mit diesem Verfahren ist es notwendig, den gesamten Prozess vom Pre-Processing über den selektiven Laserschmelzprozess an sich bis hin zum Post-Processing zu betrachten. In dieser wissenschaftlichen Abhandlung wird gezeigt, inwieweit die Anforderungen an einen Aktor zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments erfüllt werden können und welche Parameter des Aktors dafür wie angepasst werden müssen. Dies geschieht durch die Finite-Elemente-Methode (FEM) und physikalische Versuche in einem dafür entwickelten Prüfstand. Des Weiteren wird in mehreren Iterationsstufen gezeigt, dass die Herstellung eines Balgaktors aus Nitinol durch selektives Laser Schmelzen möglich ist.

## 2 Hintergrund

### 2.1 Medizinische Ausgangssituation

Die laparoskopische Chirurgie, eine Form der minimal invasiven Chirurgie (MIC), die auf den Bauchraum oder Thorax beschränkt ist, ist eine schonende Alternative zum Bauchschnitt und hat bei der Appendektomie (Blinddarmentfernung) und der Cholezystektomie (Gallenblasenentfernung) weite Verbreitung gefunden [9]. Bei dieser Methode werden im Bauchraum oder Thorax 10 mm bis 20 mm lange Schnitte als Zugang erzeugt, in die der Operateur die Trokare setzt. Diese Trokare verfügen über einen Gasanschluss, worüber meist CO<sub>2</sub> in den Körper geleitet wird. Infolgedessen wird der intraabdominale Druck (Druck innerhalb des Bauchraumes) erhöht und somit wird Platz zum Operieren geschaffen [2]. Durch die Trokare werden das Endoskop und die benötigten Instrumente in den Bauchraum geführt. In Abb. 2-1 ist die Konfiguration bei einer solchen Operation dargestellt.

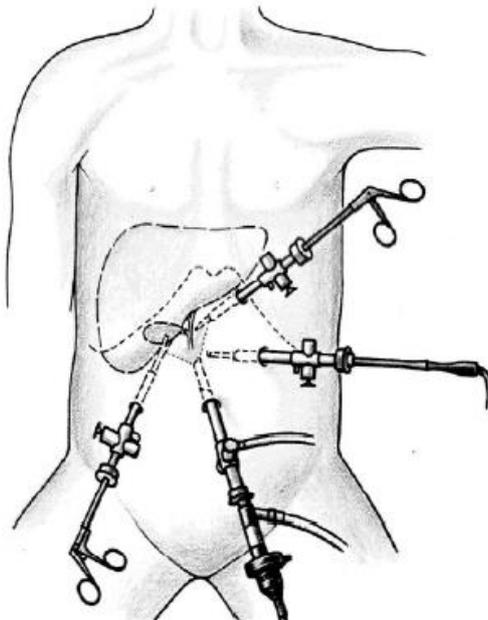


Abb. 2-1: Anordnung der Instrumente bei einer laparoskopischen Operation [35]

Laparoskopische Instrumente haben einen Außendurchmesser von 5 mm [2; 8; 9] oder 10 mm [2; 8–12]. Entsprechende Trokare von 6 mm und 11 mm stehen zur Verfügung [2; 8; 9]. Die Ärzte und OP-Assistenten sprechen dabei oft von einem 5-mm- oder 10-mm Trokar [9]. Die folgende Abbildung (Abb. 2-2, Seite 4) zeigt die Instrumentenspitze eines typischen minimal invasiven Instruments der Firma Richard Wolf GmbH mit den dargestellten Abmessungen. Die starre Ausgangslänge der Instrumentenspitze beträgt dabei  $L = 25$  mm, der erforderliche Hub zur Betätigung des Instruments beträgt  $\Delta L = 3$  mm und der Außendurchmesser der Instrumentenspitze  $D_{Sp}$  beträgt 6,5 mm.

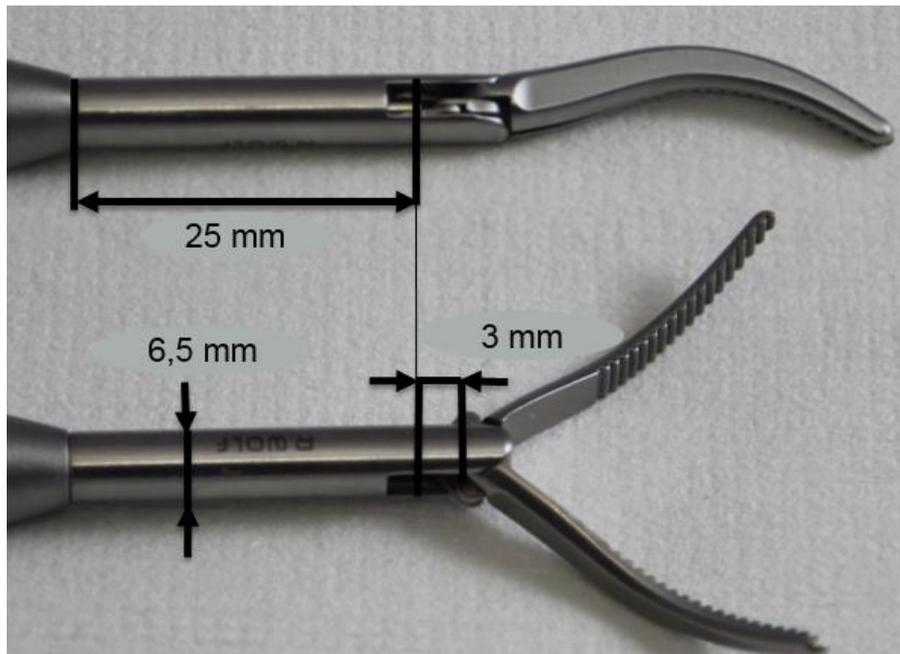


Abb. 2-2: Typische Instrumentenspitze eines minimal invasiven Instruments der Firma Richard Wolf GmbH

Während der Operation ist bei der Positionierung der Instrumente darauf zu achten, dass der Operateur eine gute Sicht auf das Operationsgebiet und genügend Bewegungsfreiheit in diesem Gebiet hat. Des Weiteren muss sichergestellt werden, dass die notwendige Bewegungsfreiheit zur Verfügung steht, um die Instrumente auch möglichst optimal zu bedienen. In der MIC verwendete Instrumente sind zum Beispiel Greifzangen, Scheren, Dissektoren, Clip-Applikatoren und Nadelhalter. Diese Instrumente dienen zum Greifen, Bewegen und Fixieren von Gewebe. Seitdem Clayman die erste Nephrektomie (Nierenentfernung) durchgeführt hat, wird die Laparoskopie als Standardversorgung anerkannt und deckt mittlerweile das gesamte urologische Spektrum der chirurgischen Eingriffe ab [36]. Diese Eingriffe müssen nun nicht mehr durch offene Operationen mit Bauchschnitt erfolgen, sondern können minimal invasiv durchgeführt werden. Um die Eingriffe noch schonender durchzuführen, wäre der nächste Schritt die Single-Port-Chirurgie, bei der durch nur einen dieser minimal invasiven Zugänge operiert wird. Eine weitere Verringerung der Invasivität wäre durch NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery) möglich, eine Methode, bei der durch natürliche Körperöffnungen operiert wird [2; 13].

## 2.2 Herausforderungen

### 2.2.1 Kräfte

In diesem Kapitel wird anhand von Literaturrecherchen die Greiferkraft  $F_G$  ermittelt, welche zum sicheren Greifen von Gewebe notwendig ist und damit von einem laparoskopischen Instrument erreicht werden muss. Für die Entwicklung von medizinischen Instrumenten ist die maximal auftretende Kraft interessant [4]. Die zum Greifen des Gewebes erzeugte Greiferkraft  $F_G$  wird in der Literatur häufig als Klemmkraft bezeichnet. Die recherchierten Experimente wurden nicht unbedingt vorrangig zum

Ermitteln der Greifkräfte durchgeführt und liefern deshalb je nach Experiment auch andere Ergebnisse. Bei der Darstellung in diesem Kapitel werden die Ergebnisse größtenteils auf die Kräfte reduziert.

Westebring-van der Putten et al. untersuchen in [3], wie verschiedene Formen des haptischen Feedbacks den sicheren Griff von Gewebe durch den Chirurgen beeinflussen. In der Studie wird von 10 Probanden ein Objekt mit verschiedenen Gewebesteifigkeiten gegriffen, angehoben, bewegt und abgelegt. Dies wird mit verschiedenen Instrumenten mit unterschiedlichen Kraftübertragungsverhältnissen durchgeführt. Während des Versuchs besteht keine direkte visuelle Verbindung. Es wird lediglich die Position des Greifers und des Zielorts grafisch dargestellt. Die unterschiedlichen Gewebesteifigkeiten werden durch ein haptisches Gerät mittels Belastungskräften erzeugt. Dabei werden Gewebesteifigkeiten von 80 N/m bis 160 N/m simuliert. Das zu greifende Objekt ist ein mit Gummi überzogener Aluminiumkeil, der an dem haptischen Gerät befestigt ist. Zur Ermittlung der Klemmkräfte sind zwischen dem Aluminium und dem Gummi zwei FlexiForce- Kraftsensoren platziert, wobei eine zusätzlich eingebrachte Stahlplatte für eine gleiche Verteilung der Andruckkraft sorgt. Als laparoskopische Instrumente werden zwei wiederverwendbare Greifer (Typen 33321 MH und 33321) der Firma Karl Storz SE Co. KG genutzt [3]. Zur optimalen Manipulation von Gewebe sollte ein laparoskopisches Greifinstrument das Gewebe ohne Beschädigung schlupffrei greifen. Heijnsdijk et al. untersuchen in [37] die Haft- und Schädigungseigenschaften von laparoskopischen Greifern. Dazu wird der Blinddarm von 23 Schweinen mit 13 unterschiedlichen Greifbacken in einen Versuchsstand festgeklemmt und es werden verschiedene Klemm- und Zugkräfte aufgebracht. Zur reibungsfreien Bewegung in Längsrichtung ist der Versuchsaufbau an Seilen aufgehängt. Das Gewebe wird zwischen die austauschbaren Greiferbacken, welche an Hebeln befestigt werden, eingeklemmt. Die Klemmkraft wird dabei durch Federn erzeugt, die je nach Positionierung am Hebelarm ein variables Drehmoment und damit eine variable Klemmkraft bewirken. Die Zugkraft wird durch einen Federkraftmesser an der Rückseite des Hebels zur Verfügung gestellt. Die Greiferbacken sind aus rostfreiem Stahl gefertigte, 10 mm breite und mit abgerundeten Kanten versehene Quader. Die Länge und das Oberflächenprofil der Greiferbacken werden variiert. Das Gewebe wird während des gesamten Experiments feucht gehalten [37]. Von Abolfazl et al. werden verschiedene Einweg-Fluidaktoren für den Einsatz in chirurgischen Robotern untersucht. Unter anderem wurde in dieser Studie ein ballonaktiver chirurgischer Greifer entwickelt und getestet. Dabei beruft sich Abolfazl auf Designanforderungen von chirurgischen Instrumenten [1]. Um die Eignung von Darmgreifern zu bestätigen, wurde von Heijnsdijk et al. die mechanische Widerstandsfähigkeit des Dünndarmgewebes von Menschen und Schweinen gegen Perforation untersucht. Dabei wurden 14 Därme von verschiedenen großen Schweinen und sieben Därme von Menschen verwendet. Die Därme werden zwischen zwei Halbkugeln, welche am jeweiligen Ende eines Hebels befestigt sind, eingeklemmt. Die Halbkugeln haben einen Durchmesser von 1,5 mm. Zwischen den Halbkugeln wird der elektrische Widerstand gemessen. Um die Klemmkraft zu erzeugen, wird mittels eines Massekörpers auf dem Hebel ein Drehmoment eingeleitet. Durch Verschieben des Massekörpers kann die Klemmkraft variiert werden. Zu Beginn wird eine Klemmkraft von 5,7 N aufgebracht. Diese wird in Schritten von 0,8 N solange erhöht, bis das Zellgewebe perforiert ist. Der elektrische Widerstand sank dabei bis zur Perforation auf null. Die Messungen wurden siebenmal wiederholt [38].

Die Experimente zeigen, dass zum Sezieren des Gewebes Klemm- und Zugkräfte notwendig sind [37]. Um keine Verletzungen hervorzurufen und das Gewebe dennoch erfolgreich zu greifen, ist eine richtige Kombination dieser Kräfte erforderlich [2; 37]. Falsche Klemmkräfte können zu Gewebeschäden oder Rutschen führen [3]. Die maximale Zugkraft, die ein Chirurg bei der Operation von vornehmlich Gewebe ausüben muss, liegt laut Heijnsdijk et al. unter 5 N [37]. Westebring-van der Putten et. al. verwenden in ihrem Testszenario Zugkräfte von 4 bis 8 N [3]. Bei einer Zugkraft von 5 N wurde die Klemmkraft ermittelt, die minimal erforderlich ist, um ein Abrutschen zu verhindern, und die maximal

zulässig ist, um das Gewebe nicht zu beschädigen. Diese Greiferkraft  $F_G$  liegt bei mindestens 3 N [37]. Für laparoskopische Greifer mit hoher Kraftübertragung wurde eine durchschnittliche maximale Klemmkraft von 5,6 N ermittelt [3]. Beim Halten von Lebergewebe wurden ähnliche Kräfte ermittelt [4]. Abolfazl et al. sprechen von einer erforderlichen Klemmkraft von 2,5 N bis 5 N. Mit seinem Ballongreifer erreicht er eine maximale Klemmkraft von 3 N [1]. Abhängig von den verschiedenen getesteten Greiferbackenprofilen wurde eine maximale zulässige Klemmkraft von  $F_{damage} = 37$  N ermittelt. Beim Überschreiten dieser Klemmkraft wird das Gewebe zerstört. Die Zerstörung ist an einem mit dem Auge sichtbaren Riss zu erkennen [37]. Um einen menschlichen Dünndarm zu perforieren, wurden Kräfte von  $10,3 \pm 2,9$  N ermittelt [38]. Zum Erreichen einer Klemmkraft von 10 N an der Instrumentenspitze sind bei dem in [3] untersuchten laparoskopischen Greifer mit geringer Kraftübertragung 133 N im Handgriff notwendig. Bei den in der Laparoskopie manipulierten Organen, wie zum Beispiel der Leber, der Gallenblase und des Blinddarms, handelt es sich vornehmlich um weiches Gewebe [4]. Die Untersuchungen von Westebring-van der Putten et al. zeigen, dass beim Aufnehmen von Gewebe mit unterschiedlichen Steifigkeiten keine signifikanten Unterschiede der Klemmkräfte auftreten [3; 39]. Das heißt, dass bei der Verwendung von laparoskopischen Greifern die Klemmkräfte vom Operateur nicht an die Steifigkeit des Gewebes angepasst werden [3].

### 2.2.2 Flexibilität (Handgriff und Spitze entkoppelt)

Bei der laparoskopischen Chirurgie werden Instrumente durch kleine Schnitte in den Körper eingeführt [8]. Dadurch steigt die Komplexität eines chirurgischen Eingriffs. Der Arbeitsbereich und dessen Visualisierung sind gegenüber einer offenen Operation eingeschränkt [1]. Dies erfordert vom Chirurgen ein hohes Maß an mechanischer Performance, Geschicklichkeit und Sicherheit [1; 5; 8]. Mit konventionellen Instrumenten können die Grundaufgaben einer laparoskopischen Operation zwar erfüllt werden [40]. Die schwierige Positionierung der langen und starren Instrumente führt allerdings dazu, dass wiederholtes Greifen notwendig ist [41]. Um komplexe chirurgische Aufgaben, wie zum Beispiel Nähen, mit einem Instrument durchzuführen, sind mehrere Freiheitsgrade notwendig [8]. Nähen ist eine wichtige Aufgabe in der laparoskopischen Chirurgie, jedoch wegen der begrenzten Freiheitsgrade schwierig durchzuführen [7; 40; 42]. Wenn die erforderlichen Arbeitswinkel nicht erreicht werden, sind komplexe Aufgaben wie Nähen und Knoten, unter Umständen sogar die Gewebemanipulation, nicht durchführbar [40; 43]. Während bei einer offenen Operation jedes Instrument sechs Freiheitsgrade (drei räumliche Translationen in x-, y- und z-Richtung und drei räumliche Rotationen  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) aufweist, sind die Freiheitsgrade in der laparoskopischen Chirurgie begrenzt [6; 44]. Die in der laparoskopischen Chirurgie konventionell eingesetzten starren Instrumente haben vier Freiheitsgrade (Abb. 2-3, Seite 7) [4–7]. Damit sind die Bewegungen auf drei Rotationen um die Zugangsstelle und eine Translation in Einstichrichtung eingeschränkt [2; 4; 6].

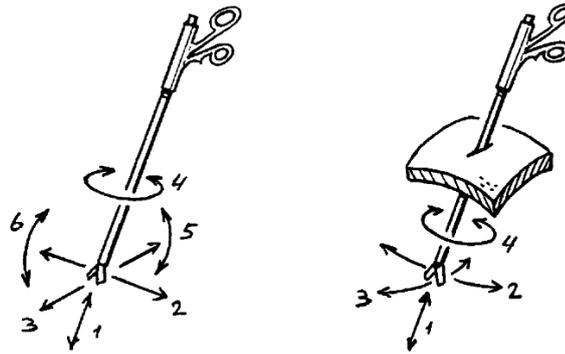


Abb. 2-3: Freiheitsgrade von starren laparoskopischen Instrumenten [6] (Links sind mittels der Pfeile die Freiheitsgrade 1-6 bei einer offenen Operation, rechts die Freiheitsgrade 1-4 bei einer laparoskopischen Operation dargestellt)

Aufgrund der eingeschränkten Freiheitsgrade entsteht bei laparoskopischen Operationen ein kegelförmiger Arbeitsbereich innerhalb und außerhalb des Abdomens (Abb. 2-4) [2; 4; 43].

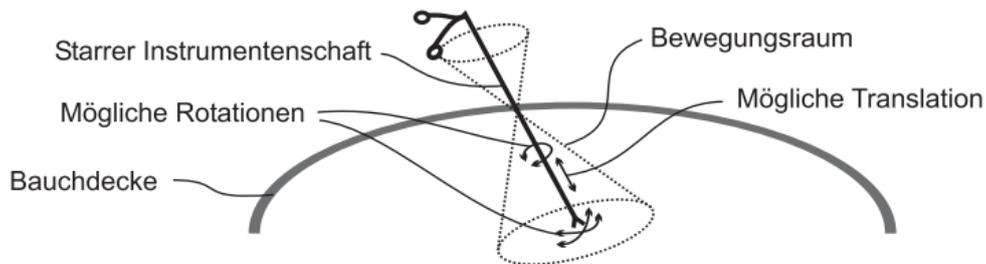


Abb. 2-4: Kegelförmiger Arbeitsbereich eines starren Instruments bei der laparoskopischen Operation [4]

Somit ist die Orientierung der Instrumentenspitze begrenzt [5]. Das Führen der Instrumente auf Kurvenbahnen zum Erreichen der Rückseite eines Organs ist nicht möglich [6], weil konventionellen Instrumenten die dafür erforderliche Flexibilität und Biegsamkeit fehlt [7]. Mit vier Freiheitsgraden sind Aktionen auf dem Organ nur schwierig durchzuführen und Aktionen hinter dem Organ, das heißt eine Änderung der Arbeitsrichtung, nur durch einen weiteren Zugang möglich [4; 8].

Eine weitere Verringerung der Invasivität von laparoskopischen Eingriffen kann durch die Minimierung der Anzahl der Zugänge erfolgen. Bei einer sogenannten LESS-Operation mit nur einem Zugang ist mit konventionellen Instrumenten keine Triangulation möglich [45]. Zur Weiterentwicklung von der laparoskopischen Chirurgie zur LESS-Chirurgie sind deshalb Instrumente mit mehreren Freiheitsgraden essenziell, um eine Kollision zwischen den Instrumenten zu vermeiden. Der nächste Evolutionschritt in der laparoskopischen Chirurgie ist die NOTES-Chirurgie, bei der die Instrumente durch natürliche Körperöffnungen in den Patienten eingeführt werden. Hier werden die benötigten Freiheitsgrade noch vervielfacht [8]. Eine komplette NOTES-Operation ist wegen der parallelen Einführung der Instrumente ohne Triangulation, sowie wegen der ineffizienten Traktion und der indirekten Kraftübertragung, nur schwierig durchzuführen [45]. Deshalb können diese Operationen zurzeit nur hybrid durchgeführt werden. Um NOTES-Operationen durchführen zu können, sind flexible Instrumente zwingend erforderlich [36].

### Schlussfolgerung

Mit konventionellen laparoskopischen Instrumenten ist das (minimal invasive) Operieren schwieriger als bei offenen Eingriffen und manche Operationsschritte beziehungsweise Operationen sind nicht durchführbar. Um dies kompensieren zu können, sind zusätzliche situsnahe Freiheitsgrade (im Operationsgebiet) am distalen Instrumentenende (Instrumentenspitze) notwendig [2]. Eine Entkopplung der Instrumentenspitze und des Handgriffs würde die Flexibilität der Instrumente, die Freiheitsgrade an der Instrumentenspitze und damit das Spektrum der Anwendungen erhöhen und das Operieren erleichtern [10]. Durch diese Weiterentwicklungen an den Instrumenten könnten in Zukunft mehr Eingriffe an Ösophagus, Magen, Pankreas und Colon durchgeführt werden [13]. Diese könnten zudem weniger invasiv durchgeführt werden [13], da die Anzahl und die Größe der Zugänge reduziert werden könnte [12].

### 3 Stand der Wissenschaft und Technik

Laparoskopische Instrumente können mechanisch, elektrisch und hydraulisch angetrieben werden. Bei mechanischen Instrumenten wird die Kraft über Bowdenzüge oder Gestänge vom Handgriff zur Instrumentenspitze geleitet. Bei elektrisch angetriebenen Instrumenten erfolgt die Kraftübertragung nach dem gleichen Verfahren. Dabei wird die Kraft des Operateurs durch einen Elektromotor verstärkt.

Hydraulikaktoren können bei kleiner Größe eine hohe Antriebskraft bereitstellen, was sich vor allem im Mikrobereich deutlich zeigt [14; 15]. Sie haben im Vergleich zu elektromagnetischen, piezoelektrischen, thermischen und elektrostatischen Aktoren die größte Kraftdichte und die größte Leistungsdichte [17]. Die Leistungsdichte, welche die Leistung je Gewichtseinheit (kW/ kg) beschreibt, kann bei Hydraulikaktoren bis zu 10-mal größer als bei E-Motoren sein [16]. Bei hydraulischen Systemen können die Zuleitungen, da die Reibung nahezu unabhängig vom Biegeradius ist, flexibel und „geführt gebogen“ gestaltet werden. Hydraulische Aktoren haben keine unter Spannung stehenden Bauteile, wie zum Beispiel elektrostatische- oder elektromagnetische Motoren, Piezoaktoren oder elektroaktive Polymere [10; 14]. Dies erhöht die Sicherheit für den Patienten und ermöglicht Operationen unter einer radioaktiven Strahlung oder einem Magnetfeld. Durch Messung des Volumens und des Drucks können Rückschlüsse auf die Position und die erzeugte Kraft des Aktors ohne Sensoren am distalen Ende ermittelt werden [10]. Es ist von einer erreichbaren Betätigungsgeschwindigkeit von 1 m/s auszugehen [17].

Deshalb werden in der vorliegenden wissenschaftlichen Arbeit Hydraulikaktoren als Antriebselement für laparoskopische Instrumente betrachtet.

Fluidische Mikroaktoren werden von Le et. al und de Volder in drei Hauptkategorien eingeteilt: Die klassischen „Kolben-Zylinder Aktoren“, die „Elastischen Aktoren“ [32] und die „Drag-Based Aktoren“ [14; 17].

Kolben-Zylinder Aktoren werden im Alltag am häufigsten verwendet und sind vor allem bei Baustellenfahrzeugen wie Kränen und Baggern zu sehen [17; 46]. Der Aufbau und die Funktionsweise werden zum Beispiel von Albrecht [16] beschrieben. Mit diesen Aktoren können hohe Kräfte und hohe Hübe erreicht werden [17; 46]. Die Kraft ist dabei unabhängig vom Hub [17].

Elastische Hydraulikaktoren bestehen gewöhnlich aus flexiblen Strukturen, die innere Kammern umgeben. Diese Strukturen können als Membranen bezeichnet werden. Werden die Kammern mit einem hydraulischen Druck beaufschlagt, verformen sich die Aktoren elastisch [14; 17; 46]. Die durch die flexible Hülle übertragene potenzielle Energie kann in eine mechanische Kraft umgewandelt werden und somit eine Bewegung erzeugen [47]. Die Verformung kann durch die unterschiedliche Druckbeaufschlagung von mehreren Kammern oder durch eine anisotrope Steifigkeit der umgebenden Struktur gezielt in eine Richtung gelenkt werden [14]. Elastische Hydraulikaktoren haben ihren Ursprung in der Hebetchnik. Dort kommen sie als Hebekissen, als Luftfedern und als Dämpfungselemente zum Einsatz [47]. Elastische Aktoren, die eine lineare Bewegung ausführen, können in Membran-, Ballon-, Rollkolben-, Balg- und künstliche Muskelaktoren unterschieden werden [17; 46–48]. Flexible fluidische Biegeaktoren können zum Beispiel rüsselartige Aktoren sein.

Der Vollständigkeit halber sollen hier auch die Drag-Based Aktoren erwähnt werden. Diese nutzen die Widerstandskraft strömender Flüssigkeiten zum Antreiben und Tragen des Aktors. Die Aktoren erzeugen eine sanfte Bewegung und eine niedrige Kraft. Aufgrund ihrer Funktionsweise und Bauform finden diese Aktoren keine Verwendung zum Antrieb von laparoskopischen Instrumenten. [17; 46]

Im folgenden Kapitel 3.1 werden zunächst die hydraulischen Instrumente vorgestellt, welche die technischen Voraussetzungen für den Einsatz in der laparoskopischen Chirurgie erfüllen. Kapitel 3.2 erfasst und beschreibt Instrumente, die mit einem elastischen Hydraulikaktor angetrieben werden und in der Medizin eingesetzt werden können. Anschließend werden in Kapitel 3.3 die Lücken im Stand der Technik aufgezeigt und diskutiert. Damit und mit den Erkenntnissen aus Kapitel 2 werden die Anforderungen an einen Aktor zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments festgelegt. Abschließend werden die größten Herausforderungen an die Entwicklung eines hydraulischen Aktors zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments aufgezeigt.

### 3.1 Medizinische Instrumente mit hydraulischem Antrieb für die laparoskopische Chirurgie

Cuntz beschreibt in seiner Dissertation [12] laparoskopische Handinstrumente. Diese orientieren sich an konventionellen mechanischen Instrumenten (siehe Kapitel 2.1), sind jedoch hydraulisch angetrieben. Abb. 3-1 zeigt den schematischen Aufbau dieser Instrumente. Ein mit dem Handgriff verbundener Geberzylinder baut bei Betätigung einen Druck auf. Dieser wird mittels einer Hydraulikleitung zum Nehmerzylinder übertragen. Der Nehmerzylinder ist mechanisch mit dem Effektor verbunden und betätigt diesen.

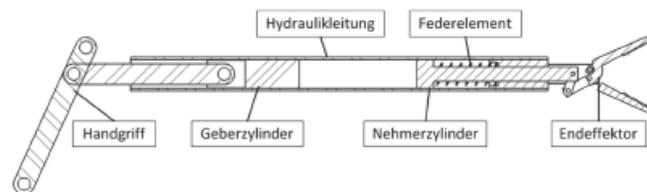


Abb. 3-1: Schematischer Aufbau eines hydraulisch angetriebenen Instruments [12]

Nach diesem Konzept wurden drei verschiedene Arten von Funktionsmustern aufgebaut. Abb. 3-2 zeigt ein starres hydraulisch angetriebenes Greifinstrument. Diese Instrumente sind entweder einfach (Funktionsmuster 1) oder doppelt wirkend (Funktionsmuster 2) aufgebaut. Bei dem einfach wirkenden Instrument erfolgt das Schließen der Greiferbranchen hydraulisch, das Spreizen erfolgt durch eine Federrückstellung. Dagegen erfolgt beim doppelt wirkenden Instrument sowohl das Schließen als auch des Spreizen der Instrumentenbranchen hydraulisch.



Abb. 3-2: Starres hydraulisch angetriebenes laparoskopisches Greifinstrument [12]

Diese einfach und doppelt wirkenden Instrumente wurden mit Wasser befüllt und erfolgreich auf Funktionalität getestet. Nach mehreren Wochen nahm die Funktionalität ab und das Instrument musste neu befüllt und entlüftet werden. Das Instrument kann durch Autoklavieren sterilisiert werden. Allerdings muss auch nach dem Autoklavieren das Instrument erneut befüllt und entlüftet werden, damit die Funktionalität gewährleistet ist.

Als dritte Art der Funktionsmuster wurde ein flexibles, einfach wirkendes Instrument mit Federrückstellung aufgebaut (Abb. 3-3). Dieses ist mit einer Länge von 1000 mm bis 2000 mm für den Einsatz in flexiblen Endoskopen (Abb. 3-4) geeignet. Das Instrument wurde mit Wasser und alternativ mit medizinischem Weißöl erfolgreich auf seine Funktion geprüft. Das mit einer Hohlwelle (Durchmesser 2,2 mm) ummantelte flexible Edelstahlrohr hat bis zu einem Biegeradius von 4 mm keinen Einfluss auf die Kraftübertragung.



Abb. 3-3: Flexibles hydraulisch angetriebenes laparoskopisches Greifinstrument [12]



Abb. 3-4: Hydraulisches Greifinstrument in einem flexiblen Endoskop [12]

Die entstandenen Funktionsmuster sind sterilisierbar, bestehen aus biokompatiblen Materialien und sind mit biokompatiblen Hydraulikmedien befüllt. Sie können deshalb prinzipiell in der minimal invasiven Chirurgie eingesetzt werden [12].

Die Instrumente wurden noch nicht zertifiziert. Versuche zur Evaluierung an Tieren, Präparaten oder in der Klinik wurden noch nicht durchgeführt.

### 3.2 Medizinische Instrumente mit elastischem Hydraulikantrieb

Über die letzten Jahrzehnte wurden zahlreiche elastische hydraulische Aktoren zum Antrieb der Bewegung und zur Kraftübertragung von Instrumenten in chirurgischen Anwendungen eingesetzt [14]. Da bei elastischen Hydraulikaktoren die Kraft nicht durch relativ zueinander bewegliche Teile erzeugt wird, tritt keine Leckage auf. Sie sind im Prinzip hermetisch dicht [17; 46]. Somit ist zum Beispiel der Einsatz im Reinraum möglich [10]. Wegen der fehlenden Relativbewegungen von Bauteilen zueinander kann, im Gegensatz zu Kolben-Zylinder Aktoren oder drahtaktuierten mechanischen Systemen, an dieser Stelle auch keine Reibung auftreten [17; 46]. Demzufolge sind für den Einsatz von elastischen Hydraulikaktoren auch keine Schmierstoffe und Dichtungen notwendig [10]. Durch die geringe Anzahl der notwendigen Bauteile für einen elastischen Hydraulikaktor, im günstigsten Fall wird nur ein Bauteil benötigt (monolithische Herstellung), und die dadurch mögliche Verwendung von Standard-Mikrobearbeitungstechniken sind diese Aktoren relativ einfach herzustellen und zu miniaturisieren [10; 14; 17; 46]. Aufgrund ihrer Nachgiebigkeit können sie durch Biegung und Interaktion mit der Umgebung an schwer zugängliche Stellen (wie in den menschlichen Körper) gelangen und Objekte (wie zum Beispiel Gewebe) greifen, ohne sie zu beschädigen [10; 14]. Der Betätigungshub dieser Aktoren beträgt maximal 30 % der Aktorlänge. Für Anwendungen, bei denen dieser Betätigungshub ausreichend ist, sind elastische Aktuatoren die attraktivste Lösung [17].

So wurde zum Beispiel ein aktiv biegsamer Katheter für Blutgefäße vorgestellt (Abb. 3-5), um eine Embolisation von Gefäßen und Tumoren durchzuführen. Zur Durchführung muss der Katheter schwierige Winkel erreichen, was durch die nachfolgend beschriebene Bauweise möglich ist. Der Katheter besteht aus einem mit Wasser gefüllten Rohr. Die zur Herstellung verwendeten Materialien sind Nitinol und Silikonkautschuk. Der Katheter hat einen Arbeitskanal für den Einsatz von Instrumenten oder zum Zuführen von Flüssigkeiten. Durch das Anlegen eines Unterdrucks biegt sich der Katheter in die gewünschte Richtung. In der entsprechenden Studie von Haga et al. wurde jedoch keine Aussage zur medizinischen Evaluierung getroffen. [49]

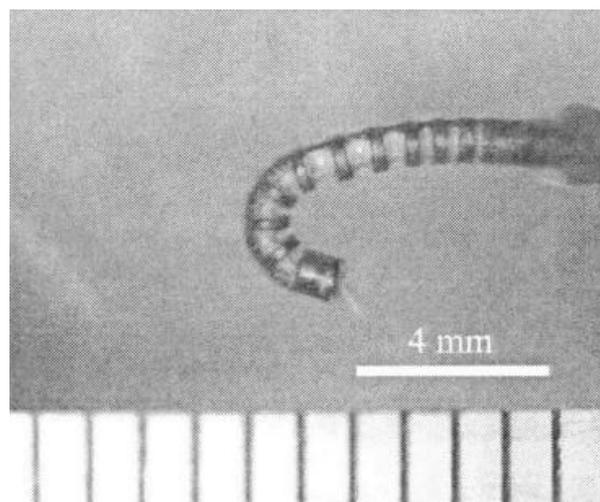


Abb. 3-5: Aktiv biegsamer Katheter für Blutgefäße [49]

Okayasu et al. zeigen in einem Tierversuch, dass hydraulische Manipulatoren in der Chirurgie eingesetzt werden können. Hierbei handelt es sich um einen hydraulischen Manipulator für die Neurochirurgie. [50]

Pourghodrat et al. beschreiben einen hydraulischen Greifer für Roboter in der minimal invasiven Chirurgie (Abb. 3-6) [1]. Dieser Greifer besteht aus Metall und Acryl. Er wird im Ausgangszustand durch eine Feder geschlossen gehalten. Im Inneren des Greifers befindet sich ein Ballon, der zum Öffnen der Branchen mit fluidischem Druck beaufschlagt wird. Die Abmessungen des Greifers betragen in der Breite 5 mm, in der Höhe 16 mm und in der Länge 37 mm. In Laborversuchen wurde eine maximale Greifkraft von 3 N sowie eine Öffnungs- und Schließzeit von weniger als 1 Sekunde ermittelt. Der maximale zum Öffnen der Branchen verwendete Druck liegt bei 600 kPa.



Abb. 3-6: Hydraulischer Greifer für Roboter in der minimal invasiven Chirurgie [1]

Eastwood et al. stellen ein neurochirurgisches Instrument vor welches mit biegbaren McKibben Aktoren ausgerichtet wird (Abb. 3-7) [51]. Damit wurden bisher allerdings keine Experimente durchgeführt.

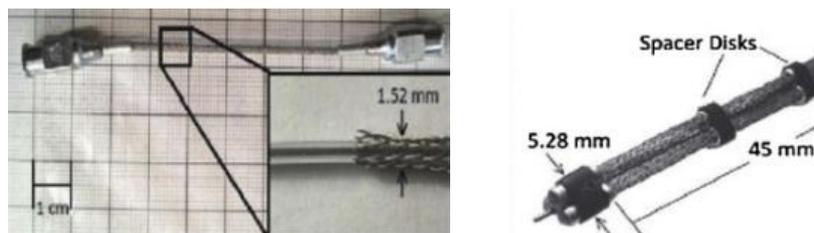


Abb. 3-7: Medizinisches Instrument mit biegbaren McKibben Aktoren [51]

Ein modularer Manipulator für die minimal invasive Chirurgie wird in [52] beschrieben. Die einzelnen Module des Manipulators bestehen aus einem Silikonschlauch, welcher drei Kammern zur selektiven Richtungsänderung und einen zentralen Kanal zur selektiven Steifigkeitsänderung besitzt (Abb. 3-8, Seite 14). Somit kann bei minimal invasiven Eingriffen das Operationsgebiet besser als mit starren Manipulatoren erreicht und die Operation einfacher durchgeführt werden. Der Manipulator hat einen Außendurchmesser von 35 mm und kann bei Druckbeaufschlagung Kräfte bis zu 47,1 N erreichen.

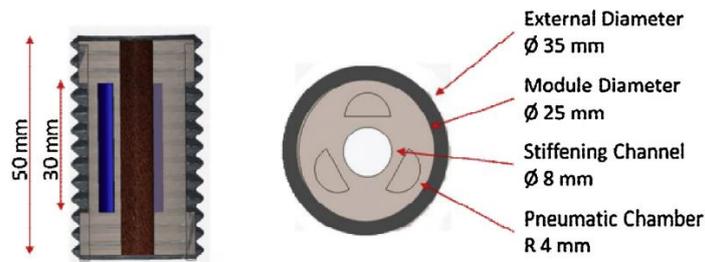


Abb. 3-8: Manipulator für die minimal invasive Chirurgie [52]

Ein linearelastischer Hydraulikaktor (LEA) wurde von Gerboni et al. entwickelt und in Verbindung mit einem herkömmlichen chirurgischen Greifer in einer Fallstudie getestet (Abb. 3 9) [53]. Der Aktor ist wie ein einfach wirkender Zylinder aufgebaut. Dieser vollzieht bei Druckbeaufschlagung eine lineare Längenausdehnung und verformt sich beim Ablassen des Drucks wieder in den Ausgangszustand zurück. Der Unterschied zum Zylinder besteht darin, dass die Seitenwand aus einem elastischen Material mit eingebettetem Gewebe (Silikon mit Polyester) besteht. Der Aktor hat einen Außendurchmesser von 9 mm. Der Außendurchmesser des in der Fallstudie verwendeten Greifers ist nicht angegeben. Mit diesem Aufbau wurden zunächst „pick and place“-Laborversuche durchgeführt. Danach wurde eine Gallenblase vom Schwein gegriffen, 30 Sekunden gehalten und dann losgelassen. Da die Gallenblase sehr verformbar ist, wurde dazu der maximale Arbeitsdruck von 0,21 MPa verwendet. Die maximale Greifkraft lag bei den Versuchen bei 5,6 N.

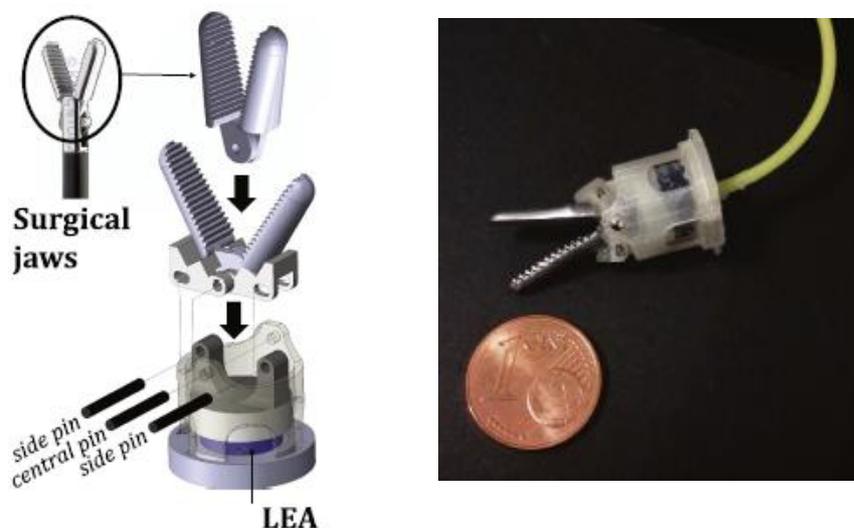


Abb. 3-9: Linearelastischer Hydraulikaktor (LEA) [53]

Ein hydraulischer Greifer mit Force Feedback für die Laparoskopie wird von Lazeroms et al. beschrieben (Abb. 3-10) [54]. Dieser ist speziell für die Darmmanipulation entwickelt worden und besteht aus einer Kombination von drei Rohren aus flexiblem Material. Wird der Greifer mit einem Druck beaufschlagt, so krümmt er sich, ähnlich wie der Finger eines Chirurgen, und umschlingt somit den Darm. Die ausgeübte Kraft kann indirekt durch den angelegten Druck gemessen werden und wird durch eine Regelung begrenzt. Diese Kraft beträgt maximal 1 N und besitzt das Potenzial, durch eine

Weiterentwicklung der Materialien und Geometrien erhöht zu werden. Eine Evaluierung durch Chirurgen ist geplant.

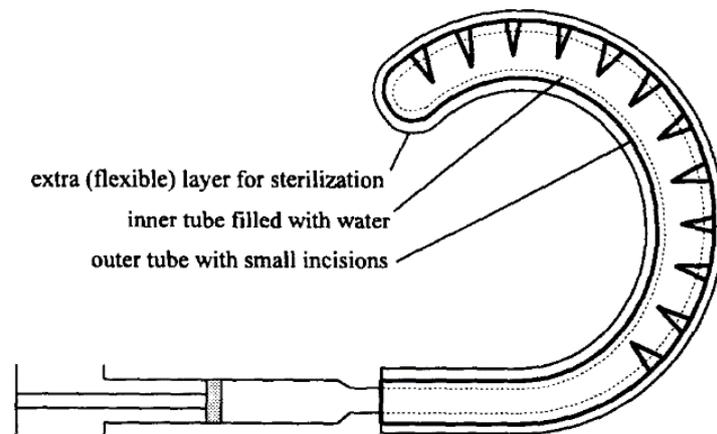


Abb. 3-10: Hydraulischer Greifer mit Force Feedback für die Laparoskopie [54]

### 3.3 Fazit – Herleitung der Anforderungen

Über die letzten Jahrzehnte wurden zahlreiche hydraulische Aktoren zum Antrieb der Bewegung und Kraftübertragung von Instrumenten in chirurgischen Anwendungen eingesetzt [14]. Sogar für die laparoskopische Chirurgie gibt es hydraulische Instrumente. Diese durch Kolben-Zylinder Aktoren betriebenen laparoskopischen Handinstrumente (Kapitel 3.1) befinden sich noch nicht auf dem technischen Stand für den klinischen Einsatz. Die mit elastischen Hydraulikaktoren angetriebenen Instrumente (Kapitel 3.2) dienen entweder nicht dem Greifen von Gewebe oder erfüllen die erforderlichen Anforderungen an laparoskopische Instrumente nicht.

Um ein sicheres Greifen, Manipulieren und Fixieren von Gewebe mit einem laparoskopischen Instrument sicherzustellen [2], sind eine Klemmkraft von 5,6 N [3; 4] und mindestens 4 Freiheitsgrade [4–7] notwendig. Um komplexere Aufgaben in der laparoskopischen Chirurgie zu erfüllen, erhöht sich die Anzahl der benötigten Freiheitsgrade auf 5 bis 6 [8]. Am Beispiel des laparoskopischen Instruments der Firma Richard Wolf GmbH und einer typischen Kinematik [12] zur Übersetzung der Aktorkraft  $F_A$  in eine Greifkraft  $F_G$  an der Instrumentenspitze ( $F_G / F_A = 3,8$ ) werden die Anforderungen an einen Aktor zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments folgendermaßen definiert: Der Aktoraußendurchmesser  $D_A$  soll maximal 5 mm und die Ausgangslänge des Aktors  $L$  maximal 25 mm betragen. Mit diesen Außenabmessungen soll eine Längenänderung  $\Delta L$  von 3 mm möglich sein. Zur Betätigung ist eine Aktorkraft  $F_A$  von 21,28 N erforderlich. Ein hydraulischer Aktor muss dem dafür notwendigen Innendruck von 1,1 MPa standhalten. Er sollte hermetisch dicht oder zumindest mit einem biologisch unbedenklichen Fluid betrieben werden können. Die Materialien des Aktors müssen für den Einsatz in der Medizin biokompatibel und sterilisierbar sein und sollten für eine Miniaturisierung und bessere Dichtigkeit aus möglichst wenigen Komponenten bestehen. Wenn möglich, ist eine monolithische Fertigung anzustreben. Um 5 bis 6 Freiheitsgrade zu ermöglichen, ist eine flexible Zuleitung zum Aktor notwendig. Die Anforderungen sind noch einmal in der folgenden Tabelle (Tabelle 1, Seite 16) zusammengefasst.

Tabelle 1: Anforderungsliste für einen Aktor zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments

Anforderungen	Wert	Notwendigkeit Forderung (F) / Wunsch (W)
maximaler Aktoraußendurchmesser $D_A$	5 mm	F
minimale Längenänderung $\Delta L$	3 mm	F
maximale Ausgangslänge $L$	25 mm	F
erforderliche Aktorkraft	21,28 N	F
erforderliche Druckfestigkeit	1,1 MPa	F
Biokompatibilität des Materials		F
hermetische Dichtheit		W
Anzahl der Freiheitsgrade	5 bis 6	F
monolithische Fertigung		W

Die größte Herausforderung bei konventionellen Hydraulikaktoren ist die Abdichtung mit der Erhöhung des Systemdrucks und des Miniaturisierungsgrades. Für einen miniaturisierten Kolben-Zylinder Aktor sind Mikrodichtungen mit geringer Reibung notwendig. Konventionell verwendete O-Ringe und Lippendichtungen sind nicht geeignet, da kleine Variationen der Form oder der Größe der Komponenten (Dichtung, Dichtungsgehäuse oder Kolben) hohe Reibung oder Leckage bewirken. Eine Alternative sind die von de Volder beschriebenen Spaltdichtungen, welche jedoch eine große Dichtfläche und eine hohe Fertigungsgenauigkeit mit Toleranzen von 1  $\mu\text{m}$  oder weniger erfordern. Spaltdichtungen wurden bisher bei maximalen Systemdrücken von 0,8 MPa eingesetzt. Insgesamt stellen die Fertigungstoleranzen und Montageanforderungen bei der Entwicklung von miniaturisierten Hydraulikaktoren eine große Herausforderung dar. Die miniaturisierten, dreidimensionalen Teile sind mit herkömmlichen Mikroproduktionstechnologien nicht fertigbar. [10; 17; 55]

Die erreichbare Betätigungskraft bei elastischen Hydraulikaktoren ist niedriger als bei konventionellen hydraulischen Aktoren. Der Vergleich verschiedener elastischer Hydraulikaktoren mit einem Durchmesser von kleiner gleich 3,5 mm zeigte, dass die höchste erreichte Kraft von 1,7 N bei einem Druck von 0,6 MPa durch hydraulische Muskeln der Firma Festo Vertrieb GmbH & Co. KG erreicht wurden [17]. Bei monolithisch hergestellten Aktoren wurde bisher sogar nur ein maximaler Druck von 0,1 MPa evaluiert [47]. Die Beziehungen zwischen der Kraft, dem Hub und dem Antriebsdruck sind im Gegensatz zu Kolben-Zylinder Aktoren nicht linear [17]. Eine Herausforderung sind die zur Entwicklung von miniaturisierten elastischen Hydraulikaktoren erforderlichen Fertigungstoleranzen und Montageanforderungen. Dreidimensionale Teile sind dabei mit herkömmlichen Mikroproduktionstechnologien, wie zum Beispiel der 2D-basierten MEMS-Technologie [56], nicht kompatibel [55].

## 4 Lösungsansatz – hydraulische Balgaktoren

Aus den Betrachtungen des letzten Kapitels geht hervor, dass hydraulische Kolben-Zylinder Aktoren aufgrund ihrer hohen Kraft, ihrer hohen Leistungsdichte und der reibungsunabhängigen Biegeradien als Antriebselemente für laparoskopische Instrumente geeignet sind. Allerdings sind Kolben-Zylinder Aktoren nicht hermetisch dicht, was eine Wiederverwendung der Instrumente aufgrund der aufwendigen Befüllung und der Sterilisierung erschwert.

Ein idealer Aktor zum hydraulischen Antrieb eines laparoskopischen Instruments besteht aus einer Kavität, die mit einem Fluid befüllt ist. Um eine Ausdehnung zu ermöglichen, muss die Hülle elastisch sein. Bei einer Druckbeaufschlagung dehnt sich nun diese Hülle in alle Richtungen aus. Zum Antreiben eines laparoskopischen Instruments ist eine Ausdehnung in axialer Richtung erforderlich. Eine gezielt eingebrachte anisotrope Steifigkeit der Hülle führt zu einer Ausdehnung in axialer Richtung.

Die bisher bekannten flexiblen hydraulischen Aktoren weisen jedoch eine zu geringe Druckfestigkeit auf und können somit die erforderlichen Kräfte nicht erreichen. Ein hydraulischer Balgaktor hingegen entspricht dieser Beschreibung und erfüllt die in Tabelle 1 (Kapitel 3.3) genannten Anforderungen zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments. Ein Balgaktor besteht aus einem Anschlussbereich und einem Verformungsbereich (Abb. 4-1). Es handelt sich dabei um ein rohrförmiges Bauteil mit gewölbter Wandstruktur im Verformungsbereich. Diese Wandstruktur führt zu einer geringeren Materialsteifigkeit in axialer Richtung [57]. Wird der Balgaktor mit einem hydraulischen Druck beaufschlagt, verformt sich die gewölbte Struktur in Richtung eines geraden Rohres. Dabei erfolgt eine axiale Ausdehnung des Aktors (Abb. 4-2).

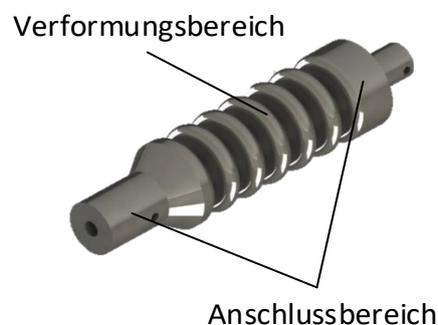


Abb. 4-1: Modellierter Balgaktor mit Verformungs- und Anschlussbereich

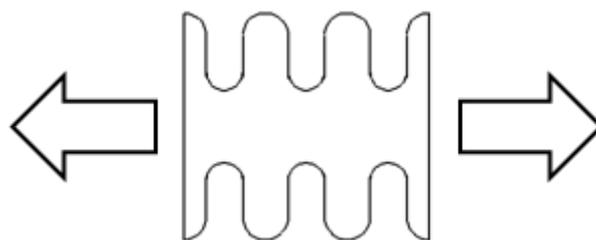


Abb. 4-2: Schematische Darstellung des Verformungsbereichs

Mit dieser axialen Ausdehnung des hydraulischen Balgaktors kann ein minimal invasives Instrument angetrieben werden. Eine monolithisch gefertigte Instrumentenspitze kann so ausgeführt sein, wie in Abb. 4-3 zu sehen ist [58].

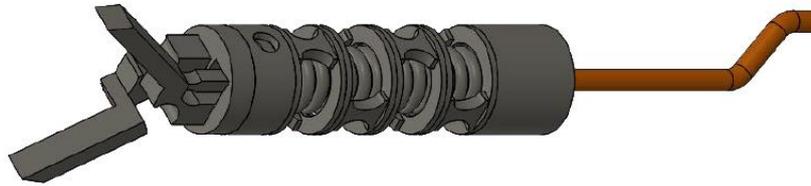


Abb. 4-3: Monolithisch gefertigte Instrumentenspitze mit Balgaktor als Antriebselement

Gemäß den Anforderungen zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments sind folgende Fragen zu stellen:

- Wie muss ein Balgaktor parametrisiert sein, um ein chirurgisches Instrument anzutreiben?
- Welche dieser Parameter können beeinflusst werden?
- Wie sind diese Parameter einzustellen, um die Anforderungen zu erfüllen?

#### 4.1 Modellerstellung

Um das Verhalten des Balgs vorhersagen zu können, die einstellbaren Parameter zu ermitteln, diese Parameter anzupassen und sie für die Anwendung zu optimieren, wird folgendes Modell erstellt.

Für die Funktionen des Balgaktors, eine Verformung und eine Kraft einzuleiten, ist der Verformungsbereich von Bedeutung. Die Anschlussbereiche, welche den Aktor mit der umliegenden Geometrie verbinden, bestehen aus steiferen Strukturen als der Verformungsbereich. Deshalb kann ihr Einfluss auf die Verformung und die Krafteinleitung vernachlässigt werden. Die folgende Skizze zeigt den Verformungsbereich im Längsschnitt (Abb. 4-4). Deutlich zu erkennen ist die markante gewölbte Wandstruktur und die somit entstehenden einzelnen Windungen  $w$ .

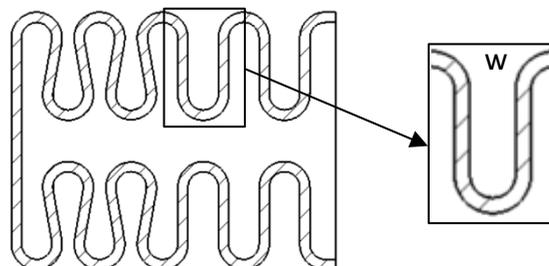


Abb. 4-4: Längsschnitt des Verformungsbereichs des Balgaktors mit einzelnen Windungen  $w$

Unter Ausnutzung der Rotationssymmetrie, einer gleichbleibenden Wiederholung der einzelnen Windungen  $w$  und der vertikalen Spiegelung der einzelnen Windungen kann das Modell auf die kleinste

Gemeinsamkeit reduziert werden. Idealisiert erhält man dadurch einen zweifach gebogenen Balken (Abb. 4-5). An diesen werden die einstellbaren Geometrieparameter aufgeführt.

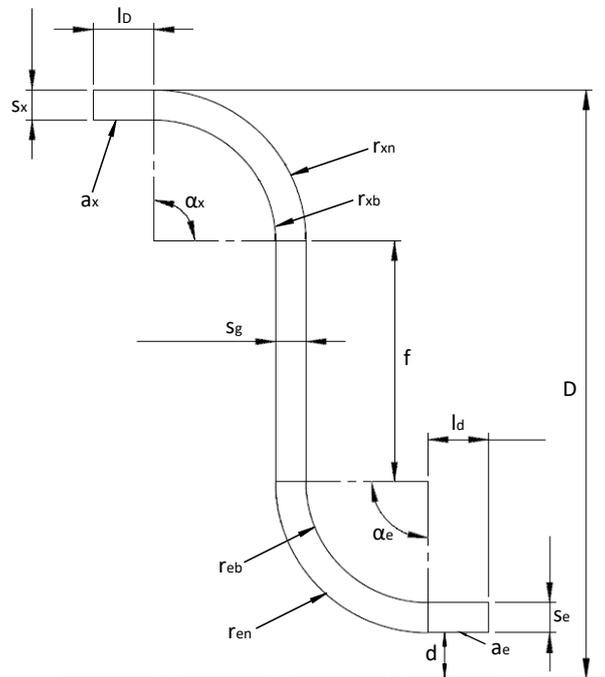


Abb. 4-5: Reduzierung und Idealisierung - zweifach gebogener Balken mit Geometrieparametern

Der Außendurchmesser  $D$  beschreibt die größte Außenabmessung des Balgs, welche im Verformungsbereich liegt. Der Innendurchmesser  $d$  beschreibt die Abmessung der axialen Bohrung durch den Balgaktor.

Die „Gerade Länge Außendurchmesser“  $l_D$  beschreibt das im Schnitt gerade Flachstück im Außenbereich des Balgs. Dieses kann theoretisch Werte von 0 bis  $\infty$  annehmen und ist mit der äußeren Biegung verbunden.

Die äußere Biegung ist durch den „Konvexen Biegeradius“  $r_{xb}$  an der Biegeinnenseite und den „Konvexen Nennradius“  $r_{xn}$  an der Biegeaußenseite definiert. Diese beiden Parameter sind durch die „Wanddicke Konvex“  $s_x$  voneinander abhängig.

Der „Konvexe Radiuswinkel“  $\alpha_x$  beschreibt den Winkel der äußeren Biegung und liegt geometriebedingt zwischen  $180^\circ$  und  $221^\circ$ .

Nahe der Rotationsachse des Balgs befindet sich ebenfalls ein im Schnitt gerades Flachstück, das als „Gerade Länge Innendurchmesser“  $l_d$  bezeichnet wird. Dieses kann theoretisch Werte von 0 bis  $\infty$  annehmen und ist mit der inneren Biegung verbunden.

Die innere Biegung ist durch den „Konkaven Biegeradius“  $r_{eb}$  an der Biegeinnenseite und den „Konkaven Nennradius“  $r_{en}$  an der Biegeaußenseite definiert. Diese beiden Parameter sind durch die „Wanddicke Konkav“  $s_e$  voneinander abhängig.

Der „Konkave Radiuswinkel“  $\alpha_e$  beschreibt den Winkel der äußeren Biegung und liegt geometriebedingt zwischen  $180^\circ$  und  $221^\circ$ .

Die innere und die äußere Biegung sind durch ein gerades Flachstück miteinander verbunden, das als „Faltentiefe“  $f$  bezeichnet ist und theoretisch Werte 0 bis  $\infty$  annehmen kann. Es ist außerdem durch die „Wanddicke Geraden“  $s_G$  definiert.

Die ermittelten Geometrieparameter gehen als Stellgrößen in das Gesamtmodell ein (Abb. 4-6). Um die Anforderungen zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments zu erfüllen, müssen auch entsprechende Randbedingungen gegeben sein. So gehen die Herstellungsparameter in das Modell ein. Diese beinhalten ein prinzipiell geeignetes Fertigungsverfahren zur Erfüllung der Anforderungen und Herstellung der Geometrieparameter. Sie beeinflussen aber auch die sich durch das gewählte Fertigungsverfahren ergebenden Materialeigenschaften, wie zum Beispiel die Materialdichte oder zusätzlich benötigte Geometrieparameter, wie zum Beispiel die Stützen  $a_x a_e$  (Abb. 4-5). Eine weitere Randbedingung sind die Materialparameter. Auch das Material muss so gewählt werden, dass Anforderungen wie eine hohe elastische Verformung, eine gute funktionelle Stabilität, eine Herstellbarkeit durch das Fertigungsverfahren und die Biokompatibilität erfüllt werden. Die Materialparameter und die Herstellungsparameter fließen als Randbedingungen in das Modell ein, um die erforderlichen Zielgrößen, die für einen Aktor zum Antrieb eines chirurgischen Instruments notwendig sind, zu erhalten. Die Randbedingungen werden in entsprechenden Voruntersuchungen ermittelt.

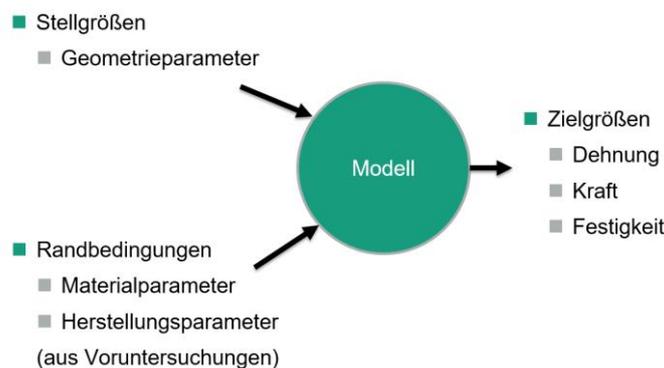


Abb. 4-6: Allgemeines Modell zur Parametrisierung von elastischen Hydraulikaktoren für den Antrieb von minimal invasiven Instrumenten

## 4.2 Design der Balgaktorform vor der Analyse des Materials und des Herstellungsprozesses

### Beschreibung der Geometrieentwicklung

Mit dem Ziel der Realisierung eines umsetzbaren Designs wurde der Verformungsbereich mit Solid Works modelliert. Dabei wurden verschiedene Kombinationen von „Biegeradien“, „Gerade Längen am Außendurchmesser“, „Gerade Längen am Innendurchmesser“, „Faltentiefen“ und „Wanddicken“ empirisch untersucht. Die erste bei der Ausformung entstandene Variante ist in Abb. 4-7 (Seite 21) zu sehen.

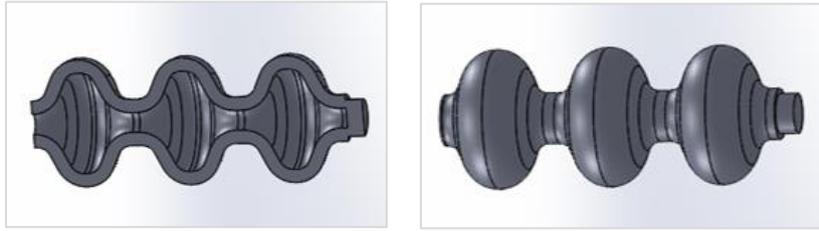


Abb. 4-7: Erste empirisch ermittelte Balgstruktur

Weitere Experimente mit einem „Konvexen Radiuswinkel“ und einem „Konkaven Radiuswinkel“ von mehr als  $180^\circ$  ergaben erste Designs mit Hinterschnitten (Abb. 4-8).

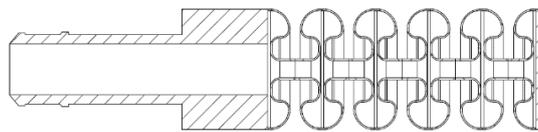


Abb. 4-8: Erste Designs mit Hinterschnitten

Um das volle Verformungspotenzial zu nutzen, wurden durch Überlegungen „Konvexe Radiuswinkel“ und „Konkave Radiuswinkel“ von mindestens  $180^\circ$  ermittelt. Durch eine Annäherungsuntersuchung wurde, in immer kleiner werdenden Schritten bis zu  $1^\circ$ , der maximal mögliche Radiuswinkel gefunden. Beim Überschreiten eines Radiuswinkels von  $221^\circ$  kommt es zur Überlagerung der benachbarten Windungen. Aus diesen geometrischen Gründen sind ein maximaler „Konvexer Radiuswinkel“ und ein maximaler „Konkaver Radiuswinkel“ von  $221^\circ$  möglich. In diesem Entwicklungsstadium wurden die Anschlussbereiche so konzipiert, dass eine einfache Funktionsprüfung durchgeführt werden kann. Zum Beispiel wurde darauf geachtet, dass zur späteren Druckbeaufschlagung leicht eine standardisierte Hydraulikleitung angeschlossen werden kann. Des Weiteren wurden die Wanddicken im Anschlussbereich möglichst überdimensioniert, um Verformungen und Zerstörungen in diesem Bereich vorzubeugen.

#### Vorgehensweise bei der Simulation mit Ansys

Um ein Verlorengang von Informationen oder das Auftreten von Fehlern beim Importieren oder Exportieren beziehungsweise beim Umwandeln der Dateiformate zu vermeiden, wird die komplette Aktorgeometrie mit dem Ansys Modeler erzeugt (Abb. 4-9, Seite 22). Weitere Vorteile der direkten Erzeugung im Ansys Modeler sind die mögliche Veränderung der Geometrie zum Vereinfachen des Modells, eine einfachere Parametervariation für die Optimierung der Parameter und eine detailliertere Steuerung der Vernetzung.

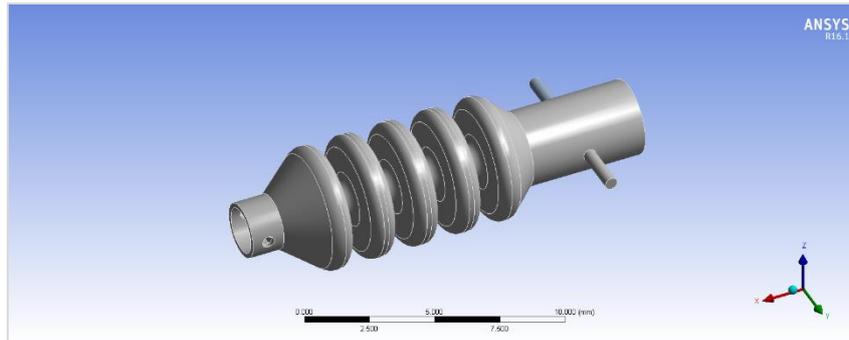


Abb. 4-9: Mit Ansys Modeler erzeugte Aktorgeometrie (U-Struktur) [59]

### Vorgehensweise der Simulationen in Ansys Workbench

Die prinzipielle Vorgehensweise der Simulationen in Ansys Workbench beginnt zunächst mit dem Erstellen der Geometrie im DesignModeler. Dazu wird der Verformungsbereich separat vom Anschlussbereich skizziert. Danach werden die Skizzen bis maximal 360° rotiert, um daraus einen Volumenkörper zu erstellen. Im Anschluss folgt in Ansys Mechanical die Netzerstellung. Dabei wird das Netz im Anschlussbereich grob und im Verformungsbereich fein modelliert. Der Grund dafür ist, dass im Anschlussbereich mit einer Verformung gegen null ausgegangen wird und im Verformungsbereich möglichst genaue Ergebnisse erzielt werden sollen. Es ist auf einen fließenden Übergang des Netzes (ohne Sprünge) zu achten. Daraufhin werden die Anzahl der Lastschritte und eine fixierte Lagerung an der Stirnfläche des Verformungsbereichs definiert. Auf die Innenflächen der Geometrie wird ein nach Lastschritten linear ansteigender Druck aufgebracht. Bei den verwendeten 90° Teilgeometrien des Balgaktors ist eine Unterdrückung der Verschiebungen in y- und z-Richtung notwendig. In Ansys werden die benötigten Lösungen für die Gesamtverformung, die Vergleichsspannung und die Verschiebungskomponente in x-Richtung berechnet. Zum Abschluss erfolgt eine Interpretation der Ergebnisse.

### Vergleich von konvexen und konkaven Geometrien mit Ansys

Aufgrund des ersten technischen Eindrucks entsteht die Annahme, dass sich bei einem Innendruck die konkave Kontur besser auf die axiale Längenänderung des Aktors auswirkt. Zur Bestätigung dieser Hypothese werden zwei Geometrien modelliert: eine, die im Verformungsbereich nur eine äußere Biegung, und eine, die im Verformungsbereich nur eine innere Biegung als Kontur aufweist. Die Anschlussbereiche werden so einfach wie möglich gehalten. Nun werden diese Geometrien in Ansys mit einem Innendruck bis an die Grenze des elastischen Verformungsbereichs beaufschlagt. Dabei wird die getroffene Annahme bestätigt. Die axiale Längenänderung beträgt bei der konkaven Geometrie 1,31 % und bei der konvexen Geometrie 0,03 % der Aktorlänge. Somit ist die axiale Längenänderung bei konkaven Geometrien und gleichem Druck um 1,28 % höher. Die Vergleichsspannung ist bei der konkaven Geometrie um ein Sechsfaches größer als bei der konvexen Geometrie. Die Ergebnisse sind qualitativ in Tabelle 2 (Seite 23) dargestellt.

Tabelle 2: Qualitativer Vergleich der Verformungen und Spannungen für konvexe und konkave Geometrien

	konvexe Geometrie (außen)	konkave Geometrie (innen)
axiale Längenänderung [%]	0,03	1,31
Verhältnis Vergleichsspannung	1	6

### Vergleich von verschiedenen konvexen und konkaven Biegeradien

Infolge des Vergleichs der konkaven und der konvexen Geometrien kann die Annahme erfolgen, dass sich bei Betrachtung des gesamten Aktors, eine Vergrößerung der konkaven Radien positiv auf die axiale Längenänderung auswirkt. Dazu werden drei verschiedene Varianten modelliert. Der Verformungsbereich besteht dabei jeweils aus zwei Windungen, wobei bei Variante 1 die konvexen Radien vergrößert, bei Variante 2 die konkaven Radien vergrößert und bei Variante 3 die konvexen und konkaven Radien gleich groß ausgeführt werden. Die Anschlussbereiche werden, wie in der vorherigen Untersuchung, wieder einfach gehalten. Diese drei Varianten der Balgaktoren werden in Ansys simuliert. Bei gleichen Radien sind die Verformungen mit 2,2 % der gesamten Aktorlänge am größten. Bei einem größeren konvexen Biegeradius verringert sich die Verformung der gesamten Aktorlänge auf 1,4 %. Die Vergleichsspannung liegt bei gleichen und konvexen Radien in einem ähnlichen Bereich. Bei einem größeren konkaven Biegeradius wird der Aktor nahezu nicht mehr verformt und die Vergleichsspannung erhöht sich um den Faktor 1,3. Deshalb werden die konvexen und konkaven Biegeradien gleich groß gewählt und können in der vorliegenden wissenschaftlichen Ausarbeitung zum Biegeradius  $r$  zusammengefasst an der Biegeaußenseite angetragen werden. Die qualitativen Ergebnisse der Simulation sind in Tabelle 3 dargestellt.

Tabelle 3: Qualitativer Vergleich der Verformungen und Spannungen von verschiedenen Biegeradien

	konvexe Radien groß (außen)	konkave Radien groß (innen)	konvexe und konkave Radien gleich groß
axiale Längenänderung [%]	1,4	0,00	2,2
Verhältnis Vergleichsspannung	1	1,3	1

### Variation der Wanddicken

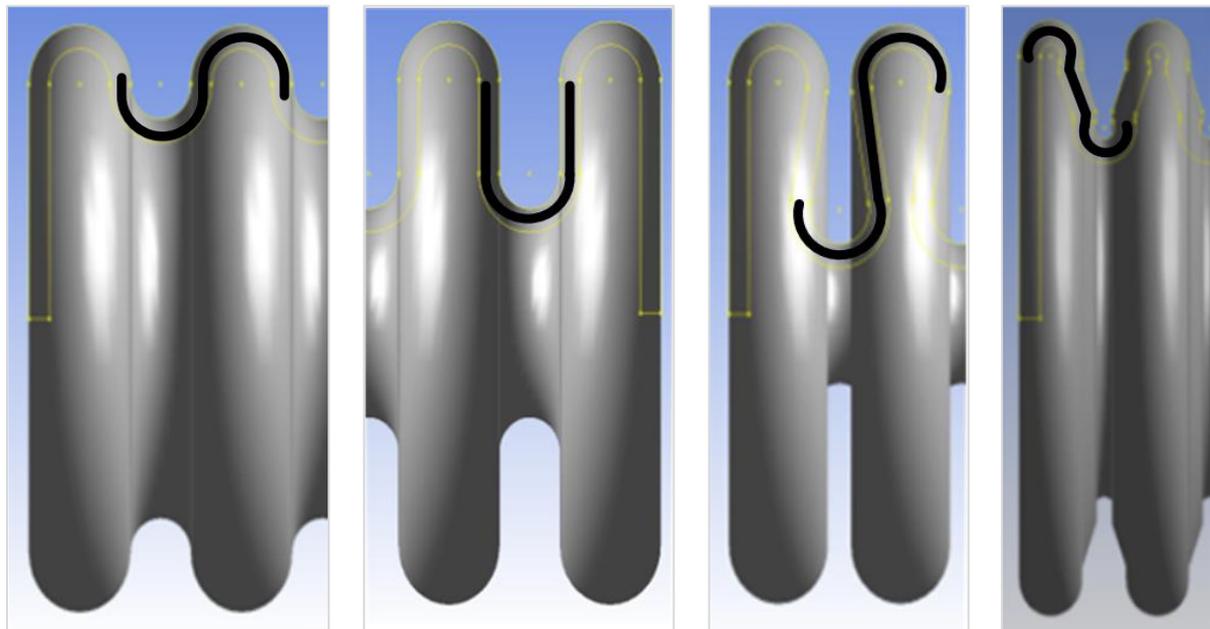
Zur Untersuchung des Einflusses der Wanddicke in verschiedenen Bereichen der Windung auf die axiale Längenänderung werden die „Wanddicke Konvex“  $s_x$  und die „Wanddicke Konkav“  $s_e$  unabhängig voneinander erhöht und es wird jeweils eine Druckbeaufschlagung simuliert. Dies führt jeweils zu einer Verringerung der Verformung bei ungefähr gleichbleibenden Vergleichsspannungen. Deshalb werden die „Wanddicke Konvex“  $s_x$ , die „Wanddicke Konkav“  $s_e$  und die „Wanddicke Geraden“  $s_G$  in dieser Arbeit zu einer über den gesamten Verformungsbereich konstanten Wanddicke  $s$  zusammengefasst. Bei einer über den gesamten Verformungsbereich konstanten Wanddicke müssen die Biegeradien nicht an der Biegeinnen- und der Biegeaußenseite parametrisiert sein. Es wird also in dieser Arbeit nur zwischen konvexem und konkavem Biegeradius unterschieden. Eine Erhöhung der gesamten Wanddicke  $s$  führt zu einer Verringerung der Verformung und der Vergleichsspannungen.

### Variation der „Geraden Länge“

Die in Ansys durchgeführten Simulationen zeigen, dass der Einfluss der „Geraden Länge Außendurchmesser“  $l_D$  oder „Geraden Länge Innendurchmesser“  $l_d$  auf die Verformung und Kraftentwicklung gegen null geht. Deshalb werden die geraden Längen in dieser Arbeit auf null gesetzt.

### Vergleich von vier möglichen Balgstrukturen

Um einen Aktuator mit einer maximalen Verformung in axialer Richtung und möglichst geringen Spannungen zu erhalten, wurden die folgenden vier Balgformen entworfen und untersucht. In der typischen Anwendung als Schutzhülle, bei der Verformungen erforderlich sind, treten Faltenbälge in S-Struktur (Abb. 4-10a), U-Struktur (Abb. 4-10b) und J-Struktur (Abb. 4-10c) auf. Inspiriert von Festkörpergelenken in Instrumentenspitzen bei minimal invasiven Instrumenten, bei denen Verformungen aufgrund elastischer Biegung auftreten, wird eine Festkörpergelenkstruktur (F-Struktur) (Abb. 4-10d) gewählt. [59]



a) S-Struktur

b) U-Struktur

c) J-Struktur

d) F-Struktur

*Abb. 4-10: Verschiedene Balgstrukturen, welche in dieser Arbeit untersucht wurden*

Die konvexen und konkaven Radien werden bei allen Strukturen gleich  $r = r_x = r_e$  gewählt. Auch der Radiuswinkel  $\alpha$  wird für die konvexen und konkaven Radien konstant gehalten. Für eine Vergleichbarkeit wurde für alle Strukturen die gleiche Ausgangslänge  $L = 4,5$  mm gewählt. Dazu wurde die Anzahl der Windungen  $w$  angepasst. Des Weiteren wurde eine konstante Wanddicke  $s = 0,1$  mm gewählt. Die Werte sind in Tabelle 4 (Seite 25) dargestellt.

Tabelle 4: Parameter der verschiedenen Balgstrukturen mit einer Gesamtlänge von 4,5 mm [59]

Verwendete Balgstruktur	S-Struktur	U-Struktur	J-Struktur	F-Struktur
Radius $r$ [mm]	0,25	0,25	0,25	0,25
Wanddicke $s$ [mm]	0,1	0,1	0,1	0,1
Anzahl der Windungen $w$	4	4	7	7

In dem folgenden Überblick sind die Unterschiede zwischen den einzelnen Strukturen erklärt:

- S-Struktur (Vergleiche Abb. 4-5 und Abb. 4-10a))

Diese Struktur wird erzeugt, wenn der „Konvexe Radius“ direkt auf den „Konkaven Radius“ folgt. Der Radiuswinkel beträgt dabei  $180^\circ$ .

- U-Struktur (Vergleiche Abb. 4-5 und Abb. 4-10b))

Diese Struktur wird erzeugt, wenn der „Konvexe Radius“ und der „Konkave Radius“ durch das Zwischenstück Faltentiefe verbunden sind. Jeder Radius hat einen Radiuswinkel von  $180^\circ$ .

- J-Struktur (Vergleiche Abb. 4-5 und Abb. 4-10c))

Diese Struktur hat auch eine Faltentiefe zwischen dem Konvexen und dem Konkaven Radius. Der Radiuswinkel liegt zwischen  $180^\circ$  und  $221^\circ$ . Somit wird ein Hinterschnitt in der Geometrie erzeugt.

- F-Struktur (Vergleiche Abb. 4-5 und Abb. 4-10d))

Bei der Festkörpergelenkstruktur befindet sich eine Faltentiefe zwischen dem „Konvexen Radius“ und dem „Konkaven Radius“. Der Radiuswinkel beträgt  $180^\circ$ . Der „Konvexe Radius“ und der „Konkave Radius“ sind nicht direkt mit der Faltentiefe verbunden, sondern mittels Festkörpergelenken, zum Beispiel Verbindungsstellen mit geringerer Wanddicke, welche eine höhere lokale Flexibilität erlauben.

Alle genannten Strukturen wurden mit FEM-Simulationen analysiert. Für die Simulationen wurde ein Festlager als Randbedingung an der offenen Stirnseite angelegt. Auf die inneren Flächen der Balgstruktur wurde ein Druck aufgebracht. Die qualitativen Ergebnisse der statischen Strukturanalyse sind in Tabelle 5 zu sehen. Dabei zeigte die J-Struktur die größten Verformungen, während die S-Struktur die Geometrie mit der geringsten Vergleichsspannung darstellt.

Tabelle 5: Qualitativer Vergleich von verschiedenen Balgstrukturen mit einer Gesamtlänge von 4,5 mm

Untersuchte Struktur	S-Struktur	J-Struktur	U-Struktur	F-Struktur
Verhältnis Vergleichsspannung	1,00	1,13	1,03	1,05
axiale Längenänderung [%]	2,2	14,9	6,0	4,4
Bewertung der Herstellung [1 = gut, 3 = schlecht]	1	2	1	3

## 4.3 Materialauswahl

### 4.3.1 Bisher verwendete Materialien bei Bälgen und Balgaktoren

#### Einsatz von Bälgen

Passive Bälge werden traditionell als Schutzhüllen für bewegliche Maschinenteile, als Feder-, Dämpfungs- und als Ausgleichselemente verwendet. Als Hülle von bewegten Achsen schützen Bälge vor Verschmutzung und verbessern damit die Verfügbarkeit und die Lebensdauer von Werkzeugmaschinen. Beim Einsatz als Luftfeder und zur Isolation von Schwingungen bei Radaufhängungen dienen Bälge als Feder- und als Dämpfungselement. Bälge finden außerdem als flexibles Ausgleichselement in Rohrleitungen Verwendung. Dort kompensieren sie mechanische Deformationen wie Wärmeausdehnungen. [29; 30; 60–67]

#### Material

Aufgrund der hohen Elastizität werden in vielen Studien Polymere für die Herstellung von Bälgen verwendet [29; 30]. So kommen zum Beispiel laminierte Folien [47], vulkanisierte Elastomere [47; 68] und Gummimembranen zum Einsatz [66]. Um die radiale Ausdehnung zu verhindern, werden Fasern in das Material eingebracht oder ummanteln es [10; 69]. So finden zum Beispiel die Kombinationen Gummi mit Aramidfasern [47], Silikongummi mit Nylonfasern [10] und Naturkautschuk mit einem Geflecht aus Baumwolle [69] Verwendung.

Um eine höhere Festigkeit zu erreichen, kommen auch Bälge aus Metall zum Einsatz [29; 30; 70]. Diese werden zum Beispiel aus austenitischem Stahl oder Edelstahl hergestellt [63; 71]. Auch Nickel, Nickelbasislegierungen, Bronze und das Halbmetall Silizium finden Verwendung [56; 71]. Die verwendeten Metalle und vor allem das Halbmetall Silizium, welches üblicherweise in der MEMS-Technologie verwendet wird, haben im Vergleich zu Polymeren eine geringe Elastizität [56].

#### Herstellung von Bälgen

Je nach Material werden verschiedene Fertigungsverfahren zur Herstellung von Bälgen angewendet. Es werden klassische Formverfahren für gummiartige Werkstoffe verwendet [10; 47]. Mit diesen Werkstoffen sind auch Kombinationen aus Formpressverfahren und Hochfrequenzschweißen möglich [47]. Polymere können durch Mikrostereolithographie die Balgeometrie erhalten [46; 50; 56; 72]. Auch andere generative Verfahren zur gezielten Polymerisation oder Verschmelzung von Polymeren, wie zum Beispiel das schichtweise Aushärten in einem Flüssigkeitsbad oder das schichtweise Auftragen und Verfestigen von Pulverschichten, sind möglich [72]. Bei der Herstellung von Metallbälgen sind Kombinationen aus Tiefziehen, Walzen und Biegen möglich [73]. Bälge können durch MEMS-Technologie aus Silizium-Wafern hergestellt werden [17]. Wird Nickel als Material gewählt, ist eine Fertigung durch galvanische Abscheidung möglich [74].

#### Balgaktor

Für Balgaktoren werden in vielen Studien Polymere verwendet, da hier meist die Flexibilität im Vordergrund steht [47; 56]. So ist zum Beispiel in [47] ein käuflich erhältlicher Aktor aus Gummi mit einem

Außendurchmesser von 11 mm und einer maximalen Druckbelastbarkeit von 1 MPa beschrieben. Ein Balgaktor aus Naturkautschuk, der mit einem Geflechtschlauch aus Baumwolle ummantelt ist, weist einen Durchmesser von 12 mm auf und arbeitet bei einem Druck von 0,6 MPa [69]. Die Veröffentlichung von Kwang et al. zeigt einen Mikroaktor mit einem Außendurchmesser von 2 mm, der bis zu einem Druck von 0,33 MPa eine elastische Verformung von 0,175 mm ermöglicht [56]. Ein generativ hergestellter Balgaktor mit einem Außendurchmesser von 20 mm, einem Arbeitsdruck von 0,022 MPa und einer Wanddicke von 1 mm bis 1,5 mm wird in [75] beschrieben. In [17] wird ein Balgaktor für eine Mikropresse mit einem Außendurchmesser von 5 mm verwendet, der bei einem Druck von 0,2 MPa eine Kraft von 1,85 N erreicht. Von Yang et al. wurde eine Balgaktorkonstruktion vorgeschlagen, welche einen Außendurchmesser von 0,4 mm und bei einem Druck von 0,9 MPa einen Hub von 0,027 mm aufweist [46]. Zum Antrieb für einen Greifer wird ein Balgaktor mit einem Außendurchmesser von 2 mm verwendet, der bei einem Druck von 0,6 MPa eine Verschiebung von 0,3 mm erreicht [56]. Des Weiteren wird ein zweidimensionaler Balgaktor aus Silizium, welcher zwischen zwei Glasplatten platziert ist, beschrieben [17]. Dieser ist nicht hermetisch dicht, erreicht bei einem Druck von 0,012 MPa bis 0,04 MPa eine Kraft von 0,01 N sowie einen Hub von 0,6 mm und wurde bis zu einer Frequenz von 150 Hz getestet [17; 46]. Ein anderer Balgaktor aus Silizium erreicht eine Verschiebung bis 0,07 mm mit einer Kraft von 0,0003 N bei einem Arbeitsdruck von 0,035 MPa [76]. Ein Balgaktor, welcher aus einer Nickellegierung hergestellt wird und in einem Ventil zum Einsatz kommt, ist bis zu einem Druck von 0,069 MPa hermetisch dicht und erreicht dabei eine Kraft von 400 N bei 6 mm Hub. Dabei wird keine Aussage über die Größe des Aktors getroffen [77]. Zusammenfassend werden die gefundenen Balgaktoren mit den für die Anforderungen wichtigen Daten in folgender Tabelle (Tabelle 6) dargestellt.

Tabelle 6: Kennwerte von zurzeit erhältlichen Balgaktoren

Material	Außendurchmesser [mm]	Druck [MPa]	Kraft [N]	Hub [mm]	Wanddicke [mm]	Quelle
Gummi	11	1	k. A.	k. A.	k. A.	[47]
Naturkautschuk und Geflecht aus Baumwolle	12	0,6	k. A.	k. A.	k. A.	[69]
Polymer	2	0,33	k. A.	0,175	k. A.	[56]
Polymer*	20	0,022	k. A.	k. A.	1 bis 1,5	[75]
k. A.	5	0,2	1,85	k. A.	k. A.	[17]
k. A.	0,4	0,9	k. A.	0,027	k. A.	[46]
k. A.	2	0,6	k. A.	0,3	k. A.	[56]
Silizium	k. A.	0,012	0,01	0,6	k. A.	[17]
Silizium	k. A.	0,04	0,01	0,6	k. A.	[46]
Silizium	k. A.	0,035	0,0003	0,07	k. A.	[76]
Nickel	*85	0,069	400	6	k. A.	[77]

\*eigene Einschätzung

#### Lücke bei der Herstellung und Anwendung als Aktor

Laut den in Kapitel 3.3 genannten Anforderungen zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments muss eine Druckfestigkeit von 1,1 MPa bei einem Außendurchmesser von 5 mm gegeben sein. Vergleicht man dies mit Tabelle 6, erfüllt keiner der gefundenen Balgaktoren diese Anforderungen.

Betrachtet man zunächst die Aktoren mit den größeren Außendurchmessern, so bestehen diese aus einem Polymer oder aus Nickel. Bei Gummi oder ähnlichen Materialien kann nur ein geringer Druck verwendet werden [78]. Reines Nickel wird in der Medizintechnik nicht eingesetzt. Bei Silizium liegen die Parameter im Mikrobereich, welcher zu klein für die gesetzten Anforderungen ist. Des Weiteren handelt es sich bei den durch MEMS-Technologie hergestellten Aktoren um 2D-Bauteile, die nicht hermetisch dicht sind [17; 46]. In der Fachliteratur wurden keine Quellen gefunden, in der andere Metalle außer Nickel für Balgaktoren Verwendung fanden. Bei konventionellen metallischen Materialien treten 0,2 % elastische Verformungen auf [22]. Die reversible Verformung von Stahl liegt zum Vergleich bei 0,5 % [23].

### 4.3.2 Polymere

#### Herstellung von Polymeren

Als Ausgangsstoff für die Polymerchemie dient Erdöl. Durch Destillieren, Cracken, Reformieren und Raffinieren entstehen Chemikalien (zum Beispiel Ethylen und Propylen), welche die Grundstoffe für Polymere sind. Synthetische Polymere werden aus kleineren Molekülen, den sogenannten Monomeren, fadenförmig gebildet. Werden mindestens 1000 Atome über chemische Bindungen miteinander verknüpft, spricht man von Polymeren. Als Alternative werden zunehmend Polymere aus nachwachsenden Rohstoffen (zum Beispiel auf Glukosebasis) hergestellt. Die chemischen Reaktionen (Polyreaktionen oder Polymerisationsreaktionen), welche Monomere zu Polymeren reagieren lassen, werden in Polymerisation, Polykondensation und Polyaddition unterschieden. Die Polykondensation und die Polyaddition basieren auf den gleichen kinetischen Gesetzen. Polymere haben im Allgemeinen ein E-Modul, das bis zu zwei Zehnerpotenzen kleiner als bei Metallen ist. Hieraus ergibt sich eine geringe Steifigkeit, und somit ist eine hohe (elastische) Dehnung möglich. Das elastische Verhalten kann mit der Streckung der Polymerkette unter Belastung und dem spontanen Zurückschnappen bei Entlastung erklärt werden. Die Zugfestigkeit ist bei Kunststoffen um etwa eine Zehnerpotenz niedriger als bei Metallen. Deshalb haben Polymere im Allgemeinen eine geringe Festigkeit. Polymere sind außerdem preisgünstig und einfach zu verarbeiten. [79; 80]

#### Polymerisation

Bei der Polymerisation handelt es sich um eine Kettenwachstumsreaktion. Ein Initiator bildet dabei Moleküle mit einem freien Elektron. Dazu spaltet er die C=C-Doppelbindung der Monomere auf und geht eine Bindung mit einem der frei werdenden Elektronen, und somit mit dem Monomer, ein. Durch Bindung an den Initiator wird das Monomer selbst zum Initiator und geht mit dem benachbarten Monomer eine Bindung ein. Dieses Wachstum der Ketten wiederholt sich so lange, bis zwei solcher Molekülketten eine chemische Bindung eingehen. [80]

#### Polykondensation

Bei der Polykondensation (Stufenwachstumsreaktion) reagieren zwei bifunktionelle Moleküle zu einem Polymer und einem Spaltprodukt. Im Unterschied zu der Polymerisation führt die Reaktion von einzelnen bifunktionellen Monomeren an bestehende Ketten nicht zum Abbruch der Reaktion. Hier weisen auch die Kettenenden funktionelle Gruppen auf und können somit weiter reagieren. Die Reaktion wird bei Nichtabfuhr der Nebenprodukte unterbrochen. [80]

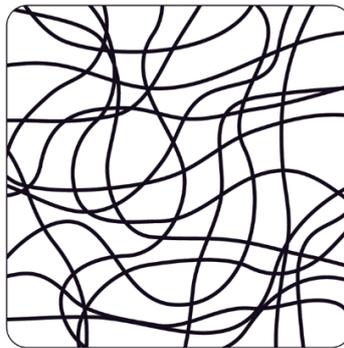
## Polyaddition

Bei der Polyaddition reagieren, wie bei der Polykondensation, zwei bifunktionelle Moleküle miteinander. Im Unterschied dazu entsteht hierbei jedoch kein Spaltprodukt, da für die Kopplung der Monomere ein Platzwechsel der Atome verantwortlich ist. [80]

## Unterteilung der Polymere

Polymere werden anhand ihrer inneren Struktur in Thermoplaste, Elastomere und Duromere unterteilt [80].

Thermoplaste bestehen aus fadenförmigen Strukturen (siehe Abb. 4-11) und haben ein ausgeprägtes viskoses Verhalten. Bei mechanischer Belastung ist der Anteil elastischer Dehnung gegenüber plastischer Dehnung eher gering. Thermoplaste sind aufschmelzbar, können in verschiedene Formen gebracht werden und erstarren bei der Abkühlung. Mit einem geeigneten Lösungsmittel sind Thermoplaste grundsätzlich lösbar. [80]



*Abb. 4-11: Schematische Darstellung der fadenförmigen Molekülstruktur von Thermoplasten [80]*

Bei Elastomeren sind die fadenförmigen Strukturen untereinander chemisch verbunden (siehe Abb. 4-12, Seite 30). Es wird von vernetzten Polymeren mit einem weitmaschigen Netzwerk gesprochen. Diese Vernetzung entsteht bei der Vulkanisierung des unvernetzten Vorproduktes Kautschuk. Elastomere besitzen eine hohe Dehnbarkeit, sind jedoch aufgrund ihrer Vernetzung nicht schmelzbar. Eine Ausnahme bildet dabei die Sonderform der thermoplastischen Elastomere, welche jedoch nicht so stark dehnbar ist und eine geringere Rückstellfähigkeit im Vergleich zu konventionellen Elastomeren aufweist. Die großen Dehnungen von Elastomeren haben einen hohen elastischen Anteil. Aufgrund der Vernetzung kann das viskose Verhalten vernachlässigt werden. Darüber hinaus quellen Elastomere in Verbindung mit bestimmten Medien. [80]

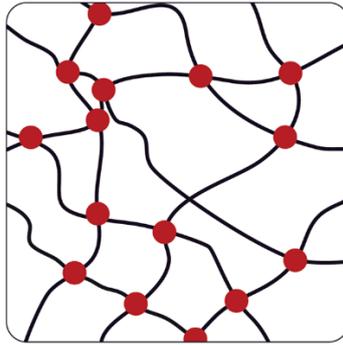


Abb. 4-12: Schematische Darstellung der netzwerkartigen Molekülstruktur von Elastomeren [80]

Auch bei Duromeren ist die fadenförmige Struktur durch chemische Bindungen untereinander vernetzt (siehe Abb. 4-13). Im Vergleich zu den Elastomeren wird hier von einem engmaschigen Netzwerk gesprochen. Duromere sind nicht aufschmelzbar, kaum dehnbar und quellen nicht. Die geringe Dehnbarkeit hat einen hohen elastischen Anteil. Aufgrund der Vernetzung ist das viskose Verhalten zu vernachlässigen. [80]

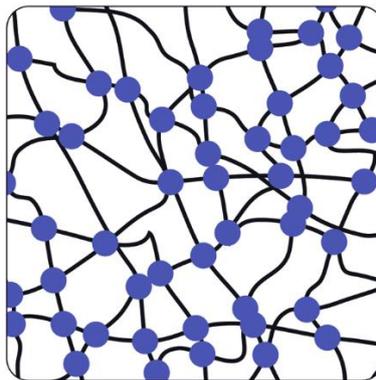


Abb. 4-13: Schematische Darstellung der netzwerkartigen Molekülstruktur von Duromeren [80]

Des Weiteren werden Kunststoffe nach ihren Eigenschaften in Standardkunststoffe beziehungsweise Massenkunststoffe, technische Kunststoffe und Hochleistungskunststoffe unterteilt. Die Standardkunststoffe beziehungsweise Massenkunststoffe sind meist Thermoplaste mit minderen mechanischen Eigenschaften und werden beispielsweise für Verpackungen und Gehäuse eingesetzt. Technische Kunststoffe besitzen höherwertige mechanische Eigenschaften und sind zum Beispiel für komplexe Beanspruchungen einsetzbar. Hochleistungskunststoffe sind technische Kunststoffe mit herausragenden Eigenschaften. Jedoch werden hier auch an die Verarbeitung höhere Anforderungen gestellt. [80]

### Polymere in der Medizintechnik

Polymere werden in der Medizin sowohl für den kurzzeitigen intrakorporalen Einsatz (innerhalb des Körpers), zum Beispiel als Einwegartikel, als auch für den langfristigen Einsatz mit großen Beanspruchungen, zum Beispiel als Implantate, verwendet. In der Gefäßchirurgie finden zum Beispiel Polyurethane (PUR) Verwendung, und als Nahtmaterial werden Polyamide (PA) eingesetzt. [79]

### 4.3.3 Nitinol (Formgedächtnislegierung)

#### Vorteile im Vergleich zu konventionellen Legierungen/ Materialien

Formgedächtnislegierungen können durch eine mechanische Belastung reversible Verformungen von 8 % bis 10 % erreichen [18–24]. Die Verformungen liegen deutlich über den Grenzen der konventionellen elastischen Verformung [81]. Somit kann die elastische Verformbarkeit um den Faktor 10 höher sein als bei konventionellen metallischen Werkstoffen [18] und bei in der Medizin verwendeten Edeltählen. Das folgende Diagramm (Abb. 4-14) zeigt normierte Spannungs-Dehnungs-Kurven von Nitinol und Edelstahl im Vergleich zueinander.

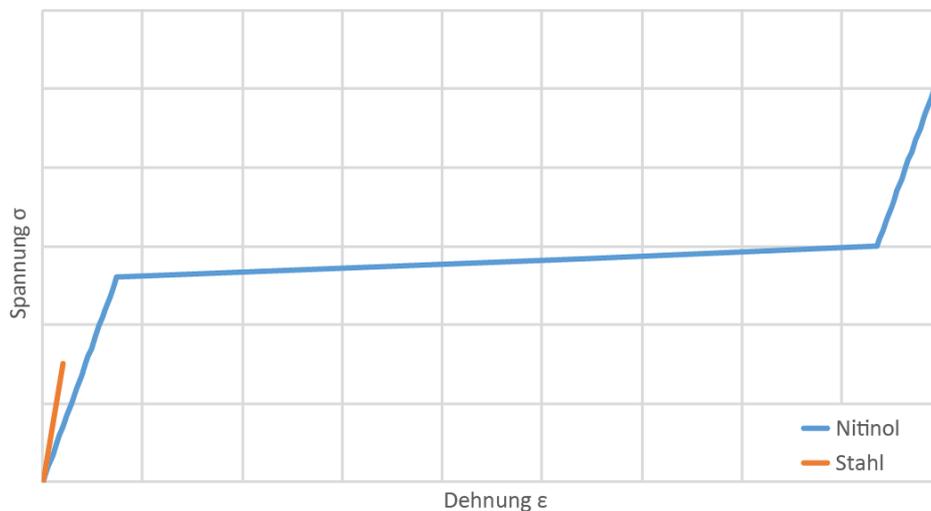


Abb. 4-14: Vergleich der normierten Spannungs-Dehnungs-Kurven von Nitinol und Edelstahl

Des Weiteren besitzen Formgedächtnislegierungen eine gute funktionelle Stabilität mit einer möglichen Fließspannung  $R_p$  von 1120 MPa und einer Zugfestigkeit  $R_m$  von 1200 MPa [22; 24; 25]. Dies ist durch den sogenannten Formgedächtniseffekt möglich [22; 25]. Das Elastizitätsverhalten ist dabei nicht über den gesamten Dehnungsverlauf linear [18]. Die auftretenden Spannungen sind bei dieser Verformung im Vergleich zu konventionellen Materialien sehr gering [18] und im Umwandlungsbereich nahezu konstant [22]. Der Formgedächtniseffekt lässt sich mit den charakteristischen Phänomenen Einweg- und Zweiweg-Formgedächtnis sowie Super- oder Pseudoelastizität beschreiben [19; 26].

Der Grund für den Formgedächtniseffekt ist die martensitische Phasenumwandlung [18; 19; 27; 28], auch thermoelastische martensitische Phasenumwandlung genannt [24–26], welche reversibel ist [20; 82]. Die martensitische Umwandlung ist eine temperatur- oder spannungsinduzierte Phasentransformation zwischen Austenit, der Hochtemperaturphase ( $\beta$ -Phase) mit kubisch raumzentrierter Atomordnung, und Martensit, der Tieftemperaturphase ( $\alpha$ -Phase) mit monokliner Struktur [18; 20; 25; 27; 33]. Die martensitische Phasenumwandlung ist diffusionslos. Die Spannungen werden durch Zwillingbildung und Scherbewegungen des Kristallgitters bei der Änderung der Kristallstruktur von Austenit in Martensit kompensiert. Somit entstehen idealerweise keine Gitterfehler und eine reversible Dehnung [18; 20; 25; 27]. In der folgenden Skizze (Abb. 4-15, Seite 32) wird die Phasenumwandlung von Austenit (B2) zu Martensit (B19') am Beispiel von Nitinol schematisch dargestellt. Teil a) zeigt dabei die Gitterstruktur der Hochtemperaturphase Austenit. Werden vier

kubische Elementarzellen des Austenits zusammengenommen, ist eine tetragonale Kristallstruktur zu erkennen (Teil b)). Die Scherung der tetragonalen Struktur (in Teil c) zu sehen) führt zusammen mit einer Relaxation der Gitterkonstanten zu der monoklinen Elementarzelle des Martensits (Teil d)) [20].

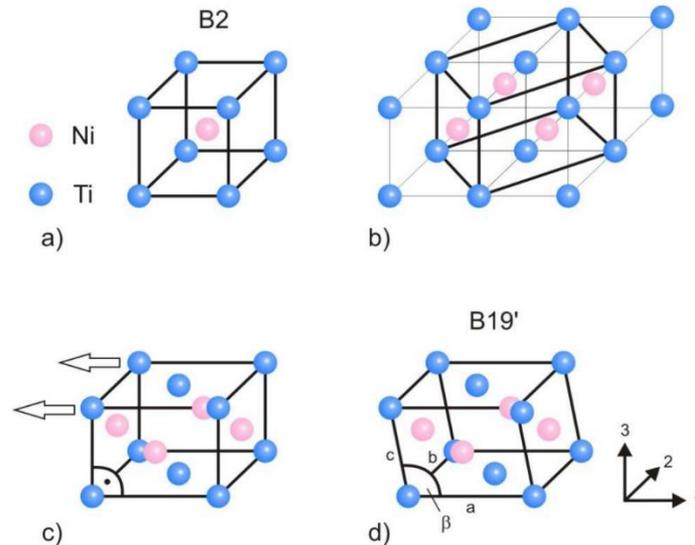


Abb. 4-15: Schematische Darstellung der Phasenumwandlung von Austenit (B2) zu Martensit (B19') am Beispiel von Nitinol. Teil a) zeigt dabei die Gitterstruktur der Hochtemperaturphase Austenit. Teil b) zeigt eine tetragonale Kristallstruktur aus vier zusammengenommenen Elementarzellen. Teil c) zeigt die Scherung der tetragonalen Struktur. Teil d) zeigt die monokline Elementarzelle des Martensits [20]

Bisher sind mehr als 25 Legierungen bekannt, die Formgedächtniseigenschaften aufweisen [25]. Die wichtigsten Formgedächtnismaterialien sind Nitinol Legierungen [82]. Heute basieren mehr als 90 % aller kommerziellen Formgedächtnisanwendungen auf Nitinol Legierungen [22]. Einen Schwerpunkt stellt dabei, mit 80 % bis 90 % aller Anwendungen von Nitinol, die Verwendung in der Medizintechnik dar [20; 25; 83]. So werden Nitinol Legierungen zum Beispiel in der Chirurgie als Material für Instrumente [25] oder als Material für im Körper verbleibende Implantate [18] eingesetzt. Der Grund dafür ist die besonders starke Ausprägung des Formgedächtniseffekts bei Nitinol Legierungen. Das heißt, die Formgedächtnis- und die superelastischen Eigenschaften sind stärker ausgeprägt als bei anderen Formgedächtnislegierungen [25; 27; 84]. Des Weiteren ist Nitinol aufgrund seiner hervorragenden Biokompatibilität für medizinische Anwendungen von großem Interesse [22; 23; 25; 81]. Haberland weist diese Biokompatibilität von Nitinol in seiner Arbeit speziell an additiv hergestellten Bauteilen aus Nitinol nach [25].

### Die drei Formgedächtniseffekte

Der Formgedächtniseffekt kann in drei Ausprägungen auftreten. Dabei wird zwischen den beiden thermisch induzierten sowie dem mechanischen Effekt unterschieden [25]. Die temperaturinduzierte Umwandlung ist die Basis für den Ein-Weg-Effekt und für den Zwei-Wege-Effekt des Formgedächtniseffekts. Die spannungsinduzierte Umwandlung ist die Basis für den superelastischen Formgedächtniseffekt [22; 25]. Welcher dieser Effekte auftritt, hängt primär von der Legierungszusammensetzung, aber auch von der thermomechanischen Behandlung, von der Mikrostruktur des Materials und von der Umgebungstemperatur ab [25]. Die maximale reversible Dehnung ist im austenitischen und

martensitischen Temperaturbereich ungefähr gleich. Allerdings kann die Rückverformung im martensitischen Bereich nur mit einer Temperaturerhöhung größer  $A_f$  erfolgen [18]. Ab einer bestimmten Temperatur, welche bei Nitinol bei über  $100^\circ\text{C}$  liegt, verhalten sich Formgedächtnislegierungen wie konventionelle Materialien [24], da ab dieser Temperatur keine spannungsinduzierte Martensitbildung mehr möglich ist. Diese Temperaturgrenze wird Martensit-Destruct-Temperatur  $M_d$  genannt [18; 25; 27; 33].

### Der Ein-Weg-Effekt

Beim Ein-Weg-Effekt liegt das Bauteil zunächst im vollständig martensitischen Zustand (regellos verzwilligt) vor. Das ist bei einer Umgebungstemperatur unterhalb der Austenit-Start Temperatur  $A_s$  gegeben. Bei mechanischer Belastung erfolgt zunächst eine linearelastische Verformung. Mit dem Überschreiten der Spannung  $R_t$  beginnt, mit einem Wachstum günstiger Martensitvarianten durch Verschiebung der Zwillingsgrenzen (Entzwilligen), die Martensitumwandlung. Die Spannung ist bei dieser Neuorientierung des Martensits bis zur vollständigen Ausrichtung konstant [20; 25; 27; 33; 81]. Im Spannungsdehnungsdiagramm ist das an der Ausbildung eines Plateaus zu sehen [24; 33]. Bei Entlastung bleibt eine scheinbar plastische Verformung des Werkstoffes erhalten. Dabei handelt es sich jedoch um keine „echte“ plastische Verformung, da die Spannung  $R_t$  zur Entzwilligung kleiner als die Streckgrenze  $R_p$  ist. Hier bleiben im Gegensatz zu konventionellen Materialien der Zusammenhang und die Koordination des Kristallgitters erhalten [25]. Da die Dehnung innerhalb des Plateaus nur durch die Ausrichtung des Martensits erfolgt, kann mit einer Umwandlung in Austenit die ursprüngliche Form wiedererlangt werden [20; 25; 33]. Dies geschieht durch Erwärmung des Werkstoffes. Ab der  $A_s$  Temperatur beginnt die Rückumwandlung von Martensit in Austenit. Beim Erreichen der Austenit-Finish Temperatur  $A_f$  ist der Vorgang abgeschlossen und somit die Verformung vollständig aufgehoben [20; 25; 27; 33; 81]. Dieses Phänomen wird auch pseudoplastisches Verhalten oder Pseudoplastizität genannt. Nach einem erneuten Abkühlen und Durchschreiten der Martensit-Start Temperatur  $M_s$  und der Martensit-Finish Temperatur  $M_f$  stellt sich die ursprüngliche Mikrostruktur, welche aus verzwilligtem Martensit besteht, ohne eine erneute Änderung der makroskopischen Form wieder ein [20; 25; 27; 81]. Abb. 4-16 zeigt den Ein-Weg-Effekt im Spannungs-Dehnungs-Temperaturdiagramm.

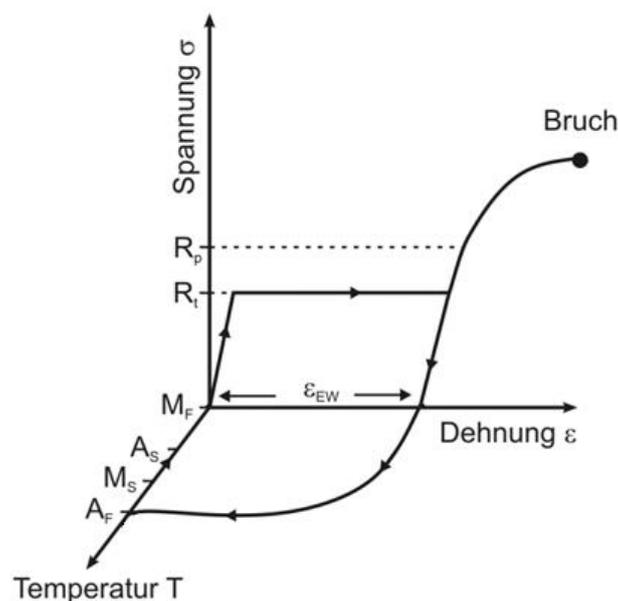


Abb. 4-16: Schematische Darstellung des Ein-Weg-Effekts mittels Spannungs-Dehnungs-Temperaturdiagramm [25]

Wird das Material über eine Spannung  $R_f$  hinaus belastet, erfolgt bis zum Erreichen der Streckgrenze des entzwilligten Martensits eine linearelastische Verformung [20; 25; 33; 81]. Bei weiterer Belastung zeigt das Material konventionelles Verhalten, das durch Versetzungsbewegungen und Fehlstellenbildung zu plastischen Verformungen führt, die bei Entlastung bestehen bleiben [20; 25; 33].

### Der Zwei-Weg-Effekt

Beim Zwei-Weg-Effekt finden reversible Formänderungen bei Temperaturänderungen statt, ohne dass dafür eine äußere mechanische Belastung anliegt (Abb. 4-17) [20; 25; 27; 81]. So kann sich zum Beispiel ein Draht bei Temperaturwechsel an zwei verschiedene Längen „erinnern“ [85]. Die Umwandlung findet zwischen der Hochtemperaturgestalt im austenitischen Zustand und der Tieftemperaturgestalt im martensitischen Zustand statt [20]. Ausgehend von der Hochtemperaturphase im Temperaturbereich höher der  $A_f$  Temperatur wird beim Unterschreiten der  $M_s$  Temperatur eine Phasenumwandlung eingeleitet. Dabei klappt das Gitter von der kubisch raumzentrierten Kristallstruktur des Austenits in entzwilligten Martensit um. Dieser Vorgang ist mit dem Erreichen der  $M_f$  Temperatur abgeschlossen. Dabei ändert sich die Gestalt des Werkstoffes. Beim Erwärmen wandelt sich der Werkstoff von Martensit in Austenit um und kehrt in seine ursprüngliche Gestalt zurück. Diese Rückumwandlung startet beim Überschreiten der  $A_s$  Temperatur und ist mit dem Erreichen der  $A_f$  Temperatur abgeschlossen [20; 25; 81].

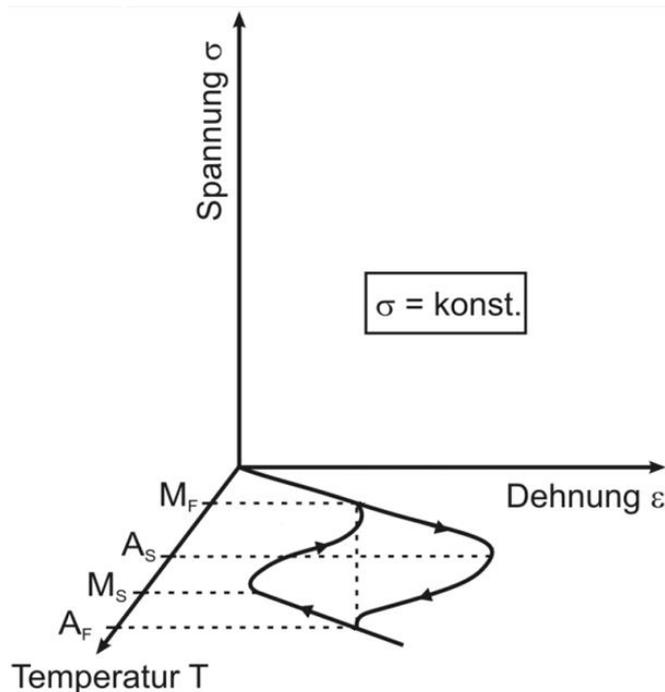


Abb. 4-17: Schematische Darstellung des Zwei-Weg-Effekts mittels Spannungs-Dehnungs-Temperaturdiagramm [25]

Bei der Abkühlung und der daraus folgenden Martensitumwandlung sorgen innere Spannungen mit bevorzugter Orientierung für eine Ausrichtung des Martensits und damit für die makroskopische Formänderung des Materials [20; 25; 27; 33]. Die Spannungen resultieren aus Gitterfehlern, wie zum Beispiel Ausscheidungsteilchen und Versetzungsnetzwerken, die durch thermomechanische Behandlungen in das Material eingebracht werden [25; 81]. Der Einbringvorgang wird Prägung oder Training

genannt [33; 81; 85]. In der Literatur finden sich laut Haberland teilweise nicht eindeutige Angaben zum Zwei-Weg-Effekt [25].

### Der superelastische Formgedächtniseffekt

Bei der superelastischen Verformung kehrt das Bauteil in seine ursprüngliche Form zurück, sobald die verformende äußere Belastung entfernt wird (Abb. 4-18) [18; 81]. Die superelastische Verformung ist somit vollständig reversibel [22]. Die superelastischen Formgedächtniseigenschaften treten im austenitischen Zustand bei Temperaturen über der  $A_f$  Temperatur auf [20–22; 27; 33; 81]. Die Einstelltemperatur für superelastische Eigenschaften kann abhängig von der Legierungszusammensetzung zwischen  $-20^\circ\text{C}$  und  $100^\circ\text{C}$  eingestellt werden [24]. Durch die Verformung wird zunächst Austenit elastisch verzerrt, bis eine kritische Spannung  $R_t$  erreicht wird [20; 81]. Dann beginnt die Umwandlung von Austenit in entzwillingten Martensit bei einer nahezu konstanten Spannung, welche im Spannungsdehnungsdiagramm als Plateau zu sehen ist. Es entstehen vornehmlich zur Spannung günstig orientierte Varianten des Martensits [20; 22; 24; 25; 33; 81]. Bis das Material vollständig umgewandelt ist, entstehen keine irreversiblen Gitterstörungen [33]. Wird das Material danach weiter (über das Plateau hinaus) belastet, dehnt sich das nun entstandene Martensit zunächst elastisch und dann plastisch. Wenn nicht höher als in den elastischen Bereich des Martensits belastet wird, erfolgt bei Entlastung eine vollständige Rückverformung [20; 22; 25; 33; 81]. Somit verformt sich zunächst der Martensit elastisch zurück [20]. Ab einer kritischen Spannung bildet sich das Material wieder in Austenit zurück [33; 81]. Diese Spannung ist wieder konstant, jedoch bei der Entlastung niedriger und zeigt somit eine Hysterese [20; 22]. Auch hier ist das Spannungsplateau im Spannungsdehnungsdiagramm zu sehen [20]. Nach der vollständigen Rückumwandlung verhält sich das Material wieder rein elastisch, bis der Ausgangspunkt erreicht ist [20]. Dabei wird die ursprüngliche Form wieder eingenommen [33; 81]. Man spricht bei Superelastizität auch von einem gummiähnlichen Verhalten [25]. Bei idealen superelastischen Verhalten verbleibt keine Restdehnung [81].

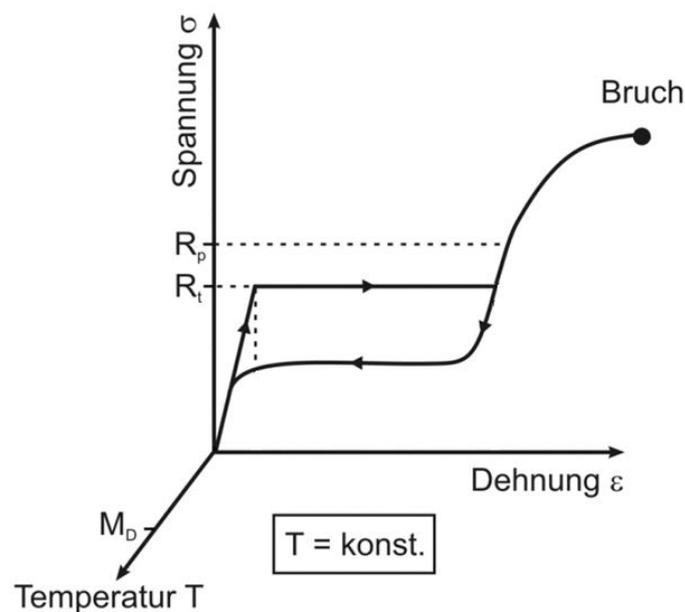


Abb. 4-18: Schematische Darstellung des superelastischen Formgedächtniseffekts mittels Spannungs-Dehnungs-Temperaturdiagramm [25]

## 4.4 Herstellung von Balgaktoren

Um die Simulationen mit den physikalischen Tests zu vergleichen, müssen Balgaktoren hergestellt werden [59]. Dazu werden die möglichen Verfahren zur Herstellung von Polymeren und Nitinol, sowie deren Weiterverarbeitung zu balgartigen Strukturen, untersucht. Es erfolgt eine Bewertung und die Auswahl der in dieser Arbeit verwendeten Herstellungsverfahren. Mit Hilfe der gewählten Herstellungsverfahren werden Versuchsmuster aus Polyamid und Nitinol gefertigt. Dazu ist es bei der Verwendung von Nitinol aufgrund der empfindlichen Formgedächtniseigenschaften notwendig, den Gesamtprozess zu betrachten. Des Weiteren ist es sinnvoll, geeignete Prüfverfahren zur Beurteilung der Formgedächtniseigenschaften nach der Herstellung der Balgaktoren zu untersuchen.

### 4.4.1 Fertigungsverfahren zur Herstellung von Balgaktoren aus Polymeren

Polymere liegen nach der Herstellung in Form von Granulat vor [80]. Die zur Weiterverarbeitung möglichen Fertigungsverfahren werden in diesem Kapitel vorgestellt, analysiert und bewertet. Daraufhin erfolgt die Auswahl eines Verfahrens zur Herstellung einer Balggeometrie nach den Anforderungen in Kapitel 3.3.

#### Allgemeine Verfahren zur Weiterverarbeitung

Zunächst müssen die Polymere durch Verfahren wie Mischen, Verstärken, Entgasen und Filtern aufbereitet werden. Danach erfolgt die Verarbeitung der Kunststoffe durch Verfahren wie Spritzgießen, Extrusion, Blasformen, Thermoformen, Pressen oder Schäumen. Nun wird der Kunststoff granuliert und liegt als Ausgangswerkstoff zur Verarbeitung zum fertigen Bauteil vor. [80]

Die Verarbeitung erfolgt meist über urformende Prozesse aus der Kunststoffschmelze. Verwendete Urformverfahren sind die Extrusion, das Extrusions-Blasformen, die Co-Extrusion, das Spritzgießen, Fluidinjektionstechniken und das Spritzstreck-Blasformen. Dabei sind für unvernetzte und vernetzte Kunststoffe unterschiedliche Prozesse notwendig. Als Umformverfahren kommt das Thermoformen, welches auch Warmumformen, Vakuumformen oder Tiefziehen genannt wird, zum Einsatz. Eine spanende Bearbeitung ist durch abtragende mechanische Verfahren wie Sägen, Fräsen, Schleifen, Polieren, Bohren und Drehen möglich. Zum Fügen von Kunststoffen werden Schweißen und Kleben verwendet. Des Weiteren sind bei der Verarbeitung von Kunststoffen die Generative Fertigung in Form von Stereolithographie (SLA), Fused Deposition Modeling (FDM), Laminated Object Manufacturing (LOM), 3-D-Printing (3-D-P) und selektives Lasersintern (SLS) einsetzbar. [80]

#### Bewertung der weiterverarbeitenden Verfahren

##### Urformverfahren

Bei urformenden Prozessen erfolgt die Formgebung direkt aus der Kunststoffschmelze. Mittels eines formgebenden Werkzeugs, zum Beispiel einer Düse oder Kavität, wird die Schmelze in eine gezielte Gestalt gebracht. Mit Hilfe einer Düse werden durch Extrusion Rohre, Profile, Platten und Flachfolien bis zu einer minimalen Materialstärke von 100 µm hergestellt. Bei dem Extrusions-Blasformen handelt es sich um ein Direktverfahren, bei dem das Extrudat direkt im Anschluss an den Extrusionsprozess weiterverarbeitet wird. Dazu wird das rohrförmige Extrudat in ein Formwerkzeug geführt und mittels

Druckluft aufgeblasen. Das Extrusions-Blasformen wird für die Herstellung von Hohlkörpern, wie zum Beispiel Flaschen und Kanistern, aus thermoplastischen Kunststoffen verwendet. Zur Kombination von verschiedenen Kunststoffen und ihren Eigenschaften wird die Co-Extrusion verwendet. Mit diesem Verfahren ist es möglich, durch gezielte Zusammenführung verschiedener Schmelzströme mehrere Schichten aufzubauen. Dieses Verfahren wird zur Herstellung von Lebensmittelverpackungen, Kraftstoffbehältern und Kabelummantelungen verwendet. Die Komplexität der Bauteile ist bei allen Extrusionsverfahren auf zwei Dimensionen begrenzt. [80]

Beim Spritzgießen wird der Kunststoff aus festen Granulat in einen schmelzflüssigen Zustand überführt und unter hohem Druck in ein Werkzeug eingespritzt. Dadurch ist die Herstellung von Formteilen mit komplexen dreidimensionalen Geometrien möglich. Allgemein können durch Spritzgießen Duomere, Elastomere und Thermoplaste verarbeitet werden. Duomere und Elastomere werden dabei in das heiße Werkzeug gespritzt, damit sie durch Vernetzung aushärten. Thermoplaste werden durch Abkühlen im kalten Werkzeug verfestigt. Die Verwendung von Thermoplasten ist am weitesten verbreitet. Die Auslegung der Werkzeuge beim Spritzgießen auf die Herstellung von 100 000 Produkten zeigt, dass die meisten Kunststoffprodukte durch Spritzgießen hergestellt werden. Je nach Formteilgeometrie werden beim Spritzgießen verschiedene Werkzeugkonzepte gewählt. Der Unterschied liegt dabei vor allem darin, mit welchem Entformungssystem das Bauteil schadenfrei entformt wird. Die Konzepte reichen von einfachen Standardwerkzeugen für einfache Geometrien ohne Hinterschneidungen bis hin zu hochkomplexen Werkzeugsystemen, welche mehrere Kombinationen von Entformungsmechanismen beinhalten können. Neben diversen Spritzgussverfahren, die alle auf demselben Grundprinzip basieren, sollen an dieser Stelle noch zwei interessante Sonderverfahren vorgestellt werden. Bei den sogenannten Fluidinjektionstechniken wird über den Anguss zunächst ein Kunststoff in das Werkzeug eingespritzt. Dieser Kunststoff lagert sich an der Oberfläche des Werkzeugs ab und erstarrt von dieser Oberfläche beginnend. Nun wird über den Anguss ein inertes Gas oder Wasser in die noch schmelzflüssige Mitte des Kunststoffes eingeleitet. Dieses Fluid verdrängt die Schmelze, drückt den Kunststoff noch weiter an das Werkzeug und kühlt ihn ab. Beim Herauslassen des Fluids wird ein innenliegender Hohlraum geschaffen. Die meisten Kunststoffbauteile sind nach dem Urformen komplett fertiggestellt. Manchmal sind jedoch weitere Fertigungsschritte zum Erreichen der Funktionalität oder zum Komplettieren der Bauteile notwendig. [80]

### Umformverfahren

Das bedeutendste Umformverfahren ist das Thermoformen. Es handelt sich dabei um einen automatisierten Weiterverarbeitungsprozess zum Herstellen dreidimensionaler Körper aus Folien und Platten. Für den Prozess wird das Halbzeug erwärmt und über das Werkzeug gefahren. Mit Hilfe eines Vorstreckstempels wird das Halbzeug in das Werkzeug gedrückt und erstarrt dort. Danach wird das entstandene Formteil entformt und ausgestanzt. Beim Thermoformen kommen hauptsächlich Thermoplaste zum Einsatz. Das Erzeugen von Hinterschnitten ist nahezu nicht möglich. Außerdem ist die Ziehtiefe begrenzt und es können keine Rippen eingebracht werden.

### Abtragende Verfahren

Prinzipiell sind die konventionellen spanenden Verfahren wie Sägen, Fräsen, Schleifen, Polieren, Bohren und Drehen für die Bearbeitung aller Kunststoffe einsetzbar. Allerdings müssen die Bearbeitungsparameter speziell auf den jeweiligen Kunststoff angepasst werden. Die mechanische Bearbeitung von Kunststoffen wird jedoch nach Möglichkeit vermieden, da es sich hier immer um einen zusätzlichen Prozess zum Urformen handelt.

## Fügende Verfahren

Schweißen ist das Verbinden von Bauteilen unter Anwendung von Wärme und/ oder Druck, mit oder ohne die Zugabe von Schweißzusatzwerkstoffen. Dabei werden die beweglichen Moleküle im Fügebereich zusammengeführt und geschert. Hierdurch „verknäulen“ sich die Makromoleküle der beiden Fügepartner und können nach dem Abkühlen unter die Glasübergangstemperatur beziehungsweise unter die Kristallisationstemperatur gemeinsam erstarren. Dabei entsteht ein Stoffschluss. Es stehen nur Thermoplaste zum Schweißen zur Verfügung. Duromere und Elastomere können nicht geschweißt werden. Ein alternatives Fügeverfahren ist das Kleben. Kleben ist eine stoffschlüssige Oberflächenverbindung, bei der ein nichtmetallischer Stoff Werkstoffe durch Adhäsion miteinander verbindet. Es können nahezu alle Thermoplaste, Elastomere und Duroplaste geklebt werden. Alternativ sind je nach Anwendungsfall formschlüssige Verbindungen wie Schrauben, Nieten und Schnappverbindungen möglich. [80]

## Generative Fertigung

Für die Erstellung von komplexen Geometrien können additive Verfahren verwendet werden. Dabei wird die Geometrie schichtweise aufgebaut. Ein pulverförmiger oder flüssiger Werkstoff wird Schicht für Schicht aufgetragen und mit der jeweils darunter liegenden Schicht verbunden. Dies kann durch verschiedene Verfahren erfolgen. Bei der Stereolithographie wird ein lichtaushärtendes Harz durch gezielte Belichtung so ausgehärtet, dass die gewünschte Geometrie entsteht. In diesen Verfahren kommen ausschließlich Duromere zum Einsatz. Ein weiteres Verfahren ist das Fused Deposition Modeling. Hier wird ein Stab aus thermoelastischem Material durch eine Düse erhitzt und gezielt aufgetragen. Die Geometrie darf dabei nur eine geringe Komplexität aufweisen. Beim Laminated Object Manufacturing wird mit einem Laser aus einer Kunststoffklebeschicht eine Kontur ausgeschnitten. Anschließend wird eine neue Klebeschicht aufgebracht und diese erneut ausgeschnitten. Dieses Verfahren eignet sich für großvolumige Bauteile mit einer mittleren Komplexität. Ein weiteres Verfahren der generativen Fertigung ist das 3-D-Printing. Hier wird zunächst eine Pulverschicht aufgetragen. Dann wird mit einem Druckkopf gezielt Binder aufgetragen und somit das Pulver selektiv verklebt. Der Vorgang wird bis zum Entstehen der Gesamtkontur wiederholt. Ein weiteres Verfahren ist das selektive Lasersintern. Hierbei wird ein Pulver aus Thermoplasten gezielt durch einen Laser erhitzt und mit dem umgebenden Pulver verschmolzen. Nach dem Abkühlen des Materials wird erneut Pulver aufgetragen und angedrückt. Ein beim selektiven Lasersintern häufig verwendeter Kunststoff ist Polyamid. Dieser ist im Vergleich zu den in der Stereolithographie eingesetzten Duromeren sehr viel dehnfähiger und schlagzäher. Zur Herstellung von Produkten, welche eine behälterartige Form aufweisen, sehr komplex sind und exakte Geometrien benötigen, werden die generativen Verfahren Stereolithographie und selektives Lasersintern verwendet. [80]

## Auswahl des Fertigungsverfahrens zur Herstellung eines Balgaktors aus Polymer

Ein Vorteil der Kunststoffherstellung liegt darin, dass die komplette Fertigung eines Bauteils meist mit einem einzigen Verfahren durchgeführt werden kann. Im Gegensatz dazu treten bei allen Fügeverfahren an der Fügestelle lokale Änderungen der Struktureigenschaften und damit lokale Eigenspannungen auf. Deshalb werden fügende Verfahren zur Herstellung von Balgaktoren hier nicht weiter berücksichtigt. Mit urformenden Verfahren ist die komplette Fertigung von Kunststoffbauteilen in einem Verfahren möglich. Mit Hilfe der Extrusionsverfahren ist nur eine zweidimensionale Formgebung möglich. Somit werden Extrusionsverfahren zur Herstellung von Balgaktoren ausgeschlossen. Der Balgaktor weist eine hochkomplexe Geometrie mit einem Hohlraum im Inneren

auf. Diese Kombination ist mit konventionellen Spritzgussverfahren ohne Fügeprozess nicht fertigbar, da die benötigte Innenform nicht platziert und entfernt werden kann. Allerdings sind mit der Fluidinjektionstechnik komplexe Geometrien und innere Hohlräume herstellbar. Die Untersuchung der Umformverfahren zeigte, dass mit diesen Verfahren keine Balgstrukturen mit Hinterschnitten herstellbar sind. Die geometrische Form des Balgaktors ist aufgrund der Hinterschnitte und Hohlräume nicht allein durch abtragende Verfahren herstellbar. Es wird immer mindestens zusätzlich ein fügendes Verfahren benötigt. Zur Herstellung von komplexen behälterartigen Formen mit Hinterschnitten können die generativen Fertigungsverfahren Stereolithographie und selektives Lasersintern verwendet werden. Um eine äußerst komplexe Geometrie zu verwirklichen, werden häufig schweißbare Thermoplaste eingesetzt. Ein beim selektiven Lasersintern häufig verwendeter Thermoplast ist Polyamid. Polyamid ist im Vergleich zu den in der Stereolithographie eingesetzten Duromeren sehr viel dehnfähiger und schlagzäher. Für die Herstellung der Balgaktoren aus Polyamid stehen die Fluidinjektionstechnik und das selektive Lasersintern als Fertigungsverfahren zur Verfügung. Zur Fertigung von hochkomplexen Geometrien wird bei der Fluidinjektionstechnik ein hochkomplexes Werkzeug benötigt. Die Herstellung erfordert einen aufwendigen Prozess. Des Weiteren ist die rheologische Auslegung aufgrund des Fließweg-Wanddicken-Verhältnisses im Fall der Balggeometrie schwierig. Da die Fluidinjektionstechnik ein Verfahren ist, das gemeinhin für die Massenproduktion eingesetzt wird, ist dieser Aufwand gerechtfertigt. Das selektive Lasersintern ist ein Verfahren, das direkt für die Herstellung von Prototypen verwendet wird. Zur Herstellung wird kein Werkzeug benötigt, und das Produkt ist bei einer Vielzahl von Anbietern innerhalb von drei bis fünf Tagen fertigbar. Deshalb wird in dieser Arbeit das selektive Lasersintern als Fertigungsverfahren für die Herstellung von Balgaktoren aus Kunststoff gewählt.

#### 4.4.2 Fertigungsverfahren zur Herstellung von Balgaktoren aus Nitinol

In diesem Kapitel werden der Fertigungsprozess zur Herstellung von Nitinol sowie die Fertigungsverfahren zur Weiterverarbeitung von Nitinol zu Halbzeugen und Bauteilen beschrieben. Diese Fertigungsverfahren werden im Anschluss analysiert und bewertet. Daraus wird ein Verfahren ausgewählt, das zur Herstellung einer Balggeometrie entsprechend den in Kapitel 3.3 genannten Anforderungen geeignet ist.

##### Herstellung von Nitinol

Die gängigsten Verfahren zur Herstellung von Nitinol sind Vakuum-Induktions-Schmelzen (VIM), Vakuum-Lichtbogen-Schmelzen (VAR) und Elektronenstrahlschmelzen [25; 31; 33; 86; 87]. Die durch diese schmelzenden Verfahren entstandenen Nitinol-Ingots werden dann, je nach Anwendungsfall, mit konventionellen oder spezifischen Fertigungsverfahren zu Halbzeugen und Bauteilen weiterverarbeitet [25].

##### Problematik der Weiterverarbeitung von Nitinol

Nitinol ist ein schwer weiterzuverarbeitendes Material. Wegen der sensiblen Eigenschaften ist für sämtliche Prozessschritte zur Erzeugung von Halbzeugen oder finalen Komponenten aus Nitinol ein beträchtlicher Aufwand notwendig [25; 33]. Die Eigenschaften von Nitinol sind mehr als bei anderen

Materialien vom Herstellungsprozess beeinflusst [31]. Des Weiteren ist der Produktionsprozess von Balgaktoren kompliziert [46].

### Halbzeuge und deren Herstellung

Kommerziell ist Nitinol als typisches Halbzeug in Form von Draht, Rohren, Stangen und Blechen erhältlich. Diese werden durch mechanisches Umformen, wie zum Beispiel Warm- und Kaltwalzen [27], und eine anschließende Wärmebehandlung hergestellt. [25; 27; 87]

### Allgemeine Verfahren zur Weiterverarbeitung

Zur Weiterverarbeitung von Nitinol können prinzipiell Umformverfahren [33], abtragende Verfahren [33], pulvermetallurgische Verfahren [25; 28; 31; 34; 88] und fügende Verfahren [25] verwendet werden. Als Umformverfahren kamen bisher Walzen, Schmieden, Strangpressen, Fließpressen, Ziehen und Biegen zum Einsatz [25; 28; 31; 82]. Von den abtragenden Verfahren wurden bisher konventionelle spanende Verfahren wie Fräsen, Drehen, Bohren, Sägen und Schneiden, verschiedene Schleifverfahren sowie Sandstrahlen, Laserschneiden, Funkenerosion (EDM) und Wasserstrahlschneiden (vorzugsweise mit Abrasivpartikeln) angewendet [25; 27; 31–34; 82]. Der Vollständigkeit halber sind noch die lithographischen Verfahren und die Galvanisierung zu nennen [25; 27; 32]. Metallpulverspritzguss (MIM) [25; 33; 34; 89], heiß-isostatisches-Pressen (HIP) [25; 33; 34] und generative Fertigung in Form von Laserauftragsschweißen (LENS) [23; 25; 90], Direct Metal Deposition (DMD) [25] und selektives Laser Schmelzen (SLM) [25; 91] kommen als pulvermetallurgische Verfahren zum Einsatz. Bei die fügenden Verfahren werden stoffschlüssige Verbindungen wie Kleben, Löten, Laserstrahl-, Elektronenstrahl-, Plasma- und Lichtbogenschweißen sowie mechanische Verbindungen wie Crimpen, Quetschen, Klemmen und Flechten verwendet [25; 32].

### Bewertung der weiterverarbeitenden Verfahren

#### Umformverfahren

Fertigungsverfahren der Umformtechnik werden im Wesentlichen zur Teilefertigung mit großer Stückzahl verwendet [28]. Schmieden und Walzen sind bei Temperaturen über 800 K leicht möglich und werden auch eingesetzt. Beim Kaltziehen klebt das Material oft am Werkzeug, so dass die Auswahl von geeigneten Werkzeugen und Schmierstoffen wichtig ist. Die Kaltumformung ist sehr prozessintensiv und kann zu Sprödigkeit führen [32]. Nach [87] sind herkömmliche Verfahren zur Bauteilfertigung bei Raumtemperatur wegen der hohen Elastizität und des thermischen Formgedächtnisses ungeeignet.

#### Abtragende Verfahren

Konventionelle spanende Verfahren wie Fräsen, Bohren und Schneiden mit konventionellen Werkzeugen mit bestimmter Schneide sind zwar möglich, aber aufgrund der verstärkten Abnutzung der Werkzeuge schwierig [25; 32; 34; 82; 87; 91]. Der Grund dafür ist die starke Gratbildung durch die hohe Duktilität, das ungünstige Spanbruchverhalten, die auftretenden Kaltverfestigungsvorgänge, die hohe mechanische Festigkeit und die große Adhäsionsneigung von Nitinol [25; 91]. Eine spanende Bearbeitung mit geometrisch unbestimmter Schneide erscheint als zweckmäßiger. Jedoch erfährt Nitinol bei konventioneller spanender Bearbeitung immer eine deutliche Degradation und eine

Verminderung der Werkstückqualität. Aufgrund der schlechten Oberflächenqualität sind auch EDM-Verfahren zur Herstellung finaler Nitinol-Bauteile häufig nicht zweckmäßig [25]. Die Verwendung von photo- und elektrochemischen Verfahren und Laserablation ist eher für mikrotechnische Komponenten interessant [25; 27]. Die Galvanisierung ist aufgrund der TiO<sub>2</sub>-Oxidschicht schwierig durchzuführen. Bei der Galvanisierung werden die Materialeigenschaften beeinträchtigt [32]. Das Laserstrahlschneiden ist ein in der Industrie verwendetes Verfahren zur Bearbeitung von Nitinol und der Standard bei der Herstellung von Stents [25; 31; 32]. Zu beachten ist, dass bei abtragenden Verfahren immer ein Teil des teuren Basismaterials verloren geht [91].

### Pulvermetallurgische Verfahren

#### Metallpulverspritzguss (MIM)

Mit dem MIM-Verfahren können von Forschungseinrichtungen massive Nitinol-Teile hergestellt werden [34]. So wurden durch dieses Verfahren zum Beispiel ein Klammerimplantat [33; 89], Zugproben und Rohrverbindungshülsen hergestellt [33]. Man hat dabei weitgehend freie Gestaltungsmöglichkeiten für eine endkonturnahe Formgebung. Allerdings ist für den Metallpulverspritzguss immer eine Form notwendig [33; 34]. Im Moment ist es noch nicht möglich, Hohlräume und Hinterschnitte zu fertigen [34]. Aufgrund der hohen Affinität zur Aufnahme von Sauerstoff und Kohlenstoff findet beim MIM-Prozess eine Verschiebung der Phasenumwandlungstemperaturen statt und die Formgedächtniseigenschaften werden reduziert [88].

#### Heiß-isostatisches-Pressen (HIP)

Beim HIP-Prozess wird eine Form verwendet, welche aus zwei verschweißten Platten besteht [34]. Mit diesem Fertigungsverfahren ist die Herstellung von komplexen Geometrien, wie zum Beispiel der Balgeometrie, nicht möglich [33].

### Generative Fertigung

Die generativen Verfahren zur Verarbeitung von Nitinol unterscheiden sich dadurch, ob das Pulver wie beim LENS-Verfahren durch eine Düse injiziert oder wie beim SLM-Verfahren über ein Pulverbett bereitgestellt und dann entsprechend verschmolzen wird. Durch diese Verfahren wurden zum Beispiel konturnahe Proben mit und ohne Porosität und Proben mit einem Durchmesser von 7 mm und einer Länge von 15 mm für Implantate mit hoher Reinheit hergestellt [23; 25; 90]. Des Weiteren werden durch generative Fertigung Zugproben, Rohrverbinderhülsen und biomedizinische Fußklammern hergestellt. Pulvermetallurgische Techniken sind zur Herstellung von Bauteilen aus Nitinol vielversprechend, da der Werkzeugverschleiß und der Materialverlust auf ein Minimum reduziert werden [88]. Das selektive Laser Schmelzen für die Herstellung von Bauteilen aus Nitinol ist noch nicht für den industriellen Einsatz etabliert. Es befindet sich im Forschungsstadium. Allerdings ist eine laserbasierte Verarbeitung von Nitinol grundsätzlich möglich [25]. Bei generativ gefertigten Bauteilen stellen offene Hohlräume kein Problem dar [34]. Da keine formgebenden Werkzeuge notwendig sind, ist die Gestaltungsfreiheit beinahe unendlich groß [25]. Eine endkonturnahe Fertigung von Bauteilen aus Nitinol mit komplexen Geometrien kann ohne spanabhebende Fertigungsschritte durchgeführt werden [25; 28; 31; 88]. Somit ist die Fertigung von individuellen oder besonders komplexen Bauteile möglich [25; 28].

## Fügende Verfahren

Nitinol ist sehr schwierig mit anderen Materialien zu verbinden. Die zuverlässigsten Methoden zur Verbindung sind in der Regel mechanischer Natur [32]. Das Laserstrahlschweißen hat sich für viele Fügeprozesse bewährt. Wie viele Studien zeigen, stellt sich das Schweißen von Nitinol allerdings keinesfalls als trivialer Fügeprozess dar [25]. Das Lötten von Nitinol ist nur in Kombination mit einem aggressiven Flussmittel möglich [32].

## Auswahl des Fertigungsverfahrens zur Herstellung eines Balgaktors aus Nitinol

Wie beschrieben ist die Herstellung von Bälgen mittels einer Reihe von Umformverfahren, fügenden Verfahren, pulvermetallurgischen Verfahren und abtragenden Verfahren oder durch eine Kombination dieser Verfahren möglich. So kann ein Balgaktor prinzipiell mit Umformverfahren wie Tiefziehen, Walzen und Biegen, mit oder ohne zusätzlichen Schweißvorgang [92], aus einem Halbzeug gefertigt werden. Umformende Fertigungsverfahren sind zur Herstellung von komplexen Fertigteilen aus Nitinol jedoch häufig nicht geeignet, da Formänderungen aufgrund spannungsinduzierter Phasenumwandlungen sowie Verfestigungserscheinungen präzise Umformschritte erschweren. Darüber hinaus führt das pseudoelastische Materialverhalten zu erheblichen Rückfederungserscheinungen. Ein Fügen des Materials durch Laserstrahlschweißen ist möglich [25]. Weiter vorstellbar wäre das Abtragen aus einem einzigen Halbzeug. Jedoch sind konventionelle spanende Verfahren mit konventionellen Werkzeugen mit bestimmter Schneide aufgrund der verstärkten Abnutzung der Werkzeuge schwierig [25; 32; 34; 82; 87; 91]. Nitinol erfährt bei konventioneller spanender Bearbeitung eine deutliche Degradation und eine Verminderung der Werkstückqualität. Aufgrund der schlechten Oberflächenqualität sind auch EDM-Verfahren zur Herstellung finaler Nitinol-Bauteile häufig nicht zweckmäßig [25].

Im Gegensatz dazu bietet die Pulvermetallurgie die Möglichkeit, endkonturnah zu fertigen und so die aufwändigen Umformungen und Fertigungsprobleme zu umgehen [33]. Durch eine endkonturnahe Fertigung wird eine Reduzierung und Vereinfachung der Fertigungsroute ermöglicht [25]. Auch die außerordentliche Schwierigkeit, fertige Nitinol-Oberflächen mit zuverlässigen Materialeigenschaften zu erzeugen, kann durch pulvermetallurgische Ansätze gelöst werden [86]. Die bisherigen Untersuchungen zeigen ein hohes Potenzial der pulvermetallurgischen Fertigung von Nitinol-Bauteilen, da die Ausprägung der Formgedächtniseffekte die Kennwerte von schmelzmetallurgisch hergestelltem Material erreicht [33]. Im Moment ist es jedoch noch nicht möglich, Hohlräume und Hinterschnitte mit dem MIM-Verfahren herzustellen [34]. Für die komplexe Balgform wäre zusätzlich zur äußeren Spritzgussform ein Kern, welcher nach der Fertigung entfernt werden müsste, notwendig [33; 34]. Das Bedürfnis nach adäquaten mechanischen und funktionellen Eigenschaften in Verbindung mit Herstellungsflexibilität erfordert besondere Designs und Verarbeitungsverfahren wie einen schichtweisen Fertigungsprozess [23]. Die erforderliche Fertigungsgenauigkeit mit den entsprechenden Wanddicken von 100 µm sind mit dem SLM-Verfahren erfüllbar [93].

Wie verschiedene herstellende Firmen bestätigten, ist der Balgaktor in der gewünschten Form und Größe (nach den Anforderungen in Kapitel 3.3) im Moment und in den kommenden Jahren nicht aus Halbzeugen fertigbar. Die komplexe Baustruktur (Geometrie und Dimension) lässt sich nur durch pulvermetallurgische Verfahren realisieren [34]. Deshalb wurde das SLM-Verfahren als geeignetes Fertigungsverfahren zur Herstellung eines Balgaktors aus Nitinol ausgewählt.

#### 4.4.3 Selektives Laser Schmelzen (SLM)

Die generative Fertigung (AM) hat die Produktenwicklung nachhaltig beeinflusst [94]. Hier können die CAD-Daten der entworfenen Bauteile direkt an die Bearbeitungsmaschine zur Herstellung übergeben werden [95]. Eines der Verfahren, mit denen die generative Fertigung von Metallen ermöglicht wird, ist das selektive Laser Schmelzen. Dabei handelt es sich um ein Freiform-Fabrikationsprinzip, mit dem die gegenwärtigen Herstellungsherausforderungen überwunden werden können. Es ermöglicht die Herstellung von hochkomplexen Teilen, Gitter- und Gitterwerkstrukturen, gekrümmten Löchern, hohlen Teilen und einer eingestellten Porosität. Somit sind neue und innovative Aktorentwürfe möglich, die bisher physikalisch nicht durchführbar waren [96]. Allerdings befinden sich die Prozesse für Metallbauteile noch im Entwicklungsstadium und zeigen erst vereinzelt Erfolge [94]. Der SLM-Prozess und somit auch Eigenschaften und Qualität eines SLM-Bauteils werden durch eine Vielzahl von Einflussgrößen bestimmt. Zudem stehen diese Einflussgrößen zum Teil zueinander in Wechselwirkungsbeziehungen. Die Variation einer Einflussgröße kann die Beeinflussung einer oder mehrerer anderer Größen zur Folge haben. Durch die Vielzahl, die Wechselwirkungen und die zum Teil heute noch nicht eindeutig identifizierten Zusammenhänge gestaltet sich der SLM-Prozess äußerst komplex. Zusammengefasst handelt es sich bei den übergeordneten Einflussgrößen um den Bediener, das Bauteil, die Maschine, das Pre-Processing, den selektiven Laserschmelz Prozess an sich, das Post-Processing und das verwendete Material. Das SLM-Verfahren kann momentan nur durch Bediener, welche über erhebliche Fachkenntnisse und fundierte Erfahrung verfügen, qualitativ hochwertig durchgeführt werden. Der Prozess muss auf das jeweilige Bauteil und dessen spezielle Herausforderungen angepasst werden [25]. Schon die Auswahl der Maschine mit den jeweiligen einstellbaren Parametern, wie zum Beispiel der Laserleistung und der Verfahrgeschwindigkeit, trägt maßgeblich zum Erfolg des Prozesses bei. Die Ausgangsmaterialien, wie zum Beispiel Pulverform und Partikelgröße, haben einen starken Einfluss auf das Ergebnis und führen zu unterschiedlichen Anforderungen an die Maschine. Für den Abbau von Eigenspannungen und die Entfernung des Supports ist ein Post-Processing notwendig [25; 97].

Die Betrachtung der Einflussmöglichkeiten und -größen zeigt eindrucksvoll, dass das SLM-Verfahren eine sehr komplexe Technologie darstellt. Durch die Vielzahl der Einflussgrößen und ihre Wechselwirkungen untereinander sind eine uneingeschränkte Prozesssicherheit und eine reproduzierbare Fertigung häufig nicht gewährleistet. Gegenwärtig geschieht die Parameterabstimmung noch mittels aufwendiger experimenteller Versuchsreihen. Eine first-time-right-Fertigung ist heute nur in wenigen Fällen möglich [25]. Das Material Nitinol wird bisher im SLM-Verfahren kaum verwendet [97]. Die generative Fertigung von Metallen, speziell Nitinol, erfordert noch intensive Forschungs- und Entwicklungsarbeit [94].

##### Allgemeines zum Prozess

Zur SLM-Herstellung wird das CAD-Modell des zu fertigenden Bauteils entsprechend der Fertigungsrichtung orientiert und in horizontale Schichten, typischerweise von 30 µm bis 100 µm Dicke, zerlegt. Dieser Vorgang wird „Slicen“ genannt. Dann erfolgt das „Hatchen“, wobei für jede Schicht die für den Laser abzufahrende Information berechnet und die Fertigungsparameter, wie zum Beispiel die Laserleistung, die Fokussierung und die Geschwindigkeit, zugeordnet werden. Der metallische Pulverwerkstoff wird dann gemäß dem Modell schichtweise durch einen Auftragsmechanismus und einen Rakel aus Silikon, Keramik oder Metall auf eine Bauplattform aufgetragen und glattgestrichen. Danach wird das dadurch entstandene Pulverbett anhand der CAD-Informationen von einem Laserstrahl definiert lokal aufgeschmolzen. In diesem Bereich bildet sich nach dem Erstarren eine feste Kontur, welche von dem lose bleibenden Pulverbett umgeben ist. Danach wird die Bauplattform um

die eingestellte Schichtstärke abgesenkt und der Vorgang beginnt mit dem Auftragen von neuem Pulver von vorn. Die übereinander liegenden Schichten verschmelzen bei diesem Prozess ebenfalls und verbinden sich zu einem Bauteil. Das Scannen jeder nachfolgenden Schicht durch den Laser und das erneute Beschichten der Plattform wird so lange wiederholt, bis das vollständige Bauteil entstanden ist. Zusammengefasst ist das selektive Laser Schmelzen ein zyklischer Vorgang. Dieser besteht aus drei Prozessschritten: der „Bereitstellung einer Pulverschicht“, dem „Selektiven Erschmelzen“ und dem „Absenken der Bauplattform“. Abb. 4-19 stellt das generative Schichtaufbauprinzip schematisch dar. [25; 98]

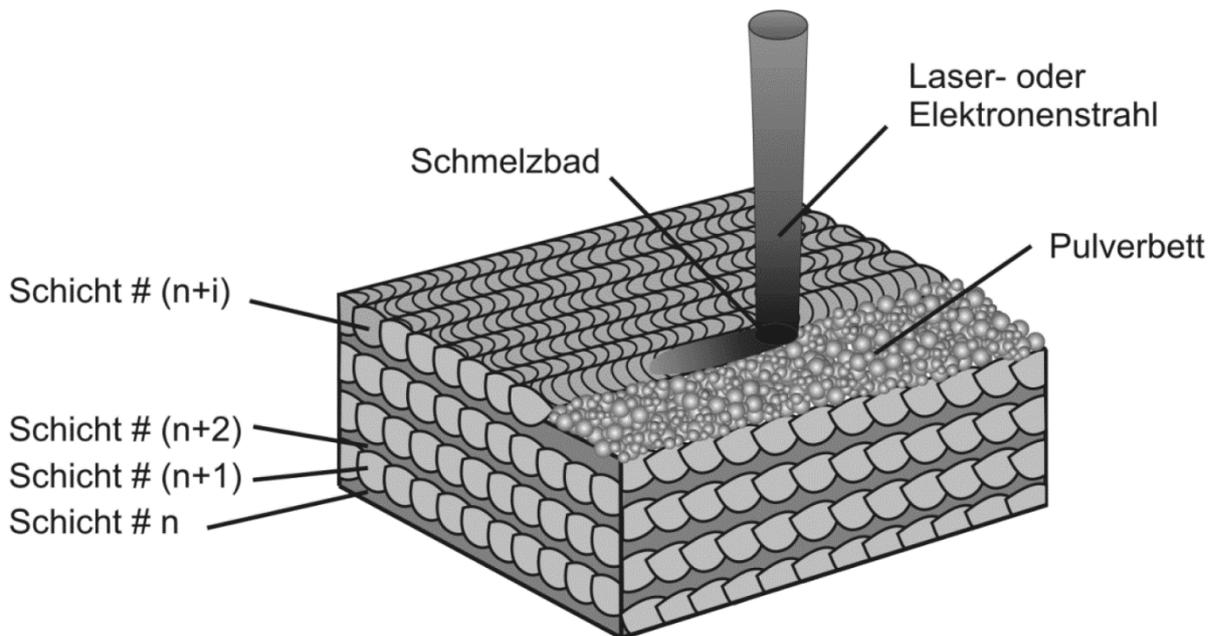


Abb. 4-19: Schematische Darstellung des generativen Schichtaufbauprinzips [25]

Das erstellte CAD-Modell muss für die Verwendung im SLM-Prozess über seine Oberfläche komplett beschrieben sein. Dabei ist die Verwendung von Dateien im STL-Format üblich. Das zu generierende Bauteil wird beim Herstellungsprozess mit einer Stützstruktur, sogenannten Support, auf einem Substratmaterial befestigt. Mit dieser Struktur können auch geneigte Flächen (Überhänge) abgestützt werden. Die Supportstruktur verhindert einen thermischen Verzug und hat großen Anteil an der Abführung der Prozesswärme. Sie wird virtuell erzeugt und dem Bauteil im Modell hinzugefügt. Beim SLM-Verfahren besteht diese Struktur aus demselben Material wie das Bauteil. Üblicherweise werden für den Fertigungsprozess serientaugliche Pulverwerkstoffe aus einer Legierungszusammensetzung verwendet. [25; 98]

### Anforderungen an das Pulver

Für eine erfolgreiche Verarbeitung mit dem SLM-Verfahren ist die Auswahl des Pulvermaterials von entscheidender Bedeutung. Nach der Wahl des Pulvermaterials richtet sich die Abstimmung der Prozessparameter (Schichtstärke, Scangeschwindigkeit, Laserleistung etc.), welche die Eigenschaften eines SLM-Bauteils (Dichte, mechanische Festigkeit, Oberflächenqualität etc.) maßgeblich bestimmen. Die Anforderungen an das Pulvermaterial beeinträchtigen sich zum Teil gegenseitig, weshalb für das

Gesamtergebnis ein Kompromiss gefunden werden muss. So ist zum Beispiel die minimale Schichtstärke von der Größe der Partikel abhängig. Bei einer geringeren Schichtstärke sind ein geringerer Energieeintrag zum Aufschmelzen des Materials, feinere Strukturen und damit eine bessere Oberflächenqualität ohne Stufen möglich. Ein gutes Fließverhalten ist für den Pulverauftrag und damit die Verarbeitung im SLM-Prozess wichtig. Dieses ist abhängig von der Dichte und den Reibungsbedingungen des Pulvers. Gasverdüstete Partikel haben mit ihrer sphärischen Form eine geringe Reibung und weisen damit ein gutes Fließverhalten auf. Prinzipiell fließen Pulver mit kleineren Partikeln besser als Pulver mit größeren Partikeln. Allerdings neigen sehr feine Pulver zur Agglomeration, Brückenbildung und einer vermehrten Feuchtigkeitsaufnahme, wodurch der Partikelfluss gehemmt wird. Da beim SLM-Prozess keine Verdichtung des Pulverauftrags erfolgt, ist der Raumfüllungsgrad geringer als bei einem Festkörperbauteil mit dem gleichen Volumen. Beim Aufschmelzen werden diese Hohlräume geschlossen, was einen Volumenschwund des Bauteils zur Folge hat. Bei höherer Packungsdichte verringert sich nicht nur der Volumenschwund. Auch der Wärmetransport im Material verbessert sich, was einen geringeren Energieeintrag zum Aufschmelzen des Pulvers notwendig macht. Der Raumfüllungsgrad von unverdichteten Pulverschüttungen wird durch die Größen Füll- und Schüttdichte beschrieben. Diese Größen sind dimensionslos. Auch führt eine sphärische Gestalt durch Gasverdüstung zu einem vergleichbar guten Ergebnis. Des Weiteren beschreibt Haberland die theoretisch besten Größenverhältnisse aus Mischungen verschiedener Partikelgrößen für eine maximale Füllichte. Diese Theorie ist jedoch nur qualitativ in die Praxis übertragbar, da für die Pulver in der Realität keine diskrete Partikelgröße vorliegt. Der Verunreinigungsgehalt, welcher bei konventionellen Werkstoffen eine untergeordnete Rolle spielt, hat bei Funktionswerkstoffen wie Nitinol einen negativen Einfluss auf die Formgedächtniseigenschaften. Kleinere Partikel nehmen bei der Verdüstung einen höheren Anteil an Verunreinigungen auf. Da bei anderen Verfahren zur Pulverherstellung die Aufnahme von Verunreinigungselementen sehr viel größer ist, ist hier die Gasverdüstung das einzig mögliche Verfahren. [25]

### Fazit

Die Pulvergröße sollte aufgrund der Schichtstärke so klein wie möglich gewählt werden, ohne dass die Fließfähigkeit dabei verloren geht. Die Grenze für die Fließfähigkeit von Nitinol Partikeln liegt dabei laut einer Prüfung nach DIN EN ISO 4490 von Haberland bei 45  $\mu\text{m}$ . Mit Klopfunterstützung bei der Prüfung konnte die Fraktion mit 20  $\mu\text{m}$  bis 63  $\mu\text{m}$  großen Partikeln zum Fließen gebracht werden. Da die Verarbeitung jedoch in der von Haberland verwendeten Maschine nicht möglich war, wurde die nächstgrößere Pulverfraktion mit einer Partikelgröße von 25  $\mu\text{m}$  bis 75  $\mu\text{m}$  gewählt. Allerdings wurde bei dem zum Vergleich getesteten Edelpulver mit einer Partikelgröße von bis zu 25  $\mu\text{m}$  eine ausreichende Fließfähigkeit festgestellt. Aufgrund der vielen beschriebenen Vorteile wurde die Gasverdüstung als Herstellverfahren für das Pulver gewählt. [25]

### Pulverherstellung

Der Werkstoff Nitinol ist in Pulverform nicht kommerziell erhältlich [25]. Ein geeignetes Verfahren, das sehr häufig in der Literatur verwendet wird, um Pulver aus einem Nitinol Halbzeug herzustellen, ist die Gasverdüstung [25; 33; 86; 97]. Der Gasverdüstungsprozess wird in [25] und [33] ausführlich beschrieben. Die Literaturquellen verweisen bei der Gasverdüstung an die Firma TLS Technik GmbH & Co. Spezialpulver KG. Prinzipiell ist zum selektiven Laser Schmelzen die Verwendung von Elementpulver aus Nickel und Titan oder vorlegiertem Nitinol Pulver möglich [25; 88]. Bei der Verwendung von

Elementarpulver erfolgt die Verdichtung mittels herkömmlicher Presstechniken. Eine thermische Behandlung führt dann zu einer exothermen Reaktion zwischen Nickel und Titan und damit zur Bildung von Nitinol [88]. Allerdings ist lasergesintertes Nitinol aus Elementarpulver sehr porös und enthält andere intermetallische Phasen [31; 88; 97]. Die Verwendung von vorlegiertem Nitinol Pulver verringert diese Nachteile [33; 88; 89; 97]. Des Weiteren ermöglicht es eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften und des Formgedächtniseffektes [88]. Deshalb wird in den genannten Quellen für den SLM-Prozess vorlegiertes Pulver dem Elementpulver vorgezogen. Der Gasverdünnungsprozess führt zu Pulver mit unterschiedlichen Körnungen, das durch Sieben in verschiedene Fraktionen unterteilt werden kann [25; 33]. Einen entscheidenden Einfluss auf die Eigenschaften des Werkstoffes haben die Verunreinigungen, vor allem mit Sauerstoff und mit Kohlenstoff, welche durch die Pulverherstellung entstehen [33].

### Prozessentwicklung - Miniaturisierung des SLM-Prozess

In vorangegangenen Arbeiten zur Herstellung von Nitinol Bauteilen durch SLM ist die Detailauflösung für die Fertigung von Balgaktoren mit den in Kapitel 3.3 genannten Anforderungen noch unzureichend [25]. Deshalb wird der Balgaktor in Zusammenarbeit mit dem Fraunhofer Institut für Lasertechnik (ILT) hergestellt, das Studien zur Herstellung von Nitinol Bauteilen im „Sub-cm-Bereich“ mit verbesserter Detailauflösung, Oberflächenqualität und Aufbaugeschwindigkeit durchführt. Der Versuchsaufbau dazu, mit einer angepassten SLM-50 Maschine der Firma Realizer GmbH, ist in folgender Abbildung zu sehen (Abb. 4-20). Die Maschine arbeitet mit einem luftgekühlten Ytterbium Faserlaser mit 120 W Ausgangsleistung im cw Betrieb. Dieser besitzt einen Fokusbereich von ca. 25  $\mu\text{m}$ . Des Weiteren wurde eine Vibrationseinheit zur Verbesserung der Pulverabscheidung integriert [91].



Abb. 4-20: Versuchsaufbau zur Fertigung von Balgaktoren aus Nitinol mit folgenden Bestandteilen: 1) Computer mit Steuersoftware zur Änderung der Prozessparameter, 2) Prozesskammer mit Pulverbeschichtungsanlage und Bauplattform mit einem Durchmesser von 70 mm, 3) Mikroskop zur verbesserten Prozessbeobachtung, 4) Verbesserte Inertgasspülung, 5) Sauerstoffsensoren für konstante Sauerstoffatmosphäre < 30 ppm, 6) Modulationsbox um modulierte Laserstrahlung zu erzeugen [91]

Auf der Basis der Literatur für Nitinol Legierungen wurden entsprechend die Laserleistung ( $PL$ ), die Scan-Geschwindigkeit ( $vs$ ), die Schichtdicke ( $Ds$ ), die Spotgröße ( $ds$ ), die Frequenz ( $fp$ ) und die Modulationsbreite ( $tp$ ) als grundlegende Prozessparameter identifiziert. Anhand mit diesen Prozessparametern gefertigter Muster werden die Oberflächenrauigkeit und die Wanddicke untersucht, um nachfolgend einen geeigneten Hatschabstand ( $Dys$ ) zur Herstellung von Volumenkörpern zu schätzen. Basierend auf den Ergebnissen werden Modulationsparameter optimiert und es wird die Bestimmung

der endgültigen Parametermatrix ermöglicht. In Kombination mit weiteren Randbedingungen, wie dem O<sub>2</sub>-Wert und der Pulverdeposition, werden verbesserte Strukturen und Volumenstrukturen aufgebaut und hinsichtlich der Oberflächenrauigkeit, Wanddicke und Dichte erneut analysiert. Die Bestimmung eines endgültigen Parameterfensters ermöglicht die Erzeugung eines Demonstrationsteils, gefolgt von der Untersuchung der Formgedächtniseffekte, die mit Nitinol möglich sind [91].

#### Wärmebehandlung von Bauteilen aus Nitinol

Pulvermetallurgisch verarbeitetes Nitinol hat gewöhnlich einen großen Anteil an Sekundärphasen, Inhomogenitäten und thermisch induzierten Eigenspannungen. Zum Abbau dieser ist nach dem SLM-Prozess immer eine Wärmebehandlung erforderlich [23; 25; 99]. Durch bestimmte Wärmebehandlungen wird das Verhalten bei mechanischer Belastung und bei der Phasenumwandlung von nickelreichem Nitinol stark beeinflusst. Damit wird eine Steigerung der Druckfestigkeit und Bruchdehnung erreicht [25].

Haberland beschreibt verschiedene Wärmebehandlungen, die aus Lösungsglühen und darauffolgendem Auslagerungsglühen bestehen und unter inerter Atmosphäre mit Wasserabschreckung durchgeführt werden. Das ist notwendig, da nach dem Lösungsglühen allein keine signifikante Umwandlung des Materials erfolgt und ein Plateau im Spannungsdehnungsdiagramm kaum zu identifizieren ist. Auch Michutta et al. bestätigen, dass eine Wärmebehandlung aus Lösungsglühen, Auslagerung und in Wasser abgeschrecktem nickelreichem Nitinol zu einer homogenen Ausscheidung führt [100]. Burrow führt das Lösungsglühen bei 1000°C für 10 Stunden durch. Dabei sind die zu behandelnden Nitinol Ingots dicht von Quarzkapseln umschlossen. Darin herrscht ein Vakuum und zusätzlich ist, zur Minimierung von Restgasen, ein Titanplättchen eingelegt. Auch hier werden die Proben nach dem Glühen, während die Kapsel aufgebrochen wird, abgeschreckt [99]. Da eine Auslagerung jedoch auch einen Rückgang der Festigkeiten sowie der Bruchdehnung und eine Veränderung des Phasenumwandlungsverhaltens beim Abkühlen bedeutet, wurden von Haberland verschiedene Auslagerungsbehandlungen untersucht. Eine vermeintlich milde Auslagerungsbehandlung bei 350°C für 24 Stunden hat den geringsten negativen Einfluss. Die Phasenumwandlung beim Abkühlen bleibt einstufig und bildet nur eine leichte Schulter aus. Nur durch SLM hergestellte Bauteile, welche bei 950°C für 5,5 Stunden lösungsgelüht und für 24 Stunden bei 350°C ausgelagert wurden, zeigten ausgeprägte superelastische Eigenschaften und die typische Hysterese zwischen Be- und Entlastung. [25]

#### Nachbehandlung und Oberflächenbeschichtung

Um die Supportstrukturen nach dem Fertigungsprozess zu entfernen, werden konventionelle Schneid- und Schleifverfahren verwendet [25]. Die bei der Wärmebehandlung entstandenen Oxidschichten und andere Oberflächenunebenheiten können durch Sandstrahlen, Polieren, chemisches Ätzen oder Elektropolieren entfernt werden [31; 101; 102]. Elektropolieren und elektrolytisches Ätzen erlauben ein definiertes Abtragen und werden für die Nachbearbeitung von Stents eingesetzt [103]. Nitinol kann mit mehreren Materialien wie zum Beispiel Silikon, PTFE, Parylen oder Polyurethan beschichtet werden. Die Beschichtung wurde bislang zum Beispiel durch Aufsprühen, Plasma Polymerisation, Ionenimplantation, Vakuum-, Ionenstrahl- oder chemisch unterstützte Abscheidungsverfahren durchgeführt [31; 32; 104].

#### 4.4.4 Versuchsmuster aus Polymeren

##### Standardmaterial Polyamid (PA)

Das Standardmaterial beim selektiven Lasersintern ist Polyamid (PA). Dienstleister zur Herstellung von Versuchsmustern finden sich zahlreich. So verwendet die Firma 1zu1 Prototypen GmbH das Material „Polyamid EOS 2200“. Die Firma Hördler rapid engineering UG stellt mit Polyamid, das in Bezug auf den Namen nicht weiter spezifiziert ist, funktionsfähige Bauteile für mechanische und thermische Belastung her. Auch die Firma Weihbrecht Lasertechnik GmbH verwendet ein namentlich nicht weiter spezifiziertes Polyamid. Die Dienstleister MMT GmbH, Visiotech GmbH und 4D Concept GmbH verwenden bei der Fertigung von Versuchsmustern durch selektives Lasersintern das PA-12-Pulver „DuraForm PA“. In der folgenden Tabelle (Tabelle 7) sind die Materialdaten der zum selektiven Lasersintern verwendeten Polyamide zusammengefasst.

*Tabelle 7: Werkstoffeigenschaften der beim selektiven Lasersintern eingesetzten Polyamide*

Werkstoffeigenschaften	PA	Polyamid EOS 2200	DuraForm™ PA (PA-12)
Dichte lasergesintert [g/cm <sup>3</sup> ]	0,9 bis 0,95	0,99 bis 1,00	1,00
Biege-E-Modul [MPa]	1240+-130	-	1387
E-Modul [N/mm <sup>2</sup> ]	-	-	1600
Zug-E-Modul [MPa]	1700+-150	1900+-50	1586
maximale Zugfestigkeit [MPa]	45+-3	50+-1	43
Shore-Härte	75+-2 D	-	73 D
Bruchdehnung [%]	20+-5	-	22
maximale Biegefestigkeit [MPa]	-	-	48

##### Schichtdicke/ Vorversuche

Zunächst einmal ist laut den aufgeführten Dienstleistern und Pulverherstellern, die generative Fertigung in Form von selektivem Lasersintern anbieten, mit dem entsprechenden Polyamid eine minimale Schichtdicke von 0,1 mm möglich. Jedoch konnte kein Versuchsmuster der Balggeometrie mit einer Wanddicke von 0,1 mm hergestellt werden, da hier nicht ausreichend Material vorhanden war, um sich zu einer stabilen Wandstruktur zu verbinden. Daraufhin wurde die Herstellung einer Balggeometrie mit höheren Wanddicken (Abb. 4-21, Seite 49) von 0,3 mm, 0,6 mm und 0,8 mm untersucht.

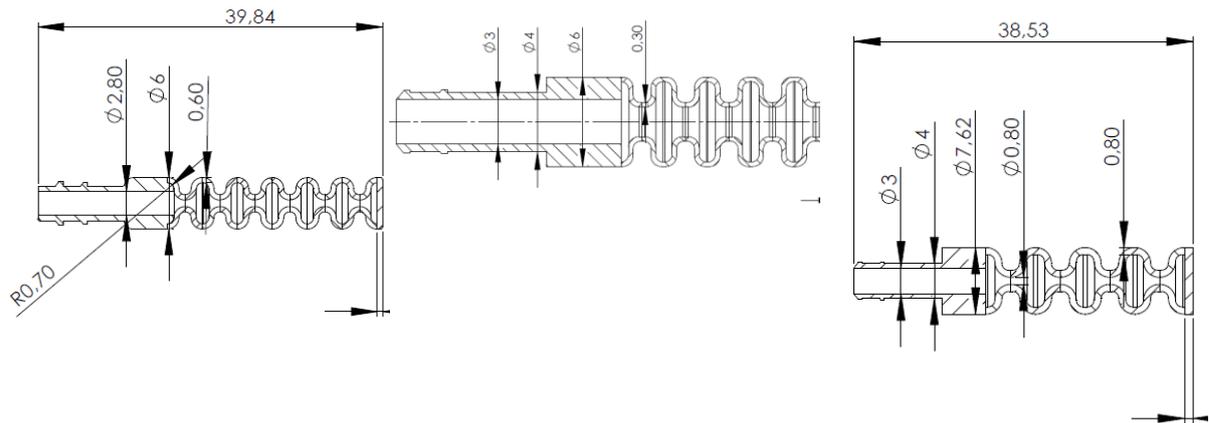


Abb. 4-21: Balggeometrie mit verschiedenen Wanddicken aus Polyamid

Nach der Fertigung muss zunächst das in der Balggeometrie befindliche Pulver entfernt werden. Dies kann mechanisch mit einer Art Bürste, einem Draht oder mittels Druckluft geschehen. Ab einem minimalen Innendurchmesser von 0,8 mm war die Entfernung des Pulvers nur noch durch die Verwendung von Druckluft möglich. Aus den beiden Windungen, die sich am nächsten am Deckel befinden, konnte das Pulver nicht entfernt werden. Dafür wäre eine Öffnung auf der Deckelseite notwendig. Aufgrund der filigranen Strukturen erscheint eine nachträgliche Anbringung des Deckels nicht sinnvoll. Dieser wird zur Entfernung des Pulvers durchbohrt und wieder verklebt. Die Wanddicke beim selektiven Lasersintern muss mindestens 0,8 mm betragen. Damit ist eine Ausformung der Windungen schon bei einem recht großen Außendurchmesser schwierig (Abb. 4-22).

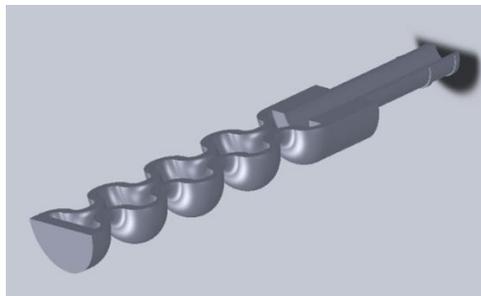


Abb. 4-22: Schnittdarstellung eines Balgaktors mit einer Wanddicke von 0,8 mm

### Fertigung eines Versuchsmusters

Mit dem ermittelten minimal möglichen Außendurchmesser von 7,62 mm wird ein Balgaktor mit einer Anschlussstülle für einen Schlauch zur Druckbeaufschlagung modelliert (Abb. 4-23, Seite 50) und mit dem SLS-Verfahren hergestellt (Abb. 4-24, Seite 50). Da die Funktionsmuster, welche von der Firma Visiotech GmbH gefertigt wurden, in Bezug auf die Oberflächenbeschaffenheit und Detailtreue optisch den besten Eindruck machen, wird das Material PA-12 in Form von „DuraForm PA“ verwendet.



Abb. 4-23: Modell eines Balgaktors aus Polyamid

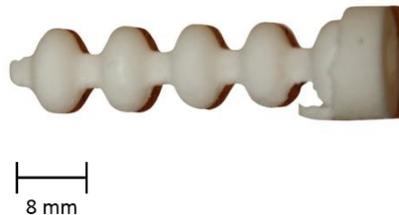


Abb. 4-24: Aus Polyamid hergestellter Balgaktor

### Versuche mit anderen Materialien

Um die elastischen Eigenschaften des Balgaktors zu verbessern, werden hier auch andere Polymere getestet. Die elastische Verformung ist bei Elastomeren größer als bei Thermoplasten. Allerdings lassen sich konventionelle Elastomere nicht mit dem SLM-Verfahren verarbeiten.

Seit einiger Zeit werden thermoplastische Elastomere zur Verarbeitung durch selektives Lasersintern angeboten. Einige Dienstleister, wie zum Beispiel die Firma Weihbrecht Lasertechnik GmbH und die Firma Trindo Digitalmanufaktur GmbH, arbeiten mit Thermoplastischem Polyurethan (TPU oder TPE-U) und erreichen damit verschiedene Shore Härten. Die Firma 1zu1 Prototypen GmbH bietet einen sogenannten „SLS Gummi“ an, mit dem eine Härte von 50 Shore-A bis 80 Shore-A erreicht werden kann. Zur Zusammensetzung und zu den Materialkennwerten stehen für diese Arbeit keine Daten zur Verfügung. Des Weiteren bietet die Firma MMT GmbH gummiähnliche Bauteile aus dem Material „DuraForm™ FLEX“ an. Mit diesem Material sind bei der Fertigung mittels SLS-Verfahren Shore Härten von 20 Shore A bis 80 Shore A möglich. Von „DuraForm™ FLEX“ stehen für diese Arbeit keine Daten zur Materialzusammensetzung, jedoch Materialkennwerte (Tabelle 8) zur Verfügung.

Tabelle 8: Werkstoffeigenschaften von elastischen Materialien zum Einsatz beim selektiven Lasersintern

Werkstoffeigenschaften	DuraForm™ FLEX
Dichte lasergesintert [g/cm <sup>3</sup> ]	0,44
Biege-E-Modul [MPa]	5,9
E-Modul [N/mm <sup>2</sup> ]	-
Zug-E-Modul [MPa]	7,4
maximale Zugfestigkeit [MPa]	1,8
Shore-Härte	60 A
Bruchdehnung [%]	110
maximale Biegefestigkeit [MPa]	-

Die SLM-Verarbeitung von elastischen Materialien ist bei allen Dienstleistern bis zu einer minimalen Schichtdicke von 1,0 mm möglich.

#### 4.4.5 Versuchsmuster aus Nitinol

Aufgrund der geringen Erfahrungen mit der Verarbeitung von Nitinol mit dem SLM-Verfahren und der erstmaligen Fertigung einer balgartigen Struktur mit diesem Verfahren wurden zunächst Geometrien aus Edelstahl 1.4404 aufgebaut. Dies geschieht zur Beurteilung der prinzipiellen Fertigbarkeit des Aufbaus und zur Vorabschätzung der Prozessparameter. Des Weiteren erfolgt eine Abschätzung der Grenzbereiche der geometrischen Größen, welche mit Außendurchmessern von 2,5 mm und 5 mm gefertigt wurden. Die dazu verwendeten Wanddicken von 100 µm bis 500 µm geben Aufschluss über die notwendigen Eigenschaften des Pulvers.

Zu Beginn der Forschungen hatte die Fachhochschule Nordwestschweiz bereits erste Erfahrungen mit der Herstellung von porösen Implantaten aus Nitinol durch SLM gesammelt. Deshalb wurde die Balgeometrie auf eine bereits verarbeitete Größe skaliert. Dabei waren die Wanddicke von 1 mm und frei tragende Geometrien (Überhänge) von maximal 45° von großer Bedeutung. Eine Fertigung größerer Überhänge ist nur mit einer entsprechenden Stützstruktur (Support) möglich. Aufgrund der Bauteilform und -größe wurde eine anschließende Entfernung des Supports als schwierig eingeschätzt.

Die Balgstruktur (Abb. 4-25) wurde in Zusammenarbeit mit Ralf Schumacher aus einem nicht weiter spezifizierten Nitinol-Pulver an der FH Nordwestschweiz hergestellt.



Abb. 4-25: Erste generativ hergestellte Balgstruktur aus Nitinol

Diese Fertigung von Balgaktoren aus Nitinol ist prinzipiell möglich. Allerdings ist das hergestellte Bauteil sehr porös und hat dementsprechend eine schlechte Materialdichte. Die horizontale Anordnung beim Aufbau führt zu einem hohen Energieeintrag in den Windungen. Diese ist durch eine Blaufärbung erkennbar. Die flache Neigung der Windungen hat unebene Unterseiten zur Folge. Die Oberfläche ist übersät von Schweißperlen.

Die Erkenntnisse verdeutlichen die Notwendigkeit einer genauen Abstimmung zwischen den in Kapitel 4.4.3 genannten Prozessgrößen.

### Erzeugung des Pulvers

Recherchen und Anfragen bei den gängigen Anbietern von Nitinol, wie Smart Materials Corporation, Memry Corporation, VascoTube GmbH, Endosmart mbH und Johnson Matthey GmbH, und mehreren Forschungsinstituten, wie der FH Nordwestschweiz, der Universität Bochum und dem Fraunhofer ILT, die mit diesem Werkstoff arbeiten, bestätigen, dass Nitinol in Pulverform nicht kommerziell erhältlich ist [25].

Das Pulver wird durch Gasverdüsung aus einem geeigneten Halbzeug hergestellt. Die Auswahl des passenden Halbzeugs geschieht nach den Anforderungen für die Gasverdüsung und den Anforderungen an das Material nach dem SLM-Prozess. So ist für die Gasverdüsung ein Rundstab aus Vollmaterial mit einem Durchmesser von 10 bis 70 mm und einer Länge von 250 bis 700 mm erforderlich.

Um den Materialverlust zu minimieren, wird ein möglichst großer Durchmesser bei einer Ausnutzung der gesamten Länge gesucht. Einen maximalen Durchmesser von 32,3 mm bei einer Länge von 700 mm liefert ein warmgewalzter Nitinol Stab der Firma Smart Materials Corporation. Aufgrund dieses maximalen kommerziell verfügbaren Durchmessers in Verbindung mit den gewünschten Formgedächtniseigenschaften wird dieser Stab ausgewählt. Zur Ausführung der Gasverdüsung wurde nach Recherche und Anfrage die Firma TLS Technik GmbH & CO. Spezialpulver KG gewählt [25]. Die Gasverdüsung wurde mit dem EIGA-Verfahren (Electrode Induction Melting Gas Atomization) (beschrieben in [25]) durchgeführt. Da die Firma TLS Technik GmbH & CO. Spezialpulver KG aus wirtschaftlichen Gründen Kleinmengen an Pulver ab 10 kg herstellt, werden insgesamt fünf solcher Stäbe verdüst. Nach dem SLM-Prozess sollen die superelastischen Eigenschaften des Materials bei Raumtemperatur zur Verfügung stehen. Dazu muss das Material im austenitischen Gefügestand vorliegen. Laut Experteneinschätzungen (Korrespondenz mit Großmann, Haberland und Rui João Santos Batista) erhöhen sich die Umwandlungstemperaturen durch den SLM-Prozess um ungefähr 20 K. Deshalb wurde eine Legierung gewählt, bei der die As Temperatur bei  $-24^{\circ}\text{C}$  bis  $-12^{\circ}\text{C}$  und die Af Temperatur bei  $-11^{\circ}\text{C}$  bis  $+1^{\circ}\text{C}$  liegen. Die Zusammensetzung dieser Legierung beträgt 55,97 wt% Nickel und 44,03 wt% Titan [59].

Die Voruntersuchungen zeigen, dass zur späteren SLM-Verarbeitung ein Fokusdurchmesser von maximal  $50\ \mu\text{m}$  notwendig ist. Deshalb wird eine Pulverfraktion von  $10\ \mu\text{m}$  bis  $30\ \mu\text{m}$  zur Weiterverarbeitung ausgewählt. Größere Körner können teilweise nicht mehr aufgeschmolzen werden. Die definierten Fraktionen werden durch Sieben separiert. Um die Fließfähigkeit des Pulvers zu erhöhen, wurden alle Partikel, die kleiner als  $10\ \mu\text{m}$  sind, durch Windsichten entfernt [59]. Somit sind die Anforderungen an das Material, welche zur generativen Verarbeitung notwendig sind, erfüllt. Nach der Gasverdüsung, dem Sieben und dem Windsichten werden die Pulverfraktionen in Kunststoffflaschen unter Argon Atmosphäre verpackt und zur weiteren Benutzung bereitgestellt. Es stehen nun 2,8 kg der Pulverfraktion von  $10\ \mu\text{m}$  bis  $30\ \mu\text{m}$  an Nitinol zur Verfügung.

### Untersuchung des Pulvers

Da bei der Pulverherstellung Kontaminationen durch Kohlenstoff, Sauerstoff und Stickstoff möglich sind und diese die Formgedächtniseigenschaften negativ beeinflussen, wurde das Pulver von der Firma GfE Fremat GmbH auf dessen Zusammensetzung untersucht. Der Kohlenstoffgehalt wurde mit dem Verbrennungsverfahren, der Sauerstoff- und Stickstoffgehalt mit der Trägergas-Heißextraktion ermittelt. Zur Ermittlung möglicher anderer Bestandteile wurde eine GDMS Analyse durchgeführt.

## Laserschmelz Prozess

Nach dem Design, das für die einzelnen Iterationsstufen in Kapitel 4.5 detailliert beschrieben wird, erfolgt der eigentliche Herstellprozess der Balgaktoren. Die Balgaktoren werden in einer inaktiven Atmosphäre auf Nitinol Substratplatten mit einer Realiser SLM-50 Maschine am Fraunhofer ILT aufgebaut [59]. Aufgrund verschiedener Verbesserungen des Pulverauftragsmechanismus (zum Beispiel der Verwendung von Silikonlippen, der Variation der Anstellwinkel und der Verwendung von Vibrationsmotoren) durch das Fraunhofer ILT ist eine Verarbeitung der Pulverfraktion von 10  $\mu\text{m}$  bis 30  $\mu\text{m}$  möglich. Die grundlegenden Prozessparameter, welche in Kapitel 4.4.3 identifiziert wurden, werden für die Fertigung der folgenden Bauteile in den folgenden Bereichen eingestellt (Tabelle 9).

Tabelle 9: Verwendete Prozessparameter für die SLM-Verarbeitung von Nitinol

Prozessparameter	Einstellwert
Fokusbereich	30 $\mu\text{m}$
Laserleistung für Hatch (PL)	50 W bis 55 W
Laserleistung für Kontur (PLc)	40 W bis 60 W
Scan Geschwindigkeit für Hatch (vs)	30 mm/s bis 60 mm/s
Scan Geschwindigkeit für Kontur (vsc)	30 mm/s bis 50 mm/s
Hatch Abstand ( $\Delta\text{ys}$ )	50 $\mu\text{m}$ bis 60 $\mu\text{m}$
Konturabstand ( $\Delta\text{sc}$ )	30 $\mu\text{m}$ bis 50 $\mu\text{m}$
Schichtdicke (Ds)	10 $\mu\text{m}$ bis 20 $\mu\text{m}$

Für jede Iterationsstufe beziehungsweise für jedes veränderte Bauteil ist der exakte Einstellwert verschieden und muss im Rahmen dieser Grenzen ermittelt werden.

## Wärmebehandlung

Um die Formgedächtniseigenschaften nach den durchgeführten Prozessen im fertigen Bauteil wiederherzustellen, wird eine Wärmebehandlung wie folgt nach Absprache mit der Firma Inguls GmbH durchgeführt. Die zu behandelnden Nitinol Bauteile werden zunächst zusammen mit einem Titan-Getter in einem luftdichten Glasgehäuse angeordnet (Abb. 4-26, Seite 54). Dieser soll mit seiner höheren Reaktivität den im Gehäuse befindlichen Restsauerstoff binden, damit die Verunreinigung der Bauteile minimiert wird. Es ist darauf zu achten, dass kein physischer Kontakt zwischen den Nitinol Bauteilen und dem Titan-Getter möglich ist. Die Wärmebehandlung wird in einem Vakuumofen durchgeführt (Abb. 4-27, Seite 54). In Anlehnung an [25] wird zunächst ein Lösungsglühen der Bauteile bei 950°C für 5,5 Stunden durchgeführt, gefolgt von schnellem Abkühlen. Danach erfolgt ein Auslagern der Bauteile bei 350°C für 24 Stunden und ein erneutes schnelles Abkühlen. Es wurde erwogen, das schnelle Abkühlen (Abschrecken) aufgrund der potenziell geringsten Kontaminierung mittels Gasabschreckung durchzuführen. Nach Korrespondenz mit den Herstellern wurde auf diese schonende Art der Abkühlung jedoch verzichtet, da die erforderlichen Abkühlraten mit den angebotenen Öfen nicht erreicht werden können. Die schnelle Abkühlung wurde, wie in der Literatur häufig beschrieben, mit Wasser durchgeführt. Nach dem Lösungsglühen wird das Glasgehäuse dazu im Wasserbad geöffnet. Anschließend erfolgt die Auslagerung, wobei die Bauteile wieder in einem luftdicht verschlossenen Glasgehäuse mit einem Titan-Getter platziert sind. Ein erneutes Abschrecken unter Öffnen des Glasgehäuses im Wasserbad schließt die Wärmebehandlung ab. Um die Bauteile nach dem Abschrecken besser ausgasen zu lassen, werden diese nach dem Abschrecken bei einer Temperatur von 80°C gelagert. [25; 59]



Abb. 4-26: Anordnung der generativ gefertigten Nitinol Bauteile bei der Wärmebehandlung



Abb. 4-27: Vakuumofen zur Wärmebehandlung der Nitinol Bauteile

### Nachbearbeitung

Die Entfernung der Stützstrukturen erfolgt durch Sägen und Schleifen. Da die Balgaktoren Poren aufweisen, ist eine Beschichtung notwendig, um eine Abdichtung zu erreichen. Um die Poren zu versiegeln, wird eine Parylene-Beschichtung mit einer Dicke von 5,5  $\mu\text{m}$  aufgebracht [59]. Dazu wird der Aktor in einer Vakuumkammer platziert und mit flüssigen Parylene besprüht. Dieses setzt sich auf allen frei zugänglichen Oberflächen ab. Eine vorherige Reinigung und Ausrichtung der Bauteile sind für die Beschichtung zwingend erforderlich. Die Reinigung erfolgt mit Isopropanol und Azeton im Ultraschallbad, wobei sich viele verschiedene Feststoffe herauslösen. Einige Bauteile werden liegend und andere hängend beschichtet. Es stellte sich heraus, dass die liegende Beschichtung bei den Balgaktoren zu einer besseren Abdichtung führt. Nach einer Plasmavorbereitung (Argon und Sauerstoff) erfolgt die Beschichtung mit Parylene C unter Verwendung eines gasförmigen Haftvermittlers. Dabei wird eine Schichtdicke von 5,5  $\mu\text{m}$  von möglichen 10  $\mu\text{m}$  aufgetragen. Durch mehrfache Beschichtung von Parylene auf Parylene kann die Schichtdicke noch erhöht werden. Allerdings ist diese Vorgehensweise eher experimentell und eine geringere Festigkeit der Beschichtung ist zu erwarten.

### Balg mit miniaturisierter Grenzgeometrie

Nachdem die Aktorgeometrie mit einem Außendurchmesser von 2,5 mm und einer Wanddicke von 100  $\mu\text{m}$  aus Edelstahl 1.4404 erfolgreich hergestellt wurde, wird die gleiche Geometrie aus dem erzeugten Nitinol-Pulver der Fraktion von 10  $\mu\text{m}$  bis 30  $\mu\text{m}$  hergestellt. Die äußere Form des Aktors stimmt rein optisch weitestgehend mit dem CAD-Modell überein (Abb. 4-28). Die Oberfläche hat eine für SLM gefertigte Bauteile typische körnige Form.

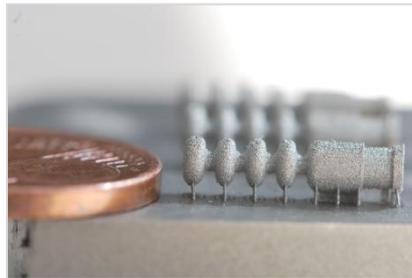


Abb. 4-28: Durch SLM gefertigter Balgaktor aus Nitinol mit Grenzabmessungen

Die Entfernung des Pulvers bereitet einige Schwierigkeiten. Die Rasterelektronenmikroskop (REM) Aufnahme in Abb. 4-29 zeigt ein Verschmelzen der konkaven Biegeradien im Inneren des Aktors. Eine Entfernung dieser erstarrten Schmelze und des in den Windungen befindlichen Pulvers ist prinzipiell mit Aufbohren möglich.

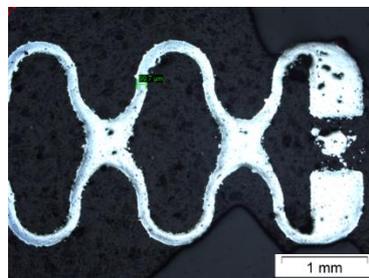


Abb. 4-29: REM-Aufnahme eines Balgaktors aus Nitinol mit 2,5 mm Außendurchmesser

Des Weiteren werden Grenzgeometrien des Aktors mit Hinterschnitten, also mit Radiuswinkeln größer 180°, aufgebaut. Der Außendurchmesser bleibt bei 2,5 mm, aber der Innendurchmesser wird auf 0,4 mm reduziert. Abb. 4-30 zeigt den gefertigten Aktor aus verschiedenen Perspektiven.

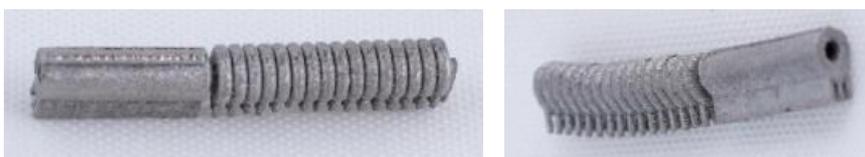


Abb. 4-30: Aktor mit Grenzgeometrie aus verschiedenen Perspektiven

Die Aktoren sind leicht gekrümmt und zeigen Reste der Stützstruktur. Eine Entfernung dieser Stützstruktur stellt sich durch das mechanisch schwer zu bearbeitende Material bei diesem filigranen Bauteil als äußerst schwierig dar. Die Bohrung für den Anschlussbereich entspricht optisch der Rundung im CAD. Im Anschlussbereich kann das Pulver mit einem 0,3 mm dicken Draht entfernt werden. Mit dem Draht kann jedoch nicht in den Verformungsbereich vorgedrungen werden. Es ist anzunehmen, dass dort wieder Verschmelzungen der konkaven Biegeradien und der einzelnen Windungen auftreten. Bei den Versuchen, die Verschmelzungen konventionell aufzubohren, wurden entweder der Aktor oder der Bohrer zerstört. Eine Entfernung dieser erstarrten Schmelze, des in den Windungen und in den Hinterschnitten befindlichen Pulvers, ist somit nicht möglich.

Deshalb ist für die Fertigung der Balgaktoren durch SLM Folgendes zu beachten: Für die Entfernung des Pulvers müssen die Aktoren eine axiale Durchbohrung aufweisen. Der Innendurchmesser  $d$  muss mindestens 0,7 mm betragen. Die Verwendung einer U-Struktur mit Radiuswinkeln von  $180^\circ$  vereinfacht den Fertigungsprozess. Die Wanddicke kann theoretisch noch verringert werden.

#### Erste Versuchsmuster mit Aktorcharakteristik

Durch die Anforderungen und die Erkenntnisse aus den Vorversuchen und den Simulationen wird eine Aktorgeometrie mit 5 mm Außendurchmesser und 0,78 mm Innendurchmesser modelliert (Abb. 4-31). Dabei wird die Wanddicke im Verformungsbereich minimal gewählt (fertigungsbedingt  $100\ \mu\text{m}$ ), um eine maximale Verformung zu erreichen. Die U-Struktur wird gewählt, weil diese Geometrie einen guten Kompromiss zwischen geringer Spannung und hohen Verformungen verspricht. Des Weiteren beträgt der Radiuswinkel  $\alpha$  bei dieser Geometrie  $180^\circ$ , wodurch keine Hinterschnitte wie bei der J-Struktur entstehen und somit der Herstellungsprozess stark vereinfacht wird. Die Anschlussbereiche werden, um eine Verformung auszuschließen und eine stabile physische Verbindung zur Umgebung sicherzustellen, mit einer massiveren Wanddicke hergestellt. Das Hauptanschlussteil hat eine axiale konische Bohrung mit einem Durchmesser von 0,78 mm bis 0,9 mm, um es mit einem Druckversorgungsrohr verbinden zu können [59]. Das Hilfsanschlussteil hat eine angesetzte axiale Bohrung. Dieser Absatz soll mittels eines O-Rings und des entsprechenden Gegenstücks der umgebenden Bauteile als Dichtfläche dienen. Das Hilfsanschlussteil hat außerdem eine radiale Bohrung, um die Durchführung eines Verbindungsstifts zu ermöglichen.

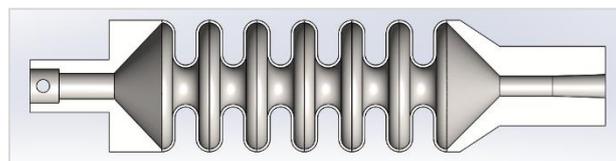


Abb. 4-31: Modell eines Versuchsmusters mit Aktorcharakteristik

Die Versuchsmuster werden auf einer Substratplatte aus Nitinol durch SLM hergestellt und sind in Abb. 4-32 (Seite 57) zu sehen. Die Materialdicke an den Windungen ist relativ dünn, so dass es in diesem Bereich zu sichtbaren Poren kommt. Die verschiedenen Wanddicken und die Form der Balgstruktur machen es schwierig, ein geeignetes Prozessfenster bei der Fertigung zu finden. Der hohe Energieeintrag, der an den dicken Anschlussbereichen notwendig ist, führt zu einem starken thermischen Verzug der Versuchsmuster. Die Oberfläche weist viele Unebenheiten und Strukturfehler

auf. Die Rundungen in den Anschlussbereichen, vor allem am Hilfsanschluss, weisen keine technisch verwendbaren Konturen auf.



Abb. 4-32: Versuchsmuster mit Aktorcharakteristik aus verschiedenen Perspektiven

#### 4.4.6 Dynamische Differenzkalorimetrie (DSC-Analyse)

##### Theorie

Die DSC-Analyse ist eine thermische Analyse, die zum Nachweis von Phasenumwandlungen und zur Charakterisierung der Phasenumwandlungstemperaturen dient. Bei dieser Analyse wird die aufgenommene beziehungsweise abgegebene Wärmemenge einer Probe während einer Temperaturvariation bestimmt. Der Verlauf der Temperaturkurve gibt anschließend Aufschluss über den Gefügestand einer Probe. Die Umwandlungstemperaturen einer Probe sind durch jeweils einen Peak erkennbar und können genau ermittelt werden. Da diese Phasenübergänge exotherme oder endotherme Vorgänge darstellen, lassen sich durch die Änderung der aufgenommenen Wärmeströme die Phasenumwandlungen charakterisieren. Diese Phasenumwandlungen sind der Grund für den Formgedächtniseffekt (siehe Kapitel 4.3.3). In Abb. 4-33 ist eine typische DSC-Messkurve für die einstufige Phasenumwandlung von Nitinol zu sehen. [25]

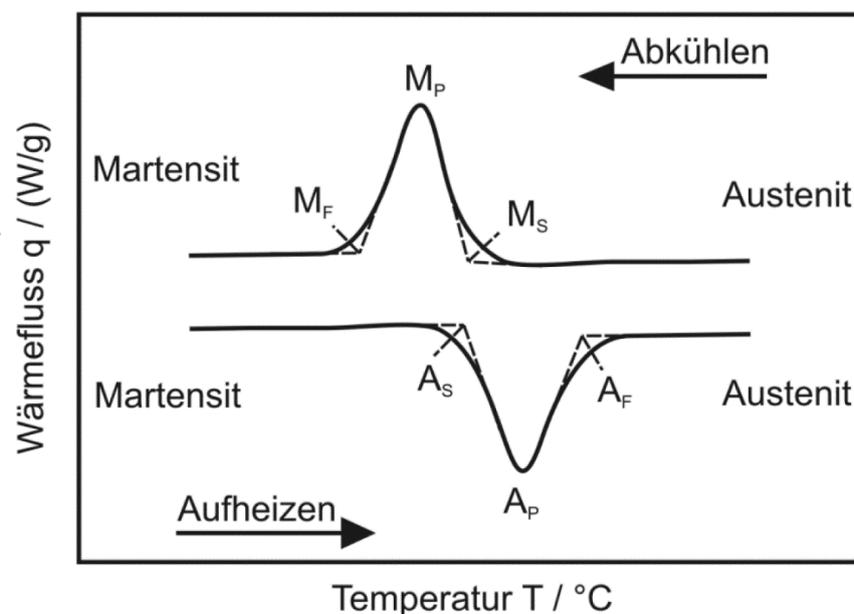


Abb. 4-33: Schematische Darstellung einer typischen DSC-Messkurve für Nitinol [25]

Im Verlauf der Abkühlkurve sind die Martensit-Start Temperatur  $M_s$ , die Martensit-Peak Temperatur  $M_p$  und die Martensit-Finish-Temperatur  $M_f$  zu erkennen. Im Verlauf der Heizkurve werden die Austenit-Start Temperatur  $A_s$ , die Austenit-Peak Temperatur  $A_p$  und die Austenit-Finish Temperatur  $A_f$  ersichtlich. Die Peak-Temperaturen lassen sich dabei direkt als Maxima beziehungsweise Minima der jeweiligen Kurve detektieren. Zur Bestimmung der Start- und Finish- Temperaturen wird eine Analysesoftware verwendet, welche die Temperaturen nach dem Tangentenverfahren ermittelt [25]. Die Start-Temperaturen kennzeichnen den jeweiligen Umwandlungsbeginn und die Finish-Temperaturen das jeweilige Ende der Umwandlung.

## 4.5 Design nach Analyse des Materials und des Herstellungsprozesses

### 4.5.1 Vereinfachungen des Modells in Ansys

Eine Vereinfachung des Modells führt grundsätzlich zu einer reduzierten Rechenzeit. Da in den entscheidenden Bereichen eine feinere Vernetzung gewählt werden kann, wird die Genauigkeit der Simulation trotz Vereinfachung des Modells erhöht. Dazu wurden folgende Schritte unternommen.

#### Reduzierung der Windungsanzahl

Um den Einfluss der Windungsanzahl auf die Gesamtverformung und die resultierende Stellkraft zu ermitteln, wurden mit Ansys ganze- und halbe Windungen von  $N = 0,5$  bis  $N = 5$  simuliert (Abb. 4-34).

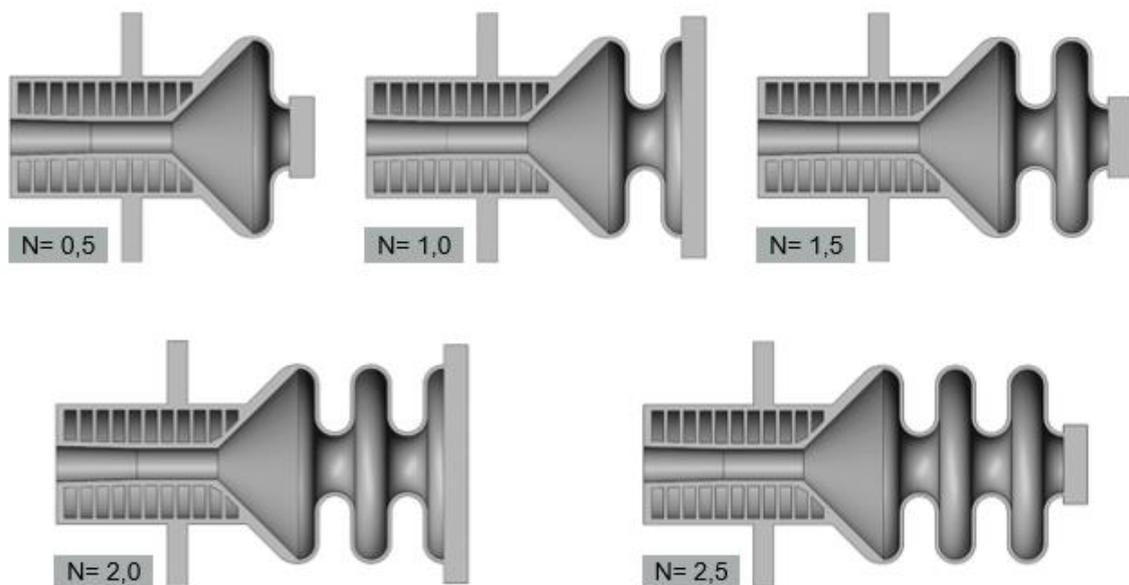


Abb. 4-34: Darstellung des Aufbaus verschiedener Windungsanzahlen von  $N = 0,5$  bis  $2,5$

Um die Resultate nicht zu beeinflussen, wurden immer der gleiche Hauptanschluss und der gleiche Hilfsanschluss verwendet. Der Hilfsanschluss wurde dabei vereinfacht als Quaderform modelliert. Als Material wurde Nitinol verwendet. Zur Ermittlung der Gesamtverformung wurde das Modell auf der

Seite des Hauptanschlusses fest gelagert. Die andere Seite ist dabei frei verformbar. Für die Ermittlung der resultierenden Stellkraft wurde das Modell zusätzlich auf der Seite des Hilfsanschlusses fest eingespannt. Dann wurde für jedes Modell eine Druckbeaufschlagung mit 5 MPa simuliert. Folgende Ergebnisse wurden beobachtet. Die Gesamtverformung steigt, wie in folgendem Diagramm zu sehen ist (Abb. 4-35), linear mit der Anzahl der Windungen an.

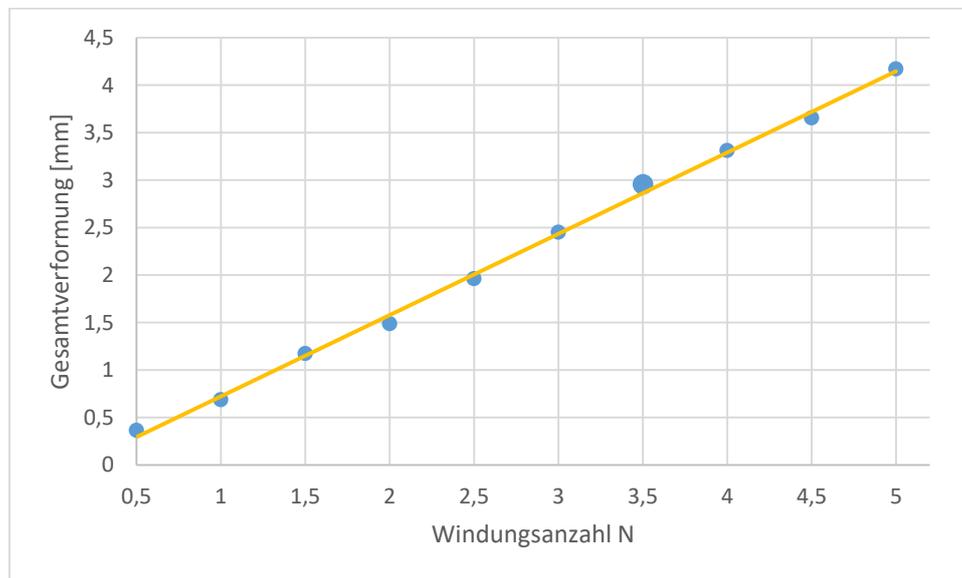


Abb. 4-35: Qualitativer Zusammenhang zwischen der Gesamtverformung und der Windungszahl bei Druckbeaufschlagung

Zusätzlich ist aus den Simulationen ersichtlich, dass die Stellkraft unabhängig von der Anzahl der Windungen ist und konstant verläuft. Somit ist es möglich, in den Simulationen die Anzahl der Windungen zu reduzieren. Die Ergebnisse für die Gesamtverformung können dabei für die Gesamtbetrachtung skaliert werden (Formel 1). Dabei können die Ergebnisse der Stellkraft übernommen werden. Für die weiteren Untersuchungen wurde deshalb eine Windungszahl von  $N = 1$  gewählt.

$$\Delta L = \Delta l * N$$

Formel 1: Skalierung der Gesamtverformung  $\Delta L$ : Längenänderung einzelner Windung  $\Delta l$ , Anzahl der Windungen  $N$

#### Einfluss der Anschlussbereiche (Hauptanschlussteil, Hilfsanschlussteil) - Vereinfachung der Geometrie

Um den Einfluss der Anschlussbereiche auf das Aktorverhalten zu ermitteln, wurden Untersuchungen zur Verformung durchgeführt. Die Verformung erfolgt im Verformungsbereich. An den Anschlussstellen tritt aufgrund ihrer Geometrie keine Verformung auf. Zum Vergleich werden folgende Aktorgeometrien mit und ohne Anschlusssteile simuliert:

- Einspannung am Hauptanschlussteil mit kompletter Aktorgeometrie
- Einspannung am Hauptanschlussteil, Verformungsbereich ohne Hilfsanschlussteil
- Einspannung am Hauptanschlussteil, Hilfsanschlussteil durch stilisierte Quaderform ersetzt
- Einspannung an Stirnseite der Windung, Hilfsanschlussteil durch stilisierte Quaderform ersetzt, Hauptanschlussteil entfällt

Es wurde beobachtet, dass die Anschlussteile einen Einfluss auf die Verformung haben. Ohne Hilfsanschlussteil ist die Verformung größer als bei der kompletten Aktorgeometrie. Wird das Hilfsanschlussteil jedoch in Quaderform - quasi unverformbar modelliert – und wird anstelle des Hauptanschlussteils die Windung direkt an der Stirnseite eingespannt, so erfolgt eine Verformung wie bei der kompletten Aktorgeometrie. Da somit für das Hilfsanschlussteil ein sehr einfaches Netz verwendet werden kann, wird für weitere Untersuchungen diese vereinfachte Geometrie gewählt.

#### Rotationssymmetrie - 2D-Modell

Mit Hilfe der Rotationssymmetrie des Aktors ist es möglich, das Modell in 2D zu simulieren. Dazu wird die vereinfachte Geometrie mit dem quaderförmigen Hilfsanschluss und einer Windung in Ansys mit Hilfe des DesignModelers modelliert. Damit die Workbench das Modell als 2D-rotationssymmetrisch betrachtet, müssen einige Grundeinstellungen geändert werden. Die Erstellung des 2D-Modells ist in Bezug auf den Aufwand und die Vorgehensweise prinzipiell vergleichbar mit dem Erstellen eines 3D-Modells. Allerdings sind zum Erstellen, Simulieren und Interpretieren eines 2D-Modells in Ansys Spezialkenntnisse notwendig. Der Aufwand zum manuellen Einrichten eines 2D-Modells ist im Vergleich zum Importieren eines bereits bestehenden dreidimensionalen Bauteils höher. Nach der Modellierung der Geometrie erfolgt auch bei zweidimensionalen Bauteilen die Vernetzung. Diese ist einfacher als beim 3D-Element und es werden weniger Elemente benötigt. Die zur Simulation verwendete Ansys Workbench weist die benötigten Flächenelemente automatisch zu. Die eigentliche Berechnung ist auf Grund der einfacheren Elemente und deren geringerer Anzahl sehr viel schneller als bei einem vergleichbaren 3D-Modell. Die Gegenüberstellung mit der 360° Rotation zeigt vergleichbare Ergebnisse. Deshalb kann für weitere Simulationen das 2D-Modell gewählt werden.

#### 4.5.2 Simulation Polymeraktor

Hier wird ein Polymer Materialmodell mit isotroper Elastizität in Ansys ausgewählt und, wie in Kapitel 4.2 beschrieben, simuliert. Bei Verwendung der ursprünglichen Aktorparameter lassen sich so keine realistischen Ergebnisse ermitteln. Deshalb wird in Anlehnung an die Herstellung (Kapitel 4.4.1) die Wanddicke schrittweise auf 0,8 mm erhöht. Ab einer Wanddicke von 0,39 mm muss aus geometrischen Gründen der Radius  $r$  ebenfalls erhöht werden. Bei einer Wanddicke von 0,8 mm wird ein Radius  $r$  von 0,9 mm verwendet. Wird dabei der Außendurchmesser von  $D = 5$  mm beibehalten, zeigt die Simulation eine sehr geringe Verformung (Abb. 4-36, Seite 61). Des Weiteren entsteht die Problematik der Pulverentfernung durch einen zu kleinen Innendurchmesser  $d$  und die Gefahr des Verschmelzens der Windungen im Bereich der Faltentiefe und Radien.

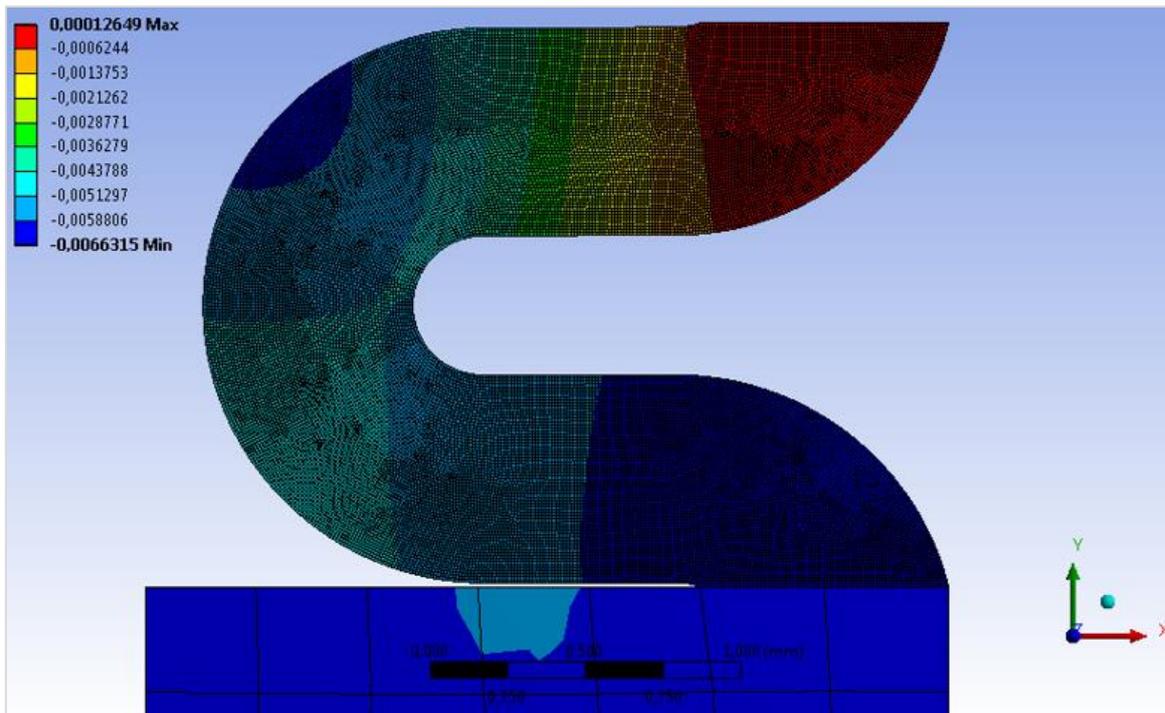


Abb. 4-36: Simulation der Verschiebungskomponente der y-Achse bei Balgaktoren mit  $D = 5 \text{ mm}$ ,  $r = 0,9 \text{ mm}$ ,  $s = 0,8 \text{ mm}$  in Ansys

Aus diesem Grund werden zur weiteren Simulation ein Außendurchmesser von  $D = 7,62 \text{ mm}$  und ein Radius von  $r = 1,4 \text{ mm}$  gewählt. Somit kann der minimale Innendurchmesser zur Entfernung des Pulvers und ein frei beweglicher Abstand der Windungen von  $0,3 \text{ mm}$  erreicht werden. Der Balgaktor wurde bis zu einer Druckbeaufschlagung von  $0,6 \text{ MPa}$  simuliert. Die Verformung ist direkt proportional zum angelegten Druck. Bei  $0,5 \text{ MPa}$  ist die maximale Zugfestigkeit des Materials erreicht. Dabei beträgt die axiale Gesamtverformung  $0,109 \text{ mm}$ , was einer globalen Dehnung des Aktors von  $0,28 \%$  entspricht. In Abb. 4-37 sind die Ergebnisse für den Druckverlauf bis zu  $0,6 \text{ MPa}$  zu sehen.

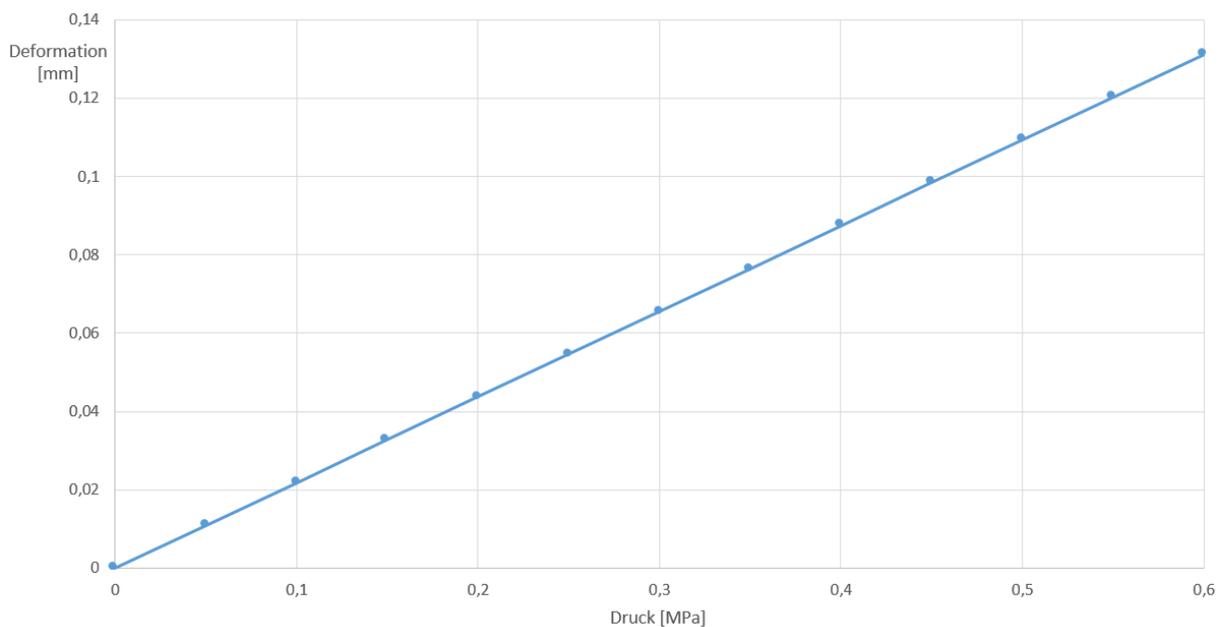


Abb. 4-37: Simulierte Verformung des Balgaktors mit U-Struktur in Abhängigkeit vom Druck (Materialdaten für Polymer aus Ansys)

### 4.5.3 Vereinfachung des Modells bei Ausreizung der technischen Möglichkeiten

Im speziellen Fall der in dieser Arbeit beschriebenen Anwendung zum Antrieb eines laparoskopischen Instrumentes ergeben sich spezielle Anforderungen an den Aktor (beschrieben in Kapitel 3.3). Wichtige Anforderungen sind zum Beispiel die erforderliche Längenänderung  $\Delta L$  und die erforderliche Aktorkraft  $F_A$  zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments. Zusammen mit den Randbedingungen, die sich zum Beispiel aus den verwendeten Materialien und den verwendeten Herstellungsverfahren ergeben, entstehen bestimmte Abhängigkeiten der in der „Modellerstellung“ aufgeführten Geometrieparameter. Diese Geometrieparameter werden durch die folgenden Vorüberlegungen gleichgesetzt, ersetzt oder festgelegt.

Aufgrund der Anforderungen beträgt der Aktoraußendurchmesser  $D$  maximal 5 mm. Da bei einem maximalen Aktoraußendurchmesser bei gleichem Druck eine maximale Aktorkraft und eine maximale Längenänderung erreicht werden können, wird dieser Wert auf  $D = 5\text{ mm}$  festgelegt. Somit ist die Größe der Biegeradien nach oben hin begrenzt. Um die Biegeradien optimal auszuformen, ist ein möglichst kleiner Biegeradius günstig. Dieser ist jedoch durch die Wanddicke begrenzt. Bei Verwendung von Nitinol als Material, dem selektiven Laser Schmelzen als Fertigungsverfahren und der geometrischen Form des Aktors ist eine minimale Wanddicke  $s$  von  $100\ \mu\text{m}$  möglich. Ausgehend von der konstanten Wanddicke  $s$ , wie in Kapitel 4.2 festgelegt, ergeben sich geometrische Grenzen von  $r_{\min} = 0,2\ \text{mm}$  (bei  $d = f = 1,4\ \text{mm}$ ) und  $r_{\max} = 0,9\ \text{mm}$  (bei  $d = 1,4\ \text{mm}$  und  $f = 0\ \text{mm}$ ). Die sich bei Radiuswinkeln von größer als  $180^\circ$  ergebenden Hinterschnitte sind mit dem SLM-Verfahren zwar grundsätzlich herstellbar, wurden allerdings in dieser Studie nur simuliert und nicht gefertigt. Der Grund dafür ist der erheblich größere Aufwand für eine Fertigung von Balgaktoren mit Hinterschnitten. Bei den sich daraus ergebenden fixen Radiuswinkeln von  $180^\circ$  können der „Konvexe Radiuswinkel“ und der „Konkave Radiuswinkel“ zum Radiuswinkel  $\alpha$  zusammengefasst werden. Da es sich beim selektiven Laser Schmelzen um ein aufbauendes Verfahren handelt, kann es in frei tragenden Bereichen zum Einsacken von Material kommen. Deshalb sind im Bereich der geraden Länge am Außendurchmesser und der geraden Länge am Innendurchmesser Materialstützen (Supportauflage Außendurchmesser  $a_x$  und Supportauflage Innendurchmesser  $a_e$ ) notwendig. Außerdem muss der Innendurchmesser  $d$ , weil eine Entfernung des Pulvers ansonsten mit herkömmlichen Mitteln nicht möglich ist, mindestens  $0,7\ \text{mm}$  betragen (Vergleiche Kapitel 4.4.5). Der Innendurchmesser ist weiterhin abhängig vom Aktoraußendurchmesser, der Wanddicke, den Biegeradien und der Falttiefe  $f$ . Er kann nach folgender Formel (Formel 2) maximal  $1,4\ \text{mm}$  betragen.

$$d = D - 4r - 2f$$

*Formel 2: Zusammenhang der Aktorparameter Aktoraußendurchmesser  $D_A$ , Innendurchmesser  $d$ , Biegeradius  $r$  und Falttiefe  $f$*

### 4.5.4 Erstellung und Evaluierung des Materialmodells für Nitinol in Ansys

#### Materialmodell

Die pseudoelastischen Eigenschaften von Nitinol wurden unter Verwendung eines Materialmodells modelliert, das die vereinfachte Spannungs-Dehnungs-Beziehung von Formgedächtnislegierungen darstellt (Abb. 4-38, Seite 63). Die Materialparameter sind in Tabelle 10 zusammengefasst. [59]

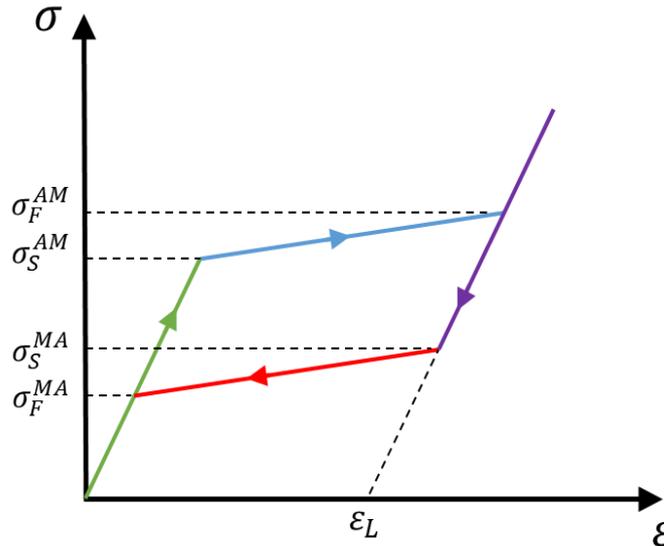


Abb. 4-38: Spannungs-Dehnungs-Beziehung von Formgedächtnislegierungen im superelastischen Zustand [59]

Bei Belastungsbeginn ist das Spannungs-Dehnungs-Verhalten einer Formgedächtnislegierung im austenitischen Zustand bis zum spezifischen Spannungsniveau  $\sigma_S^{AM}$  linearelastisch (grüner Teil des Graphs). Es folgt ein superelastischer Bereich mit annähernd konstanter Spannung bei zunehmender Dehnung (blauer Teil). Dies ist auf eine Umwandlung von Austenit in Martensit zurückzuführen. Bei der Spannung  $\sigma_F^{AM}$ , welche mit der Umwandlungsdehnung  $\epsilon_L$  korreliert, ist die Phasenumwandlung beendet. Danach ist das Materialverhalten wieder linearelastisch (violetter Teil). Bei der Entlastung beginnt beim Erreichen des Spannungsniveaus  $\sigma_S^{MA}$  die Rückumwandlung (roter Teil). Diese ist bei  $\sigma_F^{MA}$  beendet. Nach der vollständigen Entlastung erreichen die Spannung und die Dehnung ihre Ausgangswerte. Zu berücksichtigen ist, dass dieses Modell zwar sehr populär, jedoch auch vereinfacht ist. Komplexe Vorkommnisse (wie zum Beispiel Nachplastizität oder geringe plastische Verformungen aufgrund von Ermüdung) werden hier nicht berücksichtigt. [59]

Tabelle 10: Verwendete Materialparameter für den Formgedächtniseffekt von Nitinol [59]

Spannung zur Einleitung der Phasenumwandlung von Austenit in Martensit $\sigma_S^{AM}$ [MPa]	520
Spannung bei Abschluss der Phasenumwandlung von Austenit in Martensit $\sigma_F^{AM}$ [MPa]	600
Spannung zur Einleitung der Phasenumwandlung von Martensit in Austenit $\sigma_S^{MA}$ [MPa]	300
Spannung bei Abschluss der Phasenumwandlung von Martensit in Austenit $\sigma_F^{MA}$ [MPa]	200

### Evaluierung des Materialmodells (simulierter Zugversuch)

Um das in Ansys verwendete Materialmodell „Nitinol“ zu evaluieren, wurde damit ein Zugversuch simuliert. Das Spannungs-Dehnungs-Verhalten soll dem von Nitinol im superelastischen Bereich entsprechen. Um nicht durch die Probenform beeinflusst zu werden, wird in der Workbench ein Würfel mit einer Kantenlänge von 0,1 mm modelliert. Zur Vermeidung von Fehlern im Simulationsablauf und zur Erhaltung der Symmetrie, wird dieser mittels Vernetzung in 8 finite Elemente zerlegt (Abb. 4-39).

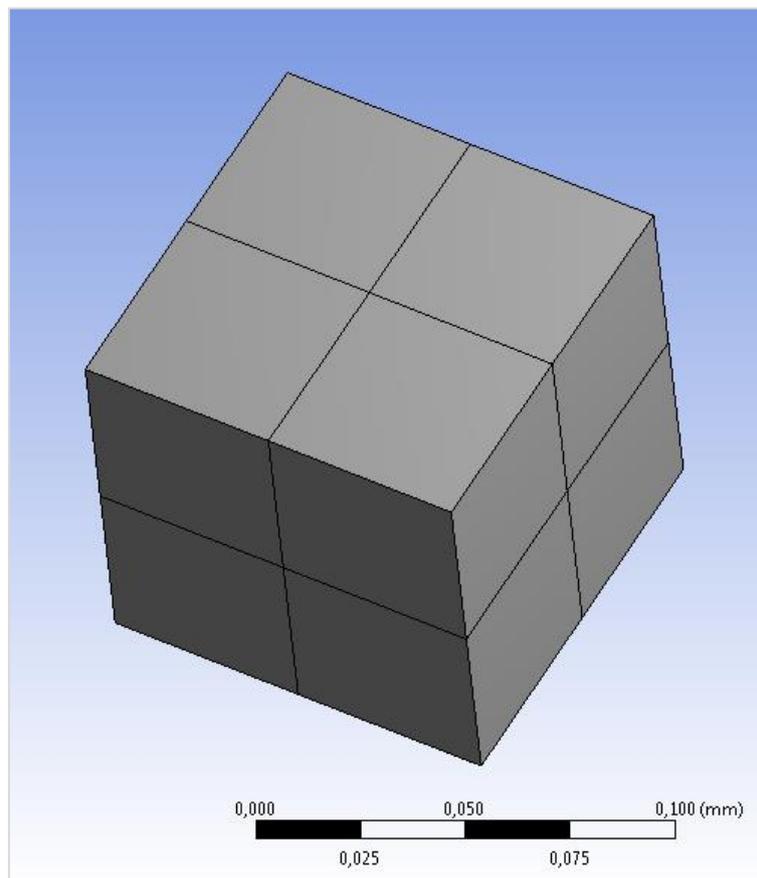


Abb. 4-39: Zerlegung der Probe in 8 Elemente

Dieser Würfel wird an der in y-Richtung liegenden Fläche mit einer linear ansteigenden Zugkraft bis 10 N belastet (Abb. 4-40, Seite 65). Des Weiteren wird der Würfel an den in der Abb. 4-41 (Seite 65) gezeigten Flächen (A, B, C) gegen Verschiebungen in Richtung der jeweiligen Fläche fixiert.

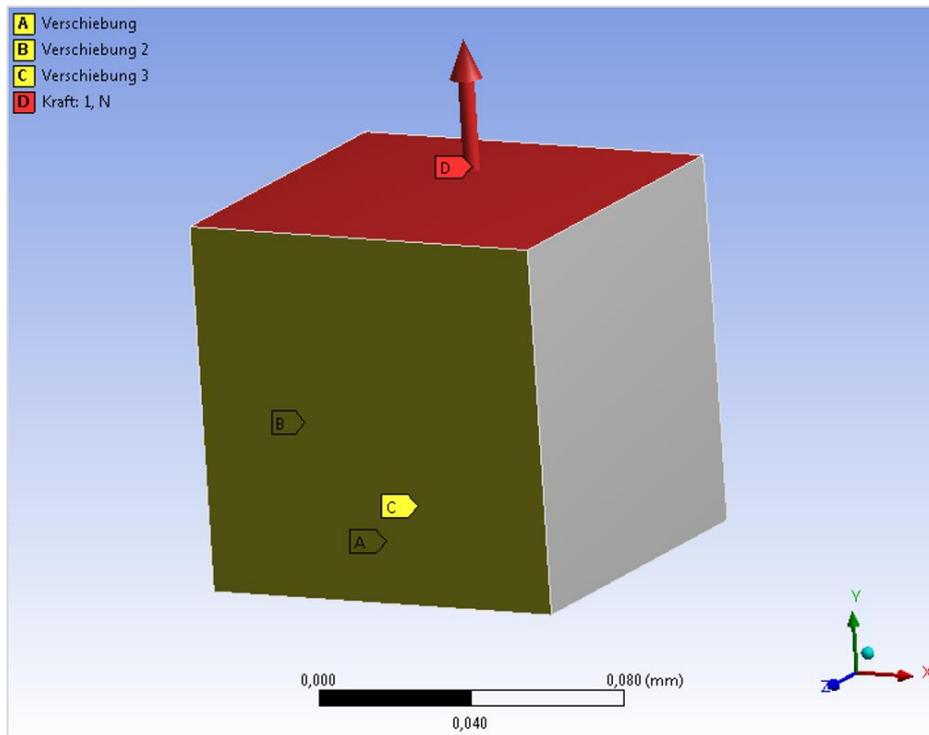


Abb. 4-40: Belastung und Lagerung des modellierten Würfels

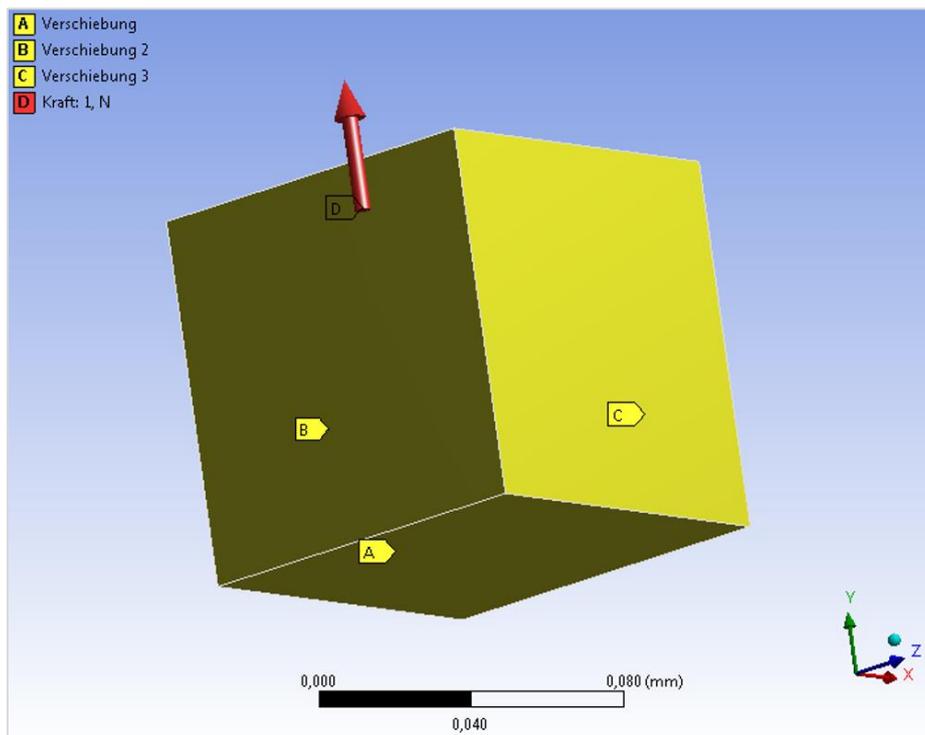


Abb. 4-41: Lagerung des modellierten Würfels

Mit dieser Vorgehensweise kann eine gleichmäßige Verschiebung ohne Unstetigkeitsstellen, wie zum Beispiel Einschnürungen, erfolgen (Abb. 4-42, Seite 66).

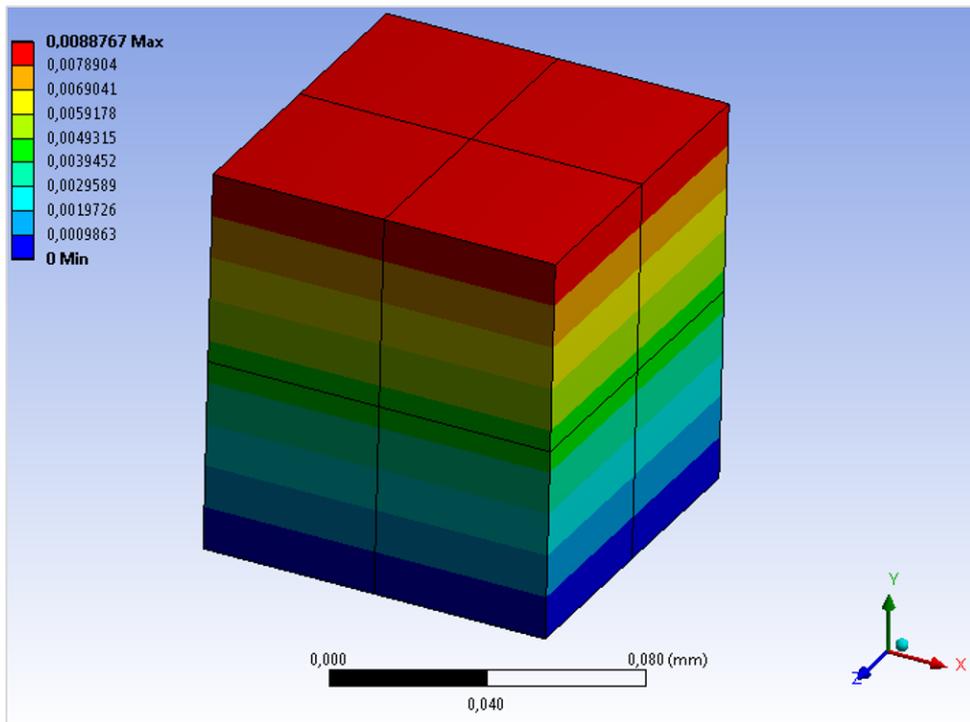


Abb. 4-42: Verschiebungskomponente bei Belastung mit 10 N

Daraus folgt auch eine gleichmäßige Spannung über den gesamten Körper (Abb. 4-43). Die hier abgebildete Normalspannung entspricht der Vergleichsspannung und liegt bei einer Belastung von 10 N bei 1000 MPa.

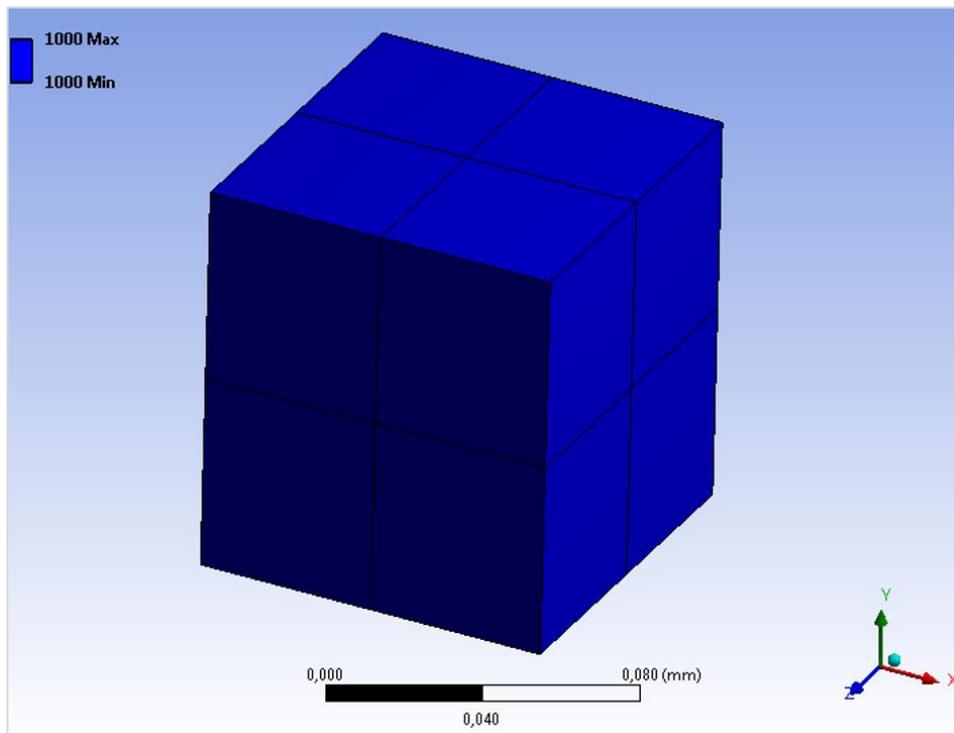


Abb. 4-43: Normalspannung bei Belastung mit 10 N

Das folgende Diagramm (Abb. 4-44) zeigt den Spannungsdehnungsverlauf des Würfels.

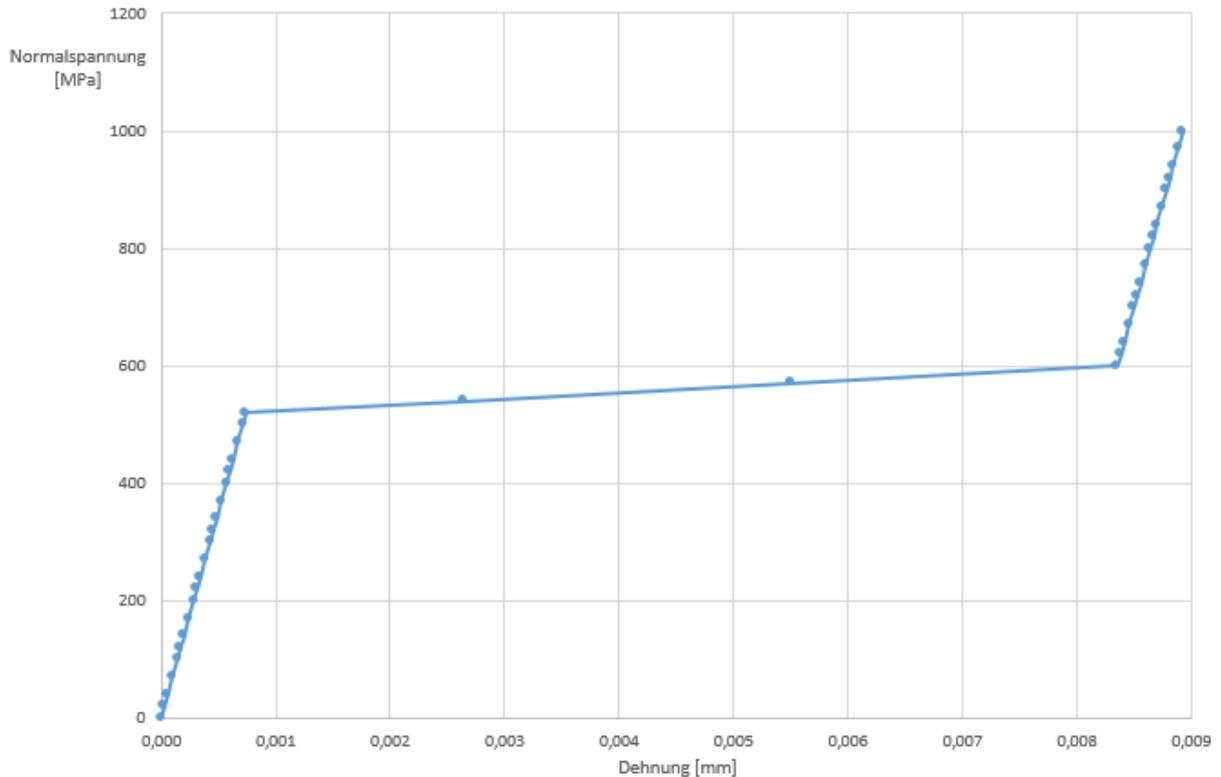


Abb. 4-44: Spannungsdehnungsdiagramm eines Würfels aus Nitinol mit gleichmäßiger Belastung

Der hier zu sehende Spannungsdehnungsverlauf entspricht dem Spannungs-Dehnungs-Verhalten von Nitinol im austenitischen Bereich (vgl. Kapitel 4.3.3). Deutlich zu erkennen sind die drei typischen Bereiche:

1. Der linearelastische Bereich im austenitischen Zustand
2. Der Umwandlungsbereich mit annähernd konstanter Spannung und steigender Verformung
3. Der linearelastische Bereich im martensitischen Zustand

Die markanten Punkte beim Start und beim Ende der Umwandlung von Austenit in Martensit liegen bei den definierten Parametern 520 MPa und 600 MPa.

#### 4.5.5 Konzeption des Funktionsmusters Iterationsstufe 1

##### Design

Bei der Konzeption des Balgaktors Iterationsstufe 1 (Abb. 4-45) wurde auf Basis von Kapitel 4.2 und Kapitel 4.4.5 die U-Struktur gewählt. Der entworfene Balgaktuator umfasst einen Verformungsbereich in der Mitte und die beidseitigen Anschlussbereiche an jedem Ende (Abb. 4-46). Der Verformungsbereich ist ein Balg mit U-Struktur [59]. Als Optimierung zu den in Kapitel 4.4.5 vorgestellten Versuchsmustern wurden die Wanddicken im Anschlussbereich angeglichen und so konstant wie möglich gehalten. Dafür wurde am Hauptanschluss die Geometrie weiter ausgeformt, ohne Überhänge mit einem

größeren Winkel als  $45^\circ$  zu erzeugen, und in dem vorher sehr massiven Bereich wurden Kavitäten eingeführt. Auch die Geometrie des Hilfsanschlusses wurde unter dieser Prämisse weiter ausgeformt. Der rohrförmige Bereich wurde verkürzt, mit einer geringeren Wanddicke ausgeführt und weniger filigran designt. Die axiale Bohrung zur Aufnahme des externen Verbindungsbolzens wurde aus Gründen der besseren Handhabbarkeit mit einem größeren Durchmesser ausgeführt. Auch hier wurden Kavitäten zur Verringerung der Wanddicken in massiven Bereichen eingearbeitet. Diese Veränderungen in der Geometrie ermöglichen eine Anpassung der Prozessparameter mit einem geringeren Energieeintrag und trotzdem ein komplettes Aufschmelzen bei der Fertigung. Dies hat einen geringeren Verzug und eine verbesserte Oberflächenqualität ohne Poren zur Folge. Des Weiteren wurde der Aktor um eine Windung verkürzt und die Länge des Anschlussbereiches wurde reduziert, um die Gesamtlänge zu verringern. Dies ermöglicht die Einsparung von Pulver bei der Fertigung. Außerdem kann eine Substratplatte verwendet werden, welche aus einem Reststück des zur Gasverdüsung verwendeten Halbzeugs gefertigt wird. Dieses Vorgehen erwies sich für eine verzugsfreie Fertigung als vorteilhaft und verringert die Oxidation des Balgaktors. Zur besseren Befestigung des Aktors in der Umgebung wurden am Hauptanschluss Bolzen angebracht. Das verbesserte Aktordesign ist in Abb. 4-45 dargestellt und wird im folgenden Abschnitt genauer beschrieben.

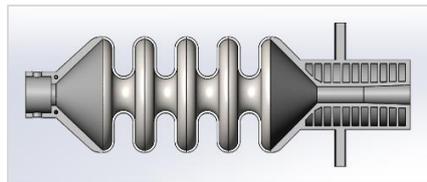


Abb. 4-45: Aktordesign Iterationsstufe 1 im Schnittmodell

Das Hauptanschlussteil besitzt eine axiale konische Bohrung mit einem Durchmesser von 0,78 mm bis 0,9 mm, um sich mit einem Druckversorgungsrohr verbinden zu können. Der Außendurchmesser beträgt 3,02 mm mit zwei Stiften (0,5 mm) auf jeder Seite zur Verbindung mit dem Prüfstand. Das Hilfsanschlussteil hat eine axiale Bohrung von 1,0 mm. Sein Außendurchmesser beträgt 2,0 mm und hat eine Bohrung von 0,50 mm zum Anschluss an den Prüfstand. Die Wanddickenänderung in diesen drei Zonen wird möglichst gering gehalten: Im Deformationsbereich wird sie auf  $100\ \mu\text{m}$  fixiert und in den Anschlussbereichen zwischen  $100\ \mu\text{m}$  und  $200\ \mu\text{m}$  eingestellt. Die Gesamtlänge des Balgaktors beträgt 16,5 mm (Abb. 4-46, Seite 69). [59]

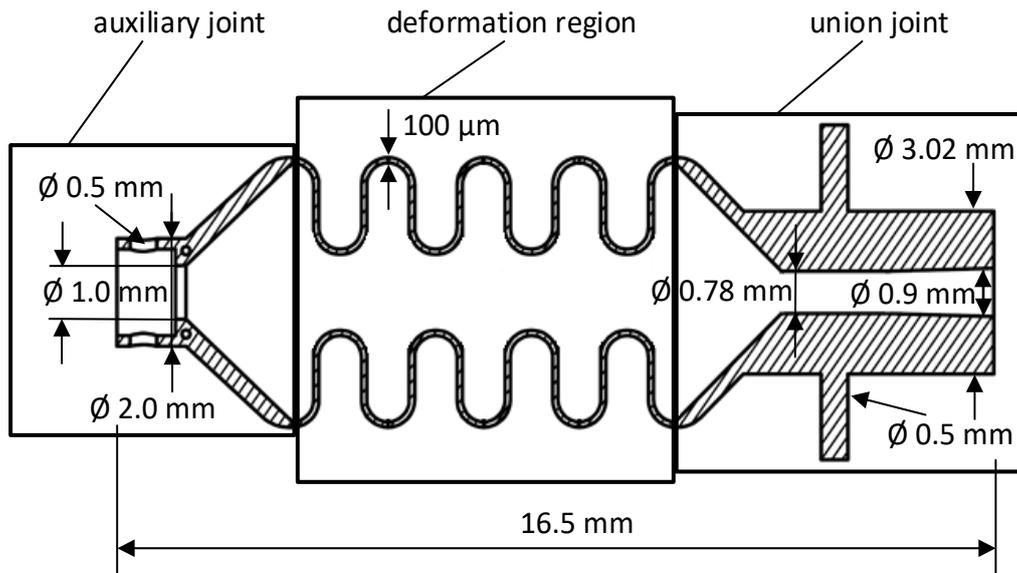


Abb. 4-46: Schematische Abbildung eines Balgaktors mit U-Struktur [59]

#### Simulation: Verformung in Abhängigkeit vom Druck für Balgaktor Iterationsstufe 1 mit Materialdaten für Nitinol aus der Literatur

Um die simulierten Eigenschaften später mit physikalischen Versuchen belegen zu können, wurde der Balgaktor Iterationsstufe 1 für einen Druck von bis zu 10 MPa simuliert. Die Verformung ist direkt proportional zum angelegten Druck. Bei 10 MPa beträgt die Verformung 1,53 mm, was einer Gesamtverformung des Aktors von 9,2 % entspricht. Die maximale Vergleichsspannung stieg dabei bis auf 737,58 MPa am konvexen Radius (Abb. 4-47 roter Bereich) und war am Anschlussbereich minimal (Abb. 4-47 blauer Bereich). [59]

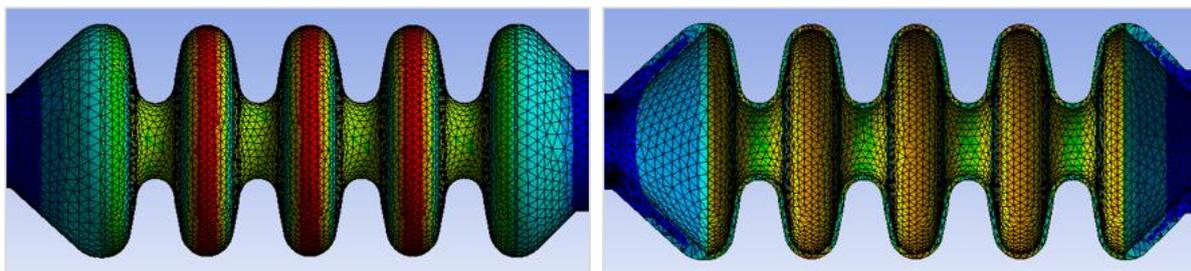


Abb. 4-47: Simulierte Vergleichsspannung des Balgaktors mit U-Struktur. a) äußere Oberfläche. b) Längsschnitt [59]

In Abb. 4-48 (Seite 70) sind die Ergebnisse für einen Druckverlauf bis zu 1,29 MPa zu sehen, welche später im physikalischen „Verformungsversuch“, beschrieben in den Kapiteln 5.2.1 bis 5.2.2, erreicht werden. Dabei sind eine axiale Gesamtverformung von 0,26 mm und eine globale Dehnung von 1,57 % zu sehen. [59]

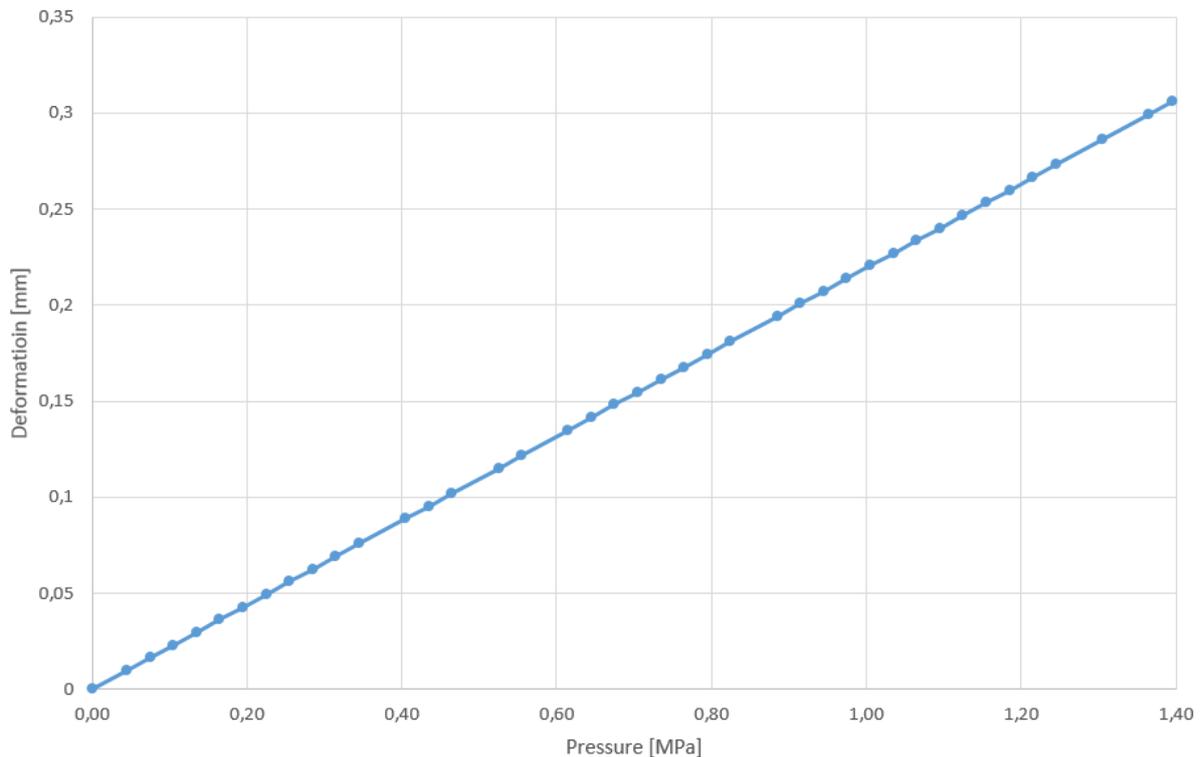


Abb. 4-48: Simulierte Verformung des Balgaktors mit U-Struktur in Abhängigkeit vom Druck (Materialdaten aus der Literatur) [59]

## Fertigung

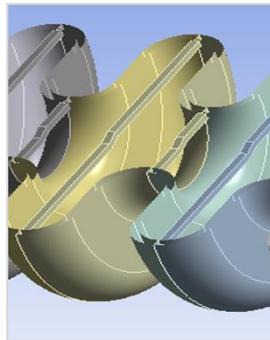
Das Funktionsmuster des Balgaktors wurde mit dem dafür erzeugten Pulver durch den SLM-Prozess gefertigt und danach wie in Kapitel 4.4.5 beschrieben wärmebehandelt. Aufgrund der schwierigen mechanischen Bearbeitung und eines vernachlässigbaren Einflusses auf die Funktion wurde auf eine intensive Nachbearbeitung verzichtet. Es wurden lediglich die Stützstrukturen entfernt und der Hauptanschluss, soweit zur Funktionserfüllung notwendig, angepasst. Dazu wurden Schleifscheiben und eine Drahtbürste verwendet. Da der vorgesehene Verbindungsschlauch nicht in die axiale konische Bohrung passt, wurde versucht, diese aufzuweiten. Allerdings konnte mit einem Bohrer mit einem Durchmesser von 7 mm der notwendige Abtrag nicht erzielt werden. Bohrer mit einem Durchmesser von 8 mm brachen beim Versuch der Aufweitung aufgrund der Härte des Materials und der unregelmäßigen Form des Bohrloches sofort ab. Somit ist eine Aufweitung durch Bohren in diesem Größenbereich nicht möglich.

### 4.5.6 Konzeption des Funktionsmusters Iterationsstufe 2

#### Design und Simulation

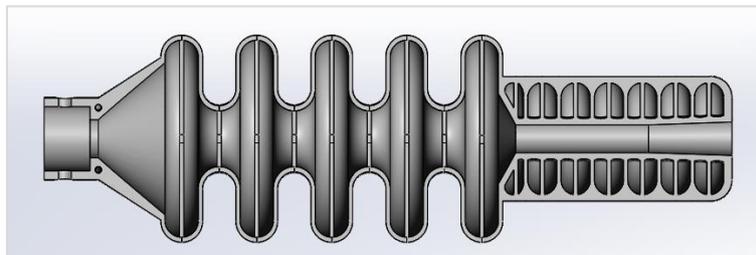
Um die Dichtigkeit der Balgaktoren zu verbessern und damit die Performance weiter zu erhöhen, wurden ausgehend von Iterationsstufe 1 (Kapitel 4.5.5 und 5.2.2) einzelne Veränderungen der Geometrie untersucht. Eine Erhöhung der Wanddicken an den konvexen und konkaven Biegeradien, welche bei der Fertigung als Teilbereiche der Überhangsbereiche gelten, führt jedoch zu einer Verringerung der Deformation bei Druckbeaufschlagung (Kapitel 4.2). Eine weitere Möglichkeit, den Materialschwund

an den Überhangsbereichen zu vermindern, ist die Einführung von Stützen in diesen Bereichen. Um weiterhin eine radiale Ausdehnung zu ermöglichen und damit die Gesamtverformung nicht negativ zu beeinflussen, wurden diese Stützen mit Entlastungsschrägen versehen (Abb. 2-1). Die Abmessungen wurden so gewählt, dass die Stützen problemlos in den Herstellungsprozess integriert werden können.



*Abb. 4-49: Stützen mit Entlastungsschrägen in den Überhangsbereichen des Balgaktors*

Die Übergänge von den Anschlussbereichen zum Verformungsbereich wurden ausmodelliert und die Veränderung der Wanddicke wurde fließender angeglichen, so dass ein Wegschmelzen der dünneren Bereiche durch einen geringeren Energieeintrag verhindert wird. Im Hauptanschluss wurden die Überhänge durch Bögen, welche sich selbst abstützen, ersetzt. Auch hier wurde die Materialzunahme an den Stellen mit größerer Wanddicke mit fließenderen Übergängen ausgeführt. Das gesamte Aktor-design der Iterationsstufe 2 ist in Abb. 4-50 im Schnittmodell zu sehen.



*Abb. 4-50: Aktordesign Iterationsstufe 2 im Schnittmodell*

Der Aktor der Iterationsstufe 2 wurde zum Vergleich zu Iterationsstufe 1 mit einer Druckbeaufschlagung von 10 MPa simuliert. Zu sehen ist bei Iterationsstufe 2 eine um 0,039 % höhere Gesamtverformung. Die simulierten Kräfte unterscheiden sich nicht zwischen den beiden Iterationsstufen.

Die Herstellung des Aktors erfolgte nach dem gleichen Ablauf, von der Pulverherstellung, dem SLM-Prozess und der Wärmebehandlung bis zur Oberflächenbehandlung, wie in Kapitel 4.4.3 und 4.4.5 beschrieben. Nach Absprache mit dem Fraunhofer ILT wurden die Balgaktoren dort durch das SLM-Verfahren mit angepassten Prozessparametern hergestellt. Neben der gewählten Schichtdicke ( $D_s$ ) von 20  $\mu\text{m}$  wird der Laser hier in optimaler Form moduliert gepulst eingesetzt. Nach der anschließenden, wie in Kapitel 4.4.3 beschriebenen Wärmebehandlung steht die neue Aktorvariante für Versuche zur Verfügung (Abb. 4-51, Seite 72).

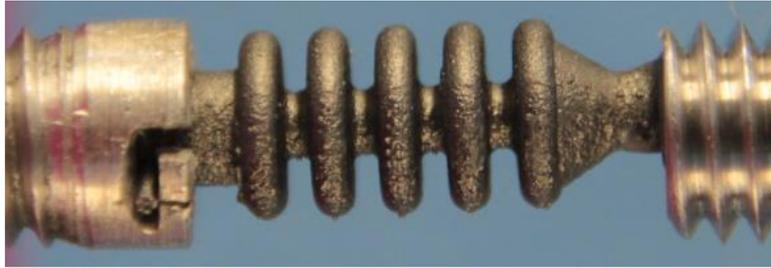


Abb. 4-51: Generativ hergestellter Balgaktor Iterationsstufe 2

#### 4.5.7 Konzeption und Aufbau des Versuchsstands zur Validierung der Balgaktoren

##### Versuchsstand Variante a)

Ein Versuchsaufbau zur Messung der Aktorlänge, der Aktorkraft, des Volumenstroms und des Drucks wurde geplant und ist in folgender Abbildung dargestellt (Abb. 4-52) [59].

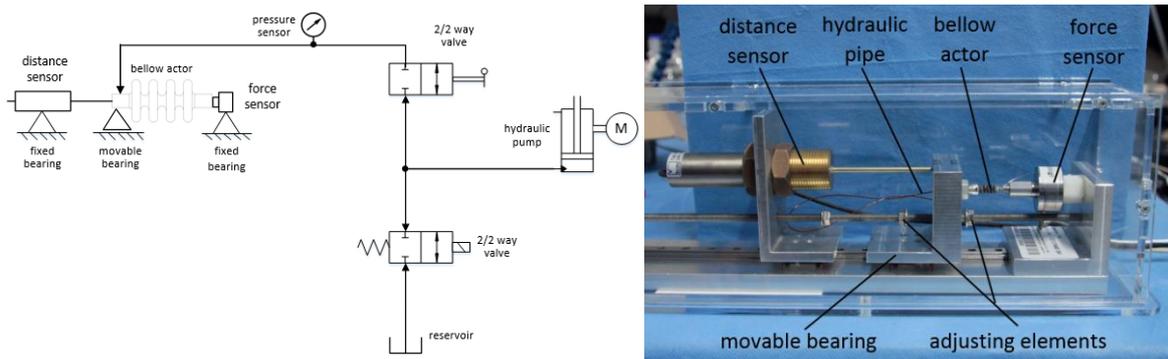


Abb. 4-52: Schematischer Hydraulikkreislauf für die Charakterisierung von Balgaktoren und physikalischer Aufbau des Verformungsversuchs [59]

Verwendet wurden ein Kraftsensor (Burster Präzisions Miniatur Kraftsensor Typ 8431) und ein Wegsensor (Burster DC/DC Wegsensor Typ 8742 - 5025), welche mit den jeweiligen Festlagern verbunden sind. Die integrierten Verstellelemente fixieren das Loslager für die Kraftmessungen. Das Loslager ist mit einem MiniRail Schlitten (MN7 - 220) und einer MiniRail Schiene (MNN 2) der Firma Schneeberger GmbH mit der Grundplatte verbunden [59]. Die Hydraulikleitungen sind, wie im hydraulischen Schaltbild dargestellt, verbunden. Zunächst wurde der interne Pumpensensor als Drucksensor verwendet. Da jedoch zur automatisierten Steuerung des Prüfstands eine schnellere und eine genauere Messung notwendig sind, wurde der interne Drucksensor der Pumpe durch den Drucksensor Burster 8201-5100-N021A ersetzt. Des Weiteren sind zwei Hochdruck-Schaltventile zur Befüllung der Pumpe mit Fluid im Prüfstand integriert. Beim Befüllen ist das Ventil am Drucksensor geschlossen und das Ventil am Reservoir geöffnet. Im Messbetrieb ist das Ventil am Drucksensor geöffnet und das Ventil am Reservoir geschlossen. Als hydraulisches Medium wird destilliertes Wasser verwendet. Bei der verwendeten Pumpe handelt es sich um eine Hochdruck-Spritzpumpe (Hubkolbenpumpe) der Firma Cetoni GmbH. Die Pumpe besteht aus einem elektrischen Antrieb, einem Spindelgetriebe und einem Hydraulikzylinder zur Druckerzeugung. Die Motorposition wird mit einem inkrementellen Drehgeber gemessen, so dass die Pumpe das tatsächliche Volumen zurücksenden kann. Für die Berechnung des

tatsächlichen Pumpenvolumens wird das Übersetzungsverhältnis des Spindelgetriebes und des Innendurchmessers des Kolbens in der Software der Pumpe berücksichtigt. Ein positiver Volumenstrom in der Software bedeutet, dass das Fluid aus der Pumpe gedrückt wird und sich das Pumpenvolumen verkleinert. In der Pumpe ist eine Steuerung integriert, welche die Motordrehzahl an eine vorgegebene Durchflussrate anpasst.

Die Software der Pumpe wird in einem speziell für den Prüfstand erstellten Computerprogramm verwendet, um Druck und Volumenstrom zu steuern. Des Weiteren speichert das Programm die gemessenen Kraft-, Druck- und Verformungswerte in einer Excel Datei. Das Programm wurde mit C-Sharp erstellt. Zur Kommunikation mit der Sensorik und der Pumpe wurde die verfügbare Dynamic Link Library (DLL) verwendet. Diese C++ Funktionen werden durch Wrapper Funktionen eingebunden. Die Übertragung der Mess- und Sollwerte zum Rechner erfolgt durch Universal Serial Bus (USB). Die Sensoren für den Druck, die Längenänderung und die Kraft werden dabei von der Prüfstandssoftware direkt ausgelesen. Der Volumenstrom und das verdrängte Volumen werden aus der Software der Pumpe aufgenommen. Dazu wird ein Sollwert an die Pumpensoftware übergeben. Die Einstellung erfolgt durch interne Regelung der Pumpensoftware [105]. Zur einfachen Bedienung des Prüfstands wurde eine graphische Benutzeroberfläche entwickelt. In dieser kann der gewünschte maximale Druck vom Benutzer eingegeben werden (Abb. 4-53). Die dabei gemessenen Kräfte, Drücke und Verformungen können jederzeit abgelesen und zur späteren Auswertung in einer Excel Datei gespeichert werden.

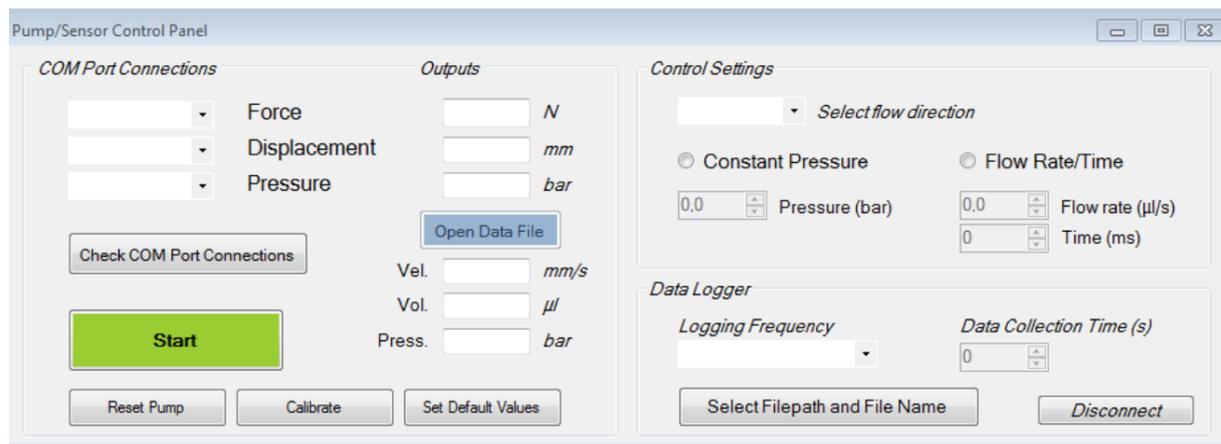


Abb. 4-53: Graphische Benutzeroberfläche zur Bedienung des Prüfstands

Zur Messung wird der Balgaktor im Anschlussbereich, welcher wie ein Bajonettverschluss funktioniert, mit dem Prüfstand verbunden. Die Hydraulikleitungen, welche den Aktor mit Wasser versorgen, werden entgast und ebenfalls mit dem Aktor verbunden. Es wurde angenommen, dass die gemessenen Verformungswerte der Gesamtverformung des Aktors entsprechen [59].

#### Versuchsstand Variante b) - Veränderungen am Versuchsaufbau

Die DSC-Analyse der hergestellten Balgaktoren zeigt, dass sich die Umwandlungstemperatur vom martensitischen zum austenitischen Bereich bei 60,5°C befindet. Demzufolge muss, um die superelastischen Eigenschaften der Aktoren zu untersuchen, die Temperatur im Versuchsaufbau erhöht werden. Dazu wurde zunächst untersucht, bis zu welcher Temperatur die Hitzebeständigkeit der einzelnen Komponenten des Prüfstands gewährleistet ist. Die in den Datenblättern oder auf Anfragen bei den Herstellern ermittelten Werte sind in folgender Tabelle zu sehen (Tabelle 11, Seite 74).

Tabelle 11: Temperaturgrenzwerte der Komponenten im Prüfstand

Komponente	Temperaturgrenzwert (°C)
Kleber	80
Schläuche	220 bis 400
Loslager aus PLA	60 bis 70 (Erweichungstemperatur bei 65)
Wegsensor	80
Kraftsensor	70 bis 120
Adapter aus ABS	210 bis 240 (Erweichungstemperatur bei 95)
Minirail Lager	-40 bis 80
PMMA	160

Das Loslager des Prüfstandes wurde generativ aus PLA hergestellt. Die Formstabilität dieses Bauteils trägt in erheblichem Maße zu einer genauen Wegmessung bei. Da PLA im Temperaturbereich zwischen 60°C und 70°C seine Materialeigenschaften verändert, wird das Loslager durch eine Vorgängerversion aus Aluminium ersetzt.

Eine Voruntersuchung, bei der der Prüfstand auf einer Heizplatte erhitzt wurde, zeigte eine sehr unterschiedliche Temperaturverteilung. Ein zusätzliches Erhitzen des Fluids an der Schlauchkupplung auf 83,8°C soll eine Abkühlung des Aktors durch das Fluid verhindern. Eine Aktortemperatur von 67,4°C konnte ohne Überhitzung der anderen Komponenten erreicht werden. Die Temperaturermittlung erfolgte dabei durch thermische Kontaktmessung (Abb. 4-54).



Abb. 4-54: Temperaturermittlung mittels thermischer Kontaktmessung

Bei einem Volumenstrom von 10 µl/s wurde ein Druck von 0,15 MPa aufgebaut und eine Verformung von 0,02 mm erreicht. Dabei erfolgte eine Abkühlung des Balgaktors auf 65°C und darunter. Bei einem Druck von 0,17 MPa waren erste Undichtigkeiten am Balgaktor (Versuchssprobe J) zu erkennen. Die Rückstellkräfte des Aktors sind zu klein, um das Loslager aus Aluminium in seine Ausgangsposition zurückzubewegen. Deshalb wurde dessen Gewicht durch eine Optimierung der Geometrie um 70 % reduziert. Ein weiterer Grund für das Ausbleiben der Rückverformung kann eine zu niedrige Temperatur des Aktors sein. Die Oberflächentemperatur konnte zwar zu Beginn der Versuche mit 67,4°C gemessen werden. Allerdings ist es in dem Versuchsaufbau nicht möglich, die Fluidtemperatur zu messen. Damit besteht die Möglichkeit, dass der Aktor von innen gekühlt wird und somit das gesamte Material nicht die notwendige Austenit Umwandlungstemperatur hat. Dies ist vor allem bei der Abkühlung, welche bei der Verformung eintritt, nicht sichergestellt. Deshalb wurde durch die Platzierung von Wärmeübertragungselementen die Temperatur am Aktor auf 82,6°C erhöht und so ein weiterer Vorversuch durchgeführt.

Dazu wurden verschiedene Volumenströme bis zu 15  $\mu\text{l/s}$  untersucht. Bei einem Volumenstrom von 15  $\mu\text{l/s}$  sind vermehrt Undichtigkeiten zu beobachten. Diese Undichtigkeiten treten vor allem an der Verbindung zwischen dem Aktor und dem Prüfstand auf. Das Fluid tritt dort in Blasenform aus. Der Druck steigt rapide an, noch bevor sich Verformungen einstellen. Das führt zu einer vergleichsweise geringen Verformung im Verhältnis zum Druck. Deshalb ist für weitere Versuche eine Begrenzung des Volumenstroms auf 10  $\mu\text{l/s}$  sinnvoll. Der Aktor verformt sich dabei (auch nach 4 Wiederholungen) nach einem konstanten Weg bis ungefähr 0,05 MPa annähernd linear. Beim Ablassen des hydraulischen Drucks bei gleichem Volumenstrom ist die Längenänderung zunächst noch relativ konstant. Danach formt sich der Aktor annähernd linear zurück bis zur Ausgangslänge, wobei eine Hysterese zu beobachten ist. Allerdings ist bei der Druckbeaufschlagung ein Temperaturabfall auf 55,7°C am Aktor zu beobachten, während die anderen Komponenten des Prüfstands eine konstante Temperatur halten. Die komplette Rückverformung stellt sich erst nach einer erneuten Erwärmung des Aktors auf 80°C ein. Somit kann gesagt werden, dass bis zu einer Längenänderung von 0,0527 mm elastische Verformungen stattfinden. Ob die Grenze zur Gefügeumwandlung hier so scharf ist, dass sich der Anstieg der Spannungsdehnungskurve ändert und superelastische Verformungen auftreten, kann an dieser Stelle nicht eindeutig geklärt werden. Die Temperatur des Aktors kann nicht immer über der Umwandlungstemperatur gehalten werden. Allerdings spricht die Rückverformung bei erneuter Temperaturerhöhung für das Vorhandensein der Formgedächtniseigenschaften. Verantwortlich für den Temperaturabfall sind Undichtigkeiten am Aktor und damit die infolge des Austretens von Fluid auftretende Verdampfungskühlung. Um die superelastischen Eigenschaften der Aktoren zu untersuchen, muss die Temperatur im Prüfstand, insbesondere am Aktor, über 65°C gehalten werden. Um dies zu erreichen, ist die Idee, die thermische Masse der Umgebung im Verhältnis zum Aktor durch Flutung mit destilliertem Wasser stark zu vergrößern und diese über die Umwandlungstemperatur zu erhitzen.

Dazu erfolgte eine Überprüfung der kritischen Komponenten auf ihre Wassertauglichkeit. Die erfolgte Lagerung mittels Minirail Lager wird über abgedichtete Löcher in den Stirnplatten mit Öl oder Fett geschmiert. Alle Stahlkomponenten sind korrosionsbeständig und damit im Wasser verwendbar. Der verwendete Kraftsensor ist mit Schutzklasse IP64 staubdicht und gegen allseitiges Spritzwasser geschützt. Er läge jedoch in seiner aktuellen Position für die Versuche zu zwei Dritteln im Wasser. Da jedoch durch die Gefügeumwandlung nur ein geringer Einfluss auf den Kraftverlauf bei einem in Ausgangsposition fixierten Aktor zu erwarten ist, werden keine Kraftversuche bei erhöhter Temperatur durchgeführt. Somit kann der Kraftsensor aus dem Versuchsaufbau entfernt werden. Auch der verwendete Wegsensor 8740-5025-V302 ist mit der Schutzklasse IP64 staubdicht und gegen allseitiges Spritzwasser geschützt. In seiner aktuellen Position berührt er leicht die Wasseroberfläche. Für eine sichere Verwendung wird der Wegsensor gegen eindringendes Wasser isoliert.

In einem weiteren Vorversuch wurde das benötigte Wasservolumen von 4,5 Litern mit 80°C in ein entsprechendes Gefäß gefüllt. Dabei kühlte sich das Wasser nach 10 min auf 66°C ab. Demzufolge ist ein zusätzliches Heizelement hilfreich um die benötigte Temperatur für die gesamte Versuchsdauer auf einem konstanten Wert zu halten. Dazu wurde ein Siedebad mit einstellbarer Temperaturregelung verwendet (Abb. 4-55, Seite 76).



Abb. 4-55: Siedebad mit einstellbarer Temperaturregelung

Um den Aktor im austenitischen Bereich zu betreiben, wurde der Prüfstand in diesem Siedebad erhitzt. Dazu musste der Prüfstand auf eine passende Länge gekürzt werden. Der Prüfstand wurde auf einer Platte im Siedebad drapiert und bis zur Oberkante des Aktors mit destilliertem Wasser bedeckt (Abb. 4-56). Die Montage des Aktors im Prüfstand erfolgte wie in Variante a) des Prüfstands.

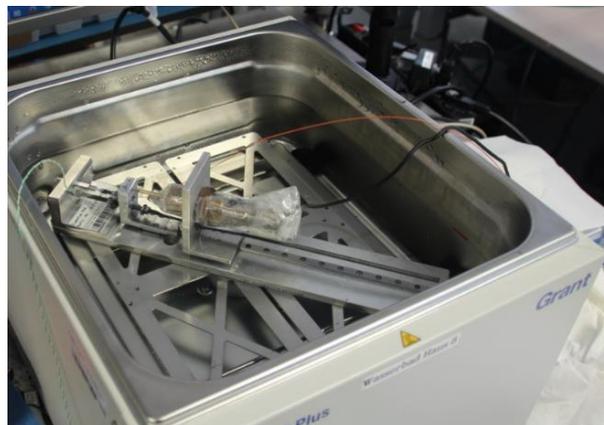


Abb. 4-56: Prüfstand im Siedebad

## 5 Validierung

### 5.1 Versuchsmuster aus Polymeren

Die Balgaktoren aus Polyamid weisen eine sandige Oberfläche auf, was typisch für das SLM-Verfahren ist. Die Konturen sind vollständig und erwartungsgemäß ausgeprägt. Die Versuchsmuster aus thermoplastischem Polyurethan zeigen poröse, ungenaue Strukturen. Die Qualität des durch SLS gefertigten Balgaktors aus Gummimaterial ist für weitere Versuche nicht ausreichend.

Die Balgaktoren aus Polyamid wurden für die Versuche zunächst durch einen Schlauch mit einer wassergefüllten Spritze verbunden. Schon bei der geringsten Druckbeaufschlagung durch die Spritze ließen sich Undichtigkeiten über die gesamte Oberfläche feststellen, so dass eine Längenänderung nicht möglich war. Deshalb wurden die Balgaktoren zur Ermittlung der axialen Längenänderung mittels Druckluft mit einem Druck bis zu 0,7 MPa beaufschlagt. Hier liegt der Vorteil darin, dass ein ständig nachströmendes Medium zur Verfügung steht. Dabei ließ sich eine axiale Längenänderung von 0,15 mm beobachten. Eine Aufbiegung der Biegeradien war optisch nicht zu erkennen.

### 5.2 Versuchsmuster aus Nitinol

Auch mit den Versuchsmustern aus Nitinol wurden bei ersten Druckbeaufschlagungen Undichtigkeiten festgestellt. Der erreichte Druck reicht nicht aus, um mit den Balgaktoren einen Verformungsversuch durchzuführen. Um die Poren zu verschließen und somit Undichtigkeiten am Aktor zu verhindern, werden fünf Aktoren, versuchsweise drei liegend und zwei hängend, mit einer 5,5 µm dicken Parylene-schicht versiegelt. Einer der liegenden Bälge war nach der Beschichtung dicht. Mit den zwei vorher untersuchten Balgaktoren konnten nach der Parylenebeschichtung die Verformungsversuche bis zu einem Druck von 1,29 MPa und die Kraftversuche, mit fixiertem Aktor, bis zu einem Druck von 5,5 MPa durchgeführt werden. Zur Integration in den Prüfstand wurde an den Hauptanschluss ein Polyamid-schlauch mit einem Außendurchmesser von 0,637 mm und einem Innendurchmesser von 0,513 mm geklebt. Auf der anderen Seite wurde der Schlauch mit einer wassergefüllten Spritze verbunden. Damit wurde der Balgaktor vollständig mit Wasser befüllt. Danach wurde der Hilfsanschluss versiegelt. Mittels der Spritze wurde anschließend ein Druck erzeugt. So wurde die Dichtheit des Aktors und der Verbindungen überprüft. [59]

#### 5.2.1 Versuche zur Evaluierung der Anforderungen für Iterationsstufe 1

##### Verformungsversuch

Die Verformungsversuche wurden durchgeführt, um die axiale Längenänderung des Balgaktors bei ansteigendem Druck zu untersuchen. Es wurden Volumenströme von 1 µl/s, 3 µl/s und 5 µl/s untersucht. Der maximal erreichbare Druck bei diesen Versuchen liegt bei 1,29 MPa. Nach dem Erreichen dieses Maximaldrucks und der Maximalverformung wurde der Druck abrupt abgelassen. Um eine axiale Bewegung zu ermöglichen, wurden die Verstellelemente gelöst. Somit konnte sich das Loslager während des gesamten Versuchs frei bewegen. Die Ergebnisse werden in Kapitel 5.2.2 dargestellt. [59]

## Kraftversuch

Zur Bestimmung der maximal erreichbaren Kraft in axialer Richtung bei ansteigendem Druck wurde ein Kraftversuch durchgeführt. Des Weiteren wurde die Belastbarkeit des Materials untersucht. Diese Versuche wurden bei einem Volumenstrom von 5  $\mu\text{l/s}$  durchgeführt. In verschiedenen Versuchen wurden maximale Druckbelastungen von 1,5 MPa und 5,5 MPa erreicht. Nach dem Erreichen des maximalen Drucks wurde dieser abrupt abgelassen. Um eine Verformung des Aktors zu verhindern, wurde das Loslager in der Ausgangsstellung fixiert. Die Ergebnisse werden in Kapitel 5.2.2 dargestellt. [59]

### 5.2.2 Ergebnisse der 1. Iteration

## Verformungsversuch

In Tabelle 12 werden die absoluten Verformungen eines Balgaktors mit einer Gesamtlänge von 16,5 mm gezeigt. Aus den Versuchen ist erkennbar, dass der maximal erreichbare Druck vom Volumenstrom und die Verformung linear vom Druck abhängig ist (Abb. 5-1). Pro Messung wurden ungefähr 3000 Datenpunkte aufgenommen. Ein Volumenstrom zwischen 1  $\mu\text{l/s}$  und 5  $\mu\text{l/s}$  war notwendig, um den Flüssigkeitsverlust durch Undichtigkeiten am Aktor auszugleichen und einen Druckanstieg zu erreichen. Tabelle 12 zeigt die verwendeten Volumenströme von 1  $\mu\text{l/s}$  bis 5  $\mu\text{l/s}$ . Als Ergebnis des Herstellungsprozesses konnte nur ein Balgaktor getestet werden. In den Anschlussbereichen sowie in den konvexen und konkaven Radien des Verformungsbereich traten Undichtigkeiten in Form von visuell sichtbaren Tropfen auf. Trotzdem reagiert der Aktor nachvollziehbar. Nach Ablassen des Drucks fand eine Rückverformung statt. Da diese jedoch nicht bis zur Ausgangslänge erfolgte, wurde der Aktor für die folgenden Versuche manuell wieder auf seine ursprüngliche Länge von 16,5 mm gebracht. Bei dem maximalen Druck von ca. 1,29 MPa wurde eine Gesamtverformung von 1,2 % gemessen (Abb. 5-1, Seite 79). Aufgrund der höheren Volumenströme floss mehr Flüssigkeit in den Aktor hinein, als durch die Undichtigkeiten austrat. Deshalb zeigen die Versuche 2 bis 4 im Vergleich zu Versuch 1 auch eine signifikante Zunahme des Drucks und der Verformung. [59]

*Tabelle 12: Verformung eines 16,5 mm langen Balgaktors der Iterationsstufe 1 in Abhängigkeit vom Volumenstrom und vom Druck [59]*

Versuchsnummer	Volumenstrom [ $\mu\text{l/s}$ ]	maximaler Druck [MPa]	Verformung [mm]
1	1	0,94	0,14
2	3	1,22	0,19
3	5	1,29	0,20
4	5	1,17	0,17

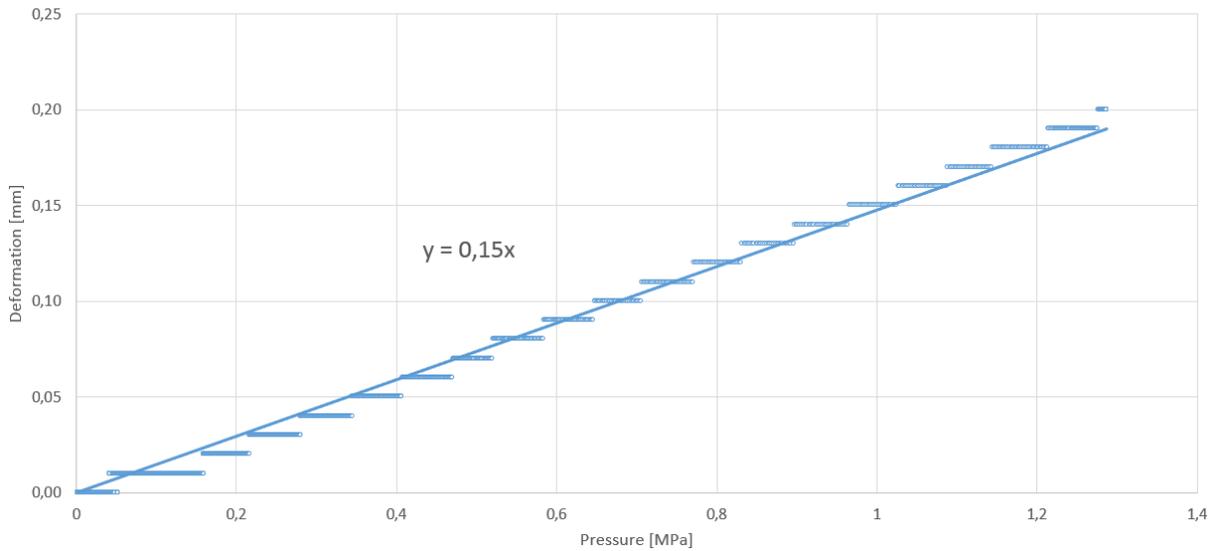


Abb. 5-1: Verformung eines 16,5 mm langen Balgaktors in Abhängigkeit vom Druck (Messwerte aus Versuch 4 und Trendlinie) [59]

### Kraftversuch

Abb. 5-2 zeigt die Ergebnisse für drei Versuchsreihen zur Messung der Kraft in Abhängigkeit vom Druck.

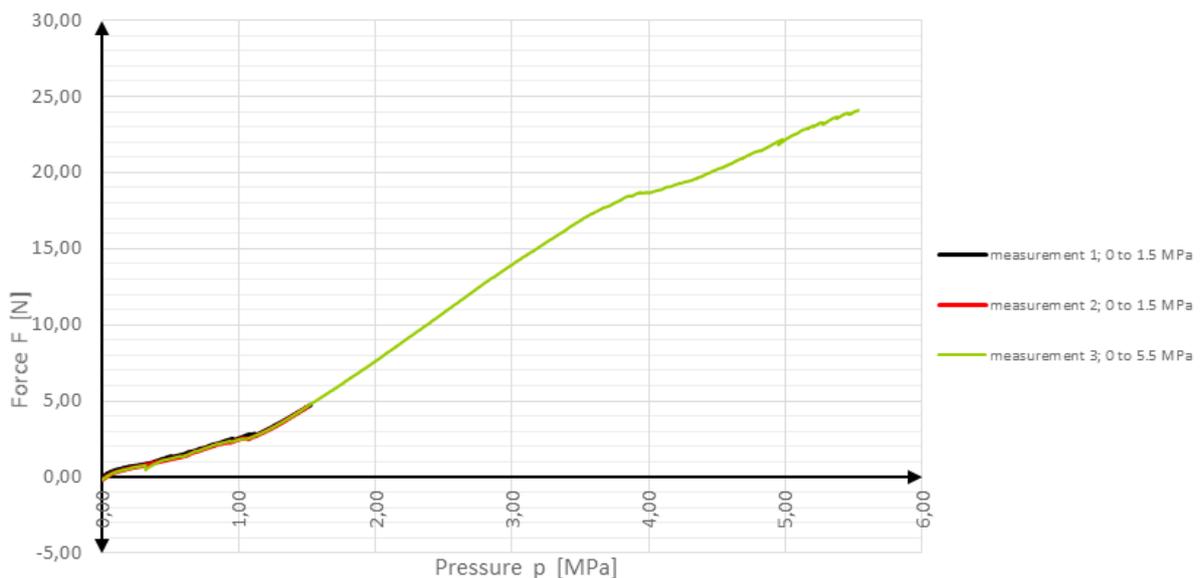


Abb. 5-2: Kraft in Abhängigkeit vom Druck bei einem Volumenstrom von 5  $\mu\text{l/s}$  in 3 Versuchsreihen [59]

Es wurden zwei Versuchsreihen mit einem Druck von bis zu 1,5 MPa und eine Versuchsreihe mit einem Druck von bis zu 5,5 MPa durchgeführt. Bis zu einer Kraft von 4,7 N bei einem Druck von 1,1 MPa kann ein nahezu lineares Aktoverhalten beobachtet werden. Zwischen den Versuchsreihen 1 und 2 konnten nur geringfügige Abweichungen beobachtet werden. Bei dem erreichten Maximaldruck von 5,5 MPa in Versuchsreihe 3 wurde eine Kraft von 24 N gemessen. Das Verhältnis zwischen Druck und Kraft war

bis zu einem Druck von 1,5 MPa in Messung 3 vergleichbar mit Messung 1 und 2. Bei einem Druck zwischen 1,5 MPa und 4,0 MPa wurde ein stärkerer, aber noch linearer Anstieg der Kraft beobachtet. Auch im Kraftversuch wurden Undichtigkeiten durch sichtbar austretende Tropfen beobachtet. Die Undichtigkeiten sind geringer als im Verformungsversuch. Trotz der Undichtigkeiten reagiert der Aktor nachvollziehbar. [59]

### Optische Evaluierung

Die Qualität verbessert sich im Vergleich zum Funktionsmuster aus Kapitel 4.4.5 signifikant. Die vergleichsweise runde axiale Bohrung ist durchgehend durch die Anschlussbereiche und den Verformungsbereich aufgebaut. Es sind keine Risse, ausgebrochenes Material oder Abtrennungen zu sehen. Der Hilfsanschluss hat eine runde Form. Die Wanddicke und die radialen Bohrungen zur Verbindung wurden wie vorgesehen hergestellt. Die konische Bohrung im Hauptanschluss ist kleiner als erwartet. Die Ursachen dafür sind die Stalaktiten, welche in Abb. 5-3 zu sehen sind. [59]

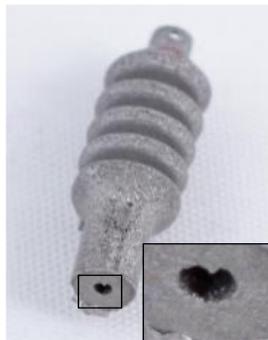


Abb. 5-3: Balgaktor mit einer ovalen Bohrung im Hauptanschluss [59]

Die Oberfläche der Aktoren ist porös und besonders im Verformungsbereich sehr dünn. Es gab Abweichungen zwischen den CAD-modellierten und gefertigten Geometrien. Abhängig von dem betrachteten Bereich wurde bei der besten Fabrikationscharge verglichen mit dem CAD-Modell eine Maßhaltigkeit von 0,33 % bis 2,91 % erreicht. Obwohl die Stützstrukturen entfernt wurden, existieren Strukturreste davon auf der äußeren Oberfläche. In Abb. 5-4 sind die beschriebenen Eigenschaften zu sehen. [59]

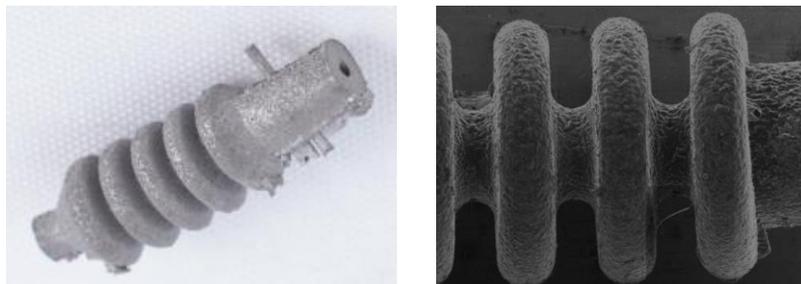


Abb. 5-4: Durch SLM hergestellter Balgaktor (links: Standardfoto, rechts: REM-Aufnahme) [59]

Nicht alle gefertigten Balgaktoren hatten dieses Aussehen. Einige hatten viele restliche Supportstrukturen und waren in axialer Richtung verformt. Es befanden sich Risse und Löcher auf der Oberfläche der Balgaktoren. Diese Mängel sind in Abb. 5-5 gekennzeichnet. [59]

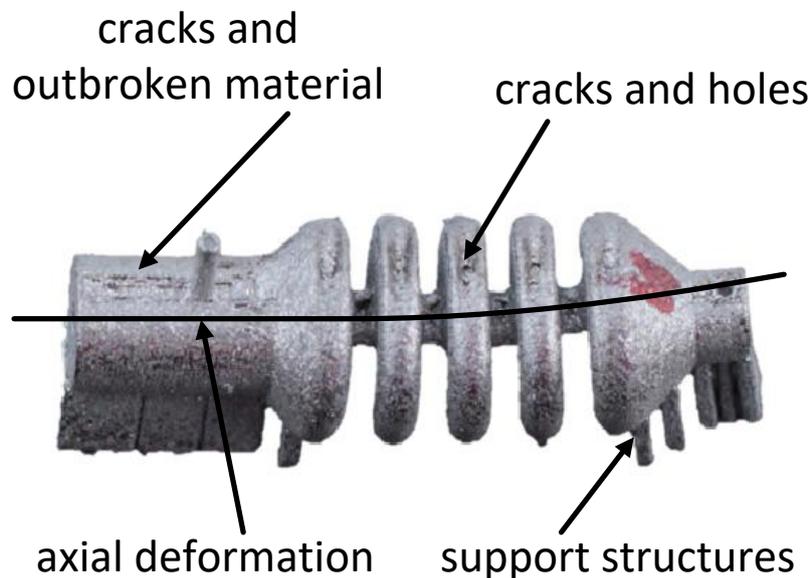


Abb. 5-5: Balgaktor mit Rissen, Löchern und axialem Verzug

An der Stirnwand eines hergestellten Aktors war ein Riss von der Bohrung bis zu der Außenwand zu sehen (Abb. 5-6). [59]



Abb. 5-6: Balgaktor mit Riss an der Stirnseite [59]

Die Überhänge der Bohrungen in Herstellungsrichtung hatten Stalaktiten, die zu einer ovalen Lochform führten [59]. Nach der anschließenden Wärmebehandlung gemäß Kapitel 4.4.5 änderte sich auch die Farbgebung an den Balgaktoren. Im Verformungsbereich zeigten sich teilweise blau-violette und ockerfarbene Verfärbungen, wobei der restliche Balgaktor anthrazitfarben blieb, jedoch ein wenig dunkler als vor der Wärmebehandlung war (Abb. 5-7, Seite 82).



Abb. 5-7: Verfärbungen am Balgaktor nach der Wärmebehandlung

### Dichtigkeit

13 der 15 hergestellten Balgaktoren zeigten schon bei einer minimalen Druckbeaufschlagung Undichtigkeiten. Mit einer genaueren Untersuchung unter dem Mikroskop konnten diese am konvexen und konkaven Biegeradius lokalisiert werden (Abb. 5-8).

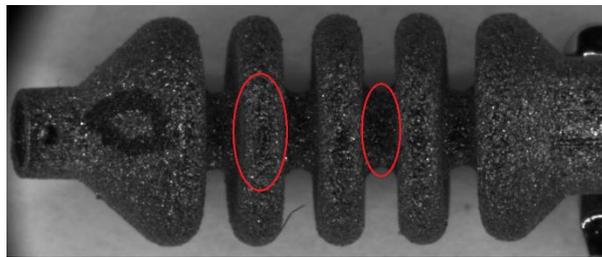


Abb. 5-8: Undichtigkeiten am konvexen und konkaven Biegeradius des Balgaktors

Zwei der gefertigten Balgaktoren konnten mit einem Druck von 0,1 MPa beaufschlagt werden [59]. Balg 1 wurde in den Prüfstand montiert und es wurde ein Volumenstrom von 1  $\mu\text{l/s}$  angelegt. Ab einem Druck von 0,18 MPa traten erste Undichtigkeiten am Hilfsanschluss auf (Abb. 5-9).



Abb. 5-9: Markierter Bereich zeigt Undichtigkeiten am Hilfsanschluss des Balgaktors

Auch Balg 2 wurde im Prüfstand mit einem Volumenstrom von 1  $\mu\text{l/s}$  beaufschlagt. Hier traten zunächst Undichtigkeiten am Hauptanschlussbereich auf (Abb. 5-10, Seite 83). Eine weitere Druckbeaufschlagung führte auch hier zu Undichtigkeiten am Hilfsanschluss.



Abb. 5-10: Markierter Bereich zeigt Undichtigkeiten am Hauptanschluss des Balgaktors

### 5.2.3 Analyse zur Optimierung der Iterationsstufe 1

Die Variation der Prozessparameter beim SLM-Prozess in den ermittelten Grenzen (Kapitel 4.4.3) hat geringeren Einfluss auf die Qualität der Bauteile als die Parameter, welche nicht genau einstellbar sind. So beeinflussen zum Beispiel ein gleichmäßiger Pulverauftrag (dieser wird bereits durch die Bürsten-ausrichtung beeinflusst) und die Verteilung der Bauteile auf der Substratplatte in der SLM-Maschine die Qualität der Balgaktoren [59]. Die gewählte Pulvergröße von 10 bis 32  $\mu\text{m}$  stellt dabei die untere Grenze zur SLM-Fertigung der Balgaktoren mit dem gewählten Equipment dar. Eine Pulverfraktion mit einem kleineren Partikeldurchmesser als 10  $\mu\text{m}$  klebt an den Bürsten und lässt sich nicht mehr sauber auftragen.

Da es sich bei der generativen Fertigung um einen schichtweise aufbauenden Herstellungsprozess handelt, läuft die Schmelze schwerkraftbedingt nach unten. Somit befindet sich an den oberen Schichten weniger Material und es kommt zur Porenbildung. Die Stalagtitenbildung in der konischen Bohrung des Anschlussbereiches unterstützt diese Annahme (Abb. 5-11).



Abb. 5-11: Stalagtitenbildung in der axialen Bohrung des Balgaktors der Iterationsstufe 1

Aufgrund der Poren und der daraus entstehenden Undichtigkeiten wurde eine Analyse der Problemstellen durchgeführt (Abb. 5-12, Seite 84). Der Balgaktor wurde mit einem Elektronenrastermikroskop untersucht. In Abb. 5-13 sind die Materialabsackungen in den oberen Schichten des konvexen Biegeradius deutlich zu erkennen. Die Überhänge bei konkaven Biegeradien sind ebenso von Materialabsackungen betroffen. Teilweise sind diese im Bereich der konkaven Biegeradien noch ausgeprägter, da hier keine Materialabstützung durch den Bogen an die Seiten erfolgt. Der konkave Radius hängt demzufolge komplett frei. Des Weiteren kommt es am Übergang von den Anschlussbereichen zum Verformungsbereich vermehrt zu Poren, da sich die Wanddicke hier abrupt verändert. Der Energieeintrag beim Herstellungsprozess führt dabei zum Wegschmelzen des dünneren Verformungsbereichs. Die Ausführung des Hilfsanschlusses mit der Bohrung und den Materialübergängen verursacht Unstetigkeitsstellen. Auch hier kommt es zur Porenbildung. Die

Leichtbauweise des Hauptanschlusses führt in den Verbindungsbereichen der Streben mit den Wandungen ebenfalls zu einer abrupten Materialhäufung. Des Weiteren sind von Strebe zu Strebe frei tragende Überhänge modelliert.

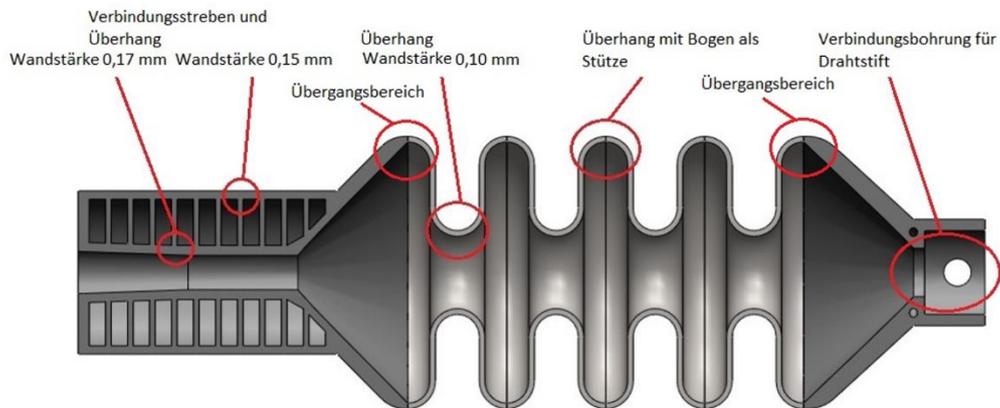


Abb. 5-12: Analyse der Undichtigkeitsstellen am Balgaktor Iterationsstufe 1

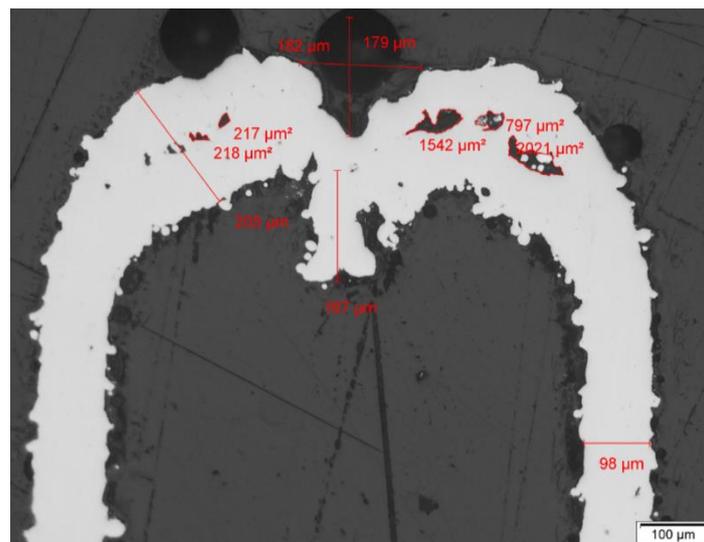


Abb. 5-13: Materialabsackungen der oberen Schichten im konvexen Biegeradius

Um die Dichtigkeit der Balgaktoren zu erhöhen und damit die Performance weiter zu verbessern, ist eine Optimierung der Balgstruktur notwendig. Zusätzlich ist mit der optimierten Aktorgeometrie auch wieder eine Parylenebeschichtung sinnvoll.

#### 5.2.4 Dynamische Differenzkalorimetrie (DSC-Analyse)

Die Ergebnisse aus dem Verformungsversuch zeigen eine lineare Verformung bei Druckbeaufschlagung. Da dies bei der superelastischen Verformung einer Formgedächtnislegierung nicht zu erwarten ist, wurde eine Dynamische Differenzkalorimetrie (DSC-Analyse) durchgeführt.

## Vorgehensweise

Zur Probenherstellung werden aus dem Balgaktor der ersten Iterationsstufe drei Proben in der Größenordnung von 20 mg bis 120 mg entnommen und plangeschliffen. Eine Probe wurde dabei aus dem Anschlussbereich und zwei aus dem Verformungsbereich entnommen. Mit diesen Proben werden in drei Messungen die Temperaturbereiche von -150°C bis +150°C abgefahren.

## Ergebnis

In Abb. 5-14 sind die aufgenommene und abgegebene Wärmemenge durch den Verlauf der DSC-Kurven dargestellt. Bei der Probe aus dem Anschlussbereich sind die Peaks bei der Erwärmung und der Abkühlung relativ breit, aber deutlich ausgeprägt. Bei der Abkühlung (blaue Kurve) ist deutlich eine zweistufige Umwandlung zu erkennen. Auch bei der Erwärmung (rote Kurve) ist über die Schulter im linken Bereich eine zweistufige Umwandlung angedeutet. Die Enthalpien liegen mit 15 bis 20 J/g in Bereichen, die mit konventionell hergestellten Formgedächtnisbauteilen vergleichbar sind. Bei der Probe aus dem Anschlussbereich ist eine deutliche Phasenumwandlung nachweisbar. Die Umwandlung von Martensit zu Austenit beginnt bei der Erwärmung bei 31,7°C und endet bei 64,7°C. Die Peak-Temperatur liegt dabei bei 60,5°C.

Bei den Proben aus dem Verformungsbereich sind die Peaks zwar einstufig, jedoch schwach bis gar nicht ausgeprägt. Diese niedrigen Enthalpien deuten auf eine geringe einstufige Umwandlung hin. Bei den zwei gemessenen Proben aus dem Verformungsbereich ist eine unterschiedliche Ausprägung der Peaks zu sehen. Bei Messung 1 beginnt die Umwandlung bei 34,0°C und ist bei 59,4°C abgeschlossen. Die Peak-Temperatur liegt dabei bei 47,3°C. Bei Messung 2 ist der Peak zwar schmaler, jedoch noch geringer ausgeprägt, so dass hier nahezu keine Umwandlung erfolgt.

Durch die DSC-Messungen wurde nachgewiesen, dass die in dieser Arbeit mittels SLM hergestellten Bauteile die für die Formgedächtniseffekte grundlegende martensitische Umwandlung zeigen. Die jeweiligen Start- und Finish-Temperaturen der verschiedenen Proben weisen sichtbare Unterschiede auf. Die Verschiebung der Umwandlungspeaks ist bei allen Proben deutlich größer als angenommen (vergleiche Kapitel 4.4.5). Die  $A_f$  Temperatur des lasergeschmolzenen Balgaktors liegt mit 64,7°C um mindestens 63,7 K höher als die  $A_f$  Temperatur beim verwendeten Halbzeug (-11°C bis +1°C).

Ein technisches Problem mit der Stickstoffversorgung beim Abkühlen der ersten Probe aus dem Verformungsbereich führte zu dem im Diagramm (Abb. 5-14, Seite 86) zu sehenden Messartefakt. Dieses ist durch einen roten Pfeil gekennzeichnet. Die Proben weisen Unstetigkeiten auf und waren schlecht zu präparieren.

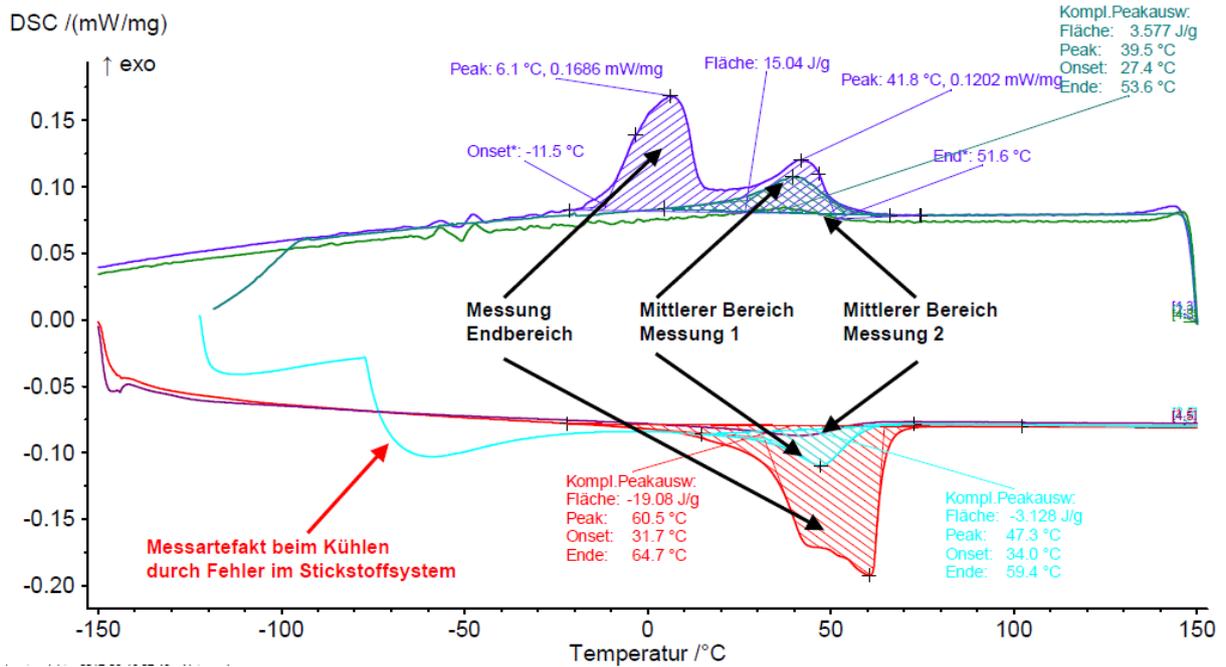


Abb. 5-14: DSC-Analyse für Proben vom Balgaktor Iterationsstufe 1

## 5.2.5 Versuche zur Evaluierung der Anforderungen für Iterationsstufe 2

### Verformungsversuch

Um den Verlauf der Längenänderung bei ansteigendem Druck zu untersuchen und damit das Simulationsmodell zu evaluieren und die superelastischen Eigenschaften der Balgaktoren nachzuweisen, wurden Verformungsversuche im Siedebad durchgeführt. Nach dem Erhitzen des Siedebads mit einer geringen Menge an Wasser auf 45°C wird der Prüfstand hineingesetzt. Anschließend wird der Wasserstand so weit ausgeglichen, dass der Balgaktor komplett umschlossen ist. Danach wird die Temperatur des Siedebads auf 76°C erhöht (Abb. 5-15). Die Temperatur am Aktor beträgt dabei 70°C. Hier ist davon auszugehen, dass die Umwandlung in die austenitische Phase vollständig erfolgt ist. Mit verschiedenen Volumenströmen von 10 µl bis 200 µl werden verschiedene Ziellängen angefahren, der Druck wird gehalten und anschließend mit dem gleichen Volumenstrom wieder abgelassen. Als Ziel drücke gelten dabei die Werte 4,6 MPa aus der Simulation und 4,08 MPa aus Iterationsstufe 1.

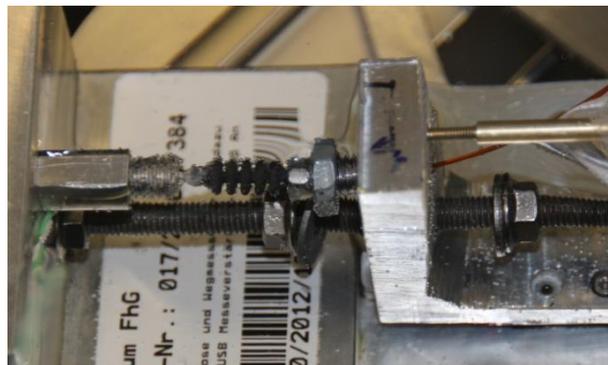


Abb. 5-15: Prüfstand mit Aktor von Wasser umschlossen

### Vermessung mit zweidimensionalem Mikrometer

Um die Länge der Aktoren ohne den Einfluss einer Belastung zu vermessen, wird ein zweidimensionales Mikrometer verwendet. Das Ziel dabei ist ein Vergleich der Aktorlängen vor der Aktuierung, nach der Aktuierung und nach der Aktuierung mit anschließendem Erhitzen. Dazu wird der Aktor zentral im Mikrometer platziert (Abb. 5-16), die Messparameter werden eingestellt und die Messbereiche festgelegt (Abb. 5-17).

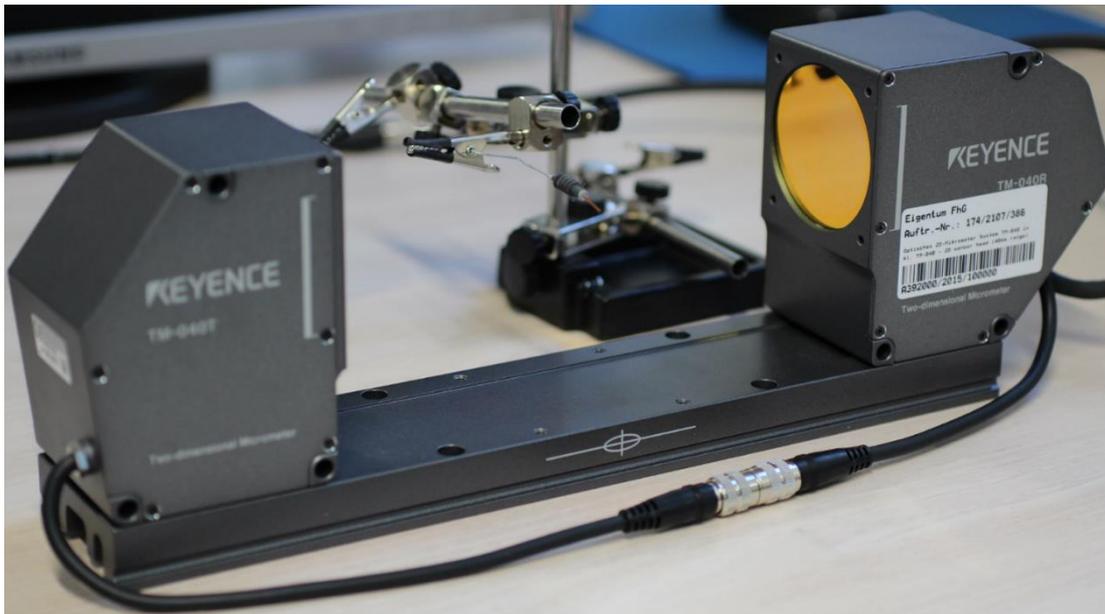


Abb. 5-16: Balgaktor platziert in zweidimensionalem Mikrometer zur lastfreien Vermessung

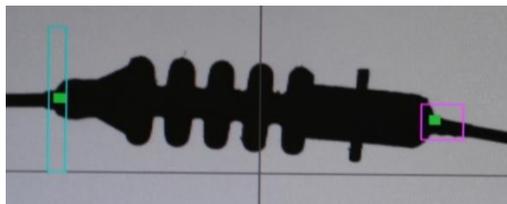


Abb. 5-17: Abbildung eines Aktors mit Messbereichen für die Längenmessung

Nach den Verformungsversuchen wurden die Aktoren zunächst vermessen, danach mittels eines Heißluftföns auf 120°C erhitzt und erneut vermessen.

## 5.2.6 Ergebnisse der 2. Iteration

### Verformungsversuch

In Tabelle 13 werden die absoluten Verformungen eines Balgaktors der Iterationsstufe 2 (Versuchsprobe J) gezeigt. Die Versuche zeigen, dass der maximal erreichbare Druck vom Volumenstrom abhängig ist. In Messung 25 wurden mit 4,41 MPa der höchste Druck und die größte Längenänderung von 0,41 mm erreicht. Das entspricht einer Verformung von 2,48 % der Gesamtlänge des Aktors.

*Tabelle 13: Verformung des Balgaktors der Iterationsstufe 2 (Versuchsprobe J) in Abhängigkeit vom Volumenstrom und vom Druck*

Versuchsnummer	Volumenstrom [μl/s]	maximaler Druck [MPa]	maximale Verformung [mm]
1	10	0,94	0,1061
2	10	1,87	0,1938
3	10	1,03	0,1064
4	10	1,10	0,0631
5	12	1,23	0,0714
6	15	1,51	0,0990
7	20	2,04	0,1602
8	25	2,83	0,2508
9	20	1,53	0,1211
10	30	1,69	0,1306
11	50	2,51	0,2125
12	40	2,02	0,1674
13	10	1,71	0,1859
14	20	2,45	0,2153
15	30	3,14	0,2927
16	40	3,39	0,3170
17	50	3,61	0,3399
18	60	3,87	0,3664
19	70	4,12	0,3921
20	80	3,99	0,3785
21	100	4,11	0,3902
22	120	4,24	0,4071
23	140	4,29	0,4110
24	160	4,32	0,4096
25	180	4,41	0,4142
26	200	4,30	0,3961

In Abb. 5-18 (Seite 89) ist der Verlauf der Verformung in Abhängigkeit vom Druck repräsentativ aus Messung 2 zu sehen. Bei beginnender Druckerhöhung bleibt die Länge zunächst bis zu einem Schwelldruck konstant. Danach ist der Verlauf bis zum maximal angelegten Druck linear. Nach dem Ablassen des Drucks erfolgt die Rückverformung nicht sofort, die Länge bleibt einen Moment konstant. Dann erfolgt die Rückverformung wieder linear mit entsprechender Hysterese. Die Temperatur am Aktor liegt während des gesamten Versuchs konstant bei 70°C.

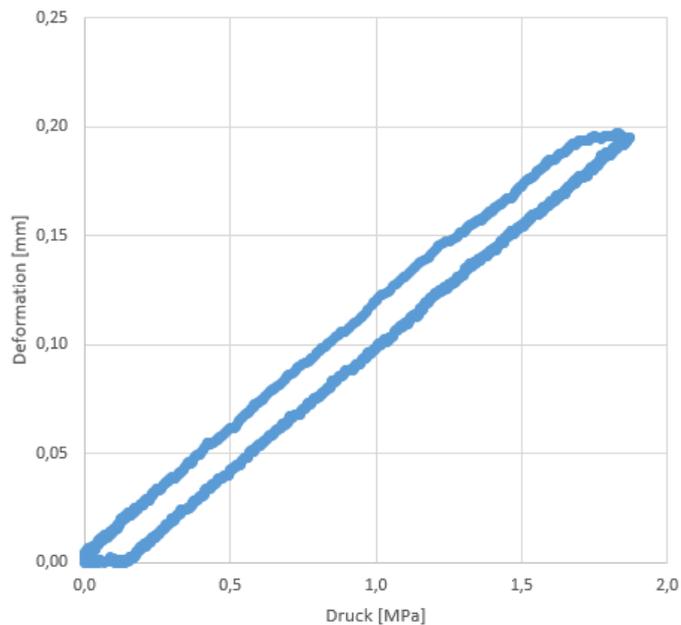


Abb. 5-18: Verformung des Balgaktors in Abhängigkeit vom Druck aus Messung 2

Da die simulierten Drücke von 4,6 MPa mit einem Volumenstrom von 10  $\mu\text{l/s}$  nicht erreicht wurden, wurde dieser bis auf 200  $\mu\text{l/s}$  erhöht. Nach 25 Messungen konnten, trotz einer Erhöhung des Volumenstroms, keine weitere Druckerhöhung und Längenänderung erreicht werden.

Im Versuchsaufbau mit dem Siedebad erfolgte die Rückverformung beim Ablassen des Drucks nicht bis auf die Ausgangslänge der Balgaktoren. Deshalb wurden diese nach den Verformungsversuchen lastfrei mit dem zweidimensionalen Mikrometer vermessen und nach Erhitzung mittels Heißluftfön erneut vermessen. Nach der Erhitzung verformten sich die Aktoren bis zur Ausgangslänge oder weiter zurück.

Infolge dieser Erkenntnisse wurden die anderen Versuchsproben vor den Versuchsdurchführungen mit dem zweidimensionalen Mikrometer vermessen. Die Ergebnisse der Vermessung sind in Tabelle 14 dargestellt.

Tabelle 14: Vermessung der Balgaktoren der Iterationsstufe 2 vor den Versuchen

Probennummer	gemessene Aktorlänge [mm]
O	16,654
N	16,698
M	16,642
L	16,708
K	16,637
I	16,660

Die durchschnittliche Aktorlänge beträgt 16,66 mm und weicht somit um 0,16 mm von dem CAD-Modell ab.

### Optische Evaluierung

Mit bloßem Auge sehen die Balgaktoren der Iterationsstufe 2 sehr viel besser aus als die der vorangehenden Iterationsstufe. Es sind keine Poren zu erkennen und die Oberfläche hat eine Struktur, die an ein Drehteil erinnert. Die Verbindungsstäbe am Hauptanschluss sind anwendungsgerecht und die Bohrungen am Hilfsanschluss rund ausgeführt. Die Größe der Stalagtiten und damit der Materialabsackungen in der axialen Bohrung ist weitaus geringer als bei der Vorgängerversion.

### Dichtigkeit

Die Dichtigkeit wurde im Vergleich zu Iterationsstufe 1 verbessert. Erste Undichtigkeiten traten erst bei einem Druck von 1,6 MPa auf. Abb. 5-19 zeigt die austretende Flüssigkeit am konvexen Radius und Abb. 5-20 die austretende Flüssigkeit am Übergang vom konkaven Radius zur Faltentiefe.

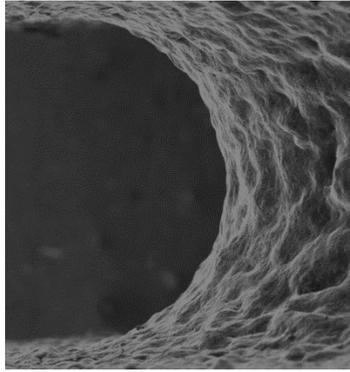


*Abb. 5-19: Undichtigkeiten am konvexen Radius*



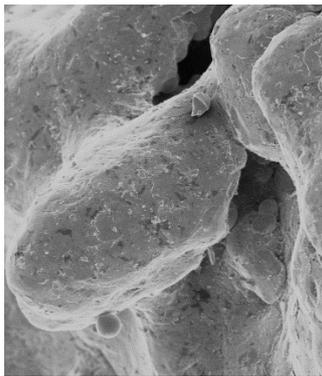
*Abb. 5-20: Undichtigkeiten am konkaven Radius*

Schaut man sich die Balgaktoren mit dem REM an, so ist zu erkennen dass herstellungsbedingt eine wabenartige Oberfläche entsteht (Abb. 5-21, Seite 91).



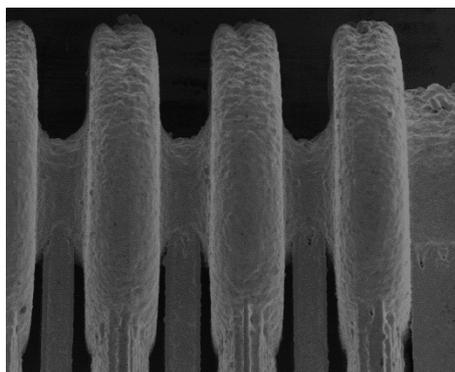
*Abb. 5-21: Wabenartige Oberfläche des Balgaktors bei Betrachtung mit dem REM*

Diese entsteht durch die Verschmelzung der Pulverpartikel. Aufgrund der geringen Wanddicken bildet sich eine dünne Materialschicht. Kommt es zu ungleichmäßigen Verschmelzungen, bilden sich dabei Poren (Abb. 5-22). Diese treten vermehrt am Übergang zwischen dem konkaven Biegeradius und der Faltentiefe auf.



*Abb. 5-22: Durch ungleichmäßige Verschmelzungen entstandene Poren an der Aktoroberfläche*

Des Weiteren treten zwar bei dieser Iterationsstufe im Vergleich zu den vorherigen Prototypen weniger Materialabsackungen in geringerem Maße auf. Dennoch sind Materialabsackungen vorhanden und vor allem am konvexen Biegeradius (Abb. 5-23) zu erkennen.



*Abb. 5-23: Materialabsackungen am konvexen Biegeradius des Balgaktors Iterationsstufe 2*

## 5.3 Simulation mit ermittelten Materialdaten

### 5.3.1 Materialdaten bei Raumtemperatur

#### Ziel

Um die Eigenschaften der Balgaktoren besser vorhersagen zu können und die Formgedächtniseigenschaften nachzuweisen, werden hier die Materialparameter von SLM gefertigten Nitinol Bauteilen ermittelt. Neben der maximalen Zugfestigkeit soll dabei die maximale superelastische Dehnung ermittelt werden. Diese Materialparameter können neben den Literaturwerten zur Simulation der Verformungseigenschaften verwendet werden.

#### Zugversuch nach DIN mit Rundprobe

#### Durchführung

Für eine gute Vergleichbarkeit mit Werten des Halbzeugs aus der Literatur fällt die Wahl auf Zugversuche. Der Spannungsdehnungsverlauf wird dabei in einem Diagramm dargestellt. Die Versuchsplanung kann nach DIN EN ISO 6892-1 durchgeführt werden. Die DIN EN ISO 6892-1 verlangt eine minimale Ausgangslänge der Probe von 15 mm, da ansonsten keine Dehnung oder Streckgrenze normativ zu ermitteln ist. Aufgrund der Umsetzbarkeit und der zur Verfügung stehenden Maschinen wird eine Rundprobe (Zugprobe B 4 x 20) (Abb. 5-24) durch SLM hergestellt. Die TÜV Technische Überwachung Hessen GmbH führt die Vorbereitung der Probe und die Zugversuche durch.



*Abb. 5-24: Generativ hergestellte Rundzugprobe aus Nitinol*

Nach der Herstellung sitzen die Proben mit Stützen auf der Substratplatte. Diese wird durch Absägen an der Sollbruchstelle entfernt. Die Proben sind durch die eingebrachte thermische Energie axial verzogen. Anlagenbedingt kann dem Verziehen durch eine Vorheizung der Bauplatte auf 200°C nicht ausreichend entgegengewirkt werden. Eine Vorheizung auf mindestens 500°C ist bei Nitinol sinnvoll. Des Weiteren werden die Zugproben mit den gleichen Prozessparametern wie die Balgaktoren hergestellt. Sie haben jedoch andere geometrische Abmessungen und sind durch ihren massiven Aufbau im eigentlichen Sinne keine Mikrostrukturen. Für eine bessere Qualität wären andere Prozessparameter, zum Beispiel ein geringerer Fokus und ein anderer Energieeintrag in der Fertigung, notwendig. In der folgenden Tabelle werden die Abmessungen der Zugproben gezeigt (Tabelle 15, Seite 93).

Tabelle 15: Abmessungen der hergestellten Rundzugproben

Maße [mm]	CAD-Modell	Probe 1	Probe 2
Gesamtlänge der Zugprobe	41	41,97	42,05
Länge im Probenbereich ( $L_0$ )	20	20	20
Durchmesser der Aufnahme	6	6,85	6,85
Durchmesser im Probenbereich	4,1	4,93	4,93
Durchmesser im Probenbereich (nach Runddrehen)	4,1	3,98	3,98

Die Oberfläche der Proben ist nicht glatt und hat teilweise Ausbrüche. Die Proben werden mit Zentrierbohrungen versehen und die Oberfläche durch Runddrehen geglättet. Des Weiteren werden die Verbindungsbereiche mit Gewinde versehen. Danach erfolgt die eigentliche Zugprüfung mit einer Prüfgeschwindigkeit von zunächst 3 mm/min. Ab Erreichen einer Spannung von 20 MPa wird eine Prüfgeschwindigkeit von 6 MPa/s gefahren. Die Zugprüfung erfolgt bei einer Temperatur von 22°C.

### Ergebnis

Die Ergebnisse der spannungsgesteuerten Zugversuche und ein daraus gebildeter Mittelwert sind in folgender Tabelle dargestellt (Tabelle 16).

Tabelle 16: Durch Zugversuche bei Raumtemperatur ermittelte Materialparameter

Materialparameter	Probe 1	Probe 2	Mittelwert
E-Modul im linearelastischen austenitischen Bereich [MPa]	44910	41055	42982
Spannung zur Einleitung der Phasenumwandlung von Austenit in Martensit $\sigma^{AM_S}$ [MPa]	182	178	180
Spannung bei Abschluss der Phasenumwandlung von Austenit in Martensit $\sigma^{AM_F}$ [MPa]	265	330	297
Zugfestigkeit $R_m$ [MPa]	340	386	363
pseudoplastische Dehnung [%]	3	3	3

Die Spannungs-Dehnungs-Verhältnisse, welche in Abb. 5-25 (Seite 94) zu sehen sind, zeigen die typischen Verläufe von Nitinol. Zunächst erfolgt ein linearer Anstieg, der den linearelastischen austenitischen Bereich darstellt. Danach erfolgt eine Art Plateau. In diesem Bereich nimmt die Spannung im Verhältnis zur Dehnung nur leicht zu und die Umwandlung von Austenit in Martensit erfolgt. Das Ende dieses Bereichs ist nicht so stark wie in der Theorie ausgeprägt. In einer fließenden Kurve erhöht sich der Anstieg, bis das Material zerstört wird.

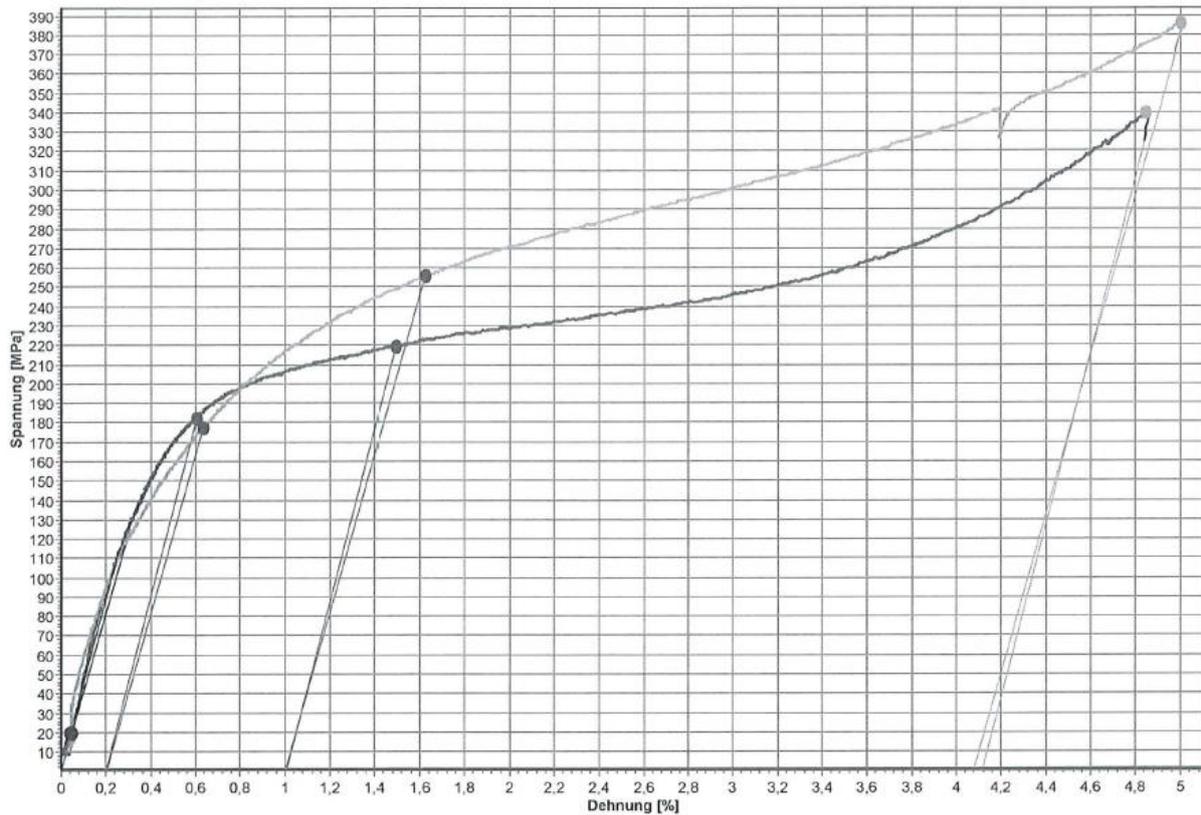


Abb. 5-25: Spannungsdehnungsdiagramm der durchgeführten Zugversuche bei Raumtemperatur

Das folgende Bild zeigt die zerstörten Zugproben (Abb. 5-26). Im Gegensatz zu konventionell gefertigten Zugproben ist der duktile Bruch nicht in der Mitte der Probe, sondern am Übergangsbereich zwischen den Durchmessern zu sehen. Hier zeigt sich der starke Einfluss des Energieeintrags beim SLM.



Abb. 5-26: Zerstörte nachbearbeitete Zugprobe

Die bei diesen Zugversuchen erzielten Ergebnisse zeigen das Vorhandensein von Formgedächtniseigenschaften. Jedoch ist nicht eindeutig, ob es sich dabei um die superelastische Form der Formgedächtniseigenschaften handelt. Die ermittelten Materialdaten (Tabelle 16) werden nun in Ansys in das Materialmodell von Nitinol eingefügt. Da bei den gesamten Simulationen die Verformung bei Druckbeaufschlagung ermittelt wurde, werden die Parameter für die Rückumwandlung an dieser Stelle abgeschätzt. In Abb. 5-27 (Seite 95) sind die Verformungen für einen Druckverlauf bis zu 4,6 MPa zu sehen. Bis zu einem Druck von ca. 1,4 MPa verhält sich der Aktor mit einem Anstieg von 0,10 mm/MPa linear. Danach erfolgt eine exponentielle Längenänderung, die in eine weitere lineare Verformung mit einem sehr hohen Anstieg übergeht. Bei einem Druck von ca. 2,1 MPa folgt ein Wendepunkt, der in

einer linearen Verformung mit geringerem Anstieg endet. Die axiale Gesamtverformung beträgt 1,81 mm, was einer globalen Dehnung von 10,90 % der Aktorlänge entspricht.

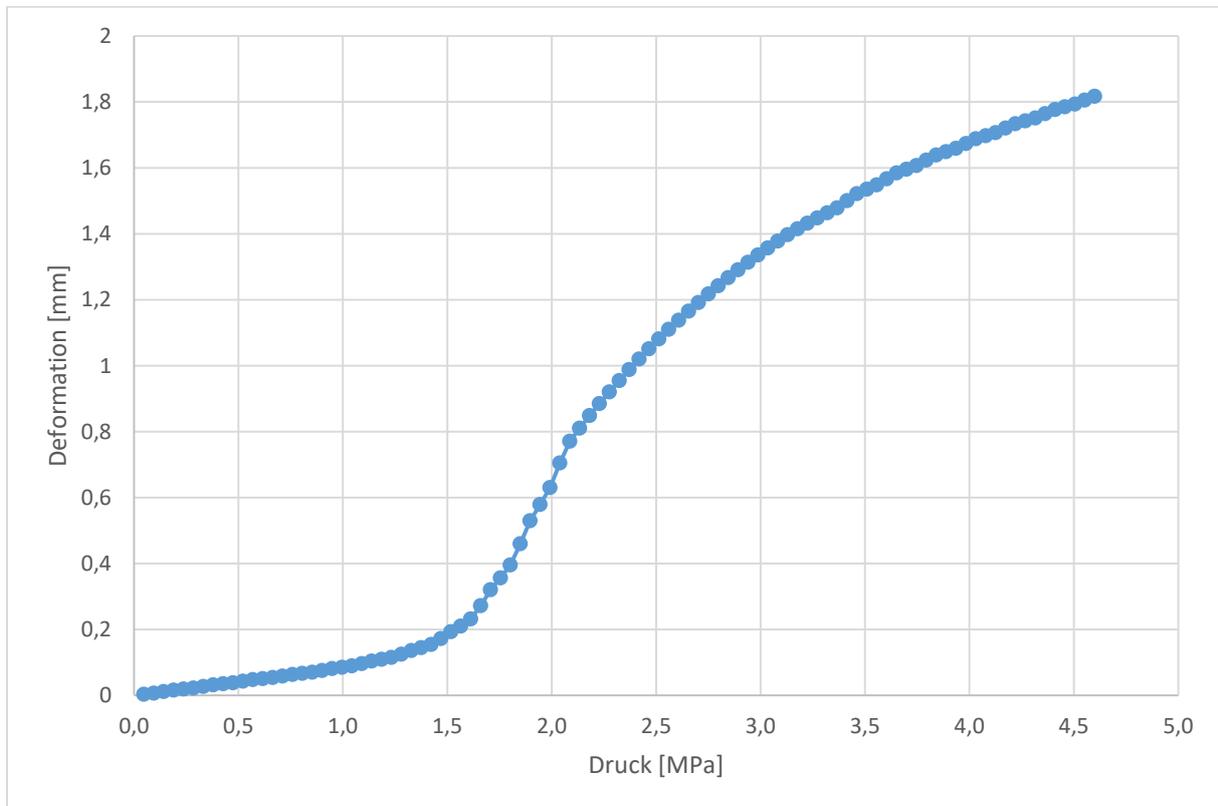


Abb. 5-27: Simulierte Verformung des Balgaktors mit U-Struktur in Abhängigkeit vom Druck (Materialdaten aus Zugversuch bei Raumtemperatur)

### 5.3.2 Materialdaten bei Nutzung des superelastischen Formgedächtniseffekts

Um die superelastischen Eigenschaften der Balgaktoren besser vorhersagen zu können, werden hier die Materialparameter von SLM gefertigten Nitinol Bauteilen bei erhöhter Temperatur ermittelt. Diese Materialparameter können neben den Werten aus der Forschungsliteratur zur Simulation der Verformungseigenschaften verwendet werden. Um Ergebnisse zu erhalten, welche näher bei den Balgaktoren liegen, wird die Auswahl der geometrischen Form der Zugproben angepasst. Dadurch sind besser vergleichbare Ergebnisse der Materialeigenschaften zu erwarten. Die optimal eingestellten Fertigungsparameter für die Balgaktoren würden dann auch bei der Herstellung der Zugprobe zu einem optimalen Ergebnis führen.

#### Temperierter Zugversuch mit Dogbone-Flachprobe

##### Ziel

Ziel bei dem temperierten Zugversuch mit Dogbone-Flachprobe ist der Nachweis der superelastischen Eigenschaften anhand des Spannungsdehnungsdiagramms der Proben und die Gegenüberstellung der Spannungs-Dehnungs-Verläufe im austenitischen und martensitischen Bereich. Des Weiteren sollen

die vier Eckpunkte für die Gefügeumwandlung im austenitischen Temperaturbereich (vergleiche Abb. 4-38 Spannungs-Dehnungsbeziehung von Nitinol im austenitischen Temperaturbereich in Kapitel 4.5.4) bestimmt werden.

### Versuchsvorbereitung

Die in Kapitel 5.3.1 gewonnenen Erkenntnisse mit Rundproben aus Nitinol stellen die Ausgangspunkte für diesen Zugversuch dar. Die neuen Zugproben, welche ebenfalls durch selektives Laser Schmelzen hergestellt werden, haben die Form von Dogbone-Flachproben (Abb. 5-28) mit den Abmessungen 25 mm x 5 mm x 1 mm (Abb. 5-29). Damit führt die Verwendung der gleichen Fertigungsparameter wie bei der Herstellung der Balgaktoren in Iterationsstufe 2 zu vergleichbaren Ergebnissen. Dünne Proben passen ebenfalls besser zu den Bedingungen des realen Balgaktors. Es ist allerdings eine Mindestdicke von 1 mm zur Einspannung in der Zugprüfmaschine erforderlich. Des Weiteren ist für die Dogbone-Flachproben ein senkrechter Aufbau möglich. Damit wird der Verzug reduziert und es sind keine speziellen Substratplatten (vergleiche Kapitel 4.5.2) notwendig.



Abb. 5-28: Durch selektives Laser Schmelzen hergestellte Dogbone-Zugprobe aus Nitinol



Abb. 5-29: Schematische Darstellung der Dogbone-Flachprobe mit Abmessungen

Die Zugversuche werden in einer Zugprüfmaschine mit integrierter Klimakammer durchgeführt, um die durch die DSC-Analyse (Kapitel 5.2.2) ermittelte Austenit Finish Temperatur  $A_f$  während der Versuche sicherzustellen. In der Klimakammer werden die Zugproben für die kompletten Versuche auf einer Temperatur von 70°C gehalten. Die erste Probe wird in einem dehnungsgesteuerten Zugversuch gleichmäßig mit einer Geschwindigkeit von 0,00007 /s bis zur Zerstörung belastet. Der Punkt für den Beginn der Umwandlung von Austenit in Martensit  $\sigma^{AM_S}$  und der Punkt für den Abschluss der Umwandlung von Austenit in Martensit  $\sigma^{AM_F}$  sind dabei im Spannungsdehnungsdiagramm durch die Veränderung des Anstiegs der Verlaufskurve erkennbar. Das Ende der Phasenumwandlung sollte in Anlehnung an die Vorversuche im Bereich einer Dehnung von 3 % bei einer Spannung von 297 MPa liegen. Um die Punkte für die Rückumwandlung ( $\sigma^{MA_S}$  und  $\sigma^{MA_F}$ ) zu bestimmen, werden die folgenden Zugversuche, abweichend von der DIN EN ISO 6892-1, nicht bis zur Zerstörung durchgeführt. Die Proben werden hier maximal bis zum elastischen martensitischen Bereich am Ende des Spannungsplateaus belastet. Das bedeutet die Belastung erfolgt maximal 0,1 % über den im vorhergegangenen

Zerstörungsversuch ermittelten  $\sigma^{AM}_F$  Punkt hinaus. Nach dem Erreichen der maximalen Belastung soll die Entlastung bei gleicher Geschwindigkeit erfolgen. Dabei wird der Punkt für den Beginn der Umwandlung von Martensit in Austenit  $\sigma^{MA}_S$  und der Punkt für den Abschluss der Umwandlung von Martensit in Austenit  $\sigma^{MA}_F$  im Spannungsdehnungsdiagramm durch die Veränderung des Anstiegs der Verlaufskurve erkennbar. In Anlehnung an DIN EN ISO 6892-1 erfolgt eine kontinuierliche Messung der Kraft und der Längenänderung der Probe. Die Nennspannung wird aus der Querschnittsfläche der unverformten Probe und der gemessenen Kraft ermittelt.

## Ergebnis

4 der 5 untersuchten Proben zeigen nicht die erwarteten Spannungs-Dehnungs-Verläufe (Abb. 5-30). Das Verhältnis zwischen Spannung und Dehnung ist bei diesen 4 Proben über den gesamten Verlauf linear. Ein Übergangsplateau, das auf eine Phasenumwandlung schließen lässt, ist nicht zu erkennen. Bei einer Dehnung von durchschnittlich 2,26 % und einer Spannung von durchschnittlich 320 MPa kommt es zum Bruch. Das Material verhält sich dabei spröde. Bei der Verlaufskurve von Probe 1 ist ein Plateau zu erkennen. Während dieses Plateaus kommt es zum Bruch. Eine Übersicht der Ergebnisse ist in Tabelle 17 zu sehen.

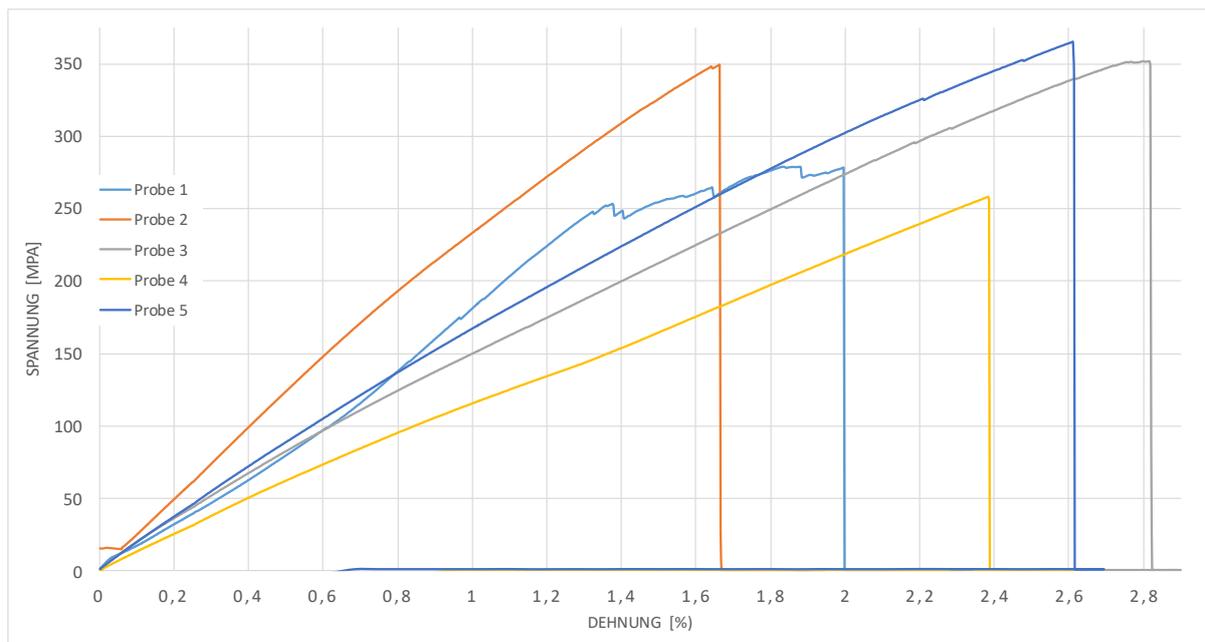


Abb. 5-30: Spannungsdehnungsdiagramm des Zugversuchs im superelastischen Temperaturbereich

Tabelle 17: Durch Zugversuch im superelastischen Temperaturbereich ermittelte Materialparameter

Materialparameter	Probe 1	Probe 2	Probe 3	Probe 4	Probe 5	Mittelwert
E-Modul im linearelastischen austenitischen Bereich [MPa]	14446	24156	16396	12171	17576	16949
Zugfestigkeit $R_m$ [MPa]	278	349	351	258	365	320
Dehnung [%]	1,83	1,66	2,81	2,38	2,61	2,26

Der bei der ohnehin recht filigranen Probe relativ kurz ausgeprägte Verbindungsbereich erschwert die Einspannung und kann zu Messfehlern durch Verrutschen der Probe führen. Auch die Ausführungen der Geometrien waren im Detail unterschiedlich, da auf eine konventionelle Nachbearbeitung verzichtet wurde. Die Brüche traten teilweise am Rand der Proben auf. Die folgenden Materialdaten werden nun in das Ansys Materialmodell von Nitinol eingefügt und es wird erneut eine Verformung bei Druckbeaufschlagung simuliert (Tabelle 18). In Abb. 5-31 sind die Verformungen für einen Druckverlauf bis zu 4,6 MPa zu sehen. Bis zu einem Druck von ca. 1,5 MPa verhält sich der Aktor mit einem Anstieg von 0,18 mm/MPa linear. Danach erfolgt eine exponentielle Längenänderung, die in eine weitere lineare Verformung mit höherem Anstieg übergeht. Bei einem Druck von ca. 3 MPa folgt ein Wendepunkt, der in einer linearen Verformung mit geringerem Anstieg endet. Die axiale Gesamtverformung beträgt 2,48 mm, was einer globalen Dehnung von 14,88 % des Aktors entspricht.

Tabelle 18: Zur Simulation verwendete Materialdaten

E-Modul im linearelastischen austenitischen Bereich [MPa]	16949
Spannung zur Einleitung der Phasenumwandlung von Austenit in Martensit $\sigma^{AM_S}$ [MPa]	169
Spannung bei Abschluss der Phasenumwandlung von Austenit in Martensit $\sigma^{AM_F}$ [MPa]	265
Spannung zur Einleitung der Phasenumwandlung von Martensit in Austenit $\sigma^{MA_S}$ [MPa]	100
Spannung bei Abschluss der Phasenumwandlung von Martensit in Austenit $\sigma^{MA_F}$ [MPa]	20

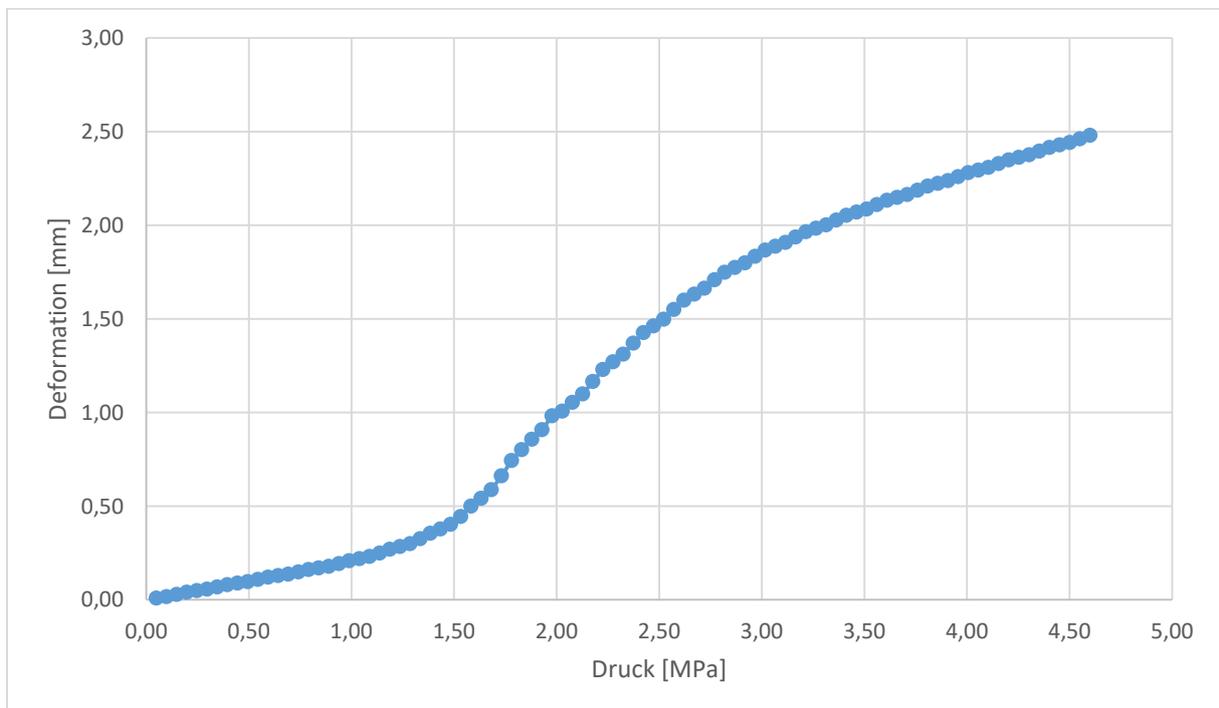


Abb. 5-31: Simulierte Verformung des Balgaktors mit U-Struktur in Abhängigkeit vom Druck (Materialdaten aus Zugversuch im superelastischen Temperaturbereich)

### 5.3.3 Ausreizen des Maximums mittels Parameteranalyse

#### Direkte Optimierung mit Ansys

Die Direkte Optimierung ist ein Werkzeug in der Ansys Workbench, mit dem sich durch eine gezielte Variierung der Eingangsparameterwerte verschiedene Werte der Zielparameter einstellen lassen. Die Zielparameter können dabei auf einen Maximalwert, einen Minimalwert, einen Zielwert oder in einem Grenzbereich eingestellt werden. Zur Durchführung der Direkten Optimierung ist zunächst der Ist-Zustand des Aktors zu simulieren. Danach können die Anforderungen, die zum Antrieb eines minimal invasiven Instruments notwendig sind, in Form von Parametern eingepflegt werden. Die im Modell erstellten Geometrieparameter, beziehungsweise die sich daraus ergebenden Zwangsbedingungen gehen als Eingangsparameter in das Modell ein. Dann können mittels Direkter Optimierung die einzelnen Parameterwerte für die gewünschte Gesamtverformung, die erforderliche Stellkraft und die maximal zulässigen Vergleichsspannungen ermittelt werden. Die eigentliche Direkte Optimierung läuft dann weitestgehend automatisch ab. Die Software generiert eine zu definierende Anzahl von Parameterkonfigurationen. In dieser Studie wurde der voreingestellte Wert von 100 Kandidaten übernommen. Die Direkte Optimierung wurde mit Materialwerten aus der Literatur durchgeführt. Zur Auswahl und Bewertung stehen folgende Werkzeuge zur Verfügung:

- 2D- und 3D-Graphen zum manuellen Vergleich
- Stichprobendiagramm
- Sensitivitätsdiagramm
- Datenbank aller Parameter
- Vorschlag von drei Kombinationen

Als Ergebnis der Direkten Optimierung zeigen drei von 100 simulierten Kandidaten bei Belastung eine maximale Vergleichsspannung von 800 MPa. Die erforderlichen Aktorkräfte und Gesamtverformungen erfüllen die Anforderungen an einen Aktor zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments. Ein Überblick zu den erreichten Ergebnissen dieser drei Kandidaten ist in Tabelle 19 zu sehen.

*Tabelle 19: Ergebnis der Direkten Optimierung*

Kandidatennummer	Gesamtverformung des Aktors [mm]	Aktorkraft [N]	maximale Vergleichsspannung [MPa]
5	6,47	57,9	794
13	7,49	56,3	795
21	6,60	56,4	800

### 5.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die generative Herstellung von Balgaktoren aus Kunststoff und Nitinol ist prinzipiell möglich. Zur Pulverentfernung nach der Fertigung durch SLM sind zwei Öffnungen an unterschiedlichen Enden des Aktors notwendig. Eine durchgehende axiale Bohrung erwies sich in den Voruntersuchungen als zweckmäßig. Für die generative Fertigung der Aktoren aus Kunststoff ist eine minimale Wanddicke von 0,8 mm notwendig. Die Herstellung der Aktorform durch das SLM-Verfahren ist bis zu einem Außendurchmesser von 2,5 mm und bis zu einer Wanddicke von 100 µm möglich. Diese Geometrien wurden mit und ohne Hinterschnitte aufgebaut. Bei den Geometrien mit Hinterschnitten traten in diesem Grenzbereich vermehrt Verschmelzungen auf. Deshalb wurden zur Verringerung der Prozess-

parameter und damit zur Vereinfachung der Fertigung in dieser Studie Radiuswinkel von  $180^\circ$  gewählt. Die durchgehende axiale Bohrung muss für die gewählte Pulverfraktion einen Innendurchmesser  $d$  von mindestens 0,7 mm aufweisen. Die gewählten Abmessungen stellen für die Verwendung von Nitinol eine besondere Herausforderung dar. Die Fertigung einer Balggeometrie aus Nitinol ohne Anpassung der Prozessgrößen und des Materials führt zu keinem verwertbaren Ergebnis. Deshalb ist eine Anpassung der Prozessgrößen für die SLM-Herstellung von Bauteilen aus Nitinol unbedingt erforderlich. Das Vorhandensein von Formgedächtniseigenschaften wurde mittels generativ gefertigter Bleche gezeigt.

Für die Bereitstellung des Pulvers ist ein langer individueller Prozess notwendig. Dafür wurden die Gasverdüsung des Halbzeugs und das Fraktionieren durch Sieben und Windsichten gewählt. Zur Anpassung der Prozessparameter für den SLM-Prozess wurden die Beschaffenheit und die Verunreinigung des Pulvers untersucht. Die chemische Analyse des so hergestellten Pulvers zeigte eine Verunreinigung von 0,0280 wt.-% Kohlenstoff, 0,0450 wt.-% Sauerstoff und weniger als 0,0020 wt.-% Stickstoff [59]. Der durchschnittliche Durchmesser der Pulverpartikel beträgt  $d_{50} = 17,75 \mu\text{m}$ . Die Legierungszusammensetzung besteht zu 55,88 wt.-% aus Nickel und zu 43,97 wt.-% aus Titan. Es wurden eine Schüttdichte von  $4,31 \text{ g/cm}^3$  (68,4 %) und eine Klopfdichte von  $4,57 \text{ g/cm}^3$  (72,5 %) gemessen. Der ermittelte Schüttwinkel bei der Untersuchung der Fließfähigkeit beträgt  $42,35^\circ$ .

Mit diesem individuell hergestellten Pulver wurde ein erstes Versuchsmuster mit Aktorcharakteristik aufgebaut. Das Versuchsmuster wurde mit folgenden Ergebnissen optisch analysiert. Im Bereich der Windungen traten beim ersten Versuchsmuster mit Aktorcharakteristik sichtbare Poren auf. Dies ist ein Hinweis darauf, dass die Wanddicke in diesen Bereichen recht dünn gewählt wurde. Allerdings führen dicke Strukturen aufgrund des zur Verarbeitung notwendigen hohen Energieeintrags zum Verzug des Bauteils. Deshalb wird die Wanddicke von  $100 \mu\text{m}$  zunächst beibehalten, aber weiter untersucht. Für verschiedene Wanddicken ist es schwierig, das geeignete Prozessfenster zu finden. Deshalb wird versucht, die Wandstärke so konstant wie möglich zu halten. Die gewählte Geometrie der Anschlussbereiche kann nicht in technisch akzeptable Konturen umgesetzt werden. Deshalb wird die Form der Anschlussbereiche, vor allem am Hilfsanschluss, überdacht und neu konzipiert. Bei Iterationsstufe 1 sind nur noch Poren in exponierten Bereichen, wie den konvexen und konkaven Biegeradien und am Übergang von den Anschlussbereichen zum Verformungsbereich, zu erkennen. Der Verzug ist viel geringer geworden und die Anschlussbereiche sind erkennbar ausgebildet. Jedoch sind hier noch eine starke Stalagtitenbildung in der konischen Bohrung und starke Undichtigkeiten erkennbar. Bei der zweiten Iterationsstufe sind mit bloßem Auge keine Poren zu erkennen und die Oberfläche hat deutlich weniger Unebenheiten als in der vorhergegangenen Iterationsstufe. Die Verbindungsstäbe am Hauptanschluss sind anwendungsgerecht geformt und die Bohrungen am Hilfsanschluss rund ausgeführt. Die Größe der Stalagtiten und damit der Materialabsackungen in der axialen Bohrung sind weitaus geringer als bei der Vorgängerversion. Die Variation der Prozessparameter für den SLM-Prozess in den ermittelten Grenzen hat einen geringeren Einfluss auf die Qualität der Bauteile als die Parameter, welche nicht genau einstellbar sind. So beeinflussen zum Beispiel ein gleichmäßiger Pulverauftrag (dieser wird schon durch die Bürstenausrichtung beeinflusst) und die Verteilung der Bauteile auf der Substratplatte in der SLM-Maschine die Qualität der Balgaktoren [59]. Die gewählte Partikelgröße des Pulvers von  $10 \mu\text{m}$  bis  $32 \mu\text{m}$  stellt dabei die untere handhabbare Grenze zur SLM-Fertigung der Balgaktoren mit dem gewählten Equipment dar. Die Pulverfraktion mit einem kleineren Porendurchmesser als  $10 \mu\text{m}$  klebt an den Bürsten und lässt sich nicht mehr sauber auftragen. Die Umwandlungstemperatur von Martensit in Austenit der auf diese Weise hergestellten Aktoren liegt bei  $60,5^\circ\text{C}$ . Es wurde eine Verbesserung des Fertigungsergebnisses durch die Iterationsstufen nachgewiesen. Sind in den ersten Versuchsmustern mit Aktorcharakteristik noch sichtbare Poren am gesamten Bauteil, starker axialer Verzug und inakzeptable Konturen der

Anschlussbereiche vorhanden, können diese Mängel bereits bei Iterationsstufe 1 bis hin zu Iterationsstufe 2 nahezu abgestellt werden. Die Balgaktoren aus Polyamid weisen eine sandige Oberfläche auf, was typisch für das SLM-Verfahren ist. Die Konturen sind vollständig und erwartungsgemäß ausgeprägt. Die Versuchsmuster aus thermoplastischem Polyurethan zeigen poröse, ungenaue Strukturen. Die Qualität des durch SLS gefertigten Balgaktors aus Gummimaterial ist für weitere Versuche nicht ausreichend.

In Iterationsstufe 1 beträgt die maximal gemessene Längenänderung 0,20 mm. Diese wurde bei einem maximalen Druck von ca. 1,29 MPa gemessen. Dies entspricht einer Gesamtverformung von 1,2 % der Ausgangslänge des Aktors. In Iterationsstufe 2 wurden die Verformungsversuche in einem Siedebad durchgeführt. Dabei wurde bei einer Druckbeaufschlagung von 4,41 MPa eine Längenänderung von 0,41 mm als Maximalwert erreicht. Das entspricht einer Verformung von 2,48 % der Gesamtlänge des Aktors. Der Verlauf der Längenänderung bei ansteigendem Druck war nach Überschreiten eines Schwellendrucks bis zum maximal erreichten Druck linear. Ein exponentiell ansteigender Bereich bei der Gefügeumwandlung, wie in der Simulation zu sehen ist, ist hier nicht erkennbar. Die Rückverformung beim Ablassen des Drucks erfolgt, nach einer verzögerten Ansprechzeit, woraus eine Hysterese entsteht, wieder linear. Bei den Verformungsversuchen im Siedebad erfolgte die Rückverformung beim Ablassen des Drucks nicht bis zur Ausgangslänge der Balgaktoren zurück. Dies liegt daran, dass die Rückstellkräfte des Aktors zu gering sind, um die Reibungswiderstände des Loslagers und des Wassers zu überwinden. Wegen der gemessenen Rückverformung im lastfreien Zustand nach dem Erhitzen des Balgaktors und der vergleichsweise hohen Verformungen kann davon ausgegangen werden, dass der Aktor Formgedächtniseigenschaften besitzt. Die Polymeraktoren wurden zur Ermittlung der axialen Längenänderung mit Druckluft beaufschlagt. Dabei wurden maximale Drücke von bis zu 0,7 MPa erreicht. Bei einer Druckbeaufschlagung von 2 MPa betrug die Längenänderung 0,15 mm.

Die Kraftmessung wurde bei Iterationsstufe 1 durchgeführt, da davon ausgegangen wird, dass die Änderungen der Temperaturen und des Designs bei Iterationsstufe 2 im Vergleich zum Druck einen vernachlässigbaren Einfluss auf die Ergebnisse haben. Bis zu einem Druck von 1,1 MPa und einer daraus entstehenden Kraft von 4,7 N kann ein nahezu lineares Aktorverhalten beobachtet werden. Bei dem erreichten Maximaldruck von 5,5 MPa wurde eine Kraft von 24 N gemessen. Ab einer Grenze zwischen 3,0 MPa und 4,0 MPa veränderte sich die Zunahme der Kraft in Bezug auf den Druck, blieb jedoch linear. Bei den Polymeraktoren wurde aufgrund der Undichtigkeiten keine Kraftmessung durchgeführt.

Bei Iterationsstufe 1 traten ab einer Druckbeaufschlagung von 0,18 MPa Undichtigkeiten am Hilfsanschluss auf. Weitere Undichtigkeiten traten bei der Erhöhung des Drucks an den konvexen Biegeradien, an den konkaven Biegeradien, an den Übergängen von den Anschlussbereichen zum Verformungsbereich und am Hauptanschluss auf. Die Dichtigkeit konnte in Iterationsstufe 2 bis zu einem Druck von 1,6 MPa erhöht werden. Undichtigkeiten treten bei Iterationsstufe 2 nur noch am Übergang zwischen dem konkaven Biegeradius zur Faltentiefe und der oberen Schicht des konvexen Biegeradius auf. Bei den Polymeraktoren ließen sich schon bei der geringsten Druckbeaufschlagung Undichtigkeiten über die gesamte Oberfläche feststellen.

Durch die DSC-Messungen wurde nachgewiesen, dass die in dieser Arbeit mittels SLM hergestellten Bauteile die für die Formgedächtniseffekte grundlegende martensitische Umwandlung zeigen. Die Proben aus dem Anschlussbereich und dem Verformungsbereich weisen sichtbare Unterschiede bei den jeweiligen Start- und Finish-Temperaturen sowie der Ausführung des Umwandlungsbereiches auf. So ist der Temperaturbereich für die Umwandlung bei den Proben aus dem Anschlussbereich sehr viel größer als bei den Proben aus dem Verformungsbereich. Des Weiteren treten bei den Proben aus dem Anschlussbereich zweistufige und bei den Proben aus dem Verformungsbereich einstufige Umwandlungen auf. Die Enthalpien sind im Anschlussbereich mit 15 J/g bis 20 J/g sehr viel größer ausgeprägt

als im Verformungsbereich. Bei der Erwärmung ist die Phasenumwandlung von Martensit zu Austenit bei den Proben aus dem Anschlussbereich bei 64,7°C und den Proben aus dem Verformungsbereich bei 59,4°C abgeschlossen.

Die im Zugversuch bei Raumtemperatur ermittelten Spannungs-Dehnungs-Verhältnisse zeigen die typischen Verläufe von Nitinol. Zunächst erfolgt ein linearer Anstieg. Danach folgt eine Art Plateau, in dem die Spannung im Verhältnis zur Dehnung nur leicht zunimmt. Das Ende dieses Bereichs ist nicht so stark wie in der Theorie ausgeprägt. In einer fließenden Kurve erhöht sich der Anstieg, bis das Material zerstört wird. Dabei wird ein E-Modul von 42982, eine Spannung  $\sigma^{AM}_s$  von 180 MPa, eine Spannung  $\sigma^{AM}_F$  von 297 MPa, eine Zugfestigkeit  $R_m = 363$  MPa und eine pseudoplastische Dehnung von 3 % ermittelt. Die bei diesen Zugversuchen erzielten Ergebnisse zeigen das Vorhandensein von Formgedächtniseigenschaften. Beim Zugversuch im superelastischen Temperaturbereich ist das Verhältnis zwischen Spannung und Dehnung über den gesamten Verlauf linear. Ein Übergangspanel ist nicht zu erkennen. Es wird eine elastische Dehnung von 2,26 % erreicht. Bei einer durchschnittlichen Zugfestigkeit  $R_m = 320$  MPa kommt es zum Bruch.

## 6 Diskussion

Die Verformungen aus den Simulationen mit Materialwerten aus der Literatur, die simulierten Verformungen mit Materialwerten aus dem Zugversuch im superelastischen Temperaturbereich und die Verformungen aus den Versuchen mit Iterationsstufe 2 sind in Abb. 6-1 (Seite 104) zu sehen. Zu Beginn ist bei den Versuchen mit Iterationsstufe 2 bei ansteigendem Druck keine Verformung zu sehen. Dies liegt an der Materialsteifigkeit des Aktors und an der verbleibenden Restluft im Hydrauliksystem, welche komprimiert wird. Danach ist bei allen Varianten zunächst ein linearer Verlauf zu beobachten. Da die  $A_f$  Temperatur überschritten ist, herrscht ein austenitischer Gefügestand vor. Die linearelastische Verformung aufgrund der elastischen Verzerrung des Austenits, erfolgt erwartungsgemäß. Der Anstieg ist bei den Simulationen mit Materialwerten aus der Literatur mit 0,22 mm/MPa sehr viel größer als bei den Versuchen aus Iterationsstufe 2 und den Simulationen mit Materialwerten aus dem Zugversuch im superelastischen Temperaturbereich. Bei den Versuchen aus Iterationsstufe 2 und den Simulationen mit Materialwerten aus dem Zugversuch im superelastischen Temperaturbereich ist der Anstieg mit 0,18 mm/MPa bis zu einer Druckbelastung von 1,5 MPa gleich groß. Der höhere Anstieg bei der Verwendung von Materialwerten aus der Literatur liegt darin begründet, dass das E-Modul und die Dichte hier aufgrund einer geringeren Porosität höher sind als bei den Versuchen aus Iterationsstufe 2 und den Simulationen mit Materialwerten aus dem Zugversuch im superelastischen Temperaturbereich. Die Optimierung der Zugproben durch die Verwendung von Dogbone-Flachproben, deren Wanddicke annähernd der Wanddicke der realen Aktoren entspricht, führt bei der Verwendung der gleichen Fertigungsparameter zu vergleichbaren Materialeigenschaften. Ab einem Druck von ca. 1,5 MPa erfolgt bei der Simulation mit den im Zugversuch im superelastischen Temperaturbereich ermittelten Materialwerten eine exponentielle Längenänderung, die in eine weitere lineare Verformung mit höherem Anstieg übergeht. Hier beginnt die Umwandlung des Materialgefüges von Austenit in entzwillingtes Martensit [20; 22; 24; 25; 33; 81]. Da die Spannungen in verschiedenen Bereichen des Balgaktors unterschiedlich hoch sind, werden die Teilbereiche des Balgaktors nach und nach umgewandelt. Bei einem Druck von ca. 3 MPa folgt ein Wendepunkt, der in einer linearen Verformung mit geringerem Anstieg endet. An dieser Stelle ist die Umwandlung von Austenit zu entzwillingtem Martensit abgeschlossen. Die simulierte Verformung verhält sich über den kompletten Verlauf erwartungsgemäß. Somit ist auch im austenitischen Temperaturbereich eine theoretische Druckbelastung bis zu 4,6 MPa durchaus vollstellbar. Die physikalischen Versuche für Iterationsstufe 2 waren jedoch nur bis zu einem maximalen Druck von ca. 4,41 MPa durchführbar. Bei einer weiteren Druckerhöhung waren die Undichtigkeiten so groß, dass keine Verformung mehr erfolgte. Demzufolge wird der Bereich der Umwandlung des Gefüges im Material nicht erreicht und der gesamte Verlauf ist linear. Die Rückverformung beim Ablassen des Drucks erfolgt, nach einer verzögerten Ansprechzeit, woraus eine Hysterese entsteht, wieder linear. Die exponentielle Änderung des Anstiegs bei der Simulation tritt im Vergleich zu den Versuchen schon bei einem Druck von 1,5 MPa auf. Da die Zugproben vor dem Erreichen der Umwandlung des Materialgefüges von Austenit in entzwillingtem Martensit zerstört wurden, konnten die vier Eckpunkte für die Gefügeumwandlung nicht exakt ermittelt und die superelastischen Eigenschaften durch den Zugversuch im superelastischen Temperaturbereich nicht nachgewiesen werden. Der Grund hierfür ist, dass durch den SLM-Prozess zur Herstellung der Proben keine homogene Materialschicht erzeugt wird. Diese Unstetigkeitsstellen im Material haben bei geringen Materialdicken einen verhältnismäßig größeren Einfluss als bei hohen Materialdicken. Um den Bruch bei der Verwendung von Dogbone-Proben gezielter zu steuern, ist es hilfreich, den Verformungsbereich dünner als den Verbindungsbereich auszuführen. Des Weiteren führt dies zu einer noch besseren Vergleichbarkeit der Balgaktoren mit der Zugprobe. Außerdem sollten Zugproben konventionell aus dem ursprünglichen Material gefertigt

werden, um zu zeigen, in welcher Weise der SLM-Herstellprozess die Formgedächtniseigenschaften beeinflusst. Die Zugversuche im superelastischen Temperaturbereich wurden zum Ende des Projektes durchgeführt. Zum Zeitpunkt der Erkenntnisse standen keine Zeit zur Herstellung neuer Proben und keine Gelder zur Durchführung der Wärmebehandlung und der Zugversuche zur Verfügung. Des Weiteren stellte sich die Durchführung der Zugversuche im superelastischen Temperaturbereich im Vergleich zu den Zugversuchen bei Raumtemperatur aufgrund der Dimensionen der Zugproben und der benötigten Anlagen sehr viel komplexer als erwartet dar. So stellte zum Beispiel die Dicke des Materials den unteren Grenzwert zur sicheren Einspannung dar. Es sollte eine konstruktive Anpassung der Einspannvorrichtung durchgeführt werden, um einen festen Halt der Zugproben sicherstellen. Am Fraunhofer IPA bestand jedoch keine Möglichkeit, diese Versuche durchzuführen.

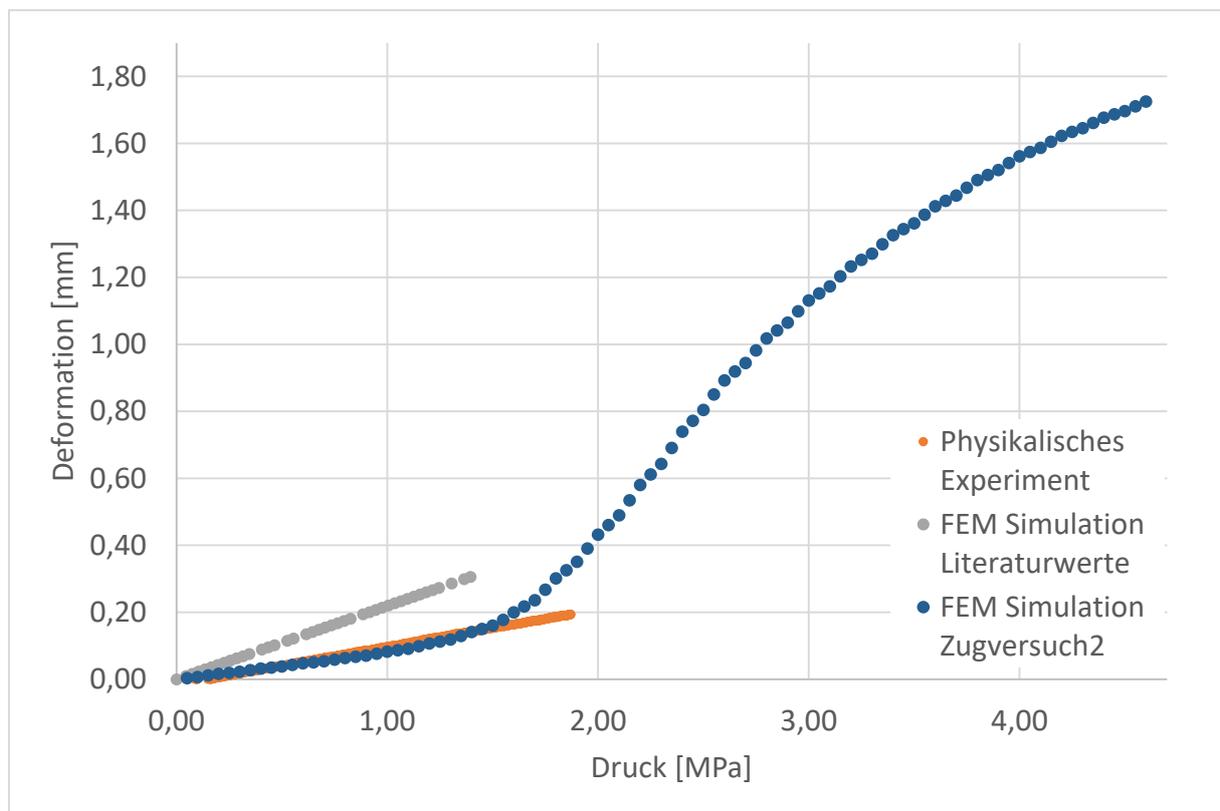


Abb. 6-1: Vergleich der physischen Verformung mit der simulierten mit Literaturwerten und mit aus dem Zugversuch im superelastischen Temperaturbereich ermittelten Werten (bis 4,6 MPa)

Im folgenden Diagramm werden die Verformungen der Aktoren aus Polymer, Nitinol Iterationsstufe 1 und Nitinol Iterationsstufe 2 gegenübergestellt und mit den Anforderungen verglichen (Abb. 6-2, Seite 105). Trotz der geringen Druckfestigkeit von 0,7 MPa treten beim Aktor aus Polymer erwartungsgemäß mit 0,15 mm recht hohe axiale Längenänderungen auf. Es ist nicht anzunehmen, dass bei einer Miniaturisierung die Druckfestigkeit noch erhöht werden kann. Bei Iterationsstufe 1 war eine Druckbeaufschlagung von ca. 1,29 MPa und damit eine maximale Längenänderung von 0,20 mm möglich. Der Anstieg verringerte sich im Vergleich zum Polymeraktor erwartungsgemäß. Bei Iterationsstufe 2 war eine Druckbeaufschlagung von 4,41 MPa und damit eine maximale Längenänderung von 0,41 mm möglich. Der Anstieg verringerte sich im Vergleich zu Iterationsstufe 1 noch weiter. Die Gesamtverformung konnte von Iterationsstufe 1 zu Iterationsstufe 2 von 1,2 % bis auf 2,48 % gesteigert werden. Bei einem Aktor mit 25 mm Ausgangslänge beträgt die Längenänderung  $\Delta L$

somit 0,62 mm. Bei einer maximalen Ausgangslänge des Aktors von  $L = 25$  mm soll laut Anforderungen eine minimale Längenänderung von  $\Delta L = 3$  mm erreicht werden. Das entspricht einer Verformung von 12 %. In den Simulationen wurde durch direkte Optimierung in Ansys (5.3.3) mit Materialparametern für Nitinol aus Literaturquellen eine Längenänderung  $\Delta L$  von 7,5 mm erreicht. Dies zeigt, dass die geforderte Längenänderung mit einem Balgaktor aus Nitinol zwar prinzipiell möglich ist, jedoch im praktischen Fall nicht erreicht wird. Das liegt daran, dass der Formgedächtniseffekt im Verformungsbereich nicht vollständig ausgeprägt ist. Des Weiteren werden die Aktoren in den Versuchen bisher nur im linearelastischen Bereich betrieben. Wenn der superelastische Bereich jedoch voll ausgenutzt werden kann, steht noch ein enormes Potenzial zur Verfügung. Doch schon im aktuellen Stadium sind die elastischen Verformungen des aufgebauten Aktors exzellent, da bei vergleichbaren Aktoren nur elastische Verformungen von 0,027 mm bis 0,3 mm erreicht werden [46; 56].

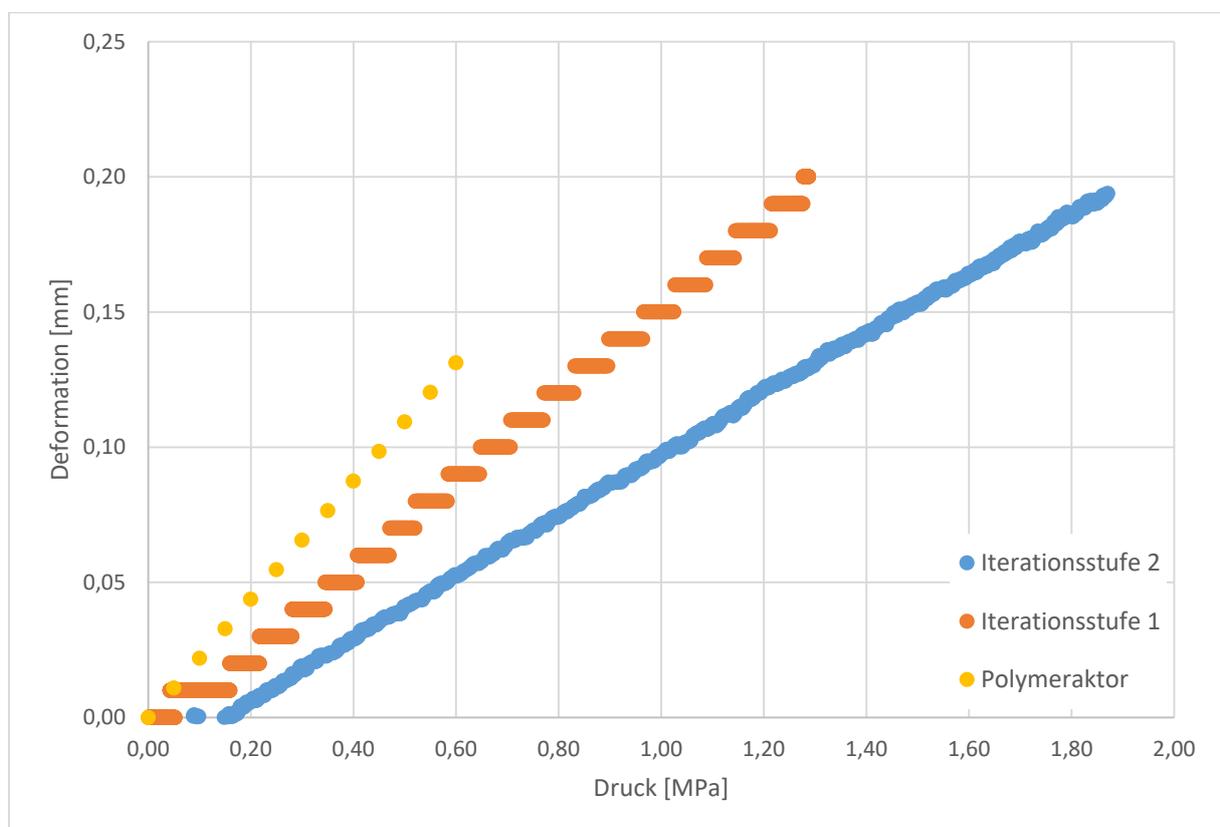


Abb. 6-2: Gegenüberstellung der Verformungen der verschiedenen Aktoren aus Polymer und Nitinol

Bei den Polymeraktoren treten schon bei geringen Drücken Undichtigkeiten auf. Somit kann nur eine geringe Kraft aufgebaut werden. Bei Iterationsstufe 2 wird davon ausgegangen, dass die Änderungen der Temperaturen und des Designs im Vergleich zum Druck einen vernachlässigbaren Einfluss auf die Ergebnisse haben. Deshalb wurde die Kraftmessung nur bei Iterationsstufe 1 in physikalischen Versuchen durchgeführt. Bis zu einem Druck von 1,1 MPa und einer daraus entstehenden Kraft von 4,7 N kann ein nahezu lineares Aktorverhalten beobachtet werden. Bei dem erreichten Maximaldruck von 5,5 MPa wurde eine Kraft von 24 N gemessen. Ab einer Grenze zwischen 3,0 MPa und 4,0 MPa veränderte sich die Zunahme der Kraft in Bezug auf den Druck, blieb aber linear. Die beobachtete

geringere Leckage bei den Kraftversuchen im Vergleich zu den Verformungsversuchen ist auf eine geringere Dehnung der Poren zurückzuführen.

Gemessen an den Anforderungen zum Antrieb des laparoskopischen Instruments der Firma Richard Wolf GmbH sind der maximal mögliche Aktorausendurchmesser  $D_A$  von 5 mm und die zur Betätigung notwendige Aktorkraft  $F_A$  von 21,28 N durch den entwickelten Balgaktor, der eine Kraft von 24 N erreicht, erfüllt.

In Abb. 6-3 (Seite 107) ist ein Vergleich dargestellt, der die simulierten Verformungen mit Materialwerten aus der Literaturrecherche, die simulierten Verformungen mit den im Zugversuch bei Raumtemperatur ermittelten Materialwerten und die Verformungen aus den mit Iterationsstufe 1 durchgeführten Versuchen zeigt. Bei diesem Vergleich stellt man fest, dass zunächst bei allen Varianten ein linearer Verlauf vorherrscht. Da sich die Umgebungstemperatur unterhalb der Austenit-Start Temperatur  $A_s$  befindet, liegt das Material hier im martensitischen Zustand vor [20; 27; 33; 81]. Da die Verformung in diesem Bereich linearelastisch ist, verformt sich der Aktor erwartungsgemäß [20; 81]. Jedoch unterscheiden sich die Anstiege bei den drei Varianten. So beträgt der Anstieg in der Simulation mit Materialwerten aus der Literatur 0,22 mm/MPa, in den Versuchen für Iterationsstufe 1 0,15 mm/MPa und in der Simulation mit Materialwerten aus dem Zugversuch bei Raumtemperatur 0,10 mm/MPa. Der erhöhte Anstieg bei der Verwendung von Materialwerten aus der Literatur liegt darin begründet, dass das E-Modul und die Dichte hier aufgrund einer geringeren Porosität höher sind. Aufgrund der Verwendung von optimalen Herstellungsparametern für die Balgaktoren und der Verwendung der gleichen Parameter für die Zugproben ist in den Versuchen für Iterationsstufe 1 der Anstieg höher als bei den Ergebnissen aus dem Zugversuch bei Raumtemperatur. Eine Anpassung der Herstellungsparameter für eine optimale Fertigung wäre an dieser Stelle gut gewesen. Jedoch war der große Einfluss der Herstellungsparameter im SLM-Prozess zum Zeitpunkt der Planung dieser Versuche noch nicht klar. Dieser wurde erst teilweise bei der Herstellung der Zugproben und vollständig bei der Auswertung der eigentlichen Zugversuche deutlich. Deshalb wurde an dieser Stelle auf eine Optimierung der Zugproben verzichtet. Ab einem Druck von ca. 1,4 MPa erfolgt beim Zugversuch bei Raumtemperatur eine exponentielle Längenänderung, die in eine weitere lineare Verformung mit einem sehr hohen Anstieg übergeht. Dies deutet auf die Neuorientierung des Gefüges in Form des Wachstums günstiger Martensitvarianten durch eine Verschiebung der Zwillingsgrenzen hin [20; 25; 27; 33; 81]. Da die Spannungen in verschiedenen Bereichen des Balgaktors unterschiedlich hoch sind, werden die Teilbereiche des Balgaktors nach und nach umgewandelt. Bei einem Druck von ca. 2,1 MPa folgt ein Wendepunkt, der in einer linearen Verformung mit geringerem Anstieg endet. Hier ist die Neuorientierung des Gefüges im Material abgeschlossen. Die simulierte Verformung verhält sich über den kompletten Verlauf erwartungsgemäß. Theoretisch ist also eine Druckbelastung bis zu 4,6 MPa durchaus vollstellbar. Die physikalischen Versuche für Iterationsstufe 1 waren jedoch nur bis zu einem maximalen Druck von ca. 1,29 MPa durchführbar. Bei einer weiteren Druckerhöhung waren die Undichtigkeiten so groß, dass keine Verformung mehr erfolgte. Demzufolge ist der Bereich der Neuorientierung des Gefüges im Material nicht erreicht und der gesamte Verlauf ist linear. Wird die Abdichtung verbessert, kann die globale Dehnung des Aktors mit den hier ermittelten Materialwerten theoretisch von 1,2 % auf 10,9 % erhöht werden.

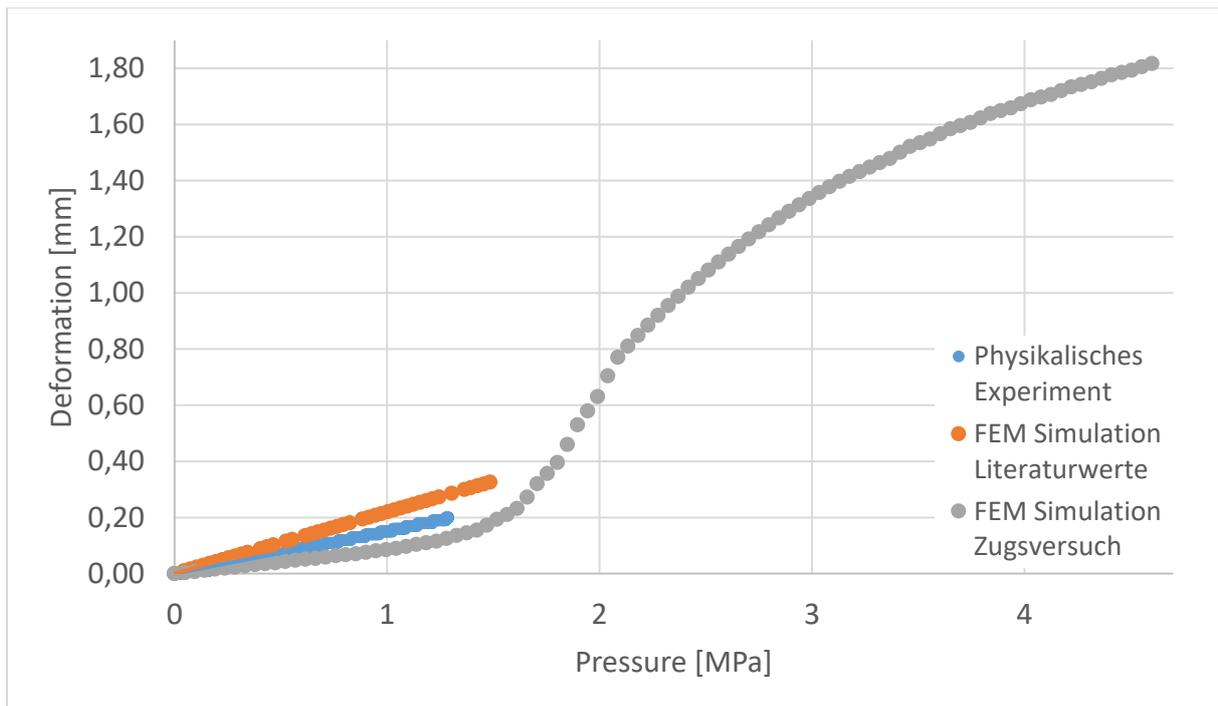


Abb. 6-3: Vergleich der physischen Verformung mit der simulierten mit Literaturwerten und mit aus dem Zugversuch bei Raumtemperatur ermittelten Werten (bis 4,6 MPa)

Das folgende Diagramm (Abb. 6-4, Seite 108) zeigt die simulierte Verformung eines Balgaktors mit U-Struktur in Abhängigkeit vom Druck. Dabei werden Aktoren aus Polymer mit Aktoren aus Nitinol verglichen. Die Materialwerte sind aus der Literatur entnommen. Der Aktor aus Polymer erreicht bei einem Druck von 0,5 MPa die maximale Zugfestigkeit des Materials von 33 MPa. Die maximal mögliche Gesamtverformung des Aktors beträgt daher 0,109 mm. Dies entspricht einer globalen Dehnung von 0,28 %. Der Aktor aus Nitinol hat dagegen seine maximale Zugfestigkeit bei einer Druckbeaufschlagung von bis zu 1,29 MPa noch nicht erreicht. Bei einem Druck von 1,29 MPa beträgt die axiale Gesamtverformung 0,26 mm und ermöglicht dabei eine globale Dehnung von 1,57 %. Der Anstieg der Druckverläufe ist bei beiden Materialien gleich. Aufgrund der höheren Zugfestigkeit von Nitinol ist mit diesem Material eine höhere globale Dehnung möglich.

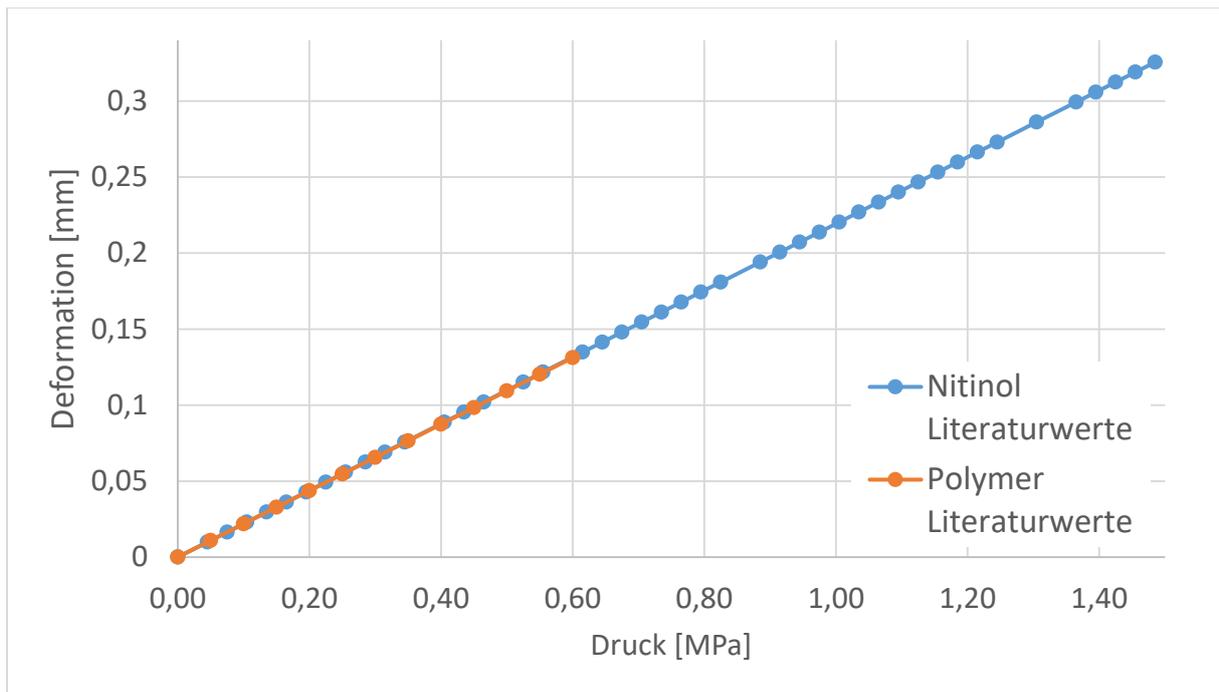


Abb. 6-4: Simulierte Verformung des Balgaktors mit U-Struktur in Abhängigkeit vom Druck mit Materialdaten für Polymer und Nitinol aus der Literatur zum Vergleich

Die Umwandlung von Martensit zu Austenit beginnt bei der Erwärmung bei 31,7°C und endet bei 64,7°C. Die Peak-Temperatur liegt dabei mit 60,5°C deutlich höher als erwartet. Die Einschätzung war, dass die Umwandlungstemperaturen sich beim SLM-Prozess um ungefähr 20 K erhöhen. Dies ist eine Folge des beim SLM-Prozess verdampfenden Nickels. In dieser wissenschaftlichen Ausarbeitung werden erstmalig Nitinol Legierungen durch SLM verarbeitet, bei denen beim fertigen Bauteil der superelastische Formgedächtniseffekt genutzt werden soll. Zur Nutzung des superelastischen Formgedächtniseffekts, muss die Nitinol Legierung einen deutlich höheren Nickelanteil als für die anderen Formgedächtniseffekte aufweisen. Aufgrund des erhöhten Nickelgehalts im Ausgangsmaterial wird beim SLM-Prozess auch mehr Nickel verdampft, wobei sich die Umwandlungstemperaturen um 63,7 K erhöhen. Der Verlauf der Längenänderung bei ansteigendem Druck war nach Überschreiten eines Schwellendrucks bis zum maximal erreichten Druck linear. Ein exponentiell ansteigender Bereich, wie in der Simulation zu sehen ist, ist in den Versuchen nicht erkennbar. Dies erweckt den Eindruck, dass keine superelastischen Eigenschaften im Bauteil vorliegen.

Anhand der durchgeführten DSC-Analyse (Kapitel 5.2.4) lässt sich nicht sicherstellen, ob die geringe Ausprägung der Peaks (geringe Enthalpien = geringe Umwandlungen) im Verformungsbereich auf die Form der Probe oder die Legierungszusammensetzung zurückzuführen sind. Dafür ist diese Messmethode nicht geeignet. Da bei der DSC-Analyse die Peaks im selben Temperaturbereich wie bei der Untersuchung des Anschlusses liegen, lässt sich eine Abhängigkeit von der Form vermuten. Somit kann beim Aktor von einer Formgedächtnislegierung mit superelastischen Eigenschaften ausgegangen werden. Allerdings sind die superelastischen Eigenschaften nicht so stark wie erwartet ausgeprägt. Gründe dafür sind die Abnahme des Nickel- und Titangehalts. Beim Halbzeug besteht die Legierung zu 55,97 wt% aus Nickel und 44,03 wt% aus Titan, beim fertigen Bauteil zu 54,10 wt% aus Nickel und zu 45,70 wt% aus Titan. Im Zuge dessen nehmen die Verunreinigungsgehalte von 0,0034 wt.-% Kohlenstoff und 0,0076 wt.-% Sauerstoff im Halbzeug auf 0,0280 wt.-% Kohlenstoff und 0,0450 wt.-% Sauerstoff im fertigen Bauteil zu. Dies ist laut Literatur mit einer Verminderung der Formgedächtnis-

eigenschaften verbunden. Die verhältnismäßig große Oberfläche des Balgaktors kann zu einer erhöhten Sauerstoffaufnahme beitragen. Die DSC-Analyse zeigt weiterhin einen deutlichen Unterschied in den Ausprägungen der Enthalpien zwischen dem Anschlussbereich und dem Verformungsbereich. Im Anschlussbereich sind diese sehr deutlich ausgeprägt. Hingegen sind die Enthalpien im Verformungsbereich schwach bis gar nicht ausgeprägt. Auch die Ergebnisse von verschiedenen Proben im Verformungsbereich zeigen eine unterschiedliche Ausprägung der Formgedächtniseigenschaften. Da im Verformungsbereich keine homogene Materialschicht und eine geringe Wanddicke vorherrschen, sind die superelastischen Eigenschaften dort nur wenig und unterschiedlich ausgeprägt.

Durch die Iterationsstufen wird eine Verbesserung des Fertigungsergebnisses nachgewiesen. Sind im ersten Versuchsmuster mit Aktorcharakteristik noch sichtbare Poren am gesamten Bauteil, starker axialer Verzug und inakzeptable Konturen der Anschlussbereiche vorhanden, so können diese Mängel bereits bei Iterationsstufe 1 nahezu abgestellt werden. Hier sind nur noch Poren in exponierten Bereichen, wie den konvexen und konkaven Biegeradien und am Übergang von den Anschlussbereichen zum Verformungsbereich, zu erkennen. Der Verzug ist sehr viel geringer geworden und die Anschlussbereiche sind erkennbar ausgebildet. Jedoch sind hier noch eine starke Stalagtitenbildung in der konischen Bohrung und starke Undichtigkeiten erkennbar. Bei der zweiten Iterationsstufe sind mit bloßem Auge keine Poren zu erkennen und die Oberfläche hat weniger Unstetigkeitsstellen als in der vorhergegangenen Iterationsstufe. Die Verbindungsstäbe am Hauptanschluss sind anwendungsgerecht geformt und die Bohrungen am Hilfsanschluss rund ausgeführt. Die Größe der Stalagtiten und damit der Materialabsackungen in der axialen Bohrung sind weitaus geringer als bei der Vorgängerversion. Als Optimierungen wurden in Iterationsstufe 1 die Wanddicken im Anschlussbereich angeglichen und so konstant wie möglich gehalten. Dafür wurde beim Hauptanschluss die Geometrie weiter ausgeformt. Die Überhänge mit einem größeren Winkel als  $45^\circ$  wurden entfernt und in den vorher sehr massiven Bereichen wurden Kavitäten eingefügt. Auch beim Hilfsanschluss wurde die Geometrie unter dieser Prämisse weiter ausgeformt. Der rohrförmige Bereich wurde verkürzt, mit einer geringeren Wanddicke und weniger filigran designt. Die axiale Bohrung zur Aufnahme des externen Verbindungsbolzens wurde aus Gründen der besseren Handhabbarkeit mit einem größeren Durchmesser versehen. Auch hier wurden Kavitäten zur Verringerung der Wanddicken in massiven Bereichen eingearbeitet. Beim Verformungsversuch der Iterationsstufe 1 war schon zu Beginn ein Volumenstrom zwischen  $1 \mu\text{l/s}$  und  $5 \mu\text{l/s}$  notwendig, um den Flüssigkeitsverlust durch Undichtigkeiten am Aktor auszugleichen und einen Druckanstieg zu erreichen. Aufgrund der höheren Volumenströme floss mehr Flüssigkeit in den Aktor hinein, als durch die Undichtigkeiten austrat. Deshalb zeigen die Versuche 2 bis 4 im Vergleich zu Versuch 1 auch eine signifikante Zunahme des Drucks und der Verformung [59]. Um die Dichtigkeit der Balgaktoren zu verbessern und damit die Performance weiter zu erhöhen, wurden bei Iterationsstufe 2 Stützen in den Überhangsbereichen integriert. Diese führen nach der Untersuchung mehrerer Varianten zu vergleichbaren Simulationsergebnissen wie beim Aktor in Iterationsstufe 1. Die Übergänge von den Anschlussbereichen zum Verformungsbereich wurden ausmodelliert und die Wanddicke fließender angeglichen, so dass ein Wegschmelzen der dünneren Bereiche durch einen geringeren Energieeintrag verhindert wird. Im Hauptanschluss wurden die Überhänge durch sich selbst abstützende Bögen ersetzt. Die Materialzunahme an den Stellen mit größerer Wanddicke ist nun fließender ausgeführt. Somit wurde bei Iterationsstufe 2 die in den Anforderungen ermittelte Druckfestigkeit des Aktors von  $1,1 \text{ MPa}$  erreicht. Bei einem Druck von  $1,1 \text{ MPa}$  werden mit dem entwickelten Aktor nur Betätigungskräfte von  $4,7 \text{ N}$  erreicht. Diese Werte übersteigen jedoch die Betätigungskräfte von vergleichbaren elastischen Hydraulikaktoren, die im Kraftbereich von nur  $1,7 \text{ N}$  bis  $1,85 \text{ N}$  arbeiten [47] und deren Druckfestigkeit nur  $0,2 \text{ MPa}$  bis  $1,0 \text{ MPa}$  beträgt [17; 46; 47; 56]. Beim Erzeugen der zum Antrieb eines minimal invasiven Instruments erforderlichen Aktorkraft  $F_A = 21,28 \text{ N}$  treten am entwickelten Aktor Leckagen auf. Diese Undichtigkeiten treten bei Iterationsstufe 2 im Vergleich zu Iterationsstufe 1 nur noch am Übergang zwischen dem konkaven Biegeradius zur

Faltentiefe und der oberen Schicht des konvexen Biegeradius in Form von visuell sichtbaren Tropfen ab einem Druck von 1,6 MPa auf. Somit konnte die Dichtigkeit der Balgaktoren in Iterationsstufe 2 auf 1,6 MPa erhöht werden. Der Grund für diese Undichtigkeiten sind Poren und Materialeinsackungen. Um diese Undichtigkeiten durch Poren und Materialeinsackungen abzudichten, ist eine Optimierung des Herstellprozesses sinnvoll. Des Weiteren kann die Parylenebeschichtung bis auf 10 µm erhöht werden. Der Herstellungsprozess konnte von Iterationsstufe 1, bei der nur ein Balgaktor getestet werden konnte, zu Iterationsstufe 2, bei der die Anzahl der verwendbaren Aktoren auf sieben anstieg, verbessert werden. Da der Aktor jedoch mit Wasser betrieben wird, ist der biologische Einfluss unbedenklich, so dass der Aktor für erste Versuche verwendet werden kann. Jedoch ist durch weitere Veränderungen im Design bei gleichbleibender Performance und gleichbleibendem Herstellungsprozess keine komplette Abdichtung zu erwarten. Dies ist der Tatsache geschuldet, dass sich das SLM-Verfahren für Metallbauteile noch im Entwicklungsstadium befindet [94]. Vor allem für Nitinol wird das SLM-Verfahren bisher kaum verwendet [97]. Durch die Fertigung von Bauteilen aus Nitinol durch das SLM-Verfahren werden zwar einige Fertigungsprobleme umgangen, wie zum Beispiel die Formänderungen aufgrund spannungsinduzierter Phasenumwandlungen und die Rückfederungserscheinungen beim Umformen [25] oder die verstärkte Abnutzung der Werkzeuge bei spanenden Verfahren mit konventionellen Werkzeugen mit bestimmter Schneide [25; 32; 34; 82; 87; 91]. Jedoch entstehen durch das SLM-Verfahren neue Fragestellungen und Herausforderungen. Da die Variation einer Einflussgröße die Beeinflussung einer oder mehrerer anderer Größen zur Folge haben kann, muss, um eine Verbesserung der Bauteilqualität und eine höhere Prozesssicherheit zu erreichen, der Prozess insgesamt betrachtet und verbessert werden. Durch die Vielzahl der Wechselwirkungen und die zum Teil heute noch nicht eindeutig identifizierten Zusammenhänge gestaltet sich der SLM-Prozess äußerst komplex [25]. Schon die Auswahl der Maschine mit den jeweiligen einstellbaren Parametern trägt maßgeblich zum Erfolg des Prozesses bei. Auch die Ausgangsmaterialien haben einen starken Einfluss auf das Ergebnis und führen wiederum zu unterschiedlichen Anforderungen an die Maschine [25; 97]. Die Erhöhung der Prozesssicherheit stellt ein eigenes Forschungsthema dar und erfordert noch sehr viel Forschungs- und Entwicklungsarbeit. An dieser Stelle sollen trotzdem einige auffällige Beispiele für Verbesserungen genannt werden. So wäre zum Beispiel die Pulverherstellung aus einer eigens dafür unter Laborbedingungen hergestellten Nitinol Legierung mit den gewünschten Formgedächtniseigenschaften und einer günstigen Bauform zur Weiterverarbeitung förderlich. Des Weiteren wäre eine spezielle Anpassung der SLM-Maschine auf den Werkstoff, dessen Beschaffenheit und das herzustellende Bauteil sinnvoll. Außerdem könnte eine Wärmebehandlung, welche zu weniger Verunreinigung führt, direkt in die Anlage integriert werden. Dabei kann für eine geringere Kontaminierung das schnelle Abkühlen (Abschrecken) mittels Gasabschreckung durchgeführt werden. Bisher werden jedoch die erforderlichen Abkühlraten mit auf dem Markt erhältlichen Öfen nicht erreicht. Es wäre gut gewesen, wenn Teile des Herstellungsprozesses nicht durch Beauftragung, sondern selbst durchgeführt worden wären, da die externen Fertigungsprozesse nicht zu 100 % transparent waren und eine nicht planbare lange Zeitspanne in Anspruch genommen haben. Das SLM-Verfahren kann jedoch momentan nur durch Bediener, welche über erhebliche Fachkenntnisse und fundierte Erfahrung verfügen, qualitativ hochwertig durchgeführt werden [75]. Da dieses Fachwissen und die dafür notwendigen Anlagen in der Projektgruppe für Automatisierung in der Medizin und Biotechnologie nicht zur Verfügung standen, wurde für das SLM-Verfahren an sich die Entscheidung zu einer Kooperation mit den Experten vom Fraunhofer ILT und für die anderen Prozessschritte die Entscheidung zu entsprechenden Auftragsdienstleistungen getroffen. Das SLM-Verfahren ist im Moment das einzige Fertigungsverfahren, mit dem die komplexe Geometrie und kleine Dimension des Balgaktors aus Nitinol realisiert werden kann. Zur Umsetzung ist eine genaue Abstimmung zwischen den in Kapitel 4.4.3 genannten Prozessgrößen notwendig. Im Laufe der Iterationen, vom Versuchsmuster mit Aktorcharakteristik über Iterationsstufe 1 zu Iterationsstufe 2, ist eine Verbesserung zu

erkennen. Durch Umformverfahren können homogene Bleche aus Nitinol mit einer geringeren Wanddicke hergestellt werden. Die Weiterentwicklung einer Kombination aus Umformverfahren und Fügeverfahren würde eine Balgaktorherstellung auf diese Art möglich machen. Für eine Weiterentwicklung der Umformverfahren standen in dieser Studie keine Ressourcen zur Verfügung. Als Fertigungsverfahren für die Herstellung der Balgaktoren aus Kunststoff wurde das selektive Lasersintern ausgewählt. Die so gefertigten Aktoren sind porös und weisen schon bei der geringsten Druckbeaufschlagung Undichtigkeiten auf. Des Weiteren ist nur eine minimale Wanddicke von 0,8 mm möglich, was eine Ausformung der Windungen schon bei einem recht großen Außendurchmesser schwierig macht. Damit werden die Minimierung der Biegeradien und somit die Minimierung des maximalen Aktoraußendurchmessers begrenzt. Mit einem anderen Fertigungsverfahren könnte möglicherweise eine homogenere Oberfläche mit einer dünneren Wanddicke hergestellt werden. Da fügende Verfahren prinzipiell möglich sind, könnte eine Kombination aus Umformen und Fügen zur Aktorherstellung verwendet werden. Auch mit der Fluidinjektionstechnik ist die Fertigung eines Balgaktors nach der Entwicklung eines hochkomplexen Werkzeugs prinzipiell möglich. Für die aufwendigen Entwicklungen zur Umsetzung dieser Verfahren, die aus wirtschaftlicher Sicht für Massenproduktion anzuwenden sind, standen in dieser Studie keine Ressourcen zur Verfügung.

Nitinol wird bereits häufig in der Medizin, zum Beispiel als Material für Stents, eingesetzt. Es erfüllt somit die Anforderung an die Biokompatibilität. Die Begrenzung auf Materialien, welche in der Medizintechnik verwendet werden, schränkt auch die Auswahl der Herstellungsverfahren erheblich ein. So werden von der Firma Servometer Inc. Bälge aus Nickel in Größen bis zu einem Außendurchmesser von 0,5 mm durch Galvanisierung hergestellt. Zu dem Zeitpunkt, als dieses Verfahren erfasst wurde, war die Auswahl des Materials und der daraus folgenden Herstellungsverfahren in der vorliegenden wissenschaftlichen Ausarbeitung jedoch bereits getroffen. Eine Weiterentwicklung dieses Verfahrens zur Herstellung eines elastischen Hydraulikaktors für die minimal invasive Chirurgie hat aus heutiger Sicht großes Realisierungspotenzial.

In dieser wissenschaftlichen Ausarbeitung wurde zunächst davon ausgegangen, dass die Versuche im austenitischen Temperaturbereich bei Raumtemperatur durchgeführt werden können. Dementsprechend wurde auch der Versuchsstand für Kraftversuche und Verformungsversuche bei Raumtemperatur konzipiert. Die Erkenntnis, dass sich der Balgaktor bei Raumtemperatur nicht im austenitischen Bereich befindet, kam erst nach Auswertung der Versuche mit Iterationsstufe 1. Deshalb wurden Varianten, geprüft wie der bestehende Versuchsstand erweitert werden kann, um die Messungen bei verschiedenen Temperaturen durchführen zu können. Wenn sichergestellt ist, dass die gewünschten Aktoreigenschaften bei Raumtemperatur auftreten, kann der „Versuchsstand Variante a)“ ohne Änderungen verwendet werden. Wenn die Formgedächtniseigenschaften nicht genau eingestellt werden können, ist eine Neukonzipierung des „Versuchsstands Variante b)“ sinnvoll. Dazu sollten die folgenden Verbesserungen bedacht werden. Zur exakten Temperatureinstellung ist die Integration eines Sensors in das Gesamtsystem sinnvoll. Dieser Sensor sollte so nah wie möglich am Aktor im Wasserbad oder in der Druckleitung platziert werden. Um die Temperatur variabel einstellen und regeln zu können, muss der Sensor in die Software des Versuchsstands integriert werden. Um eine Kraftmessung im Wasserbad zu ermöglichen, sollte die Positionierung des Kraftsensors verändert oder ein alternativer Kraftsensor mit einer höheren Schutzklasse verwendet werden. Zur einfacheren Versuchsvorbereitung sollte auch die Positionierung des Wegsensors überdacht oder eine Alternative mit höherer Schutzklasse ausgewählt werden. Des Weiteren sind bei der Verwendung von Wasser zum einfacheren Handling die Integration eines Zu- und Abflusses hilfreich. Bei den Verformungsversuchen im Siedebad erfolgte die Rückverformung beim Ablassen des Drucks nicht bis auf die Ausgangslänge der Balgaktoren zurück. Dies liegt daran, dass die Rückstellkräfte des Aktors zu gering sind, um die Reibungswiderstände des Loslagers und des Wassers zu überwinden. Auch an dieser Stelle ist eine

Optimierung in Betracht zu ziehen. Zum Beispiel kann der Strömungswiderstand des Loslagers durch eine weitere Reduzierung seines Gewichts und seiner Größe bei geeignetem Material verringert werden. Eine Alternative wäre die Konzeption eines Versuchsstands mit beheiztem Gas als thermisches Medium. Damit würden die Reibungswiderstände des Loslagers reduziert und die Verwendung der ursprünglichen Kraft- und Wegsensoren würde möglich.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die Fertigung eines Balgaktors aus Nitinol durch SLM möglich ist. Bei SLM handelt es sich um eine monolithische Herstellungsweise, bei der keine weiteren Verbindungsteile notwendig sind und die komplette Instrumentenspitze aus einem Stück gefertigt werden kann. Eine flexible Zuleitung zum Aktor, notwendig zum Erreichen von 5 bis 6 Freiheitsgraden des Instruments, ist denkbar. Die Anforderungen zum Antrieb eines minimal invasiven Instruments wurden bis auf die erforderliche Längenänderung durch Versuche bestätigt. Die durchgeführten Verformungsversuche zeigen eine Verformung von 2,48 %, wodurch bei einem Aktor mit 25 mm Ausgangslänge eine Längenänderung  $\Delta L$  von 0,62 mm erreicht wird. Dennoch sind die elastischen Verformungen des aufgebauten Aktors exzellent, da bei vergleichbaren Aktoren nur elastische Verformungen von 0,027 mm bis 0,3 mm erreicht werden [46; 56]. In den Simulationen mit Materialparametern für Nitinol aus Literaturquellen wurde eine Längenänderung  $\Delta L$  von 7,5 mm erreicht. Die erforderliche Längenänderung zum Antrieb eines minimal invasiven Instruments ist also theoretisch möglich. Dazu ist eine vollständige Ausprägung des Formgedächtniseffekts im fertigen Aktor notwendig. Des Weiteren muss der Aktor so weit optimiert werden, dass der gesamte superelastische Bereich ausgenutzt werden kann. Mit anderen Metallen ist eine solche Verformung nicht möglich. Die reversible Verformbarkeit bei Formgedächtnislegierungen ist um bis zu dem Faktor 10 höher als bei konventionellen metallischen Werkstoffen [18] und bei in der Medizin verwendeten Edeltählen [24]. Des Weiteren können mit einer Formgedächtnislegierung auch 10 mal kleinere Biegeradien im Vergleich zu Stahl realisiert werden [18]. Diese kleinen Biegeradien, die für die Erfüllung des maximalen Außendurchmessers von  $D_A = 5$  mm notwendig sind, können auch mit Kunststoff nicht erfüllt werden. Das liegt daran, dass aufgrund der maximalen Zugfestigkeit von ca. 33 MPa Wanddicken von mindestens 0,8 mm notwendig sind. Nitinol hingegen besitzt eine gute funktionelle Stabilität mit einer möglichen Fließspannung  $R_p$  von 1120 MPa und einer Zugfestigkeit von 1200 MPa [22; 24; 25]. Somit können die Betätigungskräfte von vergleichbaren elastischen Hydraulikaktoren bei weitem überstiegen werden. Des Weiteren wird Nitinol bereits häufig in der Medizin, zum Beispiel als Material für Stents, eingesetzt. Es erfüllt somit die Anforderung an die Biokompatibilität.

## 7 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde ein Modell zur Gestaltung eines hydraulischen Balgaktors erstellt, um die Frage zu klären, ob ein Balgaktor ein laparoskopisches Instrument antreiben kann. Die dabei ermittelten Parameter wurden für die Anwendung zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments optimiert. Der Aktor wurde zunächst mit Solid Works designt, dann mit dem entsprechenden Materialmodell in Ansys integriert und anschließend vereinfacht. Zur Auswahl eines geeigneten Werkstoffes wurde eine Materialstudie mit der Formgedächtnislegierung Nitinol und verschiedenen Polymeren durchgeführt. Es wurden Simulationen zur Längenänderung des Aktors bei Druckbeaufschlagung und eine Direkte Optimierung der Parameter mit Ansys durchgeführt. Um genauere Materialdaten für die Simulationen zur Verfügung zu stellen, wurden Zugversuche mit eigens dafür hergestellten Zugproben durchgeführt. Zur Validierung des Modells wurde für die untersuchten Materialien ein Herstellungsprozess erarbeitet. Als Prozess zur Herstellung eines Aktors aus Nitinol wurde das selektive Laser Schmelzen gewählt. Dieser Herstellungsprozess wurde auf die Anwendung zur Fertigung des Balgaktors über mehrere Funktionsmuster und Iterationsstufen angepasst. Die Hauptpunkte dabei sind die Pulverherstellung, die miniaturisierte Fertigung, die Wärmebehandlung und die Oberflächenbehandlung der hergestellten Prototypen. Zur Validierung der Aktoreigenschaften in Bezug auf den Antrieb eines laparoskopischen Instruments wurden die Balgaktoren in Verformungsversuchen und in Kraftversuchen untersucht. Dazu wurde ein Versuchsstand konzipiert, aufgebaut, evaluiert und weiterentwickelt. Um die Formgedächtniseigenschaften der durch selektives Laser Schmelzen hergestellten Balgaktoren nachzuweisen und zu analysieren, wurde eine Dynamische Differenzkalorimetrie (DSC-Analyse) durchgeführt. In der vorliegenden wissenschaftlichen Abhandlung wurde gezeigt, dass die Fertigung eines Balgaktors durch selektives Laser Schmelzen möglich ist. Ein solcher Balgaktor mit einem Außendurchmesser von 5 mm kann für den Antrieb eines laparoskopischen Instruments verwendet werden. Diese Balgaktoren zeigen Undichtigkeiten, welche jedoch durch die Iterationsstufen minimiert wurden. Somit konnten für elastische Hydraulikaktoren Druckfestigkeiten von 1,6 MPa erreicht werden. Die erreichten Betätigungskräfte von 24 N für elastische Hydraulikaktoren wurden bei 5,5 MPa erreicht. Die maximalen Verformungen betragen 2,48 % der Gesamtlänge des Aktors und wurden bei einem Druck von 4,41 MPa erreicht. Durch die DSC-Messungen wurde nachgewiesen, dass die in dieser Arbeit mittels SLM hergestellten Bauteile die für die Formgedächtniseffekte grundlegende martensitische Umwandlung zeigen. Die Enthalpien der Proben aus dem Abschlussbereich liegen mit 15 bis 20 J/g in Bereichen, die mit konventionell hergestellten Formgedächtnisbauteilen vergleichbar sind. Bei der Probe aus dem Anschlussbereich ist im Gegensatz zu den Proben aus dem Verformungsbereich eine deutlichere Phasenumwandlung nachweisbar. Die Phasenumwandlungen erfolgen über einen relativ breiten Temperaturbereich und sind im Anschlussbereich zweistufig und im Verformungsbereich einstufig. Die jeweiligen Start- und Finish-Temperaturen der verschiedenen Proben aus dem Anschluss- und Verformungsbereich weisen sichtbare Unterschiede auf. Die Verschiebung der Umwandlungspeaks ist bei allen Proben deutlich größer als angenommen. Die  $A_f$  Temperatur des durch selektives Laser Schmelzen hergestellten Balgaktors liegt mit 64,7°C um mindestens 63,7 K höher als die  $A_f$  Temperatur beim verwendeten Halbzeug (-11°C bis +1°C). Die Erfüllung aller Anforderungen an einen Aktor zum Antrieb eines laparoskopischen Instruments konnte in dieser Arbeit noch nicht erreicht werden. Jedoch wird durch die Simulationen deutlich, dass die Anforderungen mit Nitinol im Prinzip erfüllt werden können. Dazu muss jedoch der Herstellungsprozess für einen Balgaktor aus Nitinol noch verbessert werden. Des Weiteren muss das Vorhandensein der Formgedächtniseigenschaften bei einer geringen Wanddicke von 0,5 mm, welche laut der durchgeführten DSC-Analyse nahezu nicht vorhanden sind, untersucht werden. Die erzielten Ergebnisse stellen eine Basis für die SLM-Verarbeitung von Nitinol dar. Vor allem für die Nutzung der superelastischen Formgedächtniseigenschaften sind die

Erkenntnisse essentiell. Die erreichten Kennwerte des Aktors übertreffen die aus dem Stand der Technik bekannten Aktoren, in Größenordnungen von 5 mm Außendurchmesser, bei weitem. Ein Aktor, mit großartigem Zukunftspotenzial im Vergleich zu konventionellen hydraulischen Aktoren für den Einsatz in der minimal invasiven Chirurgie ist entstanden.

## 8 Ausblick

Die Undichtigkeiten am Übergang zwischen dem konkaven Biegeradius zur Faltentiefe und der oberen Schicht des konvexen Biegeradius in Iterationsstufe 2 zeigen, dass die Dichtigkeit der Balgaktoren noch verbessert werden muss, um das volle Potenzial dieser Aktoren auszuschöpfen. Des Weiteren sind die Formgedächtniseigenschaften im Anschlussbereich sehr viel deutlicher ausgeprägt als im Verformungsbereich, und verschiedene Proben aus dem Verformungsbereich zeigen unterschiedliche Formgedächtniseigenschaften. Um die Dichtigkeit und die superelastischen Eigenschaften zu verbessern, sollten in den nächsten Schritten die Materialschicht homogener ausgeführt werden und die Porositäten beziehungsweise die Unstetigkeitsstellen verringert werden. Durch Erhöhung der Dichtigkeit und der Formgedächtniseigenschaften wird auch die maximal mögliche axiale Längenänderung verbessert. Weitere Möglichkeiten, die axiale Längenänderung zu verbessern, sind die Nutzung der superelastischen Eigenschaften bei Raumtemperatur durch eine Erhöhung des Nickelgehalts im Aktor und die Verringerung der Verunreinigungen mit Kohlenstoff und Sauerstoff. Schon bei der Herstellung des Halbzeugs, der Pulverherstellung, dem SLM-Prozess und der anschließenden Wärmebehandlung kann auf eine Minimierung der Verunreinigung durch Sauerstoff und Kohlenstoff geachtet werden. Auch seitens des Designs kann die axiale Längenänderung, zum Beispiel durch die Modellierung von Hinterschnitten, erhöht werden. Zur Verbesserung der Dichtigkeit und damit der Aktorperformance sollte der Herstellungsprozess als Ganzes überdacht werden. Bereits bei der Herstellung und Auswahl des Halbzeugs kann die Legierungszusammensetzung so gewählt werden, dass die superelastischen Eigenschaften bei einer tieferen Temperatur als in dieser Arbeit auftreten. Dies setzt die Umwandlungstemperatur von Martensit in Austenit auch nach dem SLM-Prozess herab, so dass die superelastischen Eigenschaften bei Raumtemperatur genutzt werden können. Des Weiteren kann geprüft werden, ob eine Legierungszusammensetzung mit stärker ausgeprägten superelastischen Eigenschaften zur Verfügung steht oder unter Laborbedingungen hergestellt werden kann. Die unter Laborbedingungen hergestellte Nitinol Legierung sollte auch für die Pulverherstellung optimiert werden. Dann sollte die SLM-Maschine entsprechend den Ausgangsmaterialien ausgewählt und, falls notwendig, speziell auf den Werkstoff angepasst werden. Durch eine Fixierung der nicht einstellbaren Parameter beim selektiven Laser Schmelzen entstehen gleichmäßigere Oberflächen mit weniger Poren und eine gleichbleibende Bauteilqualität. Mit dieser Vorgehensweise kann zum Beispiel die Pulververteilung in der SLM-Maschine optimiert werden. Durch Versuche kann weiterhin die Verteilung der Bauteile auf der Substratplatte in der SLM-Maschine für optimale Qualität untersucht werden. Für die notwendigen Abkühlraten kann eine Wärmebehandlung durch Gasabschreckung, welche zu weniger Verunreinigungen durch Kohlenstoff und Sauerstoff führt, entwickelt werden. Um die Materialeigenschaften von durch selektives Laser Schmelzen verarbeiteten Nitinol noch genauer zu bestimmen und damit die Simulationen aussagekräftiger zu gestalten, sollten weitere Zugversuche durchgeführt werden. Die Zugversuche sind bei entsprechender Temperatur durchzuführen und die Zugproben analog zu den Aktoren zu optimieren.

Der Versuchstand zur Ermittlung der Aktorkennwerte kann auf die Eigenschaften des Aktors angepasst werden. Dies ist besonders sinnvoll, wenn bei der Herstellung der Aktoren deren Temperaturbereich für die superelastischen Eigenschaften nicht genau eingestellt werden kann. Zur variablen Temperatureinstellung und -regelung im Versuchstand muss ein Temperatursensor in das Gesamtsystem integriert werden. Um auch im Wasserbad eine Kraftmessung zu ermöglichen, muss die Positionierung des Kraftsensors verändert oder ein alternativer Kraftsensor mit einer höheren Schutzklasse verwendet werden. Zur einfacheren Versuchsvorbereitung sollte auch die Positionierung des Wegsensors überdacht oder auch hier ein alternativer Sensor mit höherer Schutzklasse ausgewählt werden. Für ein

besseres Handling ist ein Zu- beziehungsweise Abfluss für das Wasser hilfreich. Um die Reibungswiderstände des Loslagers zu reduzieren, kann dessen Gewicht und Größe minimiert werden. Um die Reibungswiderstände des Loslagers zu reduzieren und eine Verwendung des ursprünglichen Kraftsensors und des ursprünglichen Wegsensors zu ermöglichen, kann alternativ über eine Neukonzeption des Versuchsstands mit beheiztem Gas als thermischem Medium nachgedacht werden. Um die Standfestigkeit des Aktormaterials und dessen Formgedächtniseigenschaften zu untersuchen, ist die Durchführung von Wiederholversuchen sinnvoll. Solche Wiederholversuche sind mit dem in dieser Arbeit konzipierten Versuchsstand ohne Weiteres möglich. Des Weiteren sind, um die Flexibilität des Aktors und damit der Instrumentenspitze zu beurteilen, Biegeversuche notwendig. Diese Funktion müsste dann in den Versuchsstand integriert werden oder es müsste ein zweiter Versuchsstand konzipiert werden.

Zur Entwicklung eines laparoskopischen Instruments ist der nächste Schritt, eine solche Instrumentenspitze mit integriertem Balgaktor herzustellen. Um die Vorteile der generativen Fertigung noch besser auszunutzen, kann die komplette Instrumentenspitze mit dem selektiven Laser Schmelzen montagefrei hergestellt werden. Danach erfolgt der Aufbau eines kompletten laparoskopischen Instruments, welches in Laborumgebung und anschließend in klinischen Studien ausführlich getestet wird. Nach der medizinischen Zulassung kann das Instrument dann in der Laparoskopie eingesetzt werden.

## Literaturverzeichnis

- [1] Pourghodrat, A, Nelson, C (2017): Disposable Fluidic Actuators for Miniature In-Vivo Surgical Robotics. *J. Med. Devices*:1–8.
- [2] Aguib, H (2011): Adaptive Mechanismen zum sicheren Greifen und Fügen von Gewebe in der laparoskopischen Operationstechnik. Dissertation, TU München.
- [3] Westebring-van der Putten, E, Dobbeltstein, J van den, Goossens, R, Jakimowicz, J, Dankelman, J (2009): Effect of laparoscopic grasper force transmission ratio on grasp control. *Surgical endoscopy*:818–824.
- [4] Röse, A (2011): Parallelkinematische Mechanismen zum intrakorporalen Einsatz in der laparoskopischen Chirurgie. Dissertation, TU Darmstadt.
- [5] Cavusoglu, M, Villanueva, I, Tendick, F (2001): Workspace Analysis of Robotic Manipulators for a Teleoperated Suturing Task. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- [6] Breedveld, P, Stassen, H, Meijer, D, Jakimowicz, J (1999): Manipulation in Laparoscopic Surgery: Overview of Impeding Effects and Supporting Aids. *Journal of laparoendoscopic and advanced surgical techniques*:469–480.
- [7] Kenngott, H, Muller-Stich, B, Reiter, M, Rassweiler, J, Gutt, C (2008): Robotic suturing: technique and benefit in advanced laparoscopic surgery. *Minimally invasive therapy & allied technologies : MITAT : official journal of the Society for Minimally Invasive Therapy*:160–167.
- [8] Rotinat-Libersa, C (2012): Compliant Building Blocks for the Development of New Portable Robotized Instruments for Minimally Invasive Surgery. *The Fourth IEEE RAS/EMBS International Conference*.
- [9] Carus, T (2014): *Operationsatlas Laparoskopische Chirurgie*. Springer.
- [10] Greef, A de, Lambert, P, Delchambre, A (2009): Towards flexible medical instruments: Review of flexible fluidic actuators. *Precision Engineering*:311–321.
- [11] Carus, T (2014): *Laparoskopische Instrumente*. Springer.
- [12] Cuntz, T (2015): Untersuchungen zur Eignung mikrohydraulischer Antriebe für die minimal invasive Chirurgie. Dissertation, Uni Stuttgart.
- [13] Jähne, Königsrainer, Südkamp, Schröder (2013): Was gibt es Neues in der Chirurgie. *Berichte zur chirurgischen Weiter- und Fortbildung*. Ecomed-Storck.
- [14] Le, H, Do, T, Phee, S (2016): A survey on actuators-driven surgical robots. *Sensors and Actuators A: Physical*:323–354.
- [15] Bertetto, A, Ruggiu, M (2004): A novel fluidic bellows manipulator. *Journal of Robotics and Mechatronics*:604–612.
- [16] Albrecht, J (1993): Energetischer Vergleich pneumatischer, hydraulischer und elektromechanischer Antriebs- und Werkzeugsysteme. *Impulsprogramm Ravel*.
- [17] Volder, M de (2007): Pneumatic and hydraulic microactuators: a new approach for achieving high force and power densities at microscale. Dissertation, KU Leuven.
- [18] Stöckel, D (2000): Nickel Titan Formgedächtnislegierungen. *Produktblatt EUROOex G. RAU GmbH*.
- [19] Stöckel, D (1995): The Shape Memory Effect - Phenomenon, Alloys and Applications. *Proceedings: Shape Memory Alloys for Power Systems EPRI. Produktblatt Nitinol Devices & Components Inc.*
- [20] Großmann, C (2011): Makroskopische und mikromechanische Finite-Elemente-Analysen an martensitischen und austenitischen Nickel-Titan Formgedächtnislegierungen. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum.
- [21] Itin, V, Gyunter, V, Shabalovskaya, S, Schdevat, R (1994): Mechanical Properties and Shape Memory of Porous Nitinol. *Materials Characterization*:179–187.
- [22] Humbeeck, J Van (2001): Shape Memory Alloys: A Material and a Technology. *Advanced Engineering Materials*:837–850.

- [23] Krishna, B, Bose, S, Bandyopadhyay, A (2007): Laser Processing of Net-Shape NiTi Shape Memory Alloy. *Metallurgical and Materials Transactions A*:1096–1103.
- [24] Stöckel, D (2004): Nitinol - Material with Unusual Properties. *Produktblatt A Johnson & Johnson Company*.
- [25] Haberland, C (2012): Additive Verarbeitung von NiTi-Formgedächtniswerkstoffen mittels Selective Laser Melting. *Dissertation, Ruhr-Universität Bochum*.
- [26] Kłaput, J (2010): Studies of selected mechanical properties of nitinol – shape memory alloy. *Archives of foundry engineering*:155–158.
- [27] Just, E (2001): Entwicklung eines Formgedächtnis-Mikrogreifers. *Dissertation, Uni Karlsruhe*.
- [28] Hornbogen, E, Warlimont, H (Hrsg) (2001): *Metallkunde. Aufbau und Eigenschaften von Metallen und Legierungen*. Springer.
- [29] Si, D, Liu, Y, Ma, W (2013): Research the Influence of Curved Shape on the Multilayer Bellows. *Applied Mechanics and Materials*:2740–2743.
- [30] Ma, W, Lu, Y, Liu, Y, Li, J, Xue, Y (2010): Influence of Sandwich Damping on the Loss Factor of Multi-Plies Bellows. *Applied Mechanics and Materials*:2998–3002.
- [31] Wu, M (2002): Fabrication of Nitinol Materials and Components. *Materials Science Forum*:285–292.
- [32] Poncet, P (2003): Nitinol medical device design considerations. *Produktblatt Memry Corporation*.
- [33] Krone, L (2005): Metal-Injection-Moulding (MIM) von NiTi Bauteilen mit Formgedächtniseigenschaften. *Dissertation, Ruhr-Universität Bochum*.
- [34] Kenneweg, R (2014): Konzeption eines minimal invasiven Instruments aus Formgedächtnislegierungen mit einem hydraulischen Balg als Antriebseinheit. *Master-Thesis*.
- [35] Ortmaier, T (2003): Motion Compensation in Minimally Invasive Robotic Surgery. *Dissertation, TU München*.
- [36] Dasgupta, P, Fitzpatrick, J, Kirby, R, Gill, I (2010): *New Technologies in Urology*. Springer.
- [37] Heijnsdijk, E, Visser, H de, Dankelman, J, Gouma, D (2004): Slip and damage properties of jaws of laparoscopic graspers. *Surgical endoscopy*:974–979.
- [38] Heijnsdijk, E, Voort, M van der, Visser, H de, Dankelman, J, Gouma, DJ (2003): Inter- and intraindividual variabilities of perforation forces of human and pig bowel tissue. *Surgical endoscopy*:1923–1926.
- [39] Westebring-van der Putten, E, van den Dobbelen, John J, Goossens, R, Jakimowicz, J, Dankelman, J (2009): Force feedback requirements for efficient laparoscopic grasp control. *Ergonomics*:1055–1066.
- [40] Bardou, B, Nageotte, F, Zanne, P, Mathelin, M de (2010): Design of a Robotized Flexible Endoscope for Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery. *Computational Surgery and Dual Training*:155–170.
- [41] Heijnsdijk, E, Dankelman, J, Gouma, D (2002): Effectiveness of grasping and duration of clamping using laparoscopic graspers. *Surgical endoscopy*:1329–1331.
- [42] Frede, T, Stock, C, Renner, C, Budair, Z, Abdel-Salam, Y, Rassweiler, J (1999): Geometry of laparoscopic suturing and knotting techniques. *Journal of Endourology*:191–198.
- [43] Saxena, A (2009): *Essentials of Pediatric Endoscopic Surgery. Instrument Ergonomics*. Springer.
- [44] Kenngott, H, Fischer, L, Nickel, F, Rom, J, Rassweiler, J, Müller-Stich, B (2012): Status of robotic assistance - a less traumatic and more accurate minimally invasive surgery? *Langenbeck's archives of surgery*:333–341.
- [45] Autorino, R, Stein, R, Lima, E, Damiano, R, Khanna, R, Haber, G-P, White, M, Kaouk, J (2010): Current status and future perspectives in laparoendoscopic single-site and natural orifice transluminal endoscopic urological surgery. *International journal of urology : official journal of the Japanese Urological Association*:410–431.

- [46] Volder, M de, Reynaerts, D (2010): Pneumatic and hydraulic microactuators: a review. *Journal of Micromechanics and Microengineering*:1–18.
- [47] Gaiser, I, Wiegand, R, Ivlev, O, Andres, A, Breitwieser, H, Schulz, S, Bretthauer, G (2012): Compliant Robotics and Automation with Flexible Fluidic Actuators and Inflatable Structures. *Intech*:568–608.
- [48] Spindler, C, Kaltenbacher, D (2017): Linearaktor. Patentschrift DE 10 2015 225 143 A1.
- [49] Haga, Y, Muyari, Y, Mineta, T, Matsunaga, T, Akahori, H, Esashi, M (2005): Small Diameter Hydraulic Active Bending Catheter Using Laser Processed Super Elastic Alloy and Silicone Rubber Tube. *Conference on Microtechnologies in Medicine and Biology*.
- [50] Okayasu, H, Okamoto, J, Fujie, M, Umezu, M, Iseki, H (2003): Development of a hydraulic-driven flexible manipulator for neurosurgery. *International Congress Series*:607–612.
- [51] Eastwood, K, Looi, T, Naguib, H, Drake, J (2014): Fluidic Actuators for Minimally Invasive Neurosurgical Instruments. *The Hamlyn Symposium*.
- [52] Cianchetti, M, Ranzani, T, Gerboni, G, Falco, I De, Laschi, C, Menciassi, A (2013): STIFF-FLOP Surgical Manipulator: mechanical design and experimental characterization of the single module. *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*.
- [53] Gerboni, G, Brancadoro, M, Tortora, G, Diodato, A, Cianchetti, M, Menciassi, A (2016): A novel linear elastic actuator for minimally invasive surgery. *Development of a surgical gripper. Smart Materials and Structures*:1–10.
- [54] Lazeroms, M, Haye, A La, Sjoerdsma, W, Schreurs, W, Jongkind, W, Honderd, G, Grimbergen, C (1996): A hydraulic forceps with force-feedback for use in minimally invasive surgery. *Mechatronics*:437–446.
- [55] Volder, M de, Peirs, J, Reynaerts, D, Coosemans, J, Puers, R, Smal, O, Raucent, B (2005): Production and characterization of a hydraulic microactuator. *Journal of Micromechanics and Microengineering*:15–21.
- [56] Kang, H, Lee, I, Cho, D (2006): Development of a micro-bellows actuator using micro-stereolithography technology. *Microelectronic Engineering*:1201–1204.
- [57] Semba, H, Okabe, N, Yamaji, T, Okita, K, Yamauchi, K (2005): Axial Compressive Behavior of Single-Stage Bellows of TiNi Shape Memory Alloy for Seismic Applications. *Materials Science Forum*:2055–2058.
- [58] Spindler, C, Kaltenbacher, D, Poelgeest, A, Cuntz, T, Kenneweg, R (2016): Chirurgisches Instrument. Patentschrift DE 10 2015 204 486 A1.
- [59] Spindler, C, Juhre, D (2018): Development of a shape memory alloy actuator using generative manufacturing. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*:1–15.
- [60] Youn-Sheng, L, Shuiping, S (1990): Strength analysis and structural optimization of u-shaped bellows. *International Journal of Pressure Vessels and Piping*:89–94.
- [61] Ko, B, Park, G, Lee, W (1995): Mechanical behavior of U-shaped bellows and shape optimal design using multiple objective optimization method. *KSME Journal*:91–101.
- [62] Koh, B, Park, G (1998): Analysis and Optimization of Bellows With General Shape. *Journal of Pressure Vessel Technology*:325–333.
- [63] Dinesh Babu, P, Keerthi Prasath, S, Barani Dharan, M, Venkat Raman, C, Narayanan, R, Ganesh, K (2014): Analysis of Static Mechanical Behaviour of Meta I Bellows using Finite Element Modeling. *Applied Mechanics and Materials*:996–1000.
- [64] Lee, W, Ko, B, Park, G (1991): An Optimal Design of the Bellows in the Automobile Exhaust System. *SAE*:401–411.
- [65] Findlay, G, Spence, J (1979): On the elastic flexibility of axially loaded omega and toroidal bellows. *Nuclear Engineering and Design*:83–89.

- [66] Quaglia, G, Guala, A (2003): Evaluation and Validation of an Air Spring Analytical Model. *International Journal of Fluid Power*:43–54.
- [67] Walter, S (2016): Faltenbälge - Schutz für die Maschine. *Konstruktion*:26–27.
- [68] I. Gaiser, S. Schulz, H. Breitwieser and G. Bretthauer (2010): Enhanced Flexible Fluidic Actuators for Biologically Inspired Lightweight Robots with Inherent Compliance. *International Conference on Robotics and Biomimetics*:1423–1428.
- [69] Werner, T, Kargov, A, Gaiser, I, Bierbaum, A, Schill, J, Schulz, S, Bretthauer, G (2010): Eine fluidisch angetriebene anthropomorphe Roboterhand. *at - Automatisierungstechnik*:681–687.
- [70] Back, P, Eastal, A, R L Hurle, L A Woolf (1982): High-precision measurements with a bellows volumometer. *J. Phys. E: Sci. Instrum*:360–363.
- [71] Kämpfe, A (2010): Das Handbuch der Metallbälge. *Produktblatt Witzenmann GmbH*.
- [72] Becker, R: Roboter Greifer und Verfahren zu dessen Herstellung. *Patentschrift (WO 2007/036280A1)*.
- [73] Lee, S (2002): Study on the forming parameters of the metal bellows. *Journal of Materials Processing Technology*:47–53.
- [74] Robyr, S (1999): FEM Modelling of f bellows and a bellows-based micromanipulator. *Master-Thesis*.
- [75] Freyer, H, Breinfeld, A, Ulrich, S, Bruns, R, Wulfsberg, J (2014): 3D-printed elastomeric bellow actuator for linear motion. *International Conference on Additive Technologies (ICAT)*:29–32.
- [76] Prateek, J, Prasanna, G: Modeling, Parametric Synthesis and Characterization of Bellow-Type Pneumatic Micro-actuator. *Microactuators and micromechanisms*:159–168.
- [77] Robert S. Ritchie (2003): Hermetically sealed actuator. *Joint Propulsion Conference and Exhibit*.
- [78] Larsson, O (1986): Flexible Actuator. *Patentschrift (WO 86/03816)*.
- [79] Ha, S, Wintermantel, E, Maier, G (2009): *Medizintechnik mit biokompatiblen Werkstoffen und Verfahren*. Springer.
- [80] Bonten, C (2016): *Kunststofftechnik. Einführung und Grundlagen*. Hanser.
- [81] Rahim, M (2013): Untersuchungen zum Einfluss von Kohlen – und Sauerstoff-Verunreinigungen auf das Ermüdungsverhalten von pseudoelastischen NiTi-Formgedächtnislegierungen. *Dissertation, Ruhr-Universität Bochum*.
- [82] Osuka, K, Wayman, C (1998): *Shape Memory Materials*. Cambridge University Press.
- [83] Duerig, T, Pelton, A, Stöckel, D (1999): An overview of nitinol medical applications. *Materials Science and Engineering: A*:149–160.!
- [84] Matthey, J (2007): *JMB Overview*. *Produktblatt A Johnson & Johnson Company*.
- [85] Müller, I (1984): Nitinol. Ein Metall mit Gedächtnis. *Naturwissenschaften*:507–514.
- [86] Duerig, T (1994): Ni-Ti alloys by powder metallurgical methods. *Proceedings of the First International Conference on Shape Memory and Supcrelastic Technologic*s.
- [87] Stöckel, D (2001): Umformung von NiTi Legierungen. *Produktblatt Nitinol Devices & Components Inc*.
- [88] Bram, M, Bitzer, M, Buchkremer, H, Stöver, D (2012): Reproducibility Study of NiTi Parts Made by Metal Injection Molding. *Journal of Materials Engineering and Performance*:2701–2712.
- [89] Krone, L, Mentz, J, Bram, M, Buchkremer, H, Stöver, D, Wagner, M, Eggeler, G, Christ, D, Reese, S, Bogdanski, D, Köller, M, Esenwein, SA, Muhr, G, Prymak, O, Epple, M (2005): The Potential of Powder Metallurgy for the Fabrication of Biomaterials on the Basis of Nickel-Titanium. A Case Study with a Staple Showing Shape Memory Behaviour. *Advanced Engineering Materials*:613–619.
- [90] Krishna, B, Bose, S, Bandyopadhyay, A (2009): Fabrication of porous NiTi shape memory alloy structures using laser engineered net shaping. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*:481–490.

- [91] Masseling, L, Hargedorn, Y, Wissenbach, K (2016): Fabrication of micro structures with NiTi shape memory alloy via  $\mu$ SLM. Fraunhofer Direct Digital Manufacturing Conference.
- [92] Kuehn, M, Schroeer, S, Berger, N, Mueller, C, Reinecke, H (2011): Auslegung, Fertigung und Charakterisierung von galvanogeformten Miniaturfaltenbälgen. Mikrosystemtechnik Kongress Darmstadt.
- [93] Lewandowski, M (2016): Optimierung einer Bohrkapsel für nichtlineare Zugangswege in der minimal invasiven Chirurgie. Bachelor-Thesis.
- [94] Gebhardt, A (2005): Rapid Prototyping für metallische Werkstücke: Direkte und indirekte Verfahren. RTEjournal - Forum für Rapid Technologie:1–10.
- [95] Niendorf, T, Leuders, S, Riemer, A, Brenne, F, Tröster, T, Richard, HA, Schwarze, D (2014): Functionally Graded Alloys Obtained by Additive Manufacturing. Advanced Engineering Materials:857–861.
- [96] Haberland, C, Elahinia, M, Walker, JM, Meier, H, Frenzel, J (2014): On the development of high quality NiTi shape memory and pseudoelastic parts by additive manufacturing. Smart Materials and Structures:1–13.
- [97] Shishkovsky, I, Yadroitsev, I, Smurov, I (2012): Direct Selective Laser Melting of Nitinol Powder. Physics Procedia:447–454.
- [98] Bormann, T, Schumacher, R, Müller, B, Mertmann, M, Wild, M de (2012): Tailoring Selective Laser Melting Process Parameters for NiTi Implants. Journal of Materials Engineering and Performance:2519–2524.
- [99] Burow, J (2010): Herstellung, Eigenschaften und Mikrostruktur von ultrafeinkörnigen NiTi-Formgedächtnislegierungen. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum.
- [100] Michutta, J, Somsen, C, Yawny, A, Dlouhy, A, Eggeler, G (2006): Elementary martensitic transformation processes in Ni-rich NiTi single crystals with Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub> precipitates. Acta Materialia:3525–3542.
- [101] Neelakantan, L (2008): Surface engineering of Nickel Titanium shape memory alloys. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum.
- [102] Yang, Y, Husang, Y, Wu, W (2009): One-step shaping of NiTi biomaterial by selective laser melting. Lasers in Material Processing and Manufacturing:1–7.
- [103] Pohl, M (1998): Elektropolieren und Mikrostrukturieren metallischer Werkstoffe. Praktische Metallographie:1–6.
- [104] Neumann, P, Bourauel, C, Jäger, A (2002): Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. Journal of Materials and Science:141–147.
- [105] Holger Dieterich (2016): Evaluierung von hydraulischen Aktoren als Antrieb für minimalinvasive chirurgische Instrumente. Master-Thesis.