

Miniaturisierte Aktuatoren für die Umsetzung optischer Funktionalitäten in medizinischen Videoendoskopen

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktoringenieur (Dr.-Ing.)

von Dipl.-Ing. Philipp Abel

geb. am 06.05.1984 in Herdecke

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

Gutachter:

Prof. Dr.-Ing. Roland Kasper

Prof. Dr.-Ing. Karl-Heinrich Grote

Prof. Dr.-Ing. Stephan Klein

Promotionskolloquium am 24.10.2012

Vorwort

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Fachhochschule Lübeck. Das Projekt "Wirkprinzipien für miniaturisierte Aktuatoren in der Medizintechnik (WAM)" wurde von der Innovationsstiftung Schleswig-Holstein (ISH) und von der Firma Olympus Surgical Technologies Europe gefördert. Für die finanzielle Förderung möchte ich der Innovationsstiftung Schleswig-Holstein und dem Olympus-Konzern danken.

Mein besonderer Dank gilt Professor Roland Kasper und Professor Stephan Klein. Ich danke Professor Roland Kasper für die freundliche Betreuung und Unterstützung meiner Dissertation und meines Promotionsstudiums an der Otto-von-Guericke Universität Magdeburg. Als Leiter des Labors für Medizinische Sensor- und Gerätetechnik hat Professor Stephan Klein das Projekt initiiert und betreut. Darüber hinaus unterstützte er mich ebenfalls bei der Arbeit an meiner Dissertation. Außerdem danke ich Professor Karl-Heinrich Grote für die Begutachtung meiner Dissertation.

Desweiteren bedanke ich mich bei der Firma Olympus Surgical Technologies Europe mit Sitz in Hamburg für die gute Zusammenarbeit, die fachliche Unterstützung, den stets freundlichen Kontakt und die Fertigung der Aktuator-Bauteile. Hierbei möchte ich Dr. Peter Schouwink hervorheben, der das Projekt bei Olympus betreut hat. Weiterhin danke ich Ronny Hübl, Martin Wieters und Jens Rose.

Ebenso spreche ich Sebastian Stengl und Melanie Reinhardt meinen Dank aus. Ihre Abschlussarbeiten, die sie an der Fachhochschule Lübeck und bei Olympus angefertigt haben, tragen mit guten Ergebnissen einen Teil zu dieser Arbeit bei.

Ferner danke ich allen Kollegen, die zusammen mit mir im Labor für medizinische Sensor- und Gerätetechnik gearbeitet haben und mir bei vielen Problemen und Fragestellungen zur Seite standen.

Ein herzlicher Dank gilt Thomas Brauner, Steffen Fischer und Jürgen Hartwig, die ihre Freizeit für die Korrektur meiner Dissertation aufgewendet haben.

Kurzfassung

Die Integration neuer optischer Funktionalitäten in medizinischen Videoendoskopen verbessert den Nutzen und die Ergonomie der Geräte. Derartige Funktionalitäten sind beispielsweise von Digitalkameras bekannt: Optischer Zoom, (Auto)Fokus-Funktion und Makro-Funktion. Neue Funktionalitäten sind u.a. schwenkbare Filter und eine variable Blickrichtung. Ihre Umsetzung bedingt den Einsatz von Aktuatoren. Im Rahmen dieser Arbeit werden Aktuator-Technologien bewertet und unter Berücksichtigung der hohen Anforderungen in der Medizintechnik entwickelt.

Der erste Schritt beinhaltet eine Literatur- und Marktrecherche. Konventionelle Aktuator-Technologien werden bewertet. Das Ergebnis ist, dass keine geeigneten Aktuatoren kommerziell verfügbar sind. Aktuatoren, die für die Integration in medizinischen Videoendoskopen geeignet sind, müssen autoklavierbar sein und gleichzeitig eine kleine Baugröße aufweisen.

Daher werden neue Aktuatoren modelliert, simuliert und aufgebaut. Geeignete Prinzipien sind Elektromagnetismus und Piezoelektrizität. Es wird ein bistabiler elektromagnetischer Aktuator mit einem Innendurchmesser von 1,6 mm, einem Außendurchmesser von 3,4 mm und einer Länge von 3 mm umgesetzt. Dieses Stellelement ist für die Realisierung einer Fokus-Funktion in Endoskopen mit einem Außendurchmesser von 5,4 mm geeignet. Um die Simulationen zu überprüfen werden Aktuator-Parameter wie Hub, Kräfte und Lebensdauer getestet. Die Funktionsmuster liefern gute Ergebnisse. Für die Erzeugung kontinuierlicher Bewegungen sind piezoelektrische Motoren am besten geeignet.

Abstract

The implementation of new optical functionalities in medical videoscopes improve their usability and ergonomics. Such functionalities are known from digital cameras: optical zoom, (auto)focus and macro function. Additional functionalities are for example convertible filters and a variable direction of view. Actuators are required to realize these functionalities. Actuator technologies are being evaluated and developed in consideration of the special requirements in medical engineering.

The first step involves a literature and market research. Common actuator technologies are being evaluated. It has been asserted that there are no suitable actuators available on the market. Actuators in medical videoscopes must be autoclavable and their dimensions must be small. Most of the actuators do not conform to these critical requirements.

Thus new actuators are being designed, simulated and assembled. Suitable principles are electromagnetism and piezoelectricity. A bistable electromagnetic actuator with an inside diameter of 1.6 mm, an outside diameter of 3.4 mm and an overall length of 3 mm is being developed to realize a focus function in endoscopes with an outside diameter of 5.4 mm. To verify the simulation results actuator parameters like stroke, force and life expectancy are being tested. Good testing results can be achieved with the evaluation models. Piezoelectric motors are most suitable for continuous movements.

Schlagwörter:

Miniaturisierte Aktuatoren, Medizinische Videoendoskope, Fokus-Funktion

Keywords:

Miniaturized Actuators, Medical Videoscopes, Focus-Function

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
1 Einleitung.....	1
1.1 Videoendoskope	1
1.2 Problemstellung	2
1.3 Stand der Technik	3
1.4 Aktuator-betriebene Applikationen in der Videoendoskopie	5
2 Bewertung und Auswahl von Aktuator-Prinzipien	8
2.1 Anforderungsprofil für Aktuatoren in Videoendoskopen.....	8
2.1.1 Allgemeine Randbedingungen.....	8
2.1.2 Elektronische Randbedingungen	9
2.1.3 Mechanische Randbedingungen	10
2.1.4 Anforderungsliste.....	13
2.2 Bewertung von Aktuator-Prinzipien.....	14
2.2.1 Elektromagnetische Aktuatoren.....	14
2.2.2 Piezoelektrische Aktuatoren	15
2.2.3 Elektrostatische Aktuatoren.....	16
2.2.4 Fluidische Aktuatoren.....	16
2.2.5 Thermische Aktuatoren.....	17
2.2.6 Weitere Aktuator-Prinzipien.....	18
2.3 Auswahl geeigneter Aktuator-Prinzipien	19
3 Entwicklung bistabiler Reluktanz-Linearantriebe.....	20
3.1 Theoretische Betrachtung der Aktuator-Technologie	20
3.2 Simulation der elektromagnetischen Vorgänge.....	26
3.3 Aktuator-Geometrie.....	30
3.4 Parameter der passiven Bauteile.....	32
3.5 Parameter der aktiven Bauteile.....	37
3.5.1 Auslegung der Spule.....	37
3.5.2 Auslegung der Permanentmagnete	41
3.6 Optimierung des bistabilen Reluktanz-Aktuators.....	43
3.6.1 Läufer ohne Polschuhe (Variante 2)	44
3.6.2 Spule mit reduzierten Maßen.....	45
3.6.3 Gleitrohr mit reduzierter Wandstärke (Variante 3).....	46
3.6.4 Optimale Polschuhbreite und Polschuhüberdeckung (Variante 4).....	47

3.6.5	Optimale Länge der Permanentmagnete (Variante 5)	49
3.6.6	Permanentmagnete als Teil des Läufers (Variante 6)	50
3.6.7	Zusammenfassung der Aktuator-Optimierung	52
3.7	Bistabiler Reluktanz-Aktuator mit Hohlläufer	53
4	Umsetzung bistabiler Reluktanz-Linearantriebe	55
4.1	Bistabiler Reluktanz-Aktuator mit massivem Läufer	55
4.1.1	Funktionsmuster des Aktuators mit massivem Läufer	56
4.1.2	Einfluss von Fertigungstoleranzen.....	59
4.1.3	Einfluss von Lageabweichungen	60
4.2	Funktionsmuster des Aktuators mit Hohlläufer.....	63
4.2.1	Einfluss von Fertigungstoleranzen.....	65
4.2.2	Einfluss von Lageabweichungen	66
4.2.3	Integration des Aktuators im Endoskop.....	69
5	Validierung der bistabilen Reluktanz-Linearantriebe.....	70
5.1	Prüfstand für die Aktuator-Validierung.....	70
5.2	Validierung des Aktuators mit massivem Läufer	71
5.2.1	Elektrische Parameter	71
5.2.2	Mechanische Parameter	72
5.2.3	Untersuchung der Lebensdauer im Langzeitversuch.....	75
5.2.4	Vergleichsmessungen mit Variante 5 - 1.0037	80
5.3	Validierung des Aktuators mit Hohlläufer	80
5.3.1	Elektrische Parameter	81
5.3.2	Mechanische Parameter	81
5.3.3	Untersuchung der Lebensdauer im Langzeitversuch.....	84
5.3.4	Untersuchung der Wiederaufbereikbaarheit.....	85
5.4	Zusammenfassung der Versuchsergebnisse	89
6	Minimierung bistabiler Reluktanz-Aktuatoren.....	91
6.1	Minimal mögliche Bauteilmaße	91
6.2	Minimierte Aktuator-Modelle	92
6.3	Erzielbare Kräfte mit minimierten Aktuatoren.....	93
7	Möglichkeiten zur Erzeugung mehrstufiger Bewegungen.....	98
7.1	Reluktanz-Linearantrieb für mehrstufige Bewegungen.....	98
7.2	Tauchspulen-Linearantrieb für kontinuierliche Bewegungen	101
7.3	Piezoelektrische Motoren für kontinuierliche Bewegungen	103

8 Zusammenfassung und Ausblick.....	105
Literaturverzeichnis	108
Abbildungsverzeichnis	112
Tabellenverzeichnis	116
Formelzeichen und Abkürzungen.....	117
Anhang	119
A1. Ergebnisse der Bewertung von Aktuator-Technologien.....	120
A2. Piezoelektrischer Biegewandler der Firma Johnson Matthey	125
A3. Herleitung zur Berechnung der Kraft des bistabilen Reluktanz-Aktuators	126
A4. Messwerte der Magnetisierungskurve von Vacoflux 17	131
A5. Magnetisierungskurve von 1.0037	133
A6. Messfehler im Langzeitversuch	134
A7. Ablaufdiagramme unterschiedlicher Dampfsterilisations-Zyklen.....	135
A8. Autoklavier-Protokoll	137

1 Einleitung

Die Bedeutung der minimal-invasiven Chirurgie steigt zunehmend in vielen klinischen Bereichen. Sie findet Anwendung in der Urologie, Gynäkologie, Arthroskopie, HNO-Heilkunde und in der generellen Chirurgie. Im Vergleich zur offenen Chirurgie sind die Eingriffe aufgrund der geringeren Schmerzbelastung schonender für die Patienten. Es kommt zu einer verringerten Narbenbildung, geringerem Gewebetrauma und kürzeren Genesungszeiten. Einfache Prozeduren wie die Entfernung der Gallenblase oder die Entfernung einer gutartigen Prostata-Vergrößerung werden derzeit zu fast 100 % minimal-invasiv durchgeführt. Eine Schlüsseltechnologie für die minimal-invasive Chirurgie ist die Bildgebung über Endoskope.

1.1 Videoendoskope

Der Begriff Endoskop leitet sich aus dem Griechischen ab und bedeutet so viel wie 'von innen beobachten' bzw. 'untersuchen'. Ein Endoskop ist ein Gerät mit dem nur schwer zugängliche Räume untersucht werden können. Solche Räume können beispielsweise das Innere lebender Organismen sein. Mit Hilfe eines Endoskops wird das Abbild eines solchen Raumes nach außen übertragen und sichtbar gemacht.

Als Endoskope werden neben Linsenendoskopen auch Videoendoskope verwendet. Bei Linsenendoskopen wird das Bild vom distalen¹ Teil des Geräts über ein Linsensystem zum proximalen² Geräteteil übertragen. Zum Betrachten des übertragenen Bildes blickt der Chirurg direkt in das proximale Ende des Endoskops. Alternativ lässt sich auch ein Bildaufnehmer am Gerätekopf montieren, damit das Bild auf einem Monitor betrachtet werden kann.

Durch die Entwicklung der Videoendoskopie wurde ein großer Teil des Linsensystems durch einen Bildaufnehmer im distalen Teil ersetzt. Lediglich die Linsen, die das Bild für die Aufnahme durch den Bildaufnehmer konditionieren, sind weiterhin nötig. Der Bildaufnehmer wandelt das Bild in ein elektrisches Signal, das zum proximalen Teil übertragen wird (Abbildung 1-1). Das Bild kann anschließend auf einem Monitor angezeigt werden.

¹ distal: Vom Chirurgen entfernt (von lat. *distare* = sich entfernen)

² proximal: Dem Chirurgen zugewandt (von lat. *Proximus* = der Nächste)

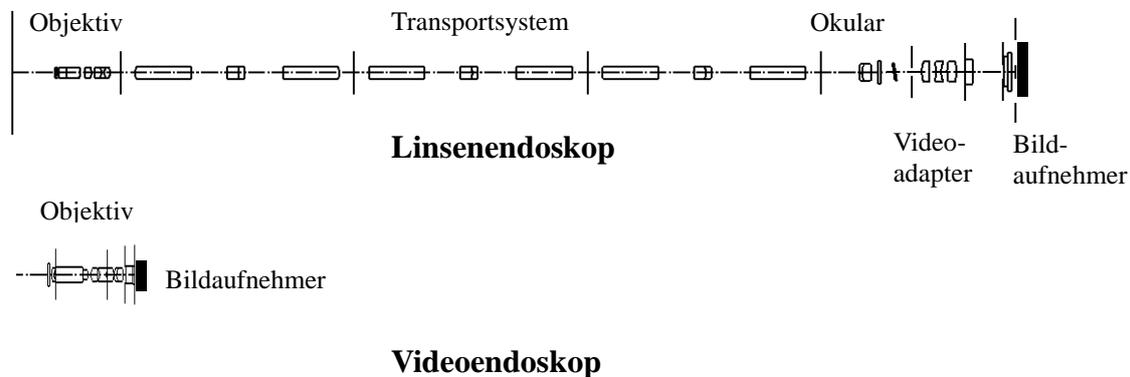


Abbildung 1-1: Linsenendoskop mit Videoadapter im Vergleich zum Videoendoskop [Klei09]

Der distale Teil des Endoskops, der das Linsensystem und den Bildaufnehmer einschließt, wird im Folgenden als optisches System bezeichnet. Das optische System ist fester Bestandteil aller starren Videoendoskope des Herstellers Olympus, auf die sich die folgenden Betrachtungen beziehen. In dieser Arbeit werden starre Videoendoskope mit Außendurchmessern von 10 mm und 5,4 mm betrachtet. Der Funktionsumfang beider Gerätetypen ist gleich.

Videoendoskope bieten gegenüber Linsenendoskopen verschiedene Vorteile. Da die Schnittstelle zwischen Endoskop und Bildaufnehmer entfällt, kann es nicht zu einem Beschlagen der Linsen an dieser Stelle kommen. Außerdem besteht nicht die Gefahr einer unpräzisen Ausrichtung des Bildaufnehmers. Verkippung und Dezentrierung von optischen Elementen in Linsenendoskopen führen zu einer reduzierten optischen Qualität. Videoendoskope besitzen deutlich weniger optische Elemente. Lagetoleranzen werden dadurch minimiert. Videoendoskope können daher eine höhere Abbildungsqualität erreichen.

Die Videoendoskopie hat jedoch auch den Nachteil, dass der Chirurg nicht das reale Gewebe betrachtet, sondern nur ein Abbild dessen. Er ist deshalb stark auf eine hohe Qualität der Bildaufnahme, -übertragung und -darstellung angewiesen und darauf, dass die Bildübertragung zu keinem Zeitpunkt gestört wird. Darüber hinaus ist der Bildbereich aufgrund des begrenzten Öffnungswinkels des Endoskops eingeschränkt [Abel09, Klei09].

1.2 Problemstellung

Moderne Videoendoskope verfügen derzeit nur über eine einzige Blickrichtung (vorzugsweise 0° , 30° oder 45°). Durch den Wechsel des Endoskops während der Operation kann die Blickrichtung verändert und ein anderer Bildbereich erfasst werden. Damit ist jedoch ein Risiko für den Patienten und eine ergonomische Beeinträchtigung des Chirurgen verbunden. Zur Verbesserung der Ergonomie und Sicherheit ist es wünschenswert, den Wechsel des Endoskops zu vermeiden. Dazu muss die Möglichkeit einer Verstellung der Blickrichtung im Gerät integriert werden.

Darüber hinaus wird angestrebt, aus dem Konsumentenbereich wie z.B. Digital- oder Handy-Kameras bekannte Funktionalitäten in Videoendoskopen zu integrieren. Dazu zählen unter anderem eine (Auto)Fokus-Funktion, ein optischer Zoom und eine Makro-Funktion sowie schwenkbare Filter.

Die Grundlage aller genannter Funktionalitäten ist die Bewegung eines optischen Elements innerhalb des Endoskops. Zur Erzeugung dieser Bewegung sind Aktuatoren notwendig. Aktuatoren, die für Videoendoskope geeignet sind, stehen derzeit nicht zur Verfügung. Die Auswahl geeigneter Aktuatoren wird im Wesentlichen von zwei Randbedingungen dominiert:

- Der zur Verfügung stehende Bauraum ist stark beschränkt.
- Als wiederverwendbare medizinische Geräte werden Videoendoskope nach jedem Einsatz sterilisiert. Während eines solchen Autoklavierprozesses wird das Gerät einer Temperatur von 136 °C ausgesetzt. Die Aktuatorik darf durch diese Temperatur keinen Schaden nehmen.

Um die Umsetzung der oben genannten optischen Funktionalitäten in medizinischen Videoendoskopen zu ermöglichen, sollen im Rahmen dieser Arbeit Aktuator-Technologien ausgewählt und entwickelt werden, die den hohen Anforderungen der Medizintechnik genügen. Anschließend sollen Demonstratoren unter Verwendung dieser Aktuator-Technologien aufgebaut und getestet werden.

1.3 Stand der Technik

In mehreren Arbeiten und Projekten wurden bereits verschiedene optische Funktionalitäten für Videoendoskope umgesetzt. Zunächst ist hier die mechanische Bildrotation starrer Videoendoskope zu nennen. Mittels Drehung eines Teils des Handgriffs lässt sich der in der Spitze befindliche Bildaufnehmer drehen. Auf diese Weise kann das Video-Bild auf dem Monitor um den Bildmittelpunkt rotiert werden. Zum Einsatz kommt diese Funktion in Geräten mit Blickrichtungen ungleich 0°. Sie ermöglicht die Korrektur der Bildlage. Die mechanische Kopplung ist dabei direkt und die Drehung des Handgriffs erfolgt manuell. Ein Aktuator kommt nicht zum Einsatz.



Abbildung 1-2: Videoendoskop mit mechanisch abwinkelbarer Spitze [Klei09]

Des Weiteren ist die Entwicklung des Prototyps eines Videoendoskops mit mechanisch abwinkelbarer Spitze zu nennen (Abbildung 1-2). Der Bildaufnehmer befindet sich in der beweglichen Spitze des Gerätes. Das Abwinkeln führt zu einer Veränderung der Blickrichtung. Die Kraftübertragung zwischen der beweglichen Spitze und dem am Handgriff angebrachten Schalthebel erfolgt über einen im Endoskop-Schaft integrierten Seilzug. Eine

Rutschkupplung schützt das Gerät vor einer Überlastung des Mechanismus' bei externer Krafteinwirkung. Ein Nachteil dieser Umsetzung ist, dass die mechanischen Komponenten viel Platz im Inneren des Geräts benötigen. Dadurch wird der Bauraum für weitere Komponenten, wie zum Beispiel Lichtleitfasern und Videokabel, stark eingeschränkt. Ein weiterer Nachteil dieses Konzepts besteht darin, dass die große Länge der abwinkelbaren Spitze den Operateur während des Einsatzes, vor allem in kleinen Kavitäten, einschränkt. Ein Aktuator wurde für diese Funktion ebenfalls nicht implementiert.

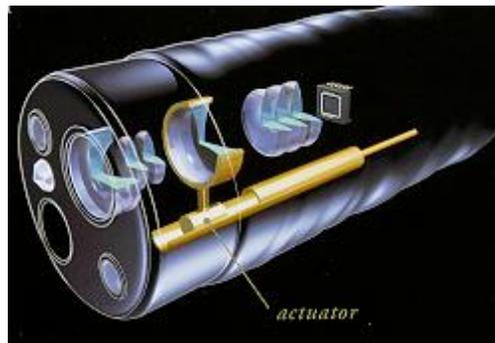


Abbildung 1-3: Flexibles Videoendoskop mit optischem Zoom [Klei09]

Ferner zu erwähnen ist die Entwicklung eines Objektivs mit Makro-Funktion für ein flexibles Videoendoskop der Firma Olympus (Abbildung 1-3). Die Bewegung einer Linse wird hierbei mit Hilfe eines piezoelektrischen Antriebs realisiert. Der damit verbundene optische Zoom erlaubt eine bis zu 150-fache Vergrößerung des betrachteten Gewebes. Der entscheidende Nachteil des piezoelektrischen Antriebs ist, dass dieser gegenüber den Temperaturen beim Autoklavieren nicht beständig ist. Daher ist dieses System in der Chirurgie nicht einsetzbar.

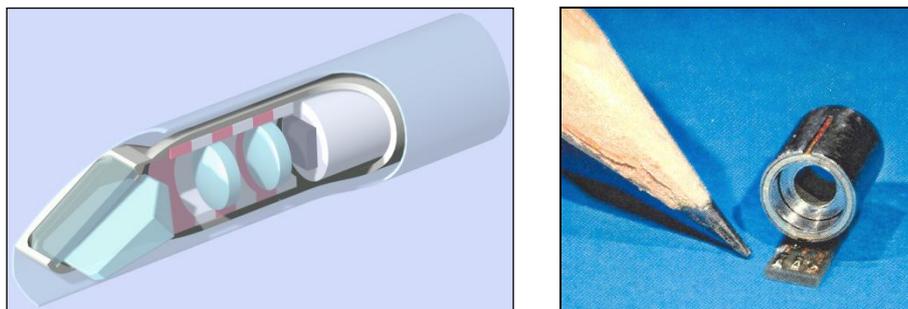


Abbildung 1-4: Distaler, elektromagnetischer Linsen-Aktuator [Klei09, Schr05]

Weiterhin erarbeitete Olympus in Zusammenarbeit mit dem Institut für Konstruktion, Mikro- und Medizintechnik der TU Berlin eine Vorstudie für einen in der Gerätespitze integrierten Linsen-Aktuator für chirurgisch einsetzbare Videoendoskope (Abbildung 1-4). Für diesen Aktuator wurde ein elektromagnetisches Wirkprinzip untersucht. Die patentrechtlich geschützte Realisierung wurde jedoch in keinem Produkt integriert, da sie nicht die von Olympus geforderten Spezifikationen hätte erfüllen können [Schr05].

Aktuatoren in medizinischen Endoskopen waren in den vergangenen Jahren Thema verschiedener wissenschaftlicher Arbeiten. Unter anderem wurde ein optisches System entwickelt, das eine (Auto)Fokus-Funktion ermöglicht. Die Technik basiert auf der Verschiebung einer Linse entlang der optischen Achse. Die kontinuierliche Bewegung erzeugt ein elektromagnetischer Linearantrieb [Schr05]. Das Funktionsprinzip basiert auf der Bewegung eines Permanentmagneten in einer Kammer [Stor03].

Dieser Aktuator wurde in zwei weiteren Arbeiten [Voge11, Bühs11] optimiert. Eine Variante des Linearantriebs wurde so ausgelegt, dass dieser über zwei bistabile Positionen verfügt, zwischen denen der Aktuator verfahren werden kann. Ein bistabiles System hat den Vorteil, dass die Verlustleistung gering gehalten werden kann. Mit Hilfe dieses Aktuators lässt sich eine (Auto)Fokus-Funktion realisieren, die zwischen einem Nah- und einem Fernbereich umschalten kann. Dieses System wurde so ausgelegt, dass es in der distalen Spitze von Endoskopen mit einem Außendurchmesser von 10 mm integriert werden kann. Die Firma how to organize GmbH hat vorteilhafte Varianten im Rahmen eines Patentverfahrens offengelegt [howt10].

Darüber hinaus existieren mehrere für diese Arbeit relevante Patente, die sich mit verschiedenen Aspekten der Endoskopentwicklung befassen. In [Lein07] wird ein außenliegender Antrieb mit berührungsloser magnetischer Kopplung vorgestellt, der speziell für die Anforderungen an die Autoklavierbarkeit entwickelt wurde. Eine Vorrichtung für Rotationsbewegungen von Elementen in der distalen Spitze von flexiblen Endoskopen wird in [Mess09] vorgestellt. In [Mits03] wird ein Endoskop mit einem beweglichen Objektiv spezifiziert.

1.4 Aktuator-betriebene Applikationen in der Videoendoskopie

Ein Großteil dieser neuen Anwendungen für medizinische Videoendoskope ist aus dem Bereich der Digital- und Handykameras bekannt. Für die Implementierung interessant sind die (Auto)Fokus-Funktion, der optische Zoom bzw. die Makro-Funktion, variable Blenden, bewegliche Filter und eine variable Blickrichtung. Die Umsetzung dieser Applikationen scheiterte bisher an fehlenden Aktuatoren, die für medizinische Videoendoskope geeignet sind.

(Auto)Fokus-Funktion

Moderne Videoendoskope erlauben wegen ihres großen Tiefenschärfebereichs eine scharfe Abbildung über den gesamten Bereich der typischen Arbeitsabstände ihrer Anwendung. Das bedeutet, dass der Benutzer während des Eingriffs nicht den Fokus anpassen muss. Es besteht ein Trend zu höheren Auflösungen. Da gleichzeitig nur ein beschränkter Raum für den Bildaufnehmer im Inneren des Endoskops zur Verfügung steht, muss die Größe der Pixel reduziert werden. Mit sinkender Pixelgröße verkleinert sich gleichzeitig der scharf abgebildete Bereich. Eine (Auto)Fokus-Funktion, die die Schärfe nachführt, wird nötig. Hierfür muss der Abstand des Objektivs zum Bildaufnehmer verändert werden. Dazu müssen die optischen Elemente entlang der optischen Achse verschoben werden. Als optische Achse wird die Symmetrieachse bezeichnet, entlang welcher die Elemente des Objektivs angeordnet sind. Für die Verschiebung dieser Elemente wird ein Aktuator benötigt.

Optischer Zoom und Makro-Funktion

Ein optischer Zoom konnte in Videoendoskopen bisher nicht umgesetzt werden. Der optische Zoom ermöglicht dem Arzt, eine starke Vergrößerung des zu betrachtenden Bereichs trotz eines großen Arbeitsabstands (Tele-Funktion). Daraus ergibt sich ebenfalls die Möglichkeit, bei sehr geringen Arbeitsabständen eine gute Übersicht über den Situs zu erhalten (Weitwinkel). Die Tele-Funktion kann dann nützlich sein, wenn das Endoskop in engen Anatomien zurückgezogen werden muss, um Raum für weitere Instrumente zu schaffen. Die Weitwinkelfunktion ist sinnvoll, wenn der Arbeitsabstand nicht weiter vergrößert werden kann, ohne mit dem Endoskop den Körper zu verlassen. Darüber hinaus kann eine starke Vergrößerung bei geringem Arbeitsabstand zur Diagnose während eines Eingriffs nützlich sein (Makro-Funktion).

Es wird grundsätzlich zwischen Zoomobjektiven mit optischem Ausgleich und Zoomobjektiven mit mechanischem Ausgleich unterschieden. Bei einer Dreilinsen-Zoomoptik mit optischem Ausgleich werden die beiden äußeren Linsen entlang der optischen Achse verschoben, während die mittlere Linse ihre Lage beibehält. Der Abstand zwischen den beiden bewegten Linsen bleibt stets gleich, sodass sich beide fest miteinander verbinden lassen. Folglich ist nur eine Bewegung mit einer Steuerkurve nötig, die mit Hilfe eines einzelnen Aktuators realisiert werden kann. Auf diese Weise lässt sich die Brennweite des Objektivs kontinuierlich verändern. Der Nachteil der Zoomoptik mit optischem Ausgleich ist jedoch, dass maximal drei bzw. vier (mit zusätzlicher feststehender Linse) Linsenstellungen existieren, bei denen die Bildebene fokussiert ist [Schr05].

Bei Zoomobjektiven mit mechanischem Ausgleich müssen zwei Linsengruppen unabhängig voneinander entlang der optischen Achse bewegt werden. Die erste Linsengruppe, der sogenannte Zoom-Achromat, verändert die Brennweite des Systems. Die zweite Linsengruppe, der sogenannte Fokus-Achromat, dient der Fokussierung der Bildebene. Auf diese Weise erreicht man für den gesamten Brennweitenbereich eine scharfe Abbildung. Der Nachteil von Zoomobjektiven mit mechanischem Ausgleich ist jedoch, dass für die beiden unabhängigen Bewegungen der Achromaten unterschiedliche Steuerkurven nötig sind. Die Steuerkurve des Zoom-Achromats hat eine nahezu lineare Form, während der Fokus-Achromat entlang einer parabolischen Trajektorie verschoben wird. Daher sind für die Realisierung einer Zoom-Funktion mit mechanischem Ausgleich zwei Aktuatoren nötig [Schr05].

Variable Blende

Neben der (Auto)Fokus-Funktion gibt es eine weitere Möglichkeit, den Tiefenschärfebereich zu verändern, indem der Durchmesser der Blende variiert wird. Dies ließe sich durch eine Blende mit kleinerem Durchmesser, die in den Strahlengang bewegt wird, realisieren. Eine kleinere Blende vergrößert den Tiefenschärfebereich der Optik, sie lässt jedoch weniger Licht passieren und reduziert somit die Helligkeit. Bei sehr kleinen Arbeitsabständen, die mit großer Blende außerhalb des Tiefenschärfebereichs gelegen hätten, ist die geringere Helligkeit jedoch durchaus akzeptabel. Die Blende kann in einer Translationsbewegung senkrecht zur optischen Achse in den Strahlengang bewegt werden. Alternativ ist auch eine Rotationsbewegung der Blende möglich. Für beide Bewegungsarten ist ein

Aktuator nötig, der im ersten Fall eine Linearbewegung senkrecht zur optischen Achse und im zweiten Fall eine Rotationsbewegung generiert.

Bewegliche Filter

Neben der Weißlichtendoskopie gewinnt die Fluoreszenzendoskopie zunehmend an Bedeutung. Ein Beispiel ist die Photodynamische Diagnose (PDD). Es handelt sich hierbei um einen diagnostischen Eingriff zur Feststellung von Tumoren. Dem Patienten wird vor dem Eingriff ein Medikament verabreicht, das durch den Stoffwechsel von Tumorzellen in einen Farbstoff umgewandelt wird. Dieser Farbstoff emittiert rotes Licht, wenn er mit blauem Licht angeregt wird. Die Intensität des blauen, anregenden Lichts ist jedoch sehr viel stärker als die Intensität des roten Lichts. Daher muss sich ein Filter im Strahlengang befinden, der das blaue Anregungslicht vom roten Fluoreszenzlicht trennt. Verbleibt dieser Filter jedoch permanent im Strahlengang, führt dies zu einer gelben Farbwiedergabe. Die Optik wird dadurch für die Weißlichtendoskopie unbrauchbar. Der Filter könnte jedoch mit Hilfe eines Aktuators in den Strahlengang hinein bzw. aus dem Strahlengang heraus bewegt werden. Somit wäre das Endoskop für die Fluoreszenzendoskopie sowie für die Weißlichtendoskopie geeignet. Die Realisierung der Bewegung eines Filters kann analog zur Bewegung einer Blende (s. Variable Blende) erfolgen. Es bestehen die Optionen einer Translations- und einer Rotationsbewegung, für deren Erzeugung jeweils ein Aktuator nötig ist [Klei09].

Variable Blickrichtung

Starre Endoskope haben im Gegensatz zu flexiblen Endoskopen eine feste Blickrichtung. Der Anwender hält heute mehrere Endoskope mit verschiedenen Blickrichtungen vor und wechselt die Blickrichtung, indem er während des Einsatzes das Gerät wechselt. Durch eine Optik mit variabler Blickrichtung könnten Kosten und Zeit für das Wechseln und die Beschaffung von Endoskopen unterschiedlicher Blickrichtungen gespart werden.

Grundsätzlich gibt es zwei unterschiedliche Arten einer veränderbaren Blickrichtung. Eine variable Blickrichtung bezeichnet die stufenlose Verstellung der Blickrichtung. Ein solches Konzept wurde bereits in einem Gerät der Firma Storz umgesetzt [Hoeg10, Stor10]. Die Bewegung des optischen Elements erfolgt in diesem Fall jedoch nicht mit Hilfe eines Aktuators, sondern manuell.

Die Firma Olympus hat ein alternatives Konzept erarbeitet, bei dem der Anwender zwischen zwei festen Blickrichtungen (z.B. 0° und 45°) umschalten kann. Diese Art einer Blickrichtungsverstellung wird als wechselbare Blickrichtung bezeichnet. Auch in diesem Fall erfolgt der Blickrichtungswechsel durch die Bewegung eines optischen Elements. Es handelt sich hierbei um einen Bewegungsvorgang mit zwei definierten Endpositionen, die den beiden Blickrichtungen entsprechen. Die Bewegung des optischen Elements wird in diesem Fall mit Hilfe eines Aktuators realisiert. Ein solches Konzept wurde im Vorfeld im Rahmen einer Diplomarbeit erfolgreich umgesetzt [Abel09].

2 Bewertung und Auswahl von Aktuator-Prinzipien

In diesem Abschnitt wird ein Anforderungsprofil für Aktuatoren in medizinischen Videoendoskopen aufgestellt. Bekannte Aktuator-Technologien werden auf die Erfüllung der im Anforderungsprofil definierten Randbedingungen hin geprüft und bewertet. Auf Basis dieser Bewertung erfolgt die Auswahl von Aktuator-Wirkprinzipien, die für eine Umsetzung im Rahmen dieser Arbeit geeignet sind.

2.1 Anforderungsprofil für Aktuatoren in Videoendoskopen

Grundlage für die Bewertung, Auswahl und Umsetzung von Aktuator-Technologien für medizinische Videoendoskope sind die folgenden Randbedingungen. Diese wurden in Zusammenarbeit mit den Abteilungen Mechanik, Elektronik, Optik und Marketing der Firma Olympus aufgestellt.

- **Allgemeine Randbedingungen**
 - Wiederaufbereitbarkeit
 - Maximale Außentemperatur des Gerätes
 - Minimale Lebensdauer (minimale Anzahl Schaltvorgänge)
- **Elektronische Randbedingungen**
 - Maximale elektrische Betriebsspannung
 - Maximaler elektrischer Betriebsstrom
- **Mechanische Randbedingungen**
 - Minimaler Hub
 - Minimale Kraft
 - Maximale Dauer eines Schaltvorgangs
 - Präzision der Schaltvorgänge
 - Art und Richtung der Bewegung
 - Bauraum

2.1.1 Allgemeine Randbedingungen

Wiederaufbereitbarkeit

Bei den betrachteten Videoendoskopen handelt es sich um medizinische Geräte. Diese müssen sich nach der Benutzung aufbereiten, also säubern, desinfizieren und sterilisieren lassen. Der Produktstandard für Videoendoskope der Firma Olympus sieht das Autoklavieren als Aufbereitungsverfahren vor. Dabei werden die Geräte mit Wasserdampf bei 136 °C und einem Druck von 2,3 bar über eine Dauer von 5 Minuten sterilisiert. Daraus ergibt sich die Anforderung, dass alle Aktuatoren bis mindestens 136 °C temperaturfest sein müssen. Da die Integration der Aktuatoren im Innern eines hermetisch verschlossenen Raumes vorgesehen ist, kommen diese nicht mit dem Wasserdampf in Kontakt. Es ergeben sich daher keine besonderen Forderungen hinsichtlich einer Resistenz gegenüber Feuchtigkeit und Druck [Abel09, Klei09].

Maximale Außentemperatur des Gerätes

Medizinische Endoskope kommen in Kontakt mit dem Gewebe des Patienten. Eine maximale Außentemperatur des Gerätes darf nicht überschritten werden, da das Gewebe ansonsten geschädigt wird. Diese Temperatur ist in der Norm IEC 60601-1 [IEC02] festgelegt. Für den vorliegenden Fall beträgt die maximale Außentemperatur des Gerätes 43 °C. Für Aktuatoren, die sich im Endoskop befinden, ergibt sich daraus die Forderung einer möglichst geringen Erwärmung infolge von Verlustleistung. Die Verlustleistung darf nicht zu einem Überschreiten der maximalen Außentemperatur führen. Die maximale Verlustleistung kann mit 0,1 W bis 0,2 W im distalen Teil (Gerätespitze) und mit bis zu 1 W im proximalen Teil (Handgriff) des Gerätes festgelegt werden. Es handelt sich hierbei um Erfahrungswerte, die im Rahmen der Integration anderer elektrischer Komponenten (z.B. Bildaufnehmer) ermittelt wurden.

Minimale Lebensdauer

Die Aktuator-Lebensdauer wird durch eine minimale Anzahl möglicher Schaltvorgänge beschrieben. Erst nach Erreichen dieser Lebensdauer dürfen die Aktuatoren ihre Funktionalität verlieren. Folgende Faktoren müssen berücksichtigt werden:

- Produktlebensdauer eines Videoendoskops: 4 Jahre
- Einsätze des Endoskops pro Jahr: 250 (250 Arbeitstage, 1 Einsatz pro Tag)
- Sicherheitsfaktor: 2,5

Es kann davon ausgegangen werden, dass die verschiedenen Applikationen unterschiedlich häufig genutzt werden:

- 100 Schaltvorgänge pro Einsatz des Gerätes: (Auto)Fokus-Funktion, variable Blende, bewegliche Filter und variable Blickrichtung
- 25 Schaltvorgänge pro Einsatz des Gerätes: Optischer Zoom und Makro-Funktion

Für eine (Auto)Fokus-Funktion, variable Blenden, bewegliche Filter und eine variable Blickrichtung ergeben sich daraus eine erforderliche Mindestlebensdauer von 250.000 Schaltvorgängen und für einen optischen Zoom sowie eine Makro-Funktion von 62.500 Schaltvorgängen.

2.1.2 Elektronische Randbedingungen

Maximale elektrische Betriebsspannung

Die maximal zulässige elektrische Betriebsspannung, mit der ein Aktuator betrieben werden kann, ist ebenfalls in der Norm IEC 60601-1 festgelegt. Diese Betriebsspannung beträgt unter Berücksichtigung der im Endoskop vorhandenen elektrischen Isolationsstrecken 60 V bei Gleichstrom bzw. 42,4 V Spitzenwert bei Wechselstrom.

Maximaler elektrischer Betriebsstrom

Der maximale elektrische Betriebsstrom, mit dem ein Aktuator betrieben werden kann, ist durch den im Endoskop integrierten Controller begrenzt. Dieser stellt einen maximalen Strom von 0,5 A zur Verfügung. Es ist wünschenswert, dass dieser Wert nicht überschritten wird, da ansonsten zusätzliche Änderungen am Controller notwendig sind.

2.1.3 Mechanische Randbedingungen

Minimaler Hub

Die minimale Größe des Stellwegs ist abhängig von der umzusetzenden Applikation. Zur Realisierung der (Auto)Fokus-Funktion, Zoom-Funktion, variabler Blenden und beweglicher Filter müssen optische Elemente um 0,3 mm bis 1 mm verschoben werden. Eine variable Blickrichtung bedingt die Verschiebung eines Prismas um bis zu 2 mm.

Variable Blenden und bewegliche Filter können alternativ auch rotierend verschoben werden. Der Rotationsradius beträgt dann 1 mm.

Minimale Kraft

Während der Nutzung des Endoskops sind Beschleunigungen von $5 \cdot g$ bis $6,2 \cdot g$ [Schr05] an der Endoskopspitze zu erwarten. Die durch den Aktuator aufzubringenden minimalen Kräfte sind von der zu bewegenden Masse abhängig. Die Masse unterscheidet sich deutlich in Bezug auf die jeweilige Anwendung und in Bezug auf den Typ des Endoskops. Im Fall einer variablen Blickrichtung für Endoskope mit einem Außendurchmesser von 10 mm beträgt die Masse der zu bewegenden Elemente 2 g. Die Umsetzung einer Fokus-Funktion in Endoskopen mit einem Außendurchmesser von 5,4 mm bedingt die Bewegung einer Masse von 0,05 g. Daraus resultieren Kräfte im Bereich von 3 mN bis 122 mN.

Maximale Dauer eines Schaltvorgangs

Die maximal zulässige Dauer eines Schaltvorgangs richtet sich nach dem menschlichen Wahrnehmungsvermögen. Ab einer Bildfolge von 50 Bildern pro Sekunde ist eine flimmerfreie Wahrnehmung gewährleistet [Rund09]. Eine Bildwiederholrate von 50 Hz entspricht einem zeitlichen Abstand von 20 ms zwischen den einzelnen Bildern. Es ist wünschenswert, dass der Benutzer des Endoskops den Schaltvorgang nicht wahrnimmt. In diesem Fall ist eine Schaltzeit von 20 ms nötig. Eine Schaltzeit von maximal 20 ms ist in vielen Fällen allerdings nur schwer realisierbar. Bei längeren Schaltzeiten ist die Funktionalität dennoch gegeben. Es resultiert ausschließlich eine Einschränkung des Komforts. Daher ist eine Schaltzeit von 20 ms keine verpflichtende Randbedingung.

Präzision und Wiederholgenauigkeit des Erreichens der Soll-Position

Die Lageabweichung des optischen Elements von der Soll-Position nach abgeschlossenem Schalten definiert die Präzision eines Schaltvorgangs. Weiterhin legt die Wiederholgenauigkeit fest, mit welcher Lageabweichung eine Soll-Position wiederholt innerhalb einer

Folge von Schaltvorgängen erreicht wird. Die maximal zulässige Lageabweichung beträgt in beiden Fällen 1 % des Hubs.

Art und Richtung der Bewegung

Folgende Anwendungen bedingen eine Linearbewegung entlang der optischen Achse:

- (Auto)Fokus-Funktion
- Optischer Zoom / Makro-Funktion

Mit Hilfe einer Linearbewegung senkrecht zur optischen Achse lassen sich folgende Funktionen realisieren:

- Variable Blende
- Schwenkbarer Filter
- Variable Blickrichtung

Alternativ ermöglicht eine Rotationsbewegung um die optische Achse oder um eine dazu parallele Achse die folgenden Anwendungen:

- Variable Blende
- Schwenkbarer Filter

Es wird deutlich, dass bei der Umsetzung optischer Funktionalitäten in Videoendoskopen die Erzeugung von Linearbewegungen von Interesse ist. Rotationsbewegungen können lediglich als Alternative betrachtet werden und sind nur dann sinnvoll, wenn sich dadurch eine Reduzierung des Umsetzungsaufwands ergibt.

Bauraum

Der Bauraum ist der freie Raum im Inneren des Endoskops, der für die Integration eines Aktuators zur Verfügung steht. Es wird ausschließlich eine Integration im distalen Teil des Gerätes betrachtet. Der proximale Teil bietet zwar einen deutlich größeren Bauraum, eine Integration im Handgriff hätte jedoch eine Vielzahl von Nachteilen: Der Aktuator würde sich außerhalb des hermetischen Raumes befinden und würde somit während des Reinigungsprozesses mit Feuchtigkeit in Kontakt kommen. Außerdem müsste eine Verbindung zwischen dem Aktuator im proximalen Teil und dem zu bewegenden optischen Element im distalen Teil geschaffen werden. Dafür nötige Verbindungselemente sind verschleißanfällig und reduzieren den Raum für die Lichtleitfasern. Darüber hinaus ist die Durchdringung des hermetischen Verschlusses durch die Verbindungselemente nötig. Es besteht die Gefahr, dass der hermetische Raum seine Integrität verliert. Alternativ besteht die Möglichkeit, die Verbindung mit Hilfe einer Magnetkupplung zu realisieren, ohne dass dabei der hermetische Verschluss durchdrungen werden muss. Eine Magnetkupplung würde jedoch den Raum für Lichtleitfasern weiter reduzieren.

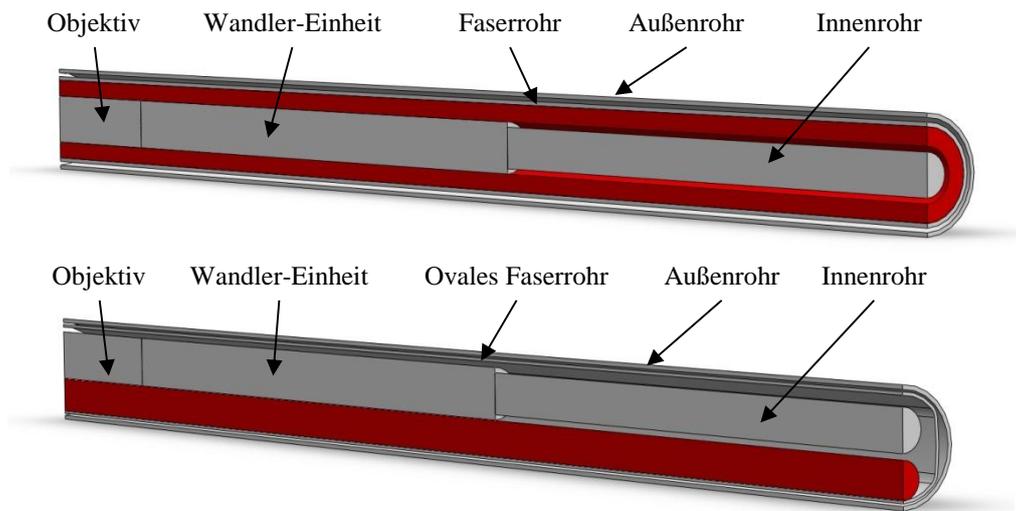


Abbildung 2-1: Schematischer Aufbau der distalen Gerätespitze eines Videoendoskops mit zentrierter (oben) und dezentrierter optischer Achse (unten). Grau: Bauraum reduzierende Baugruppen und -elemente. Rot: Bauraum, der für die Integration eines Aktuators zur Verfügung steht

Der in der distalen Gerätespitze für einen Aktuator zur Verfügung stehende Bauraum wird durch die in Abbildung 2-1 dargestellten Baugruppen und Bauelemente eingeschränkt. Das Objektiv konditioniert das Bild für die Aufnahme und die Umwandlung in ein elektrisches Signal durch die Wandler-Einheit. Im Inneren des Innenrohrs befinden sich die Elemente zur Übertragung des elektrischen Signals von der Gerätespitze zum Handgriff. Das Faserrohr schließt zusammen mit dem Außenrohr einen Raum ein, in dem Lichtleitfasern zur Gerätespitze geführt werden, die der Beleuchtung des zu betrachtenden Gegenstands dienen.

In den meisten Fällen ist ein Videoendoskop so aufgebaut, dass die Bauteile konzentrisch zueinander angeordnet sind (Abbildung 2-1, oben). Für einen solchen Aufbau ergibt sich ein ringförmiger Bauraum, dessen Maße wie folgt sind:

- Endoskop mit 10 mm Außendurchmesser: Innendurchmesser des Bauraums 3,5 mm, Außendurchmesser des Bauraums 8 mm
- Endoskop mit 5,4 mm Außendurchmesser: Innendurchmesser des Bauraums 1,6 mm, Außendurchmesser des Bauraums 4,2 mm

Es ist möglich, die Bauteile im Inneren des Faserrohrs, orthogonal zur optischen Achse zu verschieben (Abbildung 2-1, unten). Damit auch bei dieser Variante ausreichend Raum für die Lichtleitfasern zur Verfügung steht, muss ein ovales Faserrohr verwendet werden. Es ergibt sich ein zylinderförmiger Bauraum mit folgenden Durchmessern:

- Endoskop mit 10 mm Außendurchmesser: Durchmesser des Bauraums 4,6 mm
- Endoskop mit 5,4 mm Außendurchmesser: Durchmesser des Bauraums 2 mm

Die Länge der Bauräume für Endoskope mit einem Außendurchmesser von 10 mm und 5,4 mm beträgt einheitlich maximal 300 mm.

2.1.4 Anforderungsliste

Art	Forderung	Wert
	Allgemeine Anforderungen	
M	Temperaturfestigkeit der Aktuatoren	$\geq 136 \text{ }^\circ\text{C}$
F	Maximale Außentemperatur des Geräts bei der Anwendung	$\leq 43 \text{ }^\circ\text{C}$
F	Minimale Lebensdauer (Anzahl Schaltvorgänge)	≥ 250.000
	<ul style="list-style-type: none"> • Fokus, variable Blenden, bewegliche Filter, variable Blickrichtung • optischer Zoom, Makro-Funktion 	≥ 62.500
	Elektronische Randbedingungen	
F	Maximale elektrische Gleichspannung	$\leq 60 \text{ V}$
F	Maximale elektrische Wechselspannung (Spitzenwert)	$\leq 42,4 \text{ V}$
W	Maximaler elektrischer Betriebsstrom	$\leq 0,5 \text{ A}$
F	Maximale Verlustleistung (in der Gerätespitze, Dauerbetrieb)	$\leq 0,1 \text{ W}$
	Mechanische Randbedingungen	
M	Minimaler Hub s	(0,3 ... 2) mm
M	Minimale Kraft F	(3 ... 122) mN
W	Maximale Dauer eines Schaltvorgangs	$\leq 20 \text{ ms}$
M	Präzision und Wiederholgenauigkeit des Erreichens der Soll-Position	$\leq 1 \%$ des Hubs
M	Maximale Aktuator-Maße:	
	Endoskope mit 10 mm Außendurchmesser (ringförmiger Bauraum):	
	<ul style="list-style-type: none"> • Außendurchmesser • Innendurchmesser • Länge 	$\leq 8 \text{ mm}$ $\leq 3,5 \text{ mm}$ $\leq 300 \text{ mm}$
	Endoskope mit 10 mm Außendurchmesser (zylinderförmiger Bauraum):	
	<ul style="list-style-type: none"> • Durchmesser • Länge 	$\leq 4,6 \text{ mm}$ $\leq 300 \text{ mm}$
	Endoskope mit 5,4 mm Außendurchmesser (ringförmiger Bauraum):	
	<ul style="list-style-type: none"> • Außendurchmesser • Innendurchmesser • Länge 	$\leq 4,2 \text{ mm}$ $\leq 1,6 \text{ mm}$ $\leq 300 \text{ mm}$
	Endoskope mit 5,4 mm Außendurchmesser (zylinderförmiger Bauraum):	
	<ul style="list-style-type: none"> • Durchmesser • Länge 	$\leq 2 \text{ mm}$ $\leq 300 \text{ mm}$

F: Festanforderung M: Mindestanforderung W: Wunschanforderung

Tabelle 2-1: Anforderungsliste für Aktuatoren in medizinischen Videoendoskopen

Die Randbedingungen werden in einer Anforderungsliste nach den Richtlinien VDI 2221 und VDI 2247 zusammengefasst [Pahl93, VDI94]. Diese Liste dient im Folgenden der Bewertung und der Auswahl für Videoendoskope geeigneter Aktuatoren.

2.2 Bewertung von Aktuator-Prinzipien

Eine Zusammenstellung von Tabellen, die die Ergebnisse der Bewertung zusammenfassen, befindet sich in Anhang A1.

2.2.1 Elektromagnetische Aktuatoren

Das elektromagnetische Aktuator-Prinzip beruht auf den Wechselwirkungen zwischen Magnetfeldern. Dabei können die Magnetfelder von Permanentmagneten oder von Elektromagneten erzeugt werden [Lees08]. Grundsätzlich werden elektromagnetische Aktuatoren in zwei Gruppen unterteilt, die auf unterschiedlichen physikalischen Grundlagen basieren. Die elektrodynamischen Aktuatoren nutzen die Lorentzkraft. Diese Gruppe umfasst vor allem Elektromotoren (Gleichstrommotoren und Wechselstrommotoren) und Tauchspulmotoren. Die zweite Gruppe elektromagnetischer Aktuatoren basiert auf der Reluktanzkraft. Dieses Prinzip findet häufig bei Linearverstellern und Reluktanz-Motoren Anwendung.

Elektromotoren und Tauchspulmotoren erfüllen einen Großteil der definierten Randbedingungen. Ihre elektrischen Betriebsparameter (Betriebsstrom, -spannung und Verlustleistung) sind vergleichsweise gering. Die Verwendung von Getrieben ermöglicht hohe Drehmomente und Kräfte. Weiterhin lässt sich mit Hilfe von Getrieben jede Art von Bewegung realisieren. Elektrodynamische Aktuatoren verfügen zudem in der Regel über eine hohe Lebensdauer. Allerdings sind autoklavierbare, kommerziell erhältliche Elektromotoren aufgrund ihrer großen Durchmesser lediglich für die Integration im Handgriff geeignet. Die Firma Dr. Fritz Faulhaber bietet einen Mikromotor mit einem Außendurchmesser von 2 mm an, dieser weist jedoch nicht die geforderte Temperaturfestigkeit auf [Faul10].

Linearversteller auf Basis der Reluktanzkraft haben den Vorteil, dass das Design des magnetischen Kreises eine Vielzahl von Variationsmöglichkeiten bietet. Der Aufbau solcher Aktuatoren lässt sich an die Geometrie eines vorhandenen Systems anpassen. Somit sind Reluktanz-Aktuatoren gut für kleine Bauräume geeignet. Weiterhin können die Komponenten und die verwendeten Werkstoffe so gewählt werden, dass die Autoklavierbarkeit gewährleistet ist. Der Nachteil solcher Aktuatoren ist jedoch, dass der Betriebsstrom und somit die Verlustleistung und die Erwärmung während des kontinuierlichen Betriebs vergleichsweise groß sind. Der hohen Erwärmung kann entgegengewirkt werden, indem diskrete Positionen leistungslos gehalten werden. Diese Betriebsart ermöglicht allerdings keine kontinuierlichen Bewegungen. Ein besonderer Fall eines solchen Systems ist ein bistabiler Aktuator [Knut78]. Dieser verfügt über zwei leistungslos gehaltene Positionen. Eine Positionierung des Läufers zwischen diesen beiden Endlagen ist nicht möglich. Ein bistabiler Aktuator verfügt somit über eine eingeschränkte Bewegungsfreiheit im Vergleich zu mehrstufigen Linearverstellern. In den Endlagen können jedoch mit Hilfe von mechanischen Anschlägen Haltekräfte aufgebaut werden, während die Kräfte in den diskreten Positionen mehrstufiger Aktuatoren Null sind. Somit ist bei einem bistabilen System kein Lageausgleich nötig, der besonders bei optischen Anwendungen stört.

2.2.2 Piezoelektrische Aktuatoren

Der piezoelektrische Effekt basiert auf der Eigenschaft kristalliner Materialien, bei mechanischer Deformation elektrische Ladungen freizusetzen. Der inverse piezoelektrische Effekt besagt, dass sich das kristalline Material mechanisch verformt, wenn ein elektrisches Feld auf den Kristall wirkt [Lees10]. Die piezoelektrische Aktuator-Technologie nutzt den inversen piezoelektrischen Effekt. Die folgende Bewertung umfasst piezoelektrische Stapel-Aktuatoren, Biege wandler und Motoren.

Die Betriebsspannung piezoelektrischer Aktuatoren überschreitet in der Regel die hier maximal zulässige Spannung. Dies ist vor allem bei Stapel-Aktuatoren der Fall. Ihre Betriebsspannungen liegen im Bereich von 50 V bis 1000 V [Kasp07]. Der Betrieb von Stapel-Aktuatoren mit Spannungen unterhalb von 60 V ist nicht sinnvoll, da hierdurch der ohnehin kleine Hub (10 μm bis 150 μm) [Kasp07] weiter reduziert würde. Der Hub lässt sich mit Hilfe von Wegvergrößerungssystemen (WVS) und durch den Einsatz sehr großer Stapel erhöhen. Für einen Stapel-Aktuator mit WVS, der die Randbedingungen hinsichtlich des Hubs und der elektrischen Spannung erfüllt, ist der nötige Bauraum allerdings nicht vorhanden. Vorteilhafte Eigenschaften piezoelektrischer Stapel-Aktuatoren sind die hohen Stellkräfte, die hohe Dynamik und die Temperaturfestigkeit oberhalb von 136 °C.

Piezoelektrische Biege wandler ermöglichen im Vergleich zu Stapel-Aktuatoren große Stellwege. Der Hub erreicht am Aktuator-Ende sein Maximum. Die Hebelfunktion der Biege wandler führt jedoch dazu, dass die am Aktuator-Ende erzeugten Kräfte vergleichsweise gering sind. Dennoch erfüllen sie die Randbedingungen. Die nötige Betriebsspannung entspricht der von Stapel-Aktuatoren. Es ist allerdings möglich, die Spannung auf 60 V zu reduzieren. Um weiterhin ausreichend große Stellwege realisieren zu können, muss die Länge des Biege wandlers erhöht werden. Dies führt zu einer Reduzierung der Stellkräfte. Es lässt sich ein piezoelektrischer Biege wandler umsetzen, der die Anforderungen hinsichtlich Betriebsspannung, Hub und Kraft erfüllt (s. Anhang A2). Dieser Aktuator ist darüber hinaus bis mindestens 136 °C temperaturfest und somit grundsätzlich für die Integration in medizinischen Videoendoskopen geeignet. Seine Baugröße ist ebenfalls ausreichend klein, sodass ein Einsatz in Geräten mit 10 mm Außendurchmesser möglich ist. Mit Hilfe von piezoelektrischen Biege wandlern lassen sich jedoch nur Bewegungen senkrecht zur optischen Achse erzeugen. Eine Bewegungsumwandlung mit Getrieben ist möglich, der Bauraum für ein Getriebe aber nur sehr gering. Auch Biege wandler verfügen über eine hohe Dynamik.

Der am häufigsten Anwendung findende Typ piezoelektrischer Motoren ist der sogenannte Ultraschallmotor. Er wird vor allem in hochwertigen Objektiven für Kameras für die (Auto)Fokus-Funktion eingesetzt. Im Vergleich zu Stapel-Aktuatoren und Biege wandlern lassen sich mit piezoelektrischen Motoren nur geringe Stellgeschwindigkeiten realisieren. Der Vorteil von Ultraschallmotoren ist jedoch die Möglichkeit der Erzeugung kontinuierlicher Bewegungen. Weiterhin führt der Formschluss der Piezokeramiken mit dem bewegten Element des Motors (Läufer) dazu, dass jede Lage des Läufers leistungslos mit einer Blockierkraft, die größer Null ist, gehalten werden kann. Diese Eigenschaft macht Ultraschallmotoren besonders interessant für optische Anwendungen, da kein Lageausgleich nötig ist. Heute auf dem Markt erhältliche piezoelektrische Motoren sind jedoch nicht für

die Integration in Videoendoskopen geeignet, da sie keine Temperaturfestigkeit bis mindestens 136 °C aufweisen und ihre Baugröße nicht ausreichend klein ist. Der derzeit kleinste verfügbare Ultraschallmotor (New Scale Technologies SQL-RV-1.8 Reduced Voltage Squiggle RV linear drive system) hat folgende Maße: (2,8 x 2,8 x 6) mm mit Gehäuse und (1,8 x 1,8 x 6) mm ohne Gehäuse [NewS10A]. Damit ist dieser Motor für eine Integration in Endoskopen mit 5,4 mm Außendurchmesser nicht geeignet.

2.2.3 Elektrostatische Aktuatoren

Elektrostatische Aktuatoren gehören wie piezoelektrische Aktuatoren zur Gruppe der kapazitiven Aktuatoren. Das Prinzip basiert auf den Wechselwirkungen zwischen ruhenden Ladungen. Ein elektrisches Feld zwischen zwei Elektroden bewirkt eine Kraft auf die Elektroden und führt zu einer Bewegung. Alternativ kann die Kraft auf ein Dielektrikum, das sich zwischen den Elektroden befindet, ausgeübt werden.

Es gibt eine Vielzahl elektrostatischer Aktuator-Typen. Zu nennen sind u.a. elektrostatische Platten-Aktuatoren, Polymer-Stapel, Biegeelemente [Ball09] und Motoren [Mesc04]. Diese werden in MEMS, Mikropumpen, Mikrozyllindern usw. eingesetzt [Jano92]. Im Fall dieser Mikroanwendungen beträgt der Hub typischerweise 1 µm bis 100 µm [Jano92]. Elektrostatische Aktuatoren verfügen in der Regel über einen Stellweg von weniger als 10 µm [Ball09, Lees10]. Weiterhin sind die Betriebsspannungen wie bei piezoelektrischen Aktuatoren sehr hoch. Um die geforderten Kräfte und Stellwege realisieren zu können, sind Spannungen im kV-Bereich nötig. Elektrostatische Aktuatoren sind daher nicht für die Umsetzung optischer Funktionalitäten in medizinischen Videoendoskopen geeignet.

2.2.4 Fluidische Aktuatoren

Zur Gruppe der fluidischen Aktuatoren gehören pneumatische und hydraulische Aktuatoren. Ihr Funktionsprinzip basiert auf der Verdichtung bzw. Verdrängung eines Fluids (Luft, Öl, Wasser o.ä.) mittels Kompressoren und Pumpen. Die Leistungsübertragung zum Arbeitselement erfolgt über Schlauch- und Rohrleitungen. Die am häufigsten Anwendung findenden Arbeitselemente liegen in Form von Zylindern vor. Sie erzeugen eine Kraft und eine Linearbewegung und können somit als Aktuator angesehen werden. Weiterhin existieren pneumatische und hydraulische Motoren, die ein Drehmoment und eine Rotationsbewegung erzeugen [Heim07, Iser08].

Es ist ausreichend, nur das Arbeitselement und die Zuleitungen im Endoskop zu integrieren. Die Verdichtung des Fluids kann außerhalb erfolgen. Es bietet sich an, die in den meisten Krankenhäusern vorhandene Druckluftversorgung zu nutzen. Alternativ können auch Druckluftflaschen verwendet werden. Auf diese Weise können hohe Kosten für die Verdichtungsrichtung eingespart werden. Für hydraulische Systeme ist hingegen eine eigene Versorgung vorzusehen. Dies führt zu sehr hohen Kosten für das hydraulische Gesamtsystem und zu einem erheblichen Änderungsaufwand am Endoskop und am externen Videosystem, mit dem das Endoskop verbunden wird.

Nach jedem Einsatz des Endoskops muss dieses gereinigt (autoklaviert) werden. Dazu müsste der pneumatische bzw. der hydraulische Kreis geöffnet werden. Dies ist vor allem bei einer hydraulischen Aktuatorik problematisch, da das Fluid austreten kann. Weiterhin

ist die Verwendung der meisten Fluide aus medizinischer Sicht kritisch. Ausschließlich der Einsatz von Wasser ist denkbar. Wegen der oben aufgeführten Nachteile einer hydraulischen Aktuatorik wird diese als ungeeignet für den Einsatz in medizinischen Endoskopen eingestuft und von den weiteren Betrachtungen ausgeschlossen.

Für die Integration in der Endoskopspitze eignen sich ausschließlich pneumatische Zylinder. Der Einsatz pneumatischer Motoren ist aufgrund ihrer Baugröße nicht möglich. Der minimale Außendurchmesser kommerzieller pneumatischer Zylinder beträgt 3 mm [Bosc10]. Damit ist ein Einbau in Endoskopen mit 5,4 mm Außendurchmesser ausgeschlossen. Eigene Entwicklungen könnten eine kleinere Baugröße aufweisen. Allerdings ist zu berücksichtigen, dass die erzeugte Kraft quadratisch mit dem Durchmesser abnimmt. Die Abnahme der Reibkraft (Dichtungen, Eigenreibung usw.) erfolgt hingegen nur linear. Die nutzbare Kraft wird dadurch deutlich reduziert. Darüber hinaus ist die Integration der nötigen Versorgungsleitungen innerhalb des Verbindungsschlauchs zwischen dem Endoskop und dem externen Videosystem problematisch. Der Verbindungsschlauch sollte möglichst flexibel sein, damit die Ergonomie des Operateurs nicht eingeschränkt wird. Eine zusätzliche Versorgungsleitung in seinem Inneren würde den Schlauch versteifen. Daher wird eine pneumatische Aktuatorik für die Umsetzung optischer Funktionalitäten in medizinischen Videoendoskopen ebenfalls als ungeeignet eingestuft.

2.2.5 Thermische Aktuatoren

Aus der Gruppe der thermischen Aktuatoren werden im Folgenden Formgedächtnislegierungen und Thermobimetalle betrachtet. Formgedächtnislegierungen (FGL) basieren auf dem sogenannten Formgedächtniseffekt bestimmter Legierungen wie z.B. NiTi. Wird ein solches Material im kalten Zustand plastisch verformt, erfolgt beim Aufwärmen über eine bestimmte Mindesttemperatur eine Gefügeumwandlung. Die Legierung kehrt in ihre ursprüngliche Form zurück. Daraus resultieren eine Kraft und eine Verschiebung [Lees08].

Das Funktionsprinzip von Thermobimetallen basiert auf der Verformung fester Materialien, die von einer Temperaturänderung hervorgerufen wird. Es wird eine Materialpaarung mit unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten verwendet. Die unterschiedlichen Ausdehnungen der beiden Materialien führen bei Temperaturänderungen zu einer mechanischen Spannung, die wiederum eine Kraft und eine Auslenkung des Bimetalls bewirkt [Lees08].

Typische Anwendungen thermischer Aktuatoren sind Thermoschalter und Thermosicherungen [Heim07, Iser08]. Dies zeigt, dass FGL und Thermobimetalle vor allem für Bewegungsvorgänge mit nur zwei Positionen geeignet sind [Jend98]. Kontinuierliche Bewegungen sind schwer realisierbar, da Temperaturschwankungen zu einer Abweichung von der Soll-Position führen. Eine Regelung könnte die Position nur mit großer zeitlicher Verzögerung nachführen. Die Vorteile thermischer Aktuatoren liegen hingegen in der kostengünstigen Bauteilbeschaffung und in der leichten Handhabung. Weiterhin lassen sich mit ihnen die geforderten Kräfte und Stellwege erzeugen und ihre Baugröße kann so ausgelegt werden, dass sie für eine Integration in Endoskopen mit 5,4 mm Durchmesser geeignet sind.

Die Erwärmung thermischer Aktuatoren, die zu einer Erwärmung des Endoskops führt, ist problematisch. Typische Betriebstemperaturen von FGL und Thermobimetallen betragen bis zu 120 °C (FGL) [Dyna08, Gümp04, Nußk95] bzw. 130 °C (Thermobimetalle) [DIN83]. Selbst wenn die Aktuatoren sehr klein sind und somit eine geringe Wärmekapazität besitzen, was ein schnelles Aufwärmen und Abkühlen ermöglicht, besteht die Gefahr, dass lokale Temperaturen entstehen, die das zulässige Maximum überschreiten. Ein weiterer Nachteil thermischer Aktuatoren ist ihre hohe Schaltzeit. Diese beträgt bei Formgedächtnislegierungen mindestens 0,25 s bis 1 s [Dyna08]. Für einen Schaltvorgang mit Thermobimetallen sind noch höhere Schaltzeiten zu erwarten. Bei beiden Aktuator-Technologien hängt die minimale Schaltzeit maßgeblich davon ab, wie die Wärme während des Abkühlvorgangs abgeführt wird. Eine langsame Wärmeabfuhr kann zu einer Erhöhung der Schaltzeiten führen. Darüber hinaus ist die Lebensdauer von Formgedächtnislegierungen vergleichsweise gering. In den meisten Fällen umfasst diese maximal 100.000 Schaltzyklen (NiTi-Legierungen) [Gümp04, Nußk95]. Wenige Quellen geben größere Werte von bis zu "mehreren Millionen" [Dyna09] Schaltzyklen an.

2.2.6 Weitere Aktuator-Prinzipien

Neben den bereits aufgeführten Aktuator-Prinzipien gibt es weitere Technologien, die jedoch nicht im Bewertungsprozess berücksichtigt werden. Sie können im Vorfeld ausgeschlossen werden, da sie aufgrund deutlicher Nachteile nicht für eine Integration in Videoendoskopen geeignet sind.

Das Prinzip magnetostriktiver Aktuatoren ist mit dem piezoelektrischen Effekt vergleichbar. Es kommt zu einer Deformation bestimmter Materialien, wenn diese von einem magnetischen Feld durchflutet werden. Magnetostriktive Aktuatoren besitzen gegenüber piezoelektrischen den Nachteil, dass die Deformation und somit der Hub geringer sind. Weiterhin müssen starke Magnetfelder mit Hilfe von Spulen erzeugt werden, die zu einer vergleichsweise großen Baugröße magnetostriktiver Aktuatoren führen. Die resultierende Verlustleistung und Erwärmung ist erheblich größer als bei piezoelektrischen Aktuatoren.

Das thermopneumatische Prinzip ist eine Hybrid-Technologie aus thermischen und pneumatischen Elementen. Es basiert auf einer Volumenänderung durch die Aufwärmung von Gasen. Aktuatoren, die auf diesem Prinzip aufbauen, müssen nicht mit einer externen Druckluftversorgung betrieben werden. Es sind daher keine Versorgungsleitungen wie bei pneumatischen Systemen nötig, die vom Endoskop zum externen Videosystem geführt werden müssen. Thermopneumatische Aktuatoren besitzen jedoch die gleichen Nachteile wie thermische Stallelemente. Sie sind lediglich für Anwendungen mit zwei Lagen geeignet, die Erwärmung des Endoskops ist problematisch und die realisierbaren Schaltzeiten sind vergleichsweise lang.

Technologien mit aktiven Medien sind grundsätzlich nicht für eine Verwendung in medizinischen Endoskopen geeignet. Zu dieser Gruppe gehören elektrokinetische, elektrochemische und chemomechanische Aktuatoren sowie solche, die elektrorheologische oder magnetorheologische Flüssigkeiten nutzen. Die Biokompatibilität der entsprechenden Medien bzw. Fluide ist nicht gewährleistet. Daher würden sie eine Gefahr für den Patienten darstellen.

2.3 Auswahl geeigneter Aktuator-Prinzipien

Die Bewertung zeigt, dass keine universell einsetzbaren Aktuatoren verfügbar sind. Die einzigen kommerziell erhältlichen Aktuatoren, die für den Einsatz in medizinischen Videoendoskopen geeignet sind, sind piezoelektrische Biegeumformer der Firma Johnson Matthey. Allerdings ist ihre Einsatzmöglichkeit stark eingeschränkt.

In den meisten Fällen ist die Baugröße mit dem zur Verfügung stehenden Bauraum nicht vereinbar. Daher ist die Entwicklung neuer, an die speziellen Anforderungen angepasster Aktuatoren nötig. Dafür eignen sich die im Folgenden aufgeführten Technologien.

Elektromagnetische Aktuatoren weisen die höchste Übereinstimmung mit den Anforderungen auf. Vor allem die Möglichkeit, den magnetischen Kreis an die Geometrie des verfügbaren Bauraumes anzupassen, macht diese Technologie besonders wertvoll. Mit elektromagnetischen Linearantrieben lassen sich bei ausreichenden Kräften große Stellwege und hohe Stellgeschwindigkeiten realisieren. Der Einsatz von Permanentmagneten ermöglicht das leistungslose Halten definierter Lagen. Haltekräfte größer Null können allerdings nur mit zweistufigen Systemen erzielt werden. Der bedeutsamste Nachteil elektromagnetischer Aktuatoren ist die Erwärmung infolge eines dauerhaften Spulenbetriebs bei kontinuierlichen Bewegungen. Daher wird für die Umsetzung ein bistabiles System ausgewählt.

Aus der Gruppe piezoelektrischer Aktuatoren eignen sich Biegeumformer für Bewegungen senkrecht zur optischen Achse. Sie erzeugen große Stellwege und hohe Geschwindigkeiten. Piezoelektrische Ultraschallmotoren ermöglichen das leistungslose Halten mit Haltekräften größer Null in jeder Lage des Läufers. Daher sind sie am besten für die Erzeugung kontinuierlicher Bewegungen in optischen Systemen geeignet.

Formgedächtnislegierungen bieten trotz der aufgeführten Nachteile besondere Vorzüge. FGL-Drähte lassen sich mit sehr kleinen Durchmessern (25 μm [Dyna08]) herstellen und sind aufgrund ihrer Drahtform sehr flexibel einsetzbar. Außerdem sind die erzeugten Kräfte im Vergleich zu anderen Aktuator-Technologien verhältnismäßig groß. Dort, wo der Bauraum für elektromagnetische und piezoelektrische Aktuatoren zu gering ist, sollte der Einsatz von FGL geprüft werden.

3 Entwicklung bistabiler Reluktanz-Linearantriebe

Das folgende Kapitel befasst sich mit der Entwicklung eines bistabilen Linearantriebs, der speziell an die Anforderungen für medizinische Videoendoskope angepasst ist. Zunächst wird das Funktionsprinzip theoretisch betrachtet und der grundsätzliche Aufbau eines solchen Aktuators festgelegt. Anschließend werden die elektromagnetischen Vorgänge des Systems simuliert und die Kraftkennlinien berechnet. Abschließend werden verschiedene Optimierungsmaßnahmen vorgestellt, die eine Verbesserung der Aktuator-Parameter zum Ziel haben.

3.1 Theoretische Betrachtung der Aktuator-Technologie

Der bistabile Reluktanz-Aktuator erzeugt eine diskrete Linearbewegung, die über zwei Positionen verfügt. Der Aktuator ist bistabil. Das bedeutet, dass die beiden Positionen im Ruhezustand gehalten werden, ohne dass elektrische Energie aufgebracht werden muss. Die Bewegung und das leistungslose Halten der beiden Positionen basieren auf der Reluktanzkraft.

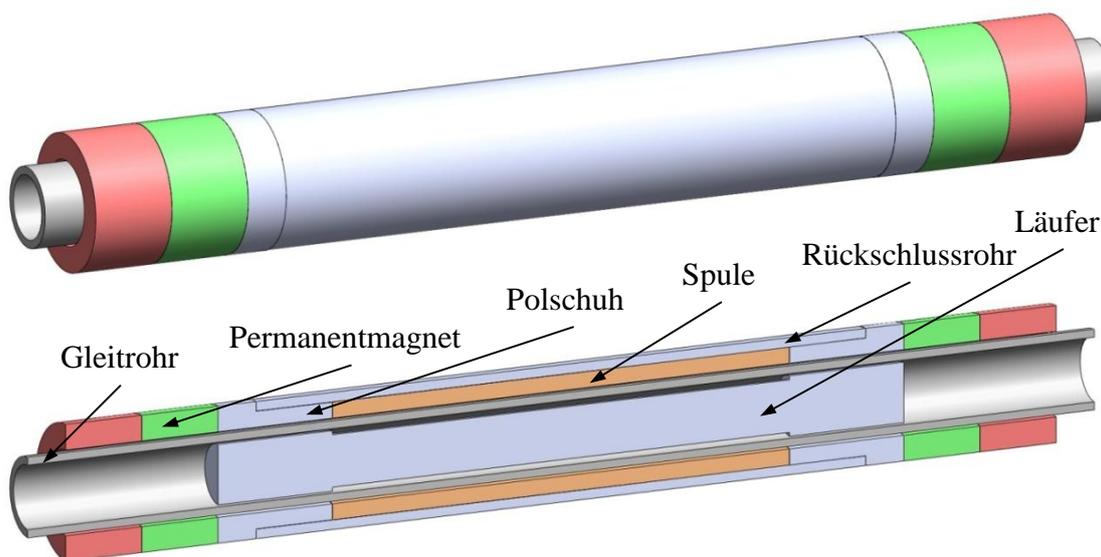


Abbildung 3-1: Schematischer Aufbau des bistabilen Reluktanz-Aktuators

Abbildung 3-1 zeigt den Aufbau des Aktuators. Dieser lässt sich in zwei Baugruppen unterteilen. Der feststehende Teil des Aktuators, der Stator, umfasst zwei Permanentmagnete mit unterschiedlicher Polarisationsrichtung, zwei Polschuhe, die über ein Rückschlussrohr miteinander verbunden sind, eine Spule und ein Gleitrohr. Der bewegliche Teil des Aktuators, der Läufer, besteht nur aus einem Bauteil, das sich im Inneren des Gleitrohres befindet.

Neben der Führung des Läufers im Inneren sorgt das Gleitrohr für optimale Gleitreibungseigenschaften zwischen beiden Elementen. Darüber hinaus nimmt es die Bauteile des Stators auf. Das Gleitrohr besteht aus einem paramagnetischen Material (z.B. Edelstahl 1.4301). Da dessen Permeabilität nahezu gleich mit der von Luft ist, wird das Gleitrohr im

Folgenden vernachlässigt und als Luftspalt zwischen Stator und Läufer behandelt. Der um das Gleitrohr reduzierte Aufbau des Aktuators ist in Abbildung 3-2 dargestellt:

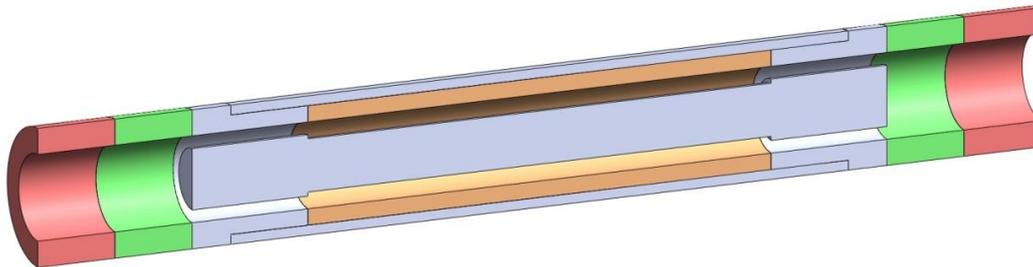


Abbildung 3-2: Um das Gleitrohr reduzierter Aufbau des bistabilen Reluktanz-Aktuators

Jeder der beiden Permanentmagnete erzeugt eine magnetische Flussdichte B im System (Abbildung 3-3). Es handelt sich hierbei um eine idealisierte Betrachtung, bei der Streuflüsse zunächst vernachlässigt werden. Aufgrund der entgegengesetzten Polarisationsrichtungen ist auch der Flussverlauf entgegengesetzt. Die magnetische Flussdichte eines Permanentmagneten ergibt sich mit

$$B = \mu_0 \cdot \mu_r \cdot H. \quad (3.1)$$

Hierbei ist μ_0 die magnetische Feldkonstante, μ_r die relative Permeabilität des Materials und H die Magnetfeldstärke. Die Berechnung eines Wertes für B ist abhängig von der Magnetisierungskennlinie und vom Arbeitspunkt des Permanentmagneten, worauf in Abschnitt 3.4 eingegangen wird.

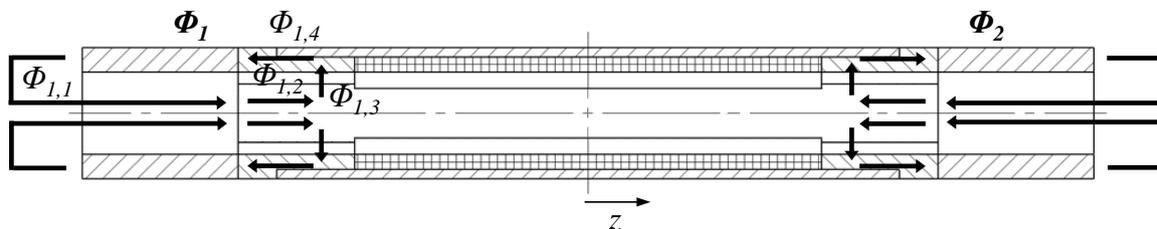


Abbildung 3-3: Magnetischer Fluss Φ im Aktuator bei zentrierter Läuferposition ($\Delta z = 0$ mm)

Der magnetische Fluss Φ , der über die Beziehung

$$\Phi = \int_A B \cdot dA \quad (3.2)$$

mit der magnetischen Flussdichte verknüpft ist, ist stets bestrebt, entlang des Weges des geringsten magnetischen Widerstands zu verlaufen.

Der magnetische Widerstand ist definiert als

$$R_m = \frac{l}{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot A} \quad (3.3)$$

l ist die wirksame Länge des Abschnitts mit konstanter wirksamer Querschnittsfläche A , durch den der magnetische Fluss fließt. Das Ersatzschaltbild des magnetischen Kreises für B_1 , das auf der Analogie zwischen magnetischem und elektrischem Feld basiert [Kall08], zeigt Abbildung 3-4.

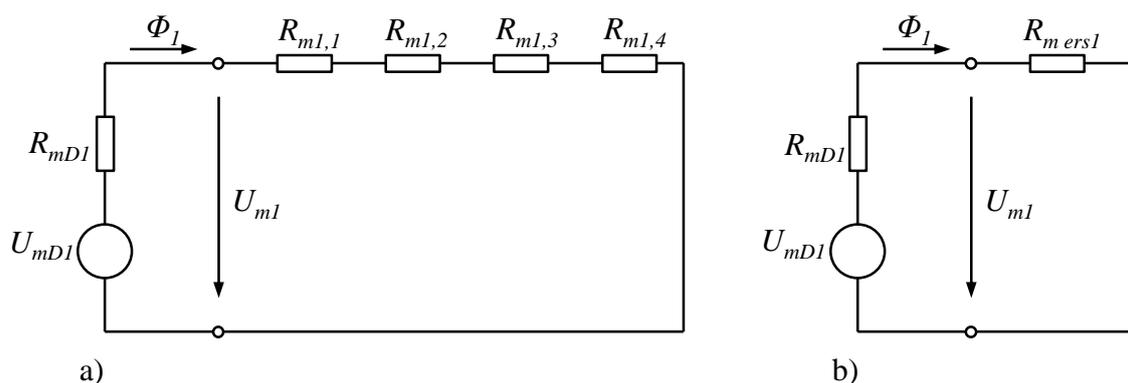


Abbildung 3-4: a) Ersatzschaltbild des magnetischen Kreises des linken Aktuator-Teils mit Φ_1 . b) Ersatzschaltbild mit magnetischem Ersatzwiderstand, der die Einzelwiderstände außerhalb der Spannungsquelle zusammenfasst

Der linke Permanentmagnet entspricht im Ersatzschaltbild der magnetischen Spannungsquelle U_{mD1} mit dem magnetischen Innenwiderstand R_{mD1} . Diese erzeugt den magnetischen Fluss, der zunächst eine vergleichsweise große Strecke in der Umgebungsluft zurücklegen muss ($\Phi_{1,1}$). Der magnetische Widerstand dieses Streckenabschnitts ist $R_{m1,1}$, wobei die relative Permeabilität von Luft $\mu_{r,Luft} \approx 1$ ist. Anschließend dringt der magnetische Fluss in den Läufer ein und verläuft entlang $\Phi_{1,2}$ mit dem magnetischen Widerstand $R_{m1,2}$. Der Läufer besteht aus einem ferromagnetischen Material mit einer relativen Permeabilität, die sehr viel größer ist als die von Luft (z.B. $\mu_{r,Eisen} = 2500$; maximale Permeabilität von Vacoflux 17, s. Anhang A4). Im Folgenden wird das ferromagnetische Material, aus dem die 'weichmagnetischen' Bauteile (Läufer, Statorpolschuhe und Rückschlussrohr) bestehen, als 'Eisen' bezeichnet.

$$\mu_{r,Eisen} \gg \mu_{r,Luft} \quad (3.4)$$

Aus (3.3) und (3.4) folgt, dass der magnetische Widerstand von Luft sehr viel größer ist als der magnetische Widerstand von Eisen:

$$R_{m,Luft} \gg R_{m,Eisen} \quad (3.5)$$

Da der magnetische Fluss stets bestrebt ist, entlang des Wegs des geringsten magnetischen Widerstands zu verlaufen, schließt sich der magnetische Kreis über den Luftspalt zwi-

schen dem Läufer- und dem Statorpolschuh. Der Luftspalt weist an dieser Stelle die geringste Breite und somit den geringsten magnetischen Widerstand $R_{m1,3}$ auf. Der magnetische Fluss im Luftspalt ist mit $\Phi_{1,3}$ bezeichnet. Der Statorpolschuh (Eisen) ist der letzte Teil des magnetischen Kreises mit den zugehörigen Werten $\Phi_{1,4}$ und $R_{m1,4}$.

In Analogie zum elektrischen Kreis entspricht der magnetische Fluss Φ dem elektrischen Strom I , die magnetische Spannung U_m der elektrischen Spannung U und der magnetische Widerstand R_m dem elektrischen Widerstand R . Daher lassen sich die Gesetze, die für den elektrischen Kreis gelten, auch auf den magnetischen Kreis anwenden. So können die magnetischen Widerstände $R_{m1,1}$, $R_{m1,2}$, $R_{m1,3}$ und $R_{m1,4}$ zusammengefasst werden. Es ergibt sich der magnetische Ersatzwiderstand $R_{m\,ers}$ und ein vereinfachtes Ersatzschaltbild (Abbildung 3-4 b)). Die Anwendung des Maschensatzes ergibt, dass

$$\Phi_1 = \frac{U_{mD1}}{R_{mD1} + R_{m\,ers1}} \quad (3.6)$$

ist. Nach dem Energieerhaltungssatz gilt, dass (unter Vernachlässigung von Verlusten durch Reibung, Widerstände usw.) die Energiebilanz des Systems

$$W_{mech} + W_{mag} = 0 \quad (3.7)$$

sein muss. W_{mag} ist die im System vorhandene magnetische Energie und W_{mech} die mechanische Energie, die in eine Bewegung umgesetzt werden kann. Die mit der Bewegung verbundene Kraft F lässt sich wie folgt ableiten [Kasp07]:

$$F = -\frac{dW_{mag}}{dz} \quad (3.8)$$

$$F = \frac{\partial}{\partial z} \int_0^{U_m} \Phi(U_m, z) dU_m \quad (3.9)$$

$$F = -\frac{1}{2} \frac{U_m^2}{(R_{mD} + R_{m\,ers}(z))^2} \cdot \frac{\partial R_{m\,ers}(z)}{\partial z} \quad (3.10)$$

Die Kraft ist abhängig von der Position des Läufers z . Befindet sich der Läufer in seiner zentralen Ausgangslage (Verschiebung des Läufers $\Delta z = 0$ mm, Abbildung 3-3), weist das System eine Symmetrie in z -Richtung auf. Sind die beiden Permanentmagnete links und rechts identisch, bewirken ihre magnetischen Flüsse Φ_1 und Φ_2 gleich große Kräfte F_1 und F_2 auf den Läufer. Die beiden Kräfte sind jedoch entgegengesetzt gerichtet und heben sich daher auf. Die resultierende Gesamtkraft auf den Läufer ist folglich Null. Das System befindet sich in einem Gleichgewicht. Dieses Gleichgewicht ist allerdings instabil. Bereits bei der geringsten Verschiebung des Läufers um Δz in Richtung eines Permanentmagneten nimmt dessen Kraftwirkung auf den Läufer zu.

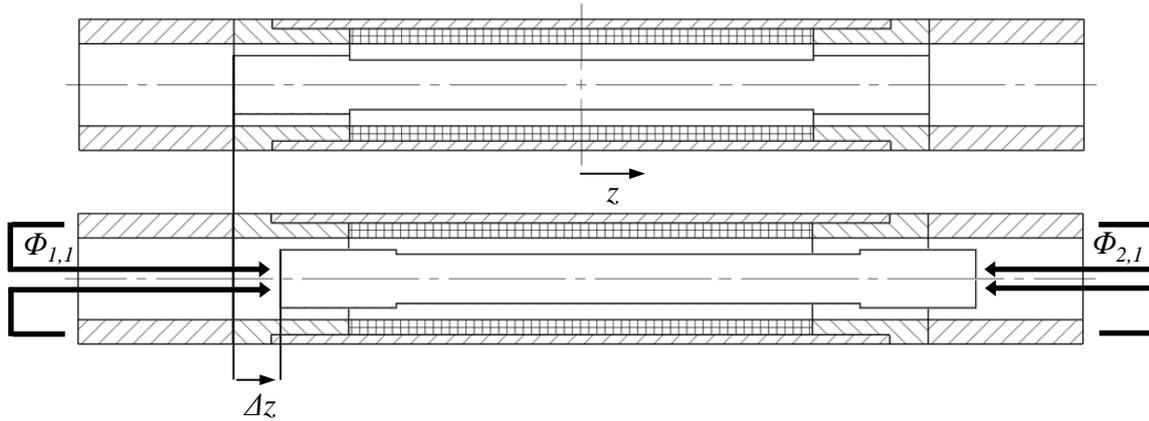


Abbildung 3-5: Der magnetische Fluss $\Phi_{1,2}$ des rechten Permanentmagneten bewirkt aufgrund der kleineren Luftstrecke eine größere Kraft auf den Läufer als $\Phi_{1,1}$. Diese ist die Haltekraft bei einer Verschiebung des Läufers um Δz .

Dies verdeutlicht die Verschiebung des Läufers um Δz in positive z -Richtung in Abbildung 3-5. Die Strecke, die $\Phi_{1,1}$ in der Umgebungsluft zurücklegen muss, nimmt zu, während die Strecke von $\Phi_{1,2}$ abnimmt. Wird z im Ausdruck für den magnetischen Widerstand (3.3) berücksichtigt, resultiert:

$$R_{m1,1}(z) = \frac{l_{1,1} + z}{\mu_0 \cdot A_{1,1}} \quad (3.11)$$

und

$$R_{m2,1}(z) = \frac{l_{2,1} - z}{\mu_0 \cdot A_{2,1}} \quad (3.12)$$

$R_{m1,1}(z)$ nimmt folglich zu und $R_{m2,1}(z)$ wird kleiner. Dementsprechend verhalten sich auch die Ersatzwiderstände $R_{m\text{ ers}1}(z)$ (zunehmend) und $R_{m\text{ ers}2}(z)$ (abnehmend). (3.10) zeigt, dass die auf den Läufer wirkende Kraft bei zunehmendem Ersatzwiderstand kleiner wird. Daraus resultiert, dass die Kraft des linken Permanentmagneten auf den Läufer F_1 abnimmt und die Kraft des rechten Permanentmagneten F_2 zunimmt. Die resultierende Kraft auf den Läufer bewirkt eine weitere Verschiebung in positive z -Richtung. Das System würde den Läufer so lange verschieben, bis die resultierende Kraft Null ist oder die Verschiebung verhindert wird (z.B. durch einen mechanischen Anschlag). Mit Hilfe mechanischer Anschläge lässt sich der Hub eines solchen Aktuators auf einfache Weise einstellen. Außerdem sind die Haltekräfte infolge einer unterdrückten Verschiebung größer Null und es sind höhere Belastungen nötig, um den Läufer aus seinen Endlagen heraus zu bewegen.

Der Läufer verfügt über zwei feste Endlagen (links und rechts), zwischen denen er verschoben werden kann. Um den Läufer aus der rechten Endlage in die linke Endlage zu bewegen, muss die Spule einen elektrischen Strom I führen (Abbildung 3-5).

Der elektrische Strom erzeugt ein magnetisches Feld H_S

$$H_S = \frac{I \cdot w}{l_S} \quad (3.13)$$

und einen verketteten magnetischen Fluss Ψ_S im System, deren Richtungen abhängig von der Flussrichtung des Spulenstroms sind. w ist die Windungszahl der Spule und l_S die Spulenlänge. Der verkettete Fluss ist wie folgt mit dem magnetischen Fluss verbunden:

$$\Psi = \sum_k \int_A B \cdot dA = \sum_k \Phi_k = w \cdot \Phi \quad (3.14)$$

Die Spule erzeugt einen Elektromagneten mit einem magnetischen Fluss Φ_S , dessen Verlauf in Abbildung 3-6 dargestellt ist.

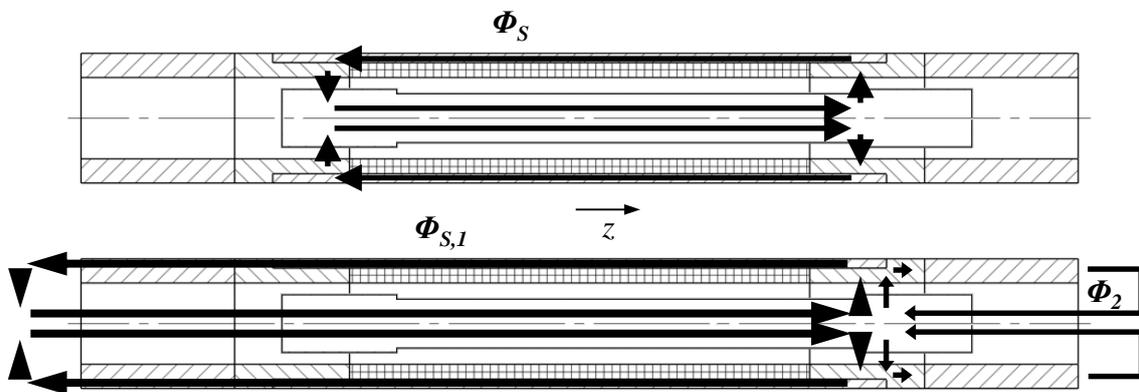


Abbildung 3-6: Oben: Verlauf des magnetischen Flusses im Aktuator bei $\Delta z > 0$ mm für den Fall, dass nur die Spule aktiv ist. Unten: Verlauf von Φ_2 und $\Phi_{S,1}$ für den Fall, dass die Spule und beide Magnete aktiv sind

Wird die Spule isoliert von den Permanentmagneten behandelt (Abbildung 3-6, oben), bewirkt sie eine Kraft auf den Läufer, die diesen in seine zentrale Lage ($\Delta z = 0$) verschiebt. Der Einfluss der aktiven Elemente kann jedoch nicht unabhängig voneinander betrachtet werden. Dies verdeutlicht das Ersatzschaltbild in Abbildung 3-7. Die Gesamtwirkung der drei Quellen kann durch Superposition ermittelt werden.

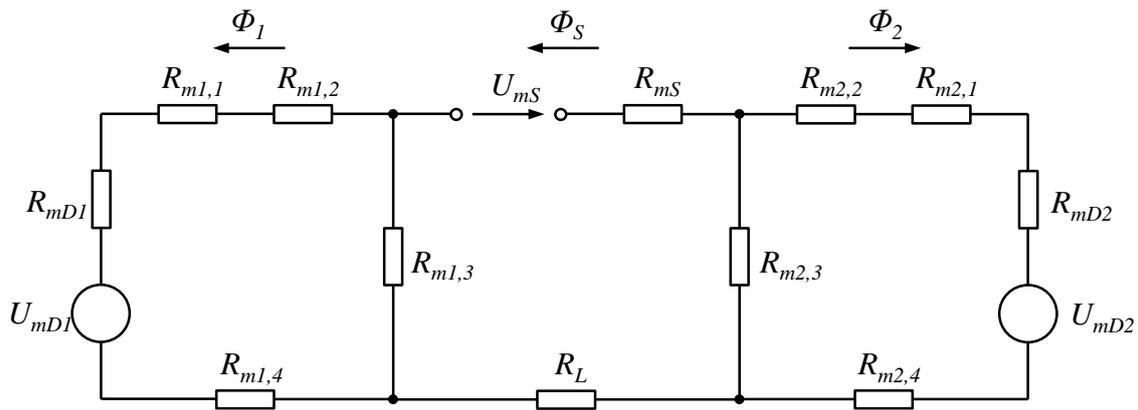


Abbildung 3-7: Ersatzschaltbild des gesamten magnetischen Kreises des Aktuators für die magnetischen Flüsse Φ_1 , Φ_2 und Φ_S

Vereinfacht ausgedrückt kann gesagt werden, dass der Elektromagnet die Wirkung eines Permanentmagneten verstärkt, wenn beide die gleiche Polarisationsrichtung aufweisen. Die Polarisationsrichtung des Elektromagneten lässt sich anhand der Flussrichtung von Φ_S im Rückschlussrohr feststellen. In Abbildung 3-6 haben der linke Permanentmagnet (Φ_1) und der Elektromagnet (Φ_S) gleiche Polarisationsrichtungen. Die Folge ist, dass sich der magnetische Fluss des linken Magneten und der des Elektromagneten überlagern. Der magnetische Fluss im linken Luftspalt ($\Phi_{1,1}$) ist in Folge dessen sehr viel größer als der magnetische Fluss im rechten Luftspalt ($\Phi_{2,1}$). Somit ergibt sich für die magnetischen Spannungen: $U_{m1,1} > U_{m2,1}$. Da die Magnetkraft auf den Läufer abhängig von Φ bzw. von U_m ist, übt der linke Permanentmagnet eine stärkere Kraftwirkung auf den Läufer aus als der rechte. Daraus resultiert eine Gesamtkraft und eine Verschiebung des Läufers in negative z-Richtung. Der Läufer wird in die linke Endlage verschoben. Nach dem Abschalten der Spule verbleibt er dort, da der linke Permanentmagnet analog zum rechten eine Haltekraft auf den Läufer ausübt. Auf gleiche Weise lässt sich der Läufer in positive z-Richtung verschieben. Dazu muss ein entgegengesetzt gerichteter Spulenstrom fließen.

Für die Kraftberechnung auf Basis der Netzwerkmethod ergibt sich eine komplexe Gleichung. Weiterhin sind die magnetischen Widerstände nichtlinear und von der magnetischen Spannung abhängig. Die Literatur empfiehlt daher die numerische Berechnung [Kall08, Kasp07]. Die vollständige Herleitung zur Berechnung der Kraft auf den Läufer ist im Anhang A3 zu finden.

3.2 Simulation der elektromagnetischen Vorgänge

Die im vorangehenden Abschnitt angewandte Netzwerkmethod ist eine von mehreren Möglichkeiten zur Berechnung des magnetischen Kreises. Im Folgenden wird alternativ die Finite-Elemente-Method (FEM) eingesetzt [Kall08]. Die FEM ist eine Method zur Lösung von Differentialgleichungen unter gegebenen Randbedingungen. Zur Berechnung der Feldprobleme mittels FEM wird die Simulationssoftware COMSOL Multiphysics in der Version 4.1 eingesetzt. Da das Modell des Aktuators eine Rotationssymmetrie aufweist, ist eine rotationssymmetrische, zweidimensionale Betrachtung in der r-z-Ebene aus-

reichend. Die Reduzierung des dreidimensionalen Falls ergibt das in Abbildung 3-8 dargestellte Simulationsmodell.

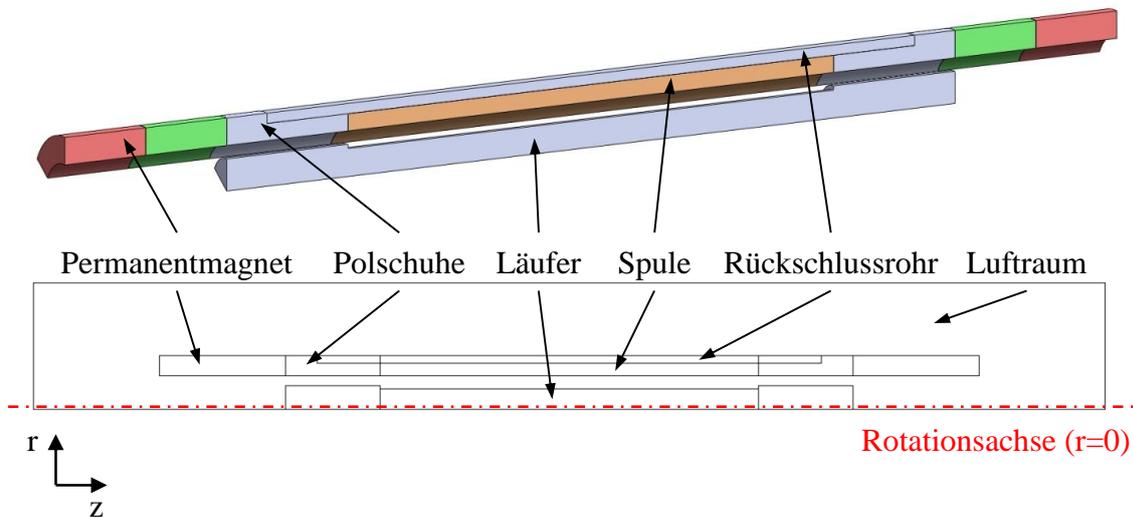


Abbildung 3-8: Rotationssymmetrisches 2D-Modell der FEM Simulation

Voraussetzung für die Anwendung der FEM ist, dass eine feldbeschreibende Gleichung bekannt ist. Die Berechnungsgrundlage für elektromagnetische Felder sind die Maxwell'schen Gleichungen. Für stationäre Magnetfelder gilt:

$$\operatorname{rot} \mathbf{H} = \mathbf{J} \quad (3.15)$$

$$\operatorname{div} \mathbf{B} = 0 \quad (3.16)$$

\mathbf{J} steht hierbei für die Stromdichte. Zur Berechnung des Feldproblems wird das Vektorpotential \mathbf{A} eingeführt. Für das Vektorpotential gilt:

$$\mathbf{B} = \operatorname{rot} \mathbf{A} \quad (3.17)$$

$$\operatorname{div} \mathbf{A} = 0 \quad (3.18)$$

Wird das Vektorpotential in Gleichung (3.15) eingesetzt, folgt:

$$\operatorname{rot} \frac{1}{\mu} \operatorname{rot} \mathbf{A} = \mathbf{J} \quad (3.19)$$

Im Fall rotationssymmetrischer Felder besitzen die Stromdichte und das Vektorpotential nur eine Komponente in φ -Richtung. Es gilt:

$$\mathbf{J} = J e_{\varphi} \quad (3.20)$$

$$\mathbf{A} = A e_{\varphi} \quad (3.21)$$

Somit folgt aus (3.19):

$$\frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r\mu} \frac{\partial rA}{\partial r} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{1}{\mu} \frac{\partial A}{\partial z} \right) = J \quad (3.22)$$

Werden zeitlich veränderliche Magnetfelder betrachtet, muss Gleichung (3.19) um weitere Terme ergänzt werden. Wird die zweite Maxwellsche Gleichung um einen Term für die Bewegungsinduktion ergänzt, ergibt sich:

$$\operatorname{rot} \frac{1}{\mu} \operatorname{rot} \mathbf{A} = \mathbf{j}_e + \chi(\mathbf{v} \times \operatorname{rot} \mathbf{A}) - \chi \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t} \quad (3.23)$$

Der erste Term der rechten Seite steht für den in der Erregerspule eingepprägten Strom, der zweite Term beschreibt die durch Bewegungsinduktion erzeugten Ströme und der letzte Term beinhaltet die in elektrisch leitfähigen Materialien hervorgerufenen Wirbelströme. Dies ist die grundlegende Differentialgleichung, die die Simulationssoftware zur Berechnung magnetischer Felder verwendet.

Bei der FEM wird das Feldgebiet in kleine Bereiche (finite Elemente) aufgeteilt. Im zweidimensionalen Fall werden für die Zerlegung Dreiecks- oder Viereckselemente verwendet. Innerhalb dieser Bereiche wird das Vektorpotential mit Hilfe einer einfachen Ansatzfunktion beschrieben. Bei Magnetfeldern werden in der Regel lineare oder quadratische Ansatzfunktionen verwendet. In einem Dreieckselement mit dem Index e in einem Zylinderkoordinatensystem gilt bei einem linearen Ansatz:

$$A = a^e + b^e r + c^e z \quad (3.24)$$

Wird dieser Ansatz auf die Eckpunkte i , j und k eines Dreieckselements (Abbildung 3-9) angewendet, ergibt sich das folgende Gleichungssystem:

$$A_i^e = a^e + b^e r_i + c^e z_i \quad (3.25)$$

$$A_j^e = a^e + b^e r_j + c^e z_j \quad (3.26)$$

$$A_k^e = a^e + b^e r_k + c^e z_k \quad (3.27)$$

A_i^e , A_j^e und A_k^e sind die Vektorpotentialwerte in den Dreieckspunkten bzw. Knotenpunkten.

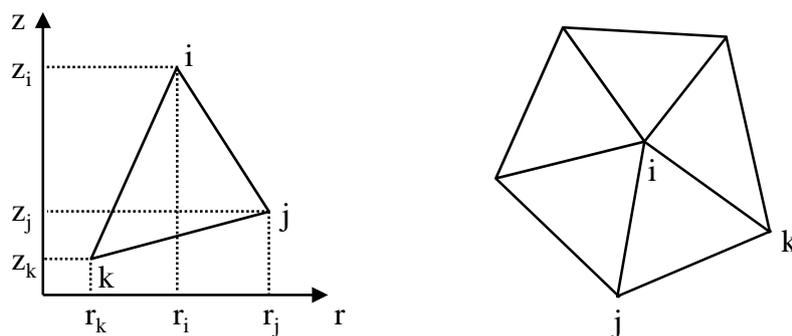


Abbildung 3-9: Dreieckselemente mit den Eckpunkten i, j und k im r-z-Koordinatensystem (links), aneinander grenzende Dreieckselemente, die zusammen einen Knotenpunkt (i) bilden (rechts)

Zur Berechnung der Vektorpotentialwerte in den Knotenpunkten des zur Diskretisierung verwendeten Netzes (Abbildung 3-10) wird ein Gleichungssystem aufgestellt. Hierzu kommt das Variationsprinzip oder die Methode der gewichteten Residuen (Galerkin-Verfahren) zur Anwendung.

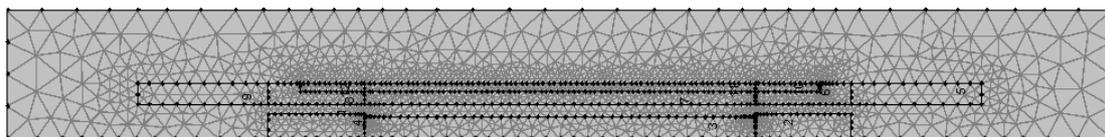


Abbildung 3-10: Mit Hilfe von Dreieckselementen diskretisiertes Feldgebiet. Die Dreieckselemente ergeben zusammen das "Netz"

Neben der Diskretisierung des Feldgebietes werden im ersten Schritt der FEM jedem finiten Element Materialeigenschaften und physikalische Eigenschaften (Permeabilität bzw. Magnetisierungskennlinie, Stromdichte, elektrische Leitfähigkeit) zugewiesen. Weiterhin sind Angaben über den Feldverlauf am Rand des Feldgebiets nötig. Hierzu werden Randbedingungen definiert.

Im zweiten Schritt erfolgen die Aufstellung und das Lösen des Gleichungssystems. Im dritten Schritt werden die Daten der Lösung ausgewertet. Dazu gehört u.a. die Berechnung abgeleiteter Größen wie der Magnetkraft. Die Simulationssoftware bietet zwei Möglichkeiten zur Berechnung der Magnetkraft. Die erste Technik basiert, analog zur Netzwerk-methode, auf der magnetischen Energie im System. Indem der Effekt bei einer kleinen Verschiebung des beweglichen Teils analysiert wird, wird die Magnetkraft bestimmt. Die magnetische Energie des Systems für den rotationssymmetrischen Fall ergibt sich, indem über alle Elemente i des Netzes summiert wird [Kall08]:

$$W_m = 2\pi \sum_i r_{si} W_{mvi} S_i \quad (3.28)$$

S_i ist die Fläche und W_{mvi} die Energiedichte des Dreieckselements mit dem Index i .

Die Energiedichte wird innerhalb des Elements als konstant angenommen und berechnet sich mit

$$W_{mv} = \int_0^B H dB. \quad (3.29)$$

Im Fall eines konstanten magnetischen Flusses berechnet die Simulationssoftware die Magnetkraft mit der Gleichung [COMS10]

$$\mathbf{F}_\Phi = -\text{div } W_m \quad (3.30)$$

und im Fall eines konstanten elektrischen Stroms mit der Gleichung

$$\mathbf{F}_I = \text{div } W_m. \quad (3.31)$$

Alternativ lässt sich die Magnetkraft mit Hilfe der Simulationssoftware als Integral des Spannungstensors T im Vakuum über die Oberfläche S des beweglichen Volumenkörpers berechnen. Die Gleichung hierfür lautet:

$$\mathbf{F} = \oint_{\partial\Omega} \mathbf{n} T dS \quad (3.32)$$

Wobei \mathbf{n} der äußere Normalenvektor des Objektes ist.

3.3 Aktuator-Geometrie

Dieses Modell eines bistabilen Reluktanz-Aktuators ist für den Einsatz in der Gerätespitze eines 5,4 mm Videoendoskops ausgelegt. Der Aktuator-Durchmesser ist mit 2 mm so gewählt, dass er den gesamten freien Bauraum ausnutzt. Die weiteren Geometrien und Maße der Aktuator-Bauteile werden unter Berücksichtigung zur Verfügung stehender Fertigungstechniken und -toleranzen ausgelegt. Eine von Fertigungstechniken unabhängige Betrachtung erfolgt im Rahmen der Minimierung des Aktuator-Prinzips (s. Abschnitt 6).

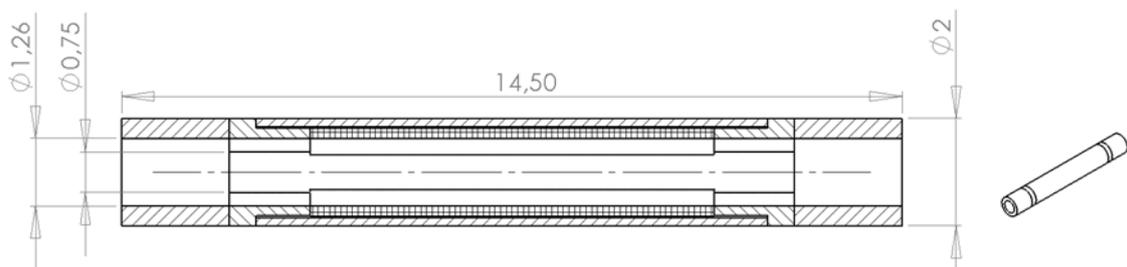


Abbildung 3-11: Außen- und Luftspaltmaße des bistabilen Reluktanz-Aktuators

Die maximale Länge des Aktuators sollte nicht größer als 20 mm sein, um ein maximales Länge-Durchmesser-Verhältnis von 10:1 einzuhalten. Es sind höhere Länge-Durchmesser-Verhältnisse möglich, die jedoch mit einem höheren Fertigungsaufwand verbunden sind.

Abbildung 3-11 können die Maße des Luftspalts entnommen werden. Dieser wird durch das Gleitrohr mit einem Innendurchmesser von 0,8 mm und einer Wandstärke von 0,2 mm definiert. Unter Berücksichtigung aller Toleranzen resultiert ein Luftspalt mit einem Innendurchmesser von 0,75 mm und einem Außendurchmesser von 1,26 mm. Die Breite des Luftspalts beträgt folglich 0,255 mm.

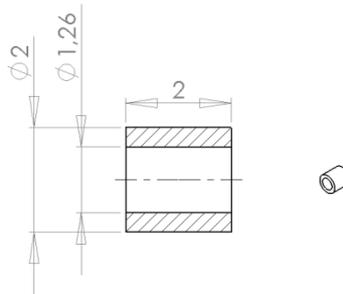


Abbildung 3-12: Maße der Permanentmagnete

Es kommen zwei identische Permanentmagnete mit einer Länge von 2 mm, einem Innendurchmesser von 1,26 mm und einem Außendurchmesser von 2 mm zum Einsatz (Abbildung 3-12). Daraus ergibt sich eine Wandstärke von 0,37 mm. Das Risiko, dass Ringmagnete aus gängigen Magnetmaterialien (z.B. SmCo, NdFeB usw.) mit einer so geringen Wandstärke bereits bei geringsten Belastungen zerbrechen, ist hoch. Daher sollte eine weitere Verringerung der Wandstärke vermieden werden. Alternativ kann auf kunststoffgebundene Magnetmaterialien zurückgegriffen werden, die eine höhere Elastizität aufweisen.

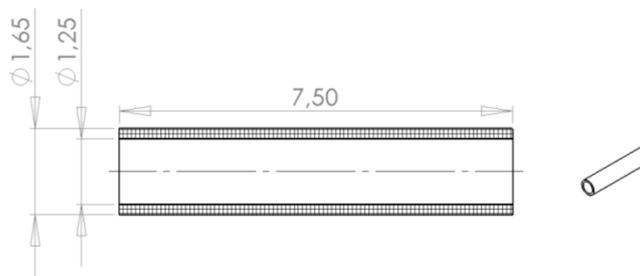


Abbildung 3-13: Maße der Spule

Die Spule (Abbildung 3-13) verfügt über einen Innendurchmesser von 1,25 mm und einen Außendurchmesser von 1,65 mm. Die Wandstärke beträgt somit 0,2 mm und die Länge 7,5 mm. Die Längen von Permanentmagneten und Spule sind im Rahmen des Länge-Durchmesser-Verhältnisses des Aktuators frei variierbar.

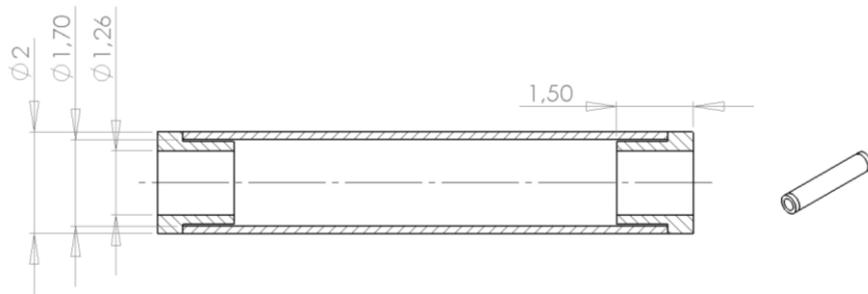


Abbildung 3-14: Aufbau des weichmagnetischen Stators und Maße der Statorbauteile

Für die weitere Betrachtung sind die Durchmesser der Statorbauteile von Bedeutung (Abbildung 3-14). Sie definieren die Querschnittfläche, die für den magnetischen Fluss zur Verfügung steht. Der Außendurchmesser der Polshuhe und des Rückschlussrohrs beträgt 2 mm. Der Innendurchmesser des Rückschlussrohrs beträgt 1,7 mm und der der Polshuhe 1,26 mm. Weiterhin ist die Polschuhbreite von 1,5 mm relevant. Sie entspricht dem Hub des Aktuators.

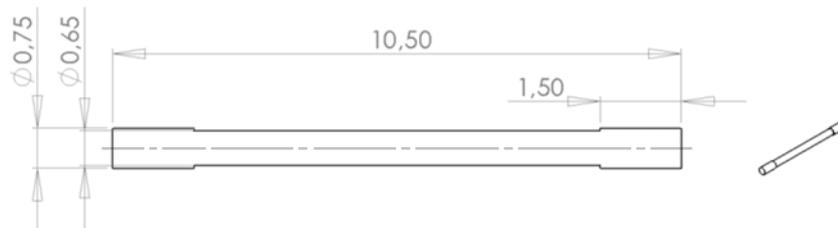


Abbildung 3-15: Maße des weichmagnetischen Läufers

Die Polschuhbreite des Läufers beträgt analog zu der des Stators 1,5 mm. Der Läuferdurchmesser beträgt 0,65 mm, der Durchmesser der Polshuhe 0,75 mm und die Länge 10,5 mm (Abbildung 3-15).

3.4 Parameter der passiven Bauteile

Die Gruppe der passiven, weichmagnetischen Bauteile umfasst den Stator (Polshuhe und Rückschlussrohr) und den Läufer. Ihre Aufgabe ist es, den magnetischen Kreis zwischen Spule und Permanentmagneten zu schließen und den magnetischen Fluss zu leiten. In jedem Bauteil stellt sich eine magnetische Flussdichte ein, die von der Querschnittsfläche abhängig ist.

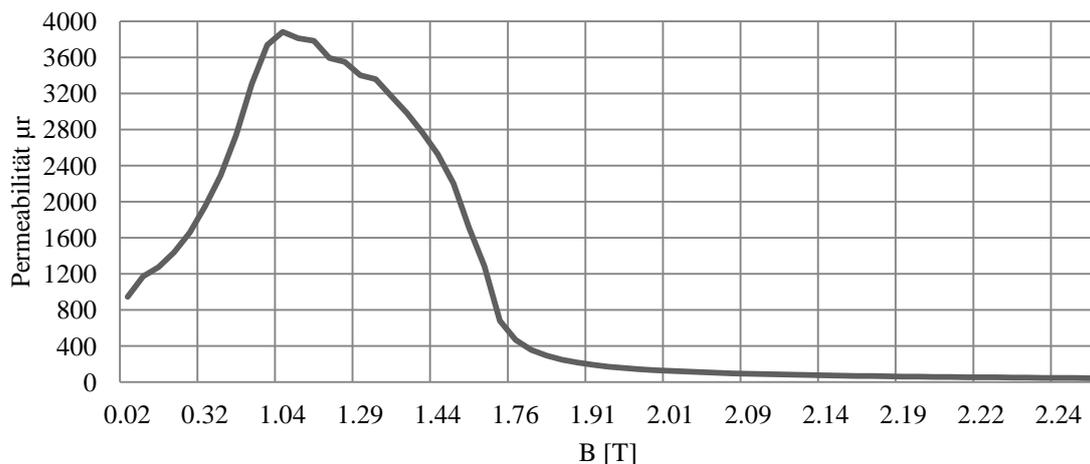


Abbildung 3-16: Permeabilität μ_r in Abhängigkeit von der magnetischen Flussdichte B des weichmagnetischen Materials Vacoflux 17

Das Material, aus dem die weichmagnetischen Bauteile bestehen, verfügt über eine maximale Flussdichte, die Sättigungsinduktion B_{sat} genannt wird. Solange $B < B_{sat}$, ist die Permeabilität des weichmagnetischen Materials deutlich höher als die der Umgebungsluft. Mit zunehmender Flussdichte nimmt die Permeabilität ab und weist bei Erreichen der Sättigungsinduktion einen vergleichsweise geringen Wert auf. Damit ist eine Zunahme des magnetischen Widerstandes des Materials verbunden. Die Änderung der Permeabilität in Abhängigkeit von der Flussdichte ist in Abbildung 3-16 dargestellt. Es handelt sich hierbei um Messdaten für das Material Vacoflux 17 des Herstellers Vacuumschmelze GmbH & Co. KG (s. Anhang A4).

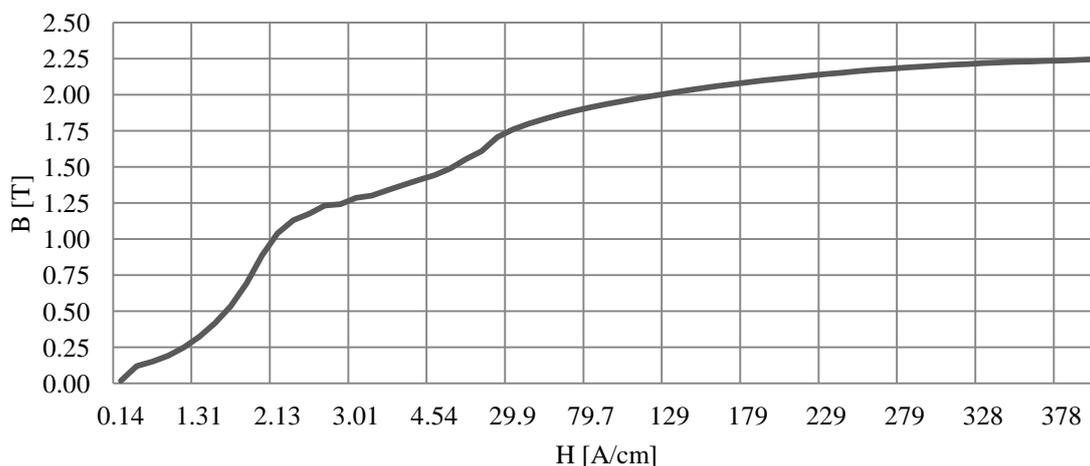


Abbildung 3-17: Magnetisierungskurve des weichmagnetischen Materials Vacoflux 17

Sobald B_{sat} erreicht ist, kann das Material nur einen geringen zusätzlichen magnetischen Fluss führen und die Quellen können nicht ihre maximale Wirkung entfalten. Dadurch wird die Magnetkraft begrenzt. Außerdem nehmen die Streuflüsse bei Erreichen von B_{sat}

zu. Der magnetische Fluss muss sich andere Wege suchen, über die er den magnetischen Kreis schließen kann, z.B. über die Umgebungsluft. Dies hat zur Folge, dass die vorgesehenen Funktionsweisen geschwächt werden und nur noch geringere Kräfte oder geringere Hübe realisiert werden können. Im Extremfall kann es sogar zum vollständigen Verlust der Funktionsweise kommen. Daher sollte darauf geachtet werden, dass die Sättigungsinduktion des Materials nach Möglichkeit nicht erreicht wird. Die Sättigungsinduktion des Materials Vacoflux 17 beträgt etwa 2,25 T (Abbildung 3-17). Für eine konstante Querschnittsfläche A gilt:

$$\Phi = B \cdot A \quad (3.33)$$

Die magnetische Flussdichte ist abhängig von der Querschnittsfläche, die dem magnetischen Fluss zur Verfügung steht. An den Orten des magnetischen Kreises mit der geringsten Querschnittsfläche wird sich die maximale magnetische Flussdichte B_{max} einstellen.

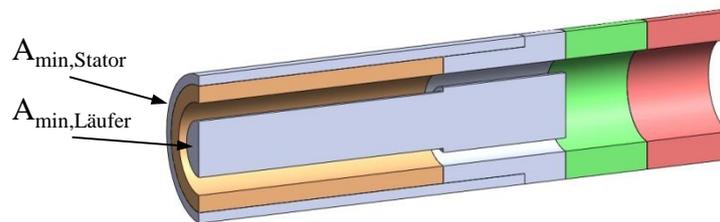


Abbildung 3-18: Kleinster Querschnitt $A_{min,Läufer}$ des magnetischen Kreises

Der Läufer weist dort, wo sich die Verjüngung befindet, den kleinsten Querschnitt des magnetischen Kreises auf (Abbildung 3-18). Der Durchmesser beträgt 0,65 mm (Abbildung 3-15) und die Querschnittsfläche $A_{min,Läufer} = 0,33 \text{ mm}^2$. Der minimale Querschnitt des Stators entspricht dem des Rückschlussrohrs und beträgt $A_{min,Stator} = 0,87 \text{ mm}^2$. Demnach wird sich B_{max} im Läufer einstellen. Die Verjüngung des Läufers ist Teil des magnetischen Kreises des Elektromagneten. Daher begrenzt die Sättigungsinduktion vor allem die Wirkungsweise der Spule. Alle aktiven Elemente des Systems müssen so ausgelegt werden, dass die Permanentmagnete gegenüber der Spule in ihrer Wirkungsweise nicht überdimensioniert sind.

Der Einfluss des Sättigungsverhaltens der passiven Bauteile soll anhand der folgenden Simulationsergebnisse verdeutlicht werden. Es handelt sich hierbei um Simulationen stationärer Zustände. Für die Permanentmagnete wird eine Magnetisierung von $M = 1170 \text{ kA/m}$ gewählt. Dies entspricht der Magnetisierung starker NdFeB-Magnete [VACU07]. Das Material der passiven, ferromagnetischen Bauteile wird mit einer konstanten Permeabilität $\mu_r = 2000$ parametrisiert und verfügt über keine magnetische Sättigung.

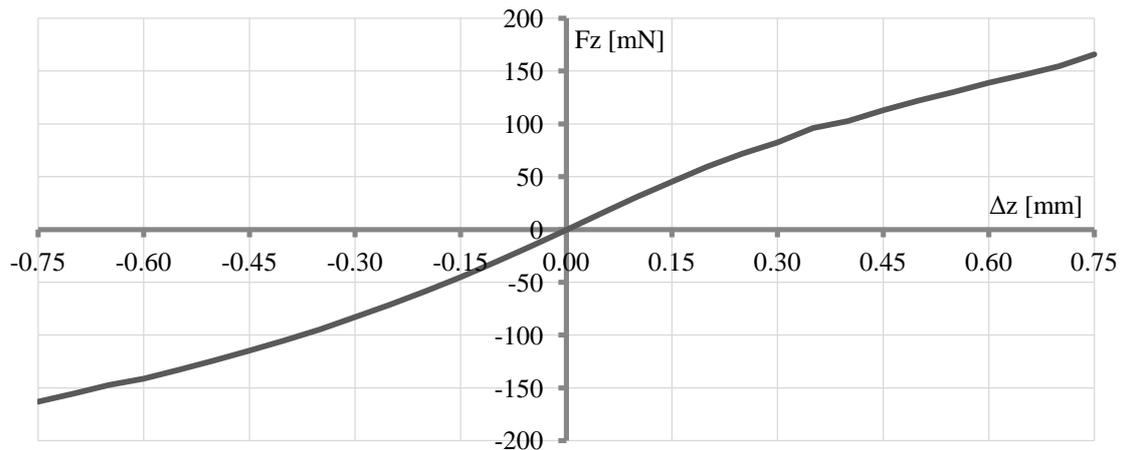


Abbildung 3-19: Magnetkraft F_z auf den Läufer in Abhängigkeit von der Läuferverschiebung Δz . Mit aktiven Permanentmagneten und inaktiver Spule. Sättigungsverhalten des Materials nicht berücksichtigt

In Abbildung 3-19 ist die Magnetkraft auf den Läufer in Abhängigkeit von der Läuferverschiebung $F = f(\Delta z)$ für den Fall aktiver Permanentmagnete ($M > 0$) und inaktiver Spule ($I = 0$) dargestellt. Dieser Kennlinie können die Haltekräfte in den Endlagen ($\Delta z = \pm 0,75$ mm) des Aktuators entnommen werden. Der Läufer wird mit ca. ± 165 mN gegen die mechanischen Anschläge der Endlagen gepresst. Um den Läufer aus einer Endlage in die andere zu verschieben, sollten alle Werte der Magnetkraft positiv (für einen Schaltvorgang in positiver z-Richtung) bzw. negativ (für einen Schaltvorgang in negativer z-Richtung) sein. Hierzu wird die Spule bestromt. In Abbildung 3-20 sind die Kennlinien von Schaltvorgängen in beiden Richtungen dargestellt. Wegen des symmetrischen Aktuator-Aufbaus sind die Verläufe der Kennlinien von positiven und negativen Schaltvorgängen ähnlich. Es ist zu erwarten, dass die Kurvenverläufe gleich sind. Vernetzungs- und Rundungsfehler führen allerdings zu Abweichungen und Unregelmäßigkeiten. Wird eine Kurve an der Ordinate gespiegelt und die Vorzeichen der Kraftbeträge umgekehrt, ergibt sich der Kennlinienverlauf des entgegengesetzten Schaltvorgangs.

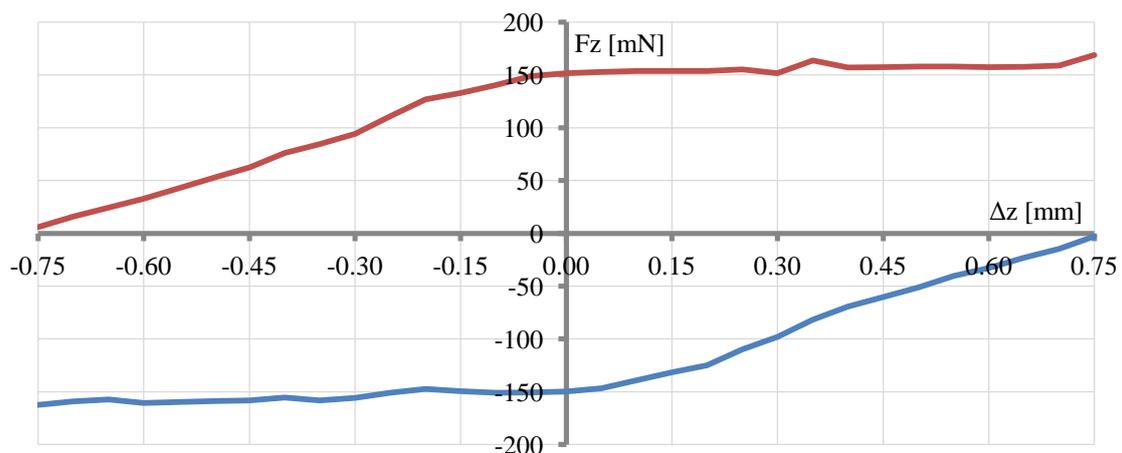


Abbildung 3-20: Kraftkennlinien für Schaltvorgänge (Permanentmagnete und Spule aktiv) in positiver z-Richtung (rote Kurve) und in negativer z-Richtung (blaue Kurve). Sättigungsverhalten des Materials nicht berücksichtigt

Um die Kennlinienverläufe in Abbildung 3-20 zu erhalten, ist mit den gegebenen Aktuator-Parametern eine Stromdichte von mindestens 168 A/mm² nötig. Mit dieser Stromdichte erzeugt die Spule eine magnetische Flussdichte im Läufer, deren Maximalwert etwa 13 T beträgt (Abbildung 3-21).

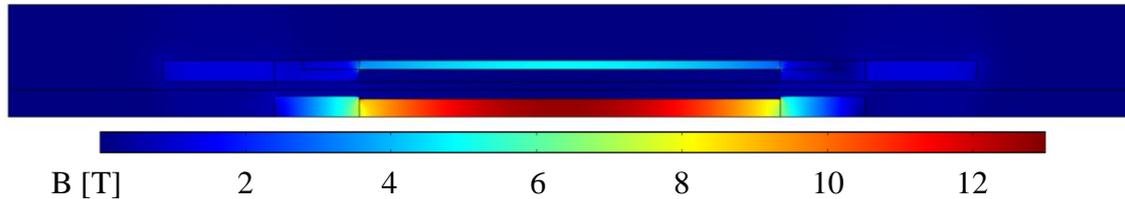


Abbildung 3-21: Magnetische Flussdichte, die sich im Aktuator einstellt, wenn das Sättigungsverhalten nicht berücksichtigt wird

Die maximal mögliche Flussdichte von Vacoflux 17 beträgt etwa 2,25 T (Abbildung 3-17). Ein Wert von 13 T lässt sich folglich nur in einer Simulation ohne Berücksichtigung des Sättigungsverhaltens erreichen. Dies gilt auch für die Kraftlinien in Abbildung 3-20.

In der folgenden Simulation werden den passiven, ferromagnetischen Bauteilen die Materialparameter von Vacoflux 17 zugewiesen. Die Magnetisierung der Permanentmagnete und die Stromdichte, mit der die Spule betrieben wird, bleiben unverändert.

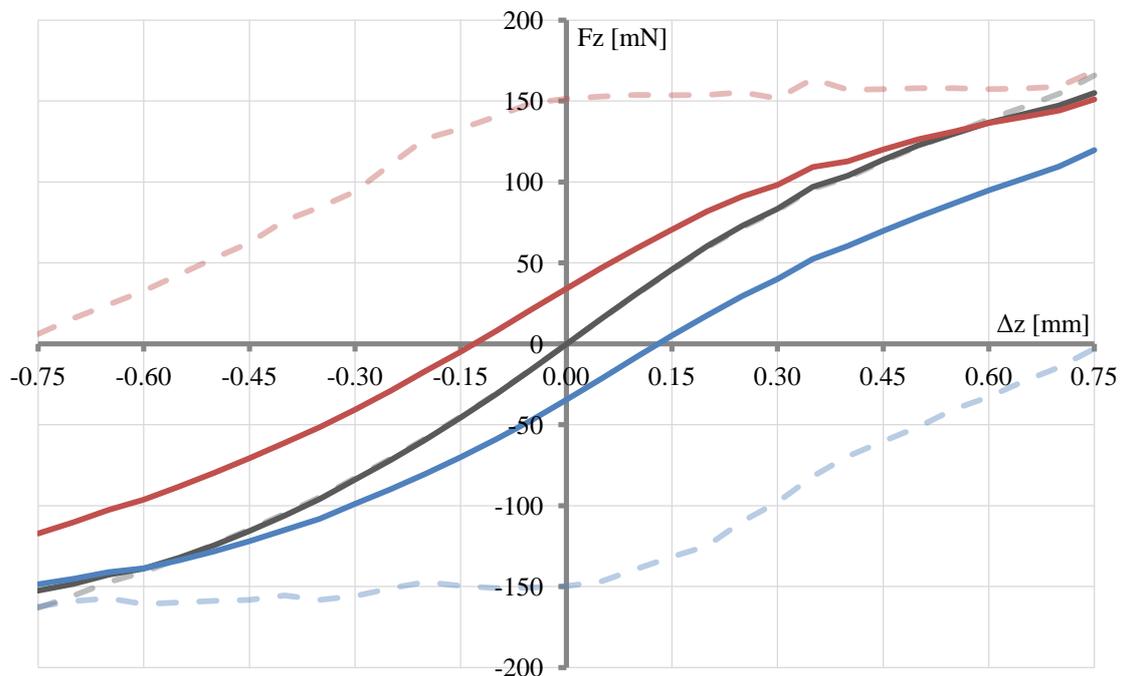


Abbildung 3-22: Kraftkennlinien unter Berücksichtigung des Sättigungsverhaltens von Vacoflux 17: Schaltvorgang in positiver z-Richtung (rot), in negativer z-Richtung (blau), Haltekräfte (grau). Kraftkennlinien ohne Berücksichtigung des Sättigungsverhaltens: Gestrichelt

Der Kennlinienverlauf für den Fall, dass nur die Permanentmagnete aktiv sind, ändert sich nur geringfügig (graue Kurve und grau gestrichelte Kurve in Abbildung 3-22). Die Simulation der Schaltvorgänge verdeutlicht den Einfluss des Sättigungseffekts. Die Kraftkennlinien der Schaltvorgänge unter Berücksichtigung des Sättigungsverhaltens (blaue Kurve und rote Kurve in Abbildung 3-22) weichen stark von denen ohne Berücksichtigung des Sättigungsverhaltens (gestrichelte blaue und rote Kurven in Abbildung 3-22) ab. Sie gleichen vielmehr dem Kurvenverlauf für den Fall, dass die Spule inaktiv ist. Das bedeutet, dass der Einfluss der Spule verschwindend gering ist.

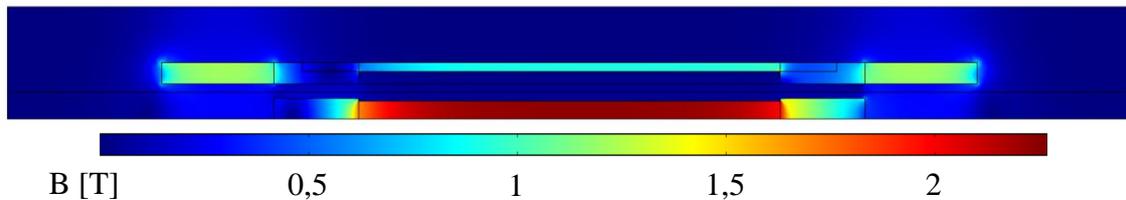


Abbildung 3-23: Magnetische Flussdichte, die sich unter Berücksichtigung des Sättigungsverhaltens von Vacoflux 17 im Aktuator einstellt

Die Ursache hierfür veranschaulicht Abbildung 3-23. Die Magnetisierungskurve des Materials bewirkt, dass die maximale magnetische Flussdichte im Läufer etwa 2,17 T beträgt. Die erste Simulation zeigt jedoch, dass für die Schaltvorgänge ein fast fünfmal so großer Wert nötig ist. Folglich kann die Spule nicht die nötige magnetische Flussdichte erzeugen. Die Permanentmagnete sind mit einer Magnetisierung von 1170 kA/m gegenüber der Spule überdimensioniert. Schaltvorgänge sind unter diesen Umständen nicht möglich.

Die Magnetisierungskurve und das Sättigungsverhalten des Materials der passiven, ferromagnetischen Bauteile sind in jedem Fall bei der weiteren Entwicklung zu berücksichtigen. Sie bilden die Grundlage für die Dimensionierung der Permanentmagnete und der Spule.

3.5 Parameter der aktiven Bauteile

Die Gruppe der aktiven Bauteile des Aktuators umfasst die Permanentmagnete und die Spule. Diese werden im Folgenden unter Berücksichtigung der in Abschnitt 3.3 festgelegten Geometrie parametrisiert.

3.5.1 Auslegung der Spule

Dem magnetischen Fluss der Spule steht der kleinste Querschnitt des magnetischen Kreises ($A_{min,Stator}$) zur Verfügung. Daher ist die Wirkungsweise der Spule stärker beschränkt als die der Permanentmagnete, weshalb zuerst die Spule ausgelegt wird. Die Simulation behandelt die Spule als Querschnitt, der vollständig vom elektrischen Strom durchflutet wird. Daher wird die Stromdichte J als Betriebsparameter verwendet.

Zunächst muss der Betrag der Stromdichte ermittelt werden, ab dem das magnetische Sättigungsverhalten im Läufer einsetzt. Dazu wird eine Simulation mit inaktiven Permanentmagneten durchgeführt. Den passiven Bauteilen werden die Materialeigenschaften von

Vacoflux 17 zugewiesen. Die Stromdichte des Spulenelements wird variiert, sodass sich verschiedene Werte für die magnetische Flussdichte im Läufer ergeben.

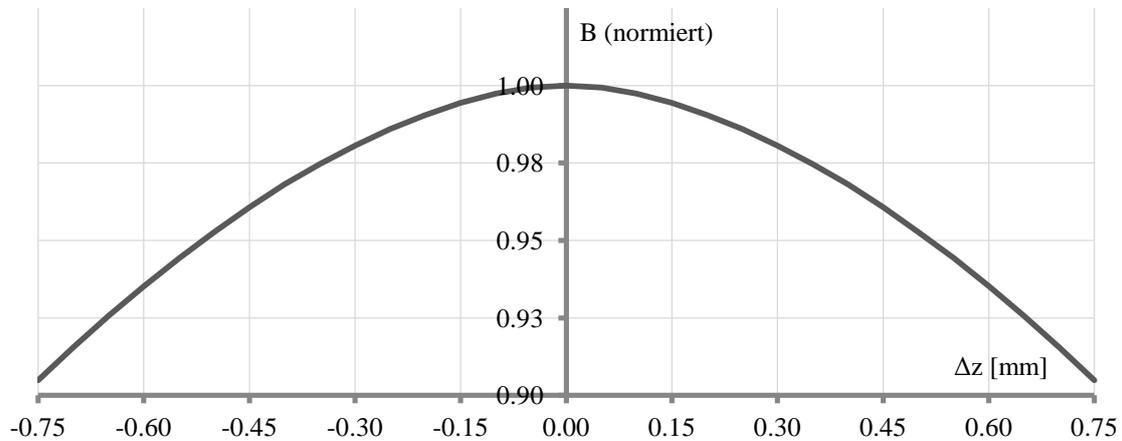


Abbildung 3-24: Maximale magnetische Flussdichte im Läufer $B_{max,Läufer}$ in Abhängigkeit von der Läuferverschiebung. Konstante Spulenstromdichte. Permanentmagnete inaktiv

Die maximale magnetische Flussdichte im Läufer $B_{max,Läufer}$ ist allerdings zusätzlich von der Läuferverschiebung abhängig (Abbildung 3-24). Bei einer Verschiebung von $\Delta z = 0$ mm erreicht sie ihr absolutes Maximum. Für $\Delta z = 0$ mm kann nun $B_{max,Läufer}$ in Abhängigkeit von der Spulenstromdichte ($B_{max,Läufer} = f(J)$) aufgenommen werden.

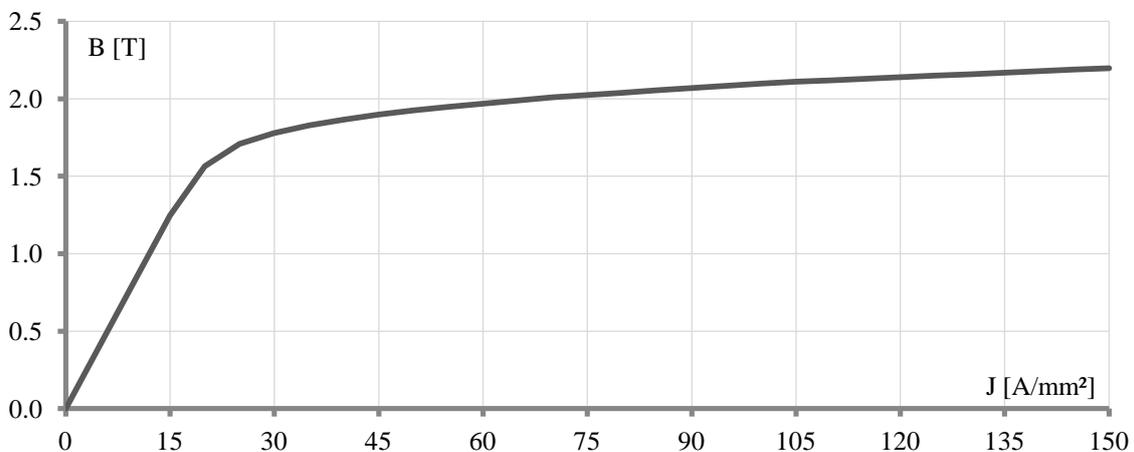


Abbildung 3-25: Maximale magnetische Flussdichte im Läufer $B_{max,Läufer}$ in Abhängigkeit von der Spulenstromdichte. Permanentmagnete inaktiv

Diese ist in Abbildung 3-25 dargestellt. Es ist deutlich zu erkennen, dass das Sättigungsverhalten im Läufer ab einer Spulenstromdichte von etwa 20 A/mm² einsetzt. Die magnetische Flussdichte beträgt in diesem Punkt 1,56 T. Der Anstieg der magnetischen Flussdichte nimmt für höhere Werte der Stromdichte deutlich ab. Bis 45 A/mm² steigt $B_{max,Läufer}$ jedoch noch um 0,34 T. Eine Spulenstromdichte oberhalb von 45 A/mm² ist möglich, allerdings nur begrenzt sinnvoll, da der Anstieg der magnetischen Flussdichte in diesem Bereich nur noch sehr gering ist. Die Sättigungsinduktion von Vacoflux 17

(2,25 T) ist zwar noch nicht erreicht, es wären jedoch unverhältnismäßig große Spulenströme nötig, um die magnetische Flussdichte diesem Wert anzunähern. Die maximale Spulenstromdichte sollte daher nicht viel größer als 45 A/mm^2 sein.

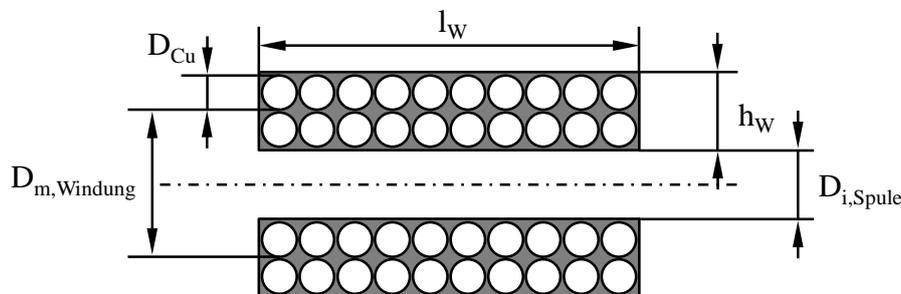


Abbildung 3-26: Schematischer Aufbau einer Spule

Die Auslegung der Spule erfolgt mit dem Ziel, diese Stromdichte zu erreichen. Weiterhin soll die Verlustleistung minimiert und der nötige Spulenstrom möglichst gering gehalten werden. In Abbildung 3-26 ist der prinzipielle Aufbau einer Spule dargestellt. Die Spulenlänge l_W und die Höhe des Wicklungsraums h_W ergeben zusammen die Querschnittsfläche der Wicklung

$$A_W = h_W \cdot l_W. \quad (3.34)$$

Der Kupferquerschnitt A_{Cu} lässt sich mit dem Drahtdurchmesser D_{Cu} berechnen. Dabei ist zu beachten, dass D_{Cu} für den Nenndurchmesser, also für den reinen Kupferanteil des Drahtes, steht. Der Kupferkern ist bei Spulendrähten in der Regel von einer dünnen Isolierschicht umgeben, woraus sich der effektive Drahtdurchmesser D_{Draht} ergibt. Diese Lackschicht ist wenige μm dick und muss zu D_{Cu} hinzuaddiert werden. Die Spulenmaße sind in Abbildung 3-13 spezifiziert. l_W beträgt 7,5 mm und h_W 0,2 mm.

Die Minimierung der Verlustleistung der Spule lässt sich mit Hilfe eines möglichst großen Kupferfüllgrads erreichen [Wick00]. Der Füllgrad gibt den Kupferanteil des Wicklungsquerschnitts an und ist definiert als

$$k_{Cu} = \frac{w \cdot A_{Cu}}{A_W} < 1. \quad (3.35)$$

Der Einsatz großer Drahtdurchmesser führt zu einem großen Kupferfüllgrad [Wick00]. Werden Drähte mit großen Drahtdurchmessern verwendet, lassen sich allerdings weniger Windungen bei festen Spulenmaßen l_W und h_W realisieren. Wird eine bestimmte Stromdichte ($J = 45 \text{ A/mm}^2$) gefordert, ist bei einer kleineren Windungszahl w ein größerer Strom nötig, denn es gilt:

$$J = \frac{w \cdot I}{A_W} \quad (3.36)$$

Eine geringe Verlustleistung bei kleinem Spulenstrom ist nur mit einem großen Wicklungsquerschnitt möglich. Daraus folgt, dass eine gleichzeitige Minimierung von Verlustleistung und Spulenstrom bei festen Spulenmaßen nicht möglich ist.

Für eine Stromdichte von 45 A/mm^2 , einen maximalen Strom von $0,5 \text{ A}$ und einen Wicklungsquerschnitt von $1,5 \text{ mm}^2$ berechnet sich mit (3.36) eine Windungszahl von $w = 135$. Die Auswahl eines Spulendrahts, der für diese Parameter geeignet ist, erfolgt mit Hilfe der folgenden Gleichungen. Die Windungszahl ergibt sich aus der Anzahl der Lagen w_L und der Anzahl der Wicklungen pro Lage w_{LL} :

$$w = w_L \cdot w_{LL} \quad (3.37)$$

$$w_L = \left\lfloor \frac{h_W}{D_{\text{Draht}}} \right\rfloor \quad (3.38)$$

$$w_{LL} = \left\lfloor \frac{l_W}{D_{\text{Draht}}} \right\rfloor \quad (3.39)$$

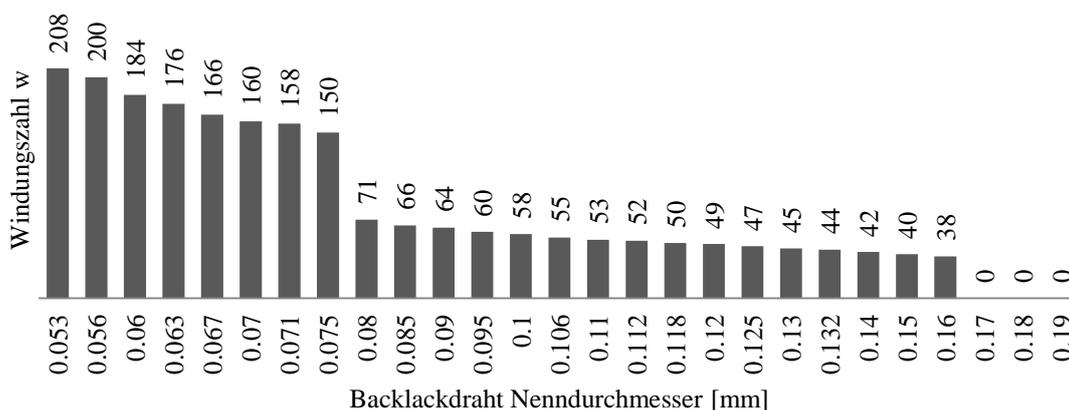


Abbildung 3-27: Maximale Windungszahl in Abhängigkeit vom Nenndurchmesser des Backlackdrahts

Abbildung 3-27 zeigt die maximal möglichen Windungszahlen für Drähte unterschiedlicher Nenndurchmesser des Herstellers Elektrisola [Elek11]. Alle Drähte mit einem Nenndurchmesser, der kleiner als $80 \mu\text{m}$ ist, ermöglichen Windungszahlen oberhalb der geforderten 135 Windungen. Um die Verlustleistung zu minimieren, sollte aus dieser Auswahl der Draht mit dem größten Nenndurchmesser gewählt werden. In diesem Fall beträgt der größtmögliche Nenndurchmesser $75 \mu\text{m}$. Mit diesem Draht lassen sich unter Berücksichtigung der vorgegebenen Spulenmaße 150 Windungen realisieren. Bei 150 Windungen reicht ein Spulenstrom von $0,45 \text{ A}$ aus, um eine Stromdichte von 45 A/mm^2 zu erreichen. Der ohmsche Widerstand der Spule berechnet sich mit der Gleichung [Wick00]:

$$R_{\text{Spule}} = \frac{\rho_{\text{Cu}} \cdot l_{\text{Cu}}}{A_{\text{Cu}}} \quad (3.40)$$

ρ_{Cu} ist der spezifische Widerstand von Kupfer und beträgt $1,786 \cdot 10^{-8} \Omega$. l_{Cu} ist die Gesamtlänge des Drahts der Wicklung. Die Gesamtlänge berechnet sich mit:

$$l_{Cu} = w \cdot l_{m,Wicklung} \quad (3.41)$$

$$l_{m,Wicklung} = \pi \cdot D_{m,Wicklung} \quad (3.42)$$

$$D_{m,Wicklung} = D_{i,Spule} + 2 \cdot D_{Draht} \quad (3.43)$$

Wobei $l_{m,Wicklung}$ die mittlere Länge einer Windung ist, $D_{m,Wicklung}$ der mittlere Durchmesser einer Windung (Abbildung 3-26) und $D_{i,Spule}$ der innere Durchmesser der Spule (Abbildung 3-13). Damit ergibt sich für den ohmschen Widerstand der Spule ein Wert von $2,76 \Omega$. Daraus resultiert eine Betriebsspannung der Spule von $1,24 \text{ V}$ und eine Verlustleistung von $0,56 \text{ W}$.

Die maximal zulässige Stromdichte für Spulen im Dauerbetrieb beträgt 2 A/mm^2 bis 6 A/mm^2 [Bern07]. Die gewählte Stromdichte des Aktuators von 45 A/mm^2 liegt weit oberhalb des zulässigen Werts. Um zu verhindern, dass die Spule infolge des übermäßig großen Stroms Schaden nimmt, sollten die Betriebszeiten der Spule so kurz wie möglich gehalten werden. Außerdem ist nach jedem Schaltvorgang eine entsprechende Ruhezeit zu berücksichtigen, in der die Spule keinen Strom führt und abkühlen kann.

3.5.2 Auslegung der Permanentmagnete

Basierend auf den Spulenparametern können die Permanentmagnete ausgelegt werden. Der Spulenstrom beträgt $0,45 \text{ A}$ und bleibt unverändert. Es können die Maße (Durchmesser und Länge) sowie die Magnetisierung der Permanentmagnete variiert werden. Ziel ist es, die Magnete so auszulegen, dass die Haltekräfte in den Endlagen möglichst groß sind. Es muss jedoch darauf geachtet werden, dass die Magnete gegenüber der Spule nicht überdimensioniert sind. Dies würde sich negativ auf die Schaltkräfte auswirken (s. Abschnitt 3.4).

Mit einer Magnetisierung von 180 kA/m sind die Permanentmagnete mit den in Abbildung 3-12 definierten Maßen optimal ausgelegt. Die Haltekräfte in den beiden Endlagen und die Schaltkräfte bei einem Spulenstrom von $0,45 \text{ A}$ sind ausreichend groß. Die folgenden Magnetmaterialien sind aufgrund ihrer Temperaturbeständigkeit oberhalb von $136 \text{ }^\circ\text{C}$ für den Einsatz geeignet:

Werkstoff	Produktbezeichnung	Magnetisierung [kA/m]
AlNiCo-Magnete	AlNiCo 500 [IBS12A]	47
SrFe (Hartferrit-Magnete)	SrFe [IBS12B]	230 - 275
SmCo (Delta-Magnete)	VACOMAX [VACU07]	600 - 820

Tabelle 3-1: Übersicht der für den Einsatz in medizinischen Videoendoskopen geeigneten Magnetmaterialien

Tabelle 3-1 zeigt, dass keines der aufgeführten Materialien eine Magnetisierung von 180 kA/m besitzt. Die geringste Differenz zu diesem Wert weist die Magnetisierung von SrFe Hartferrit-Magneten auf. Der Unterschied beträgt dennoch 50 kA/m bis 95 kA/m .

Damit die Verwendung dieses Materials nicht zu einer Überdimensionierung der Magnete gegenüber der Spule führt, muss der Arbeitspunkt der Permanentmagnete angepasst werden. Dies wird durch eine Veränderung der Magnetgeometrie erreicht [Mari09].

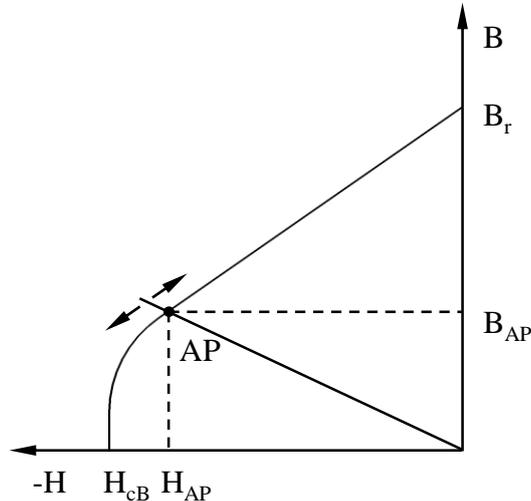


Abbildung 3-28: Arbeitspunkt eines Permanentmagneten im zweiten Quadranten der Magnetisierungskurve

Der Arbeitspunkt (AP) eines Permanentmagneten ist ein Punkt auf der Entmagnetisierungskurve. Als Entmagnetisierungskurve wird der Teil der Hystereseschleife bezeichnet, der sich im zweiten Quadranten befindet (Abbildung 3-28). Den Arbeitspunkt beschreiben somit die Werte H_{AP} und B_{AP} . Seine Lage auf der Entmagnetisierungskurve ist abhängig von der Magnetgeometrie (Länge, Durchmesser) und von der geometrischen Gestaltung des Magnetkreises (Breite und Länge des Luftspalts) [Mari09]. Folglich lässt sich durch eine Änderung des Luftspalts oder der Magnetgeometrie der Arbeitspunkt entlang der Entmagnetisierungskurve verschieben. Auf diese Weise kann die magnetische Feldstärke des Arbeitspunkts H_{AP} so eingestellt werden, dass diese der gewünschten Magnetisierung entspricht.

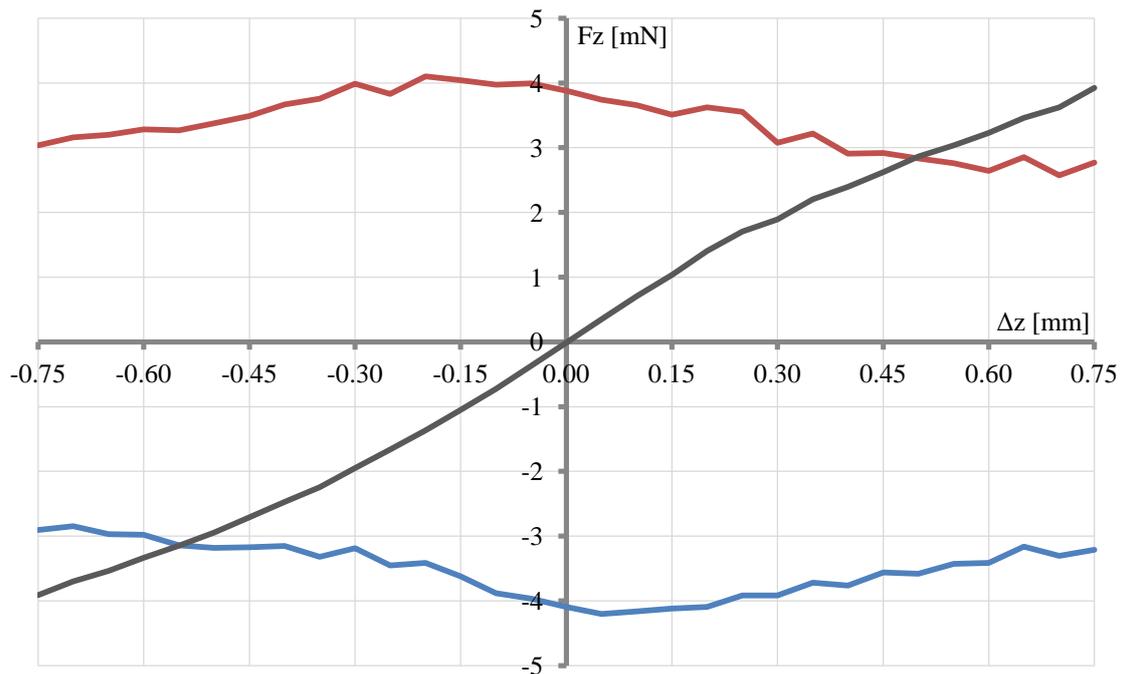


Abbildung 3-29: Kraftkennlinien des bistabilen Aktuators mit finalen Parametern (Variante 1). Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau)

Die Änderung der Magnetgeometrie ist die einfachste Möglichkeit zur Einstellung des Arbeitspunkts. Die Simulation zeigt, dass ausreichend große Halte- und Schaltkräfte erreicht werden, wenn der Außendurchmesser der Permanentmagnete von 2 mm auf 1,85 mm reduziert wird (Abbildung 3-29). Die Länge und der Innendurchmesser bleiben unverändert. Dieses Modell wird im Folgenden als Variante 1 bezeichnet. Diese erste Variante bildet die Grundlage der Aktuator-Optimierung.

3.6 Optimierung des bistabilen Reluktanz-Aktuators

In den vorangehenden Abschnitten wurden die Parameter für ein erstes funktionsfähiges Modell des bistabilen Reluktanz-Aktuators ermittelt. Eine Modifikation der Geometrie ermöglicht die Optimierung des Aktuators. Hierbei steht die Vergrößerung der Halte- und Schaltkräfte im Vordergrund. Die folgende Tabelle gibt eine Übersicht über die verschiedenen Optimierungsvarianten.

Variante	Läuferpolschuhe	Minimaler Läuferdurchmesser	Polschuhbreite	Breite der Magnete	Maximale Haltekraft	Maximale Schaltkraft
Variante 1	Ja	0,65 mm	1,5 mm	2 mm (Ring)	3,9 mN	4,2 mN
Variante 2	Nein	0,75 mm	1,5 mm	2 mm (Ring)	5,5 mN	5,9 mN
Variante 3	Nein	0,95 mm	1,5 mm	2 mm (Ring)	12,4 mN	12 mN
Variante 4	Nein	0,95 mm	0,75 mm	2 mm (Ring)	25,7 mN	23,6 mN
Variante 5	Nein	0,95 mm	0,75 mm	0,9 mm (Ring)	25,7 mN	23,6 mN
Variante 6	Nein	0,95 mm	0,75 mm	0,9 mm (Stab)	10,2 mN	15,2 mN

Tabelle 3-2: Optimierungsvarianten des bistabilen Reluktanz-Aktuators

3.6.1 Läufer ohne Polschuhe (Variante 2)

Es wurde festgestellt, dass die maximal mögliche Magnetkraft vom magnetischen Fluss abhängt (Gleichung (3.9)). Der magnetische Fluss wird von der Permeabilität und der Sättigungsinduktion des flussleitenden Materials sowie von der Querschnittsfläche, die dem Fluss zur Verfügung steht, begrenzt. Die Eigenschaften des flussleitenden Materials lassen sich nicht weiter optimieren, da bereits das bestmögliche Material verwendet wird (Tabelle 3-1). Daraus folgt, dass ein größerer Magnetfluss und eine damit verbundene stärkere Magnetkraft nur mittels einer Vergrößerung der minimalen Querschnittsfläche im magnetischen Kreis erreicht werden kann.

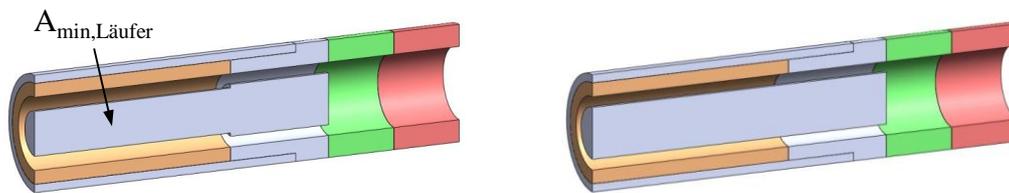


Abbildung 3-30: Läufer mit Polschuhen (links), Läufer ohne Polschuhe (rechts)

Die minimale Querschnittsfläche des flussleitenden Materials ist Teil des Läufers ($A_{\min, \text{Läufer}}$, Abbildung 3-30, links). Eine Vergrößerung der Querschnittsfläche dieses Bereichs lässt sich mit Hilfe eines größeren Durchmessers realisieren. Dieser nähert sich dadurch jedoch an den Durchmesser der Polschuhe an. Dies hätte zur Folge, dass die Wirkungsweise der Polschuhe geschwächt wird. Sollten sich durch diese Maßnahme größere Magnetkräfte einstellen, ist eine Reduzierung der Polschuhe sinnvoll. Um dies festzustellen, wird der Extremfall geprüft, bei dem der Läufer nur noch über einen einzigen Durchmesser verfügt und die Polschuhe somit wegfallen.

Das neue Modell ohne Polschuhe ist zusammen mit dem ursprünglichen Modell in Abbildung 3-30 dargestellt. Der einheitliche Läuferdurchmesser von 0,75 mm führt zu einer Zunahme der minimalen Querschnittsfläche von 33 %. Die Auslegung der Spulen- und Magnetparameter erfolgt analog zu den Abschnitten 3.5.1 und 3.5.2. Dabei ergibt sich eine Stromdichte von 50 A/mm^2 bei gleichbleibenden Spulenparametern (Windungszahl, Drahtdurchmesser) und eine Magnetisierung der Permanentmagnete von 270 kA/m . Es wird weiterhin der reduzierte Außendurchmesser der Permanentmagnete (1,85 mm) verwendet.

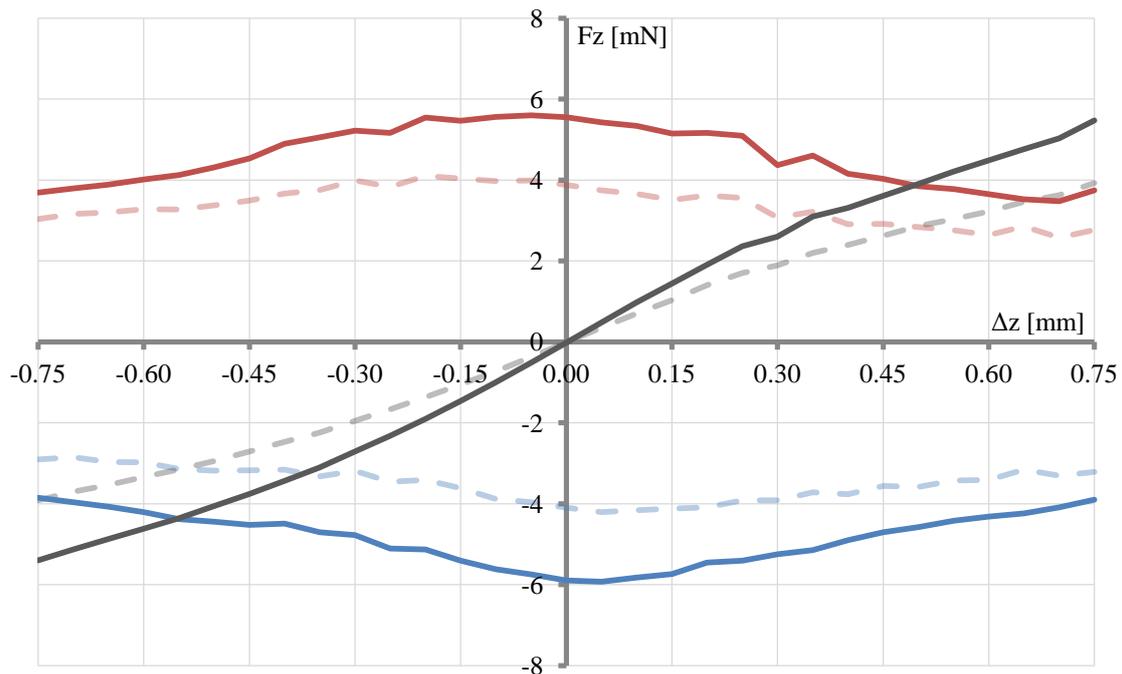


Abbildung 3-31: Kraftkennlinien des Aktuators mit Läufer ohne Polschuhe (Variante 2). Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Kraftkennlinien der Variante mit Polschuhen (Variante 1): Gestrichelte Kurven

Die Auswirkung auf die Magnetkraft wird anhand eines Vergleichs der Kraftkennlinien beider Modelle ermittelt (Abbildung 3-31). Die Kurvenformen der Kennlinien des neuen Modells weichen kaum von denen des alten Modells ab. Somit lässt sich schließen, dass der Wegfall der Polschuhe keine Auswirkungen auf die Funktionalität des Aktuators hat. In Folge der größeren Querschnittsfläche nehmen die Schaltkräfte um bis zu 50 % und die Haltekräfte um 40 % zu.

3.6.2 Spule mit reduzierten Maßen

Die vorangehenden Abschnitte zeigen, dass sich die Magnetkräfte durch eine Vergrößerung der Querschnitte der flussleitenden Bereiche erhöhen lassen. Diese Querschnittsflächen können durch die Reduzierung der Spulendurchmesser vergrößert werden.

Geringere Spulendurchmesser bei gleichbleibender Spulenlänge führen jedoch zu einem geringeren Wicklungsquerschnitt. Wird der in Abschnitt 3.5.1 ermittelte optimale Drahtdurchmesser verwendet, ergibt sich eine geringere Windungszahl der Spule. Um unter diesen Voraussetzungen die nötige Stromdichte von 50 A/mm^2 erzeugen zu können, muss der Spulenstrom erhöht werden. Dieser sollte jedoch nicht $0,5 \text{ A}$ überschreiten. Alternativ lassen sich mehr Windungen realisieren, indem der Drahtdurchmesser reduziert wird. Allerdings führt diese Maßnahme gleichzeitig zu einer höheren Verlustleistung [Wick00].

Die geeignetere Variante ist, die Spulendurchmesser zu reduzieren und gleichzeitig die Spulenlänge zu vergrößern. Auf diese Weise können weiterhin ein großer Drahtdurchmesser und ein geringer Spulenstrom verwendet werden. Wird die Spulenhöhe halbiert, sollte

die Spulenlänge mindestens verdoppelt werden. Daraus resultieren jedoch große Längen einiger Aktuator-Bauteile (Spule, Rückschlussrohr, Gleitrohr und Läufer) bei geringen Wandstärken. Dies führt zu einer schlechten Herstellbarkeit und Handhabbarkeit der Bauteile.

Bei keiner der Varianten überwiegen die Vorteile die Nachteile. Daher werden auch im Folgenden die bisherigen Spulendurchmesser (Abbildung 3-13) verwendet.

3.6.3 Gleitrohr mit reduzierter Wandstärke (Variante 3)

Der magnetische Kreis der Spule schließt sich über den Läufer, das Rückschlussrohr und die beiden Statorpolschuhe. Trotz des einheitlichen Läuferdurchmessers ist der Querschnitt des Läufers ($0,442 \text{ mm}^2$) immer noch deutlich geringer als der des Rückschlussrohrs ($0,872 \text{ mm}^2$). Im besten Fall sind beide Querschnittsflächen gleich groß, da dann beide Bauteile optimal ausgenutzt werden. Die Anpassung beider Flächen sollte zu einem größeren magnetischen Fluss führen. Daher muss der Läuferdurchmesser erhöht werden.

Um einen Läuferquerschnitt von ebenfalls $0,872 \text{ mm}^2$ zu erhalten, ist ein Durchmesser von $1,05 \text{ mm}$ nötig. Die Erweiterung des Läuferdurchmessers bedingt die Reduzierung der Wandstärke des Gleitrohrs. Unter Berücksichtigung der Fertigungstoleranzen beträgt die maximale Wandstärke dann $55 \mu\text{m}$. Aus fertigungstechnischen Gründen sind allerdings nur Rohre mit einer minimalen Wandstärke von $100 \mu\text{m}$ möglich. Damit beträgt der maximale Durchmesser des Läufers $0,95 \text{ mm}$ und sein Querschnitt $0,71 \text{ mm}^2$. Für das Verhältnis zwischen dem minimalen Statorquerschnitt und dem minimalen Läuferquerschnitt ($A_{\min, \text{Läufer}} : A_{\min, \text{Stator}}$) ergibt sich somit ein Wert von $0,81$.

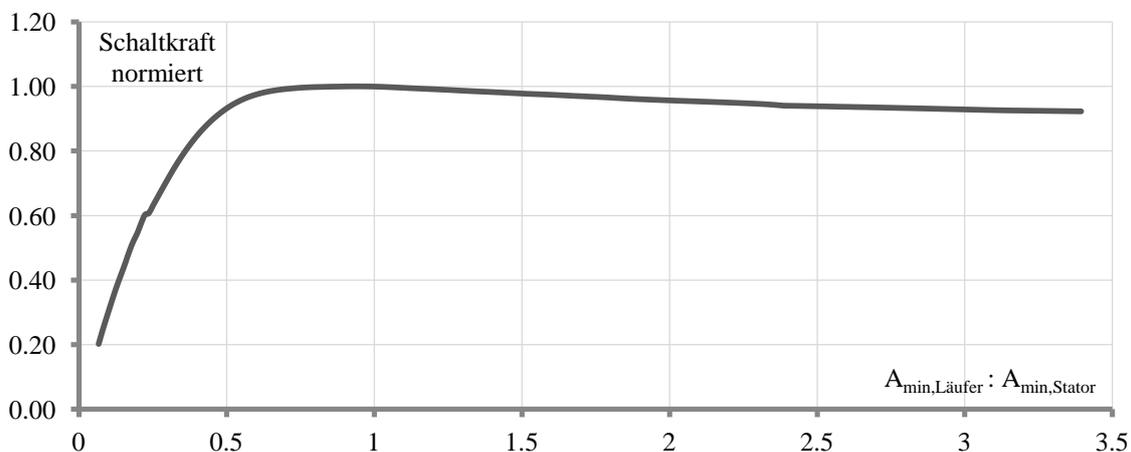


Abbildung 3-32: Normierte Schaltkraft in Abhängigkeit vom Verhältnis $A_{\min, \text{Läufer}} : A_{\min, \text{Stator}}$

In Abbildung 3-32 ist die normierte Schaltkraft in Abhängigkeit vom Verhältnis $A_{\min, \text{Läufer}} : A_{\min, \text{Stator}}$ dargestellt. Dem Kurvenverlauf lässt sich entnehmen, dass die Magnetkräfte bei einem Verhältnis von $0,81$ nahezu ihr Maximum erreicht haben.

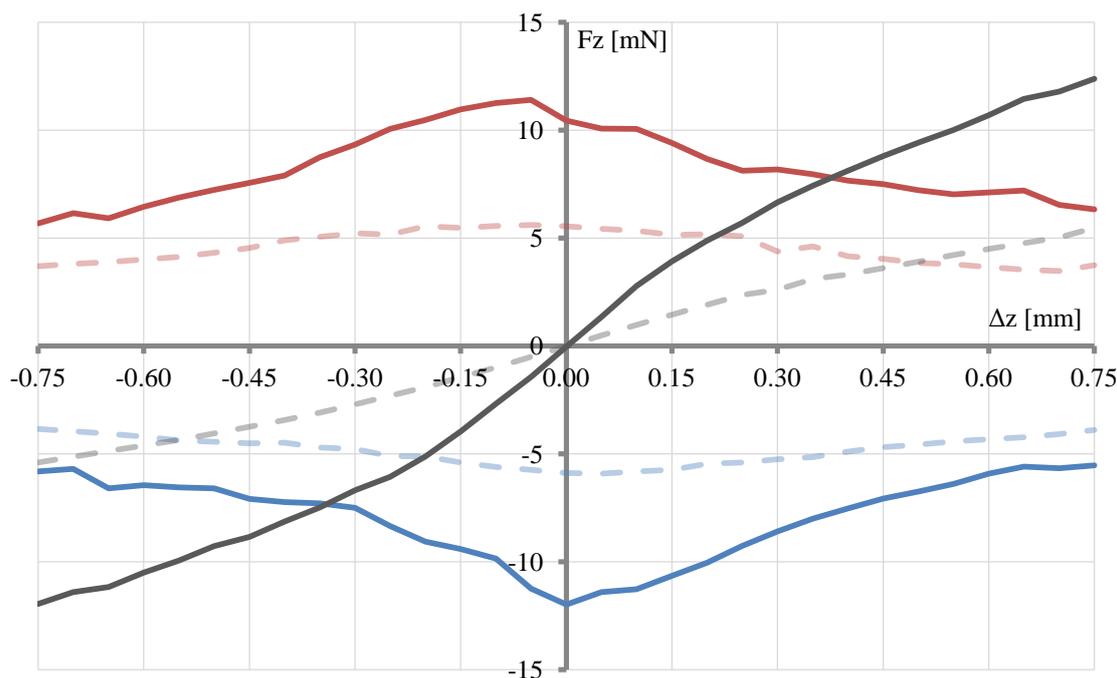


Abbildung 3-33: Kraftkennlinien des Aktuators mit 0,95 mm Läuferdurchmesser (Variante 3). Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Kraftkennlinien der Variante mit 0,75 mm Läuferdurchmesser (Variante 2): Gestrichelte Kurven

Um die magnetische Flussdichte an den größeren Querschnitt anzupassen, ist eine Erhöhung der Stromdichte von 50 A/mm^2 auf 65 A/mm^2 nötig. Gleichzeitig muss die Magnetisierung der Permanentmagnete von 270 kA/m auf 375 kA/m vergrößert werden. Die sich mit den neuen Parametern ergebenden Kraftkennlinien sind in Abbildung 3-33 dargestellt. Die Haltekräfte in den Endlagen sind um bis zu 126 % größer als die des Aktuators mit einem Läuferdurchmesser von 0,75 mm. Die Schaltkräfte erfahren eine Steigerung um bis zu 103 %, die bei zentrierter Läuferposition feststellbar ist. Bei zunehmender Läuferverschiebung fällt die Kraftzunahme allerdings deutlich geringer aus. In den Endlagen beträgt sie nur noch etwa 50 %. Der Grund hierfür ist eine ungünstige Polschuhüberdeckung. Die Vergrößerung des Läuferdurchmessers bei gleichbleibenden Innendurchmessern des Stators hat zur Folge, dass der Luftspalt schmaler wird. Dies führt dazu, dass die Läuferverschiebung ab einem Wert von $\Delta z = \pm 0,3 \text{ mm}$ eine geringere Energieänderung im magnetischen Kreis der Spule bewirkt.

3.6.4 Optimale Polschuhbreite und Polschuhüberdeckung (Variante 4)

Im vorherigen Abschnitt wird festgestellt, dass der Aktuator über eine ungünstige Polschuhüberdeckung verfügt. Die Simulation zeigt, dass die optimale Breite der Statorpolschuhe 0,75 mm beträgt. Dies entspricht dem halben Stellweg.

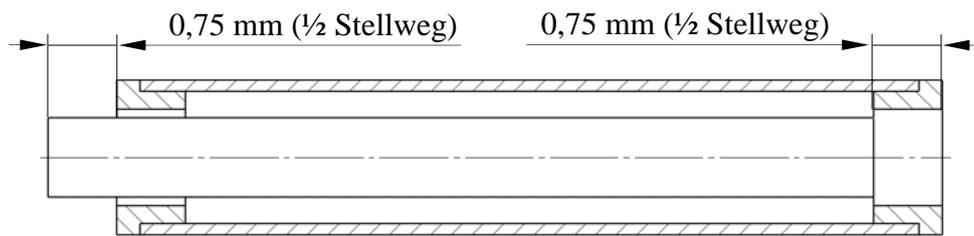


Abbildung 3-34: Optimale Polschuhüberdeckung und optimale Polschuhbreite des bistabilen Reluktanz-Aktuators

Die optimale Polschuhüberdeckung ist in Abbildung 3-34 dargestellt. Der Läufer befindet sich in der linken Endlage. Der linke Polschuh wird vollständig vom weichmagnetischen Material des Läufers überdeckt. Die rechte Kante des Läufers und die linke Kante des rechten Polshuhs liegen auf einer Höhe, sodass beide Bauteile gerade eben keine Überdeckung aufweisen. Folglich ergibt sich die optimale Polschuhüberdeckung, wenn die Länge des Stators (Polshuhe und Rückschlussrohr) gleich der Länge des Läufers ist. Mit diesem Verhältnis lassen sich Stator- und Läuferlänge beliebig variieren. Die Reduzierung der Polschuhbreite um jeweils 0,75 mm ermöglicht die Vergrößerung der Spulenlänge um 1,5 mm. Dadurch ließe sich die Spule um 30 Windungen erweitern und der Strom reduzieren. Aufgrund des geringen Bauraums im Endoskop wird jedoch stattdessen die Gesamtlänge des Aktuators um 1,5 mm verringert.

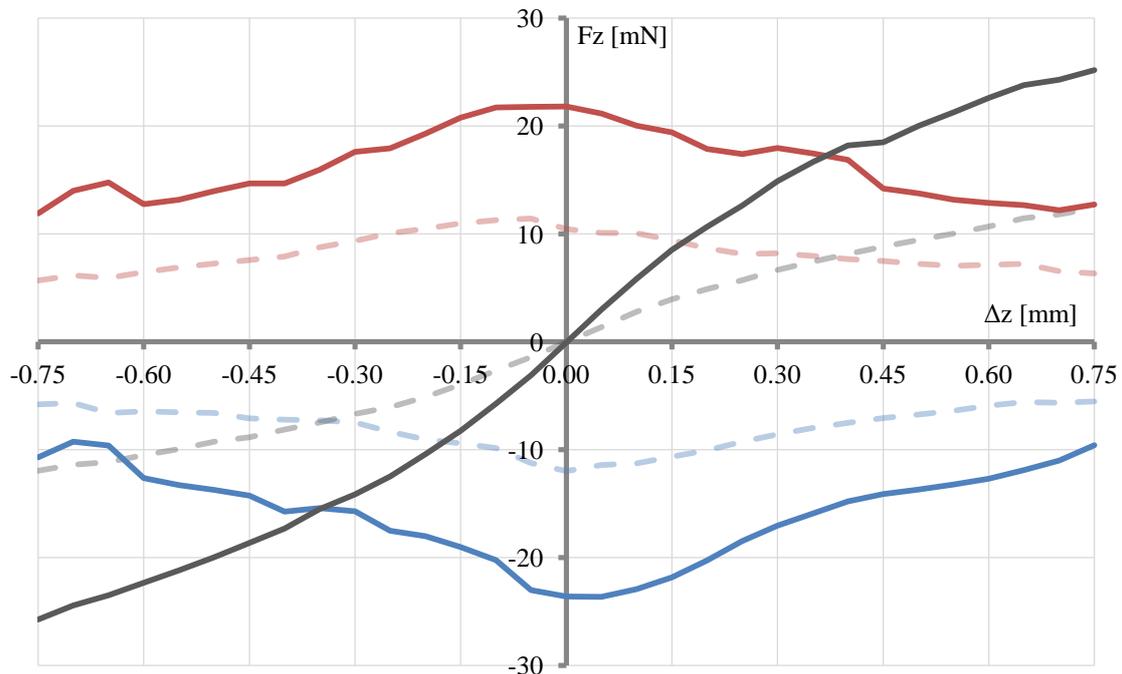


Abbildung 3-35: Kraftkennlinien des Aktuators mit optimierter Polschuhbreite und -überdeckung (Variante 4). Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Kraftkennlinien von Variante 3: Gestrichelte Kurven

Um für das Aktuator-Modell mit optimaler Polschuhbreite, optimaler Polschuhüberdeckung und reduzierter Gesamtlänge einheitliche Kraftkennlinien zu erhalten, muss bei

gleichbleibender Stromdichte (65 A/mm^2) eine Magnetisierung der Magnete von 550 kA/m eingestellt werden.

Die Haltekräfte erfahren infolge der Polschuhoptimierung eine Steigerung um bis zu 115 % gegenüber dem Modell des vorangehenden Optimierungsschritts. Die Steigerung der Schaltkräfte beträgt bis zu 120 % (Abbildung 3-35). Ausschlaggebend hierfür sind nicht nur die stärkere Magnetisierung der Permanentmagnete, sondern auch die verbesserte Führung des magnetischen Flusses durch die Optimierung der Magnetkreisgeometrie.

3.6.5 Optimale Länge der Permanentmagnete (Variante 5)

Die Optimierung der Permanentmagnete beinhaltet bisher nur die Anpassung der Magnetisierung an den von der Spule erzeugten magnetischen Fluss. Abschnitt 3.5.2 zeigt jedoch, dass sich die Permanentmagnete auch hinsichtlich ihrer Geometrie anpassen lassen. Es existiert ein optimaler Arbeitspunkt, der von der Permanentmagnetlänge und den Magnetdurchmessern abhängig ist. Der Innendurchmesser wird durch das Gleitrohr festgelegt und der Außendurchmesser durch den maximalen Gesamtdurchmesser des Aktuators. Die Permanentmagnetdurchmesser lassen sich somit nicht verändern. Die Länge ist jedoch frei variierbar.

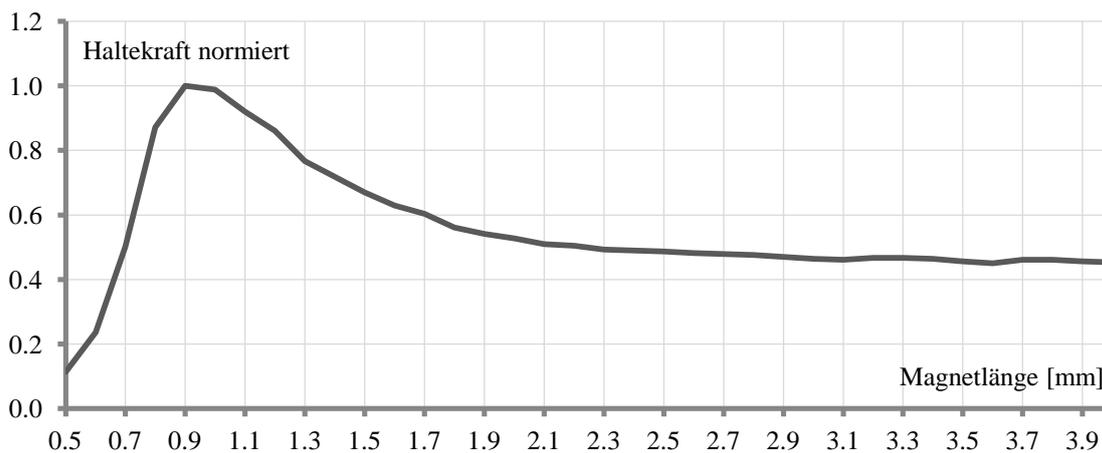


Abbildung 3-36: Normierte Haltekraft in Abhängigkeit von der Permanentmagnetlänge (auf die in den Endlagen wirkende maximale Haltekraft normiert)

In Abbildung 3-36 ist die normierte Haltekraft in den Endlagen in Abhängigkeit von der Permanentmagnetlänge dargestellt. Es ist zu erkennen, dass sich der Arbeitspunkt entlang der Entmagnetisierungskurve bewegt (vgl. Abbildung 3-17), während die Permanentmagnetlänge variiert wird. Bei einer Länge von $0,9 \text{ mm}$ ergibt sich das maximale Energieprodukt der Magnete $(B \times H)_{max}$ und damit auch die maximale Magnetkraft.

In Abschnitt 3.5.2 wurde der Außendurchmesser der Magnete auf $1,85 \text{ mm}$ reduziert. Dieser wird im Rahmen der Optimierung auf 2 mm zurückgesetzt, woraus sich eine Wandstärke von $380 \mu\text{m}$ ergibt. Dies erleichtert die Fertigbarkeit und Handhabbarkeit der Magnete und führt damit zu geringeren Kosten.

Im Vergleich zum vorangehenden Optimierungsschritt führen die optimale Permanentmagnetlänge und der erweiterte Außendurchmesser bei gleichbleibender Magnetisierung (550 kA/m) zu fast doppelt so großen Haltekräften. Damit sind die Permanentmagnete gegenüber der Spule überdimensioniert. Die Magnetisierung muss so weit reduziert werden, dass sich erneut die Kennlinien der Halte- und Schaltkräfte aus Abbildung 3-35 ergeben. Die Magnetisierung der Permanentmagnete beträgt dann 355 kA/m. Dieser Wert ist vom Hersteller der Magnete einzuhalten.

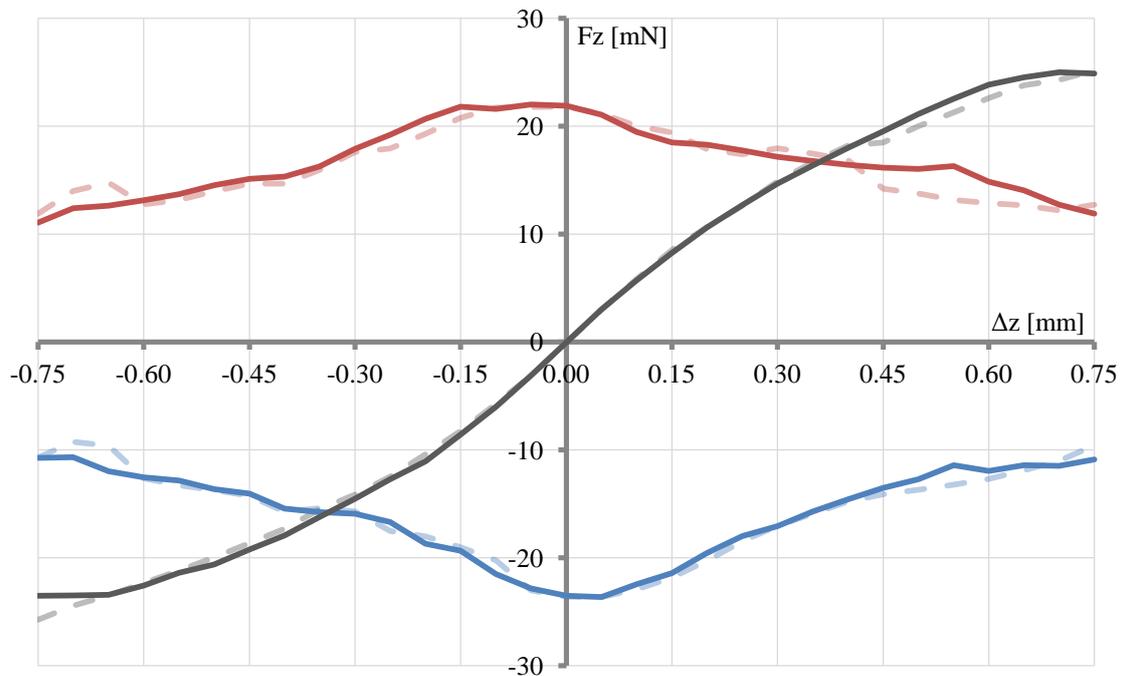


Abbildung 3-37: Kraftkennlinien des Aktuators mit optimierter Permanentmagnetlänge (Variante 5). Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Kraftkennlinien von Variante 4: Gestrichelte Kurven

Abbildung 3-37 zeigt, dass sich die Kraftkennlinien des Aktuators mit optimierten Permanentmagneten kaum von denen des vorherigen Modells unterscheiden. Die geringen Abweichungen sind auf Vernetzungs- und Rundungsfehler der Simulation zurückzuführen. Im Rahmen dieses Optimierungsschrittes ist keine Vergrößerung der Magnetkräfte möglich. Die Permanentmagnetlänge wird jedoch deutlich reduziert. Dies verringert den Materialaufwand bei der Herstellung und vereinfacht die Produzierbarkeit der Magnete. Außerdem kann ein Magnetmaterial mit einer deutlich geringeren Magnetisierung verwendet werden. Der Spielraum bis zum Erreichen der maximalen Magnetisierung wird dadurch vergrößert und ermöglicht weitere Anpassungen des Aktuators.

3.6.6 Permanentmagnete als Teil des Läufers (Variante 6)

Im letzten Optimierungsschritt werden die Permanentmagnete vom Stator entfernt und dem Läufer hinzugefügt. Von dieser Maßnahme ist keine Erhöhung der Magnetkräfte zu erwarten, da sich die Quellen lediglich an einer anderen Position im Magnetkreis befinden. Die Optimierung besteht darin, dass Stabmagnete anstelle von Ringmagneten verwendet

werden können. Stabmagnete lassen sich besser herstellen und handhaben als Ringmagnete mit sehr dünnen Wandstärken. Daraus resultieren geringere Fertigungskosten.

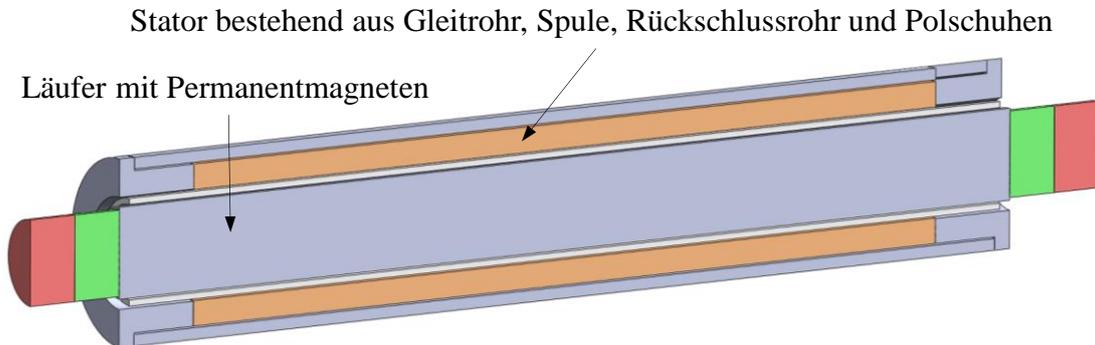


Abbildung 3-38: Aktuator-Modell mit Permanentmagneten als Teil des Läufers

Abbildung 3-38 zeigt das Modell des bistabilen Aktuators mit den Permanentmagneten als Teil des Läufers. Um eine Doppelpassung und ein damit verbundenes Verkanten des Läufers im Gleitrohr zu verhindern, muss der Magnetdurchmesser kleiner sein als der des Spulenkerns. Der Magnetdurchmesser wird auf 0,78 mm festgelegt. Damit die Abnahme der magnetischen Energie aufgrund des kleineren Magnetvolumens ausgeglichen werden kann, muss ein Material mit einer stärkeren Magnetisierung (SmCo, 790 kA/m) verwendet werden. Gleichzeitig kann der Spulenstrom von 0,65 A auf 0,31 A reduziert werden, wodurch sich die Verlustleistung erheblich verringert.

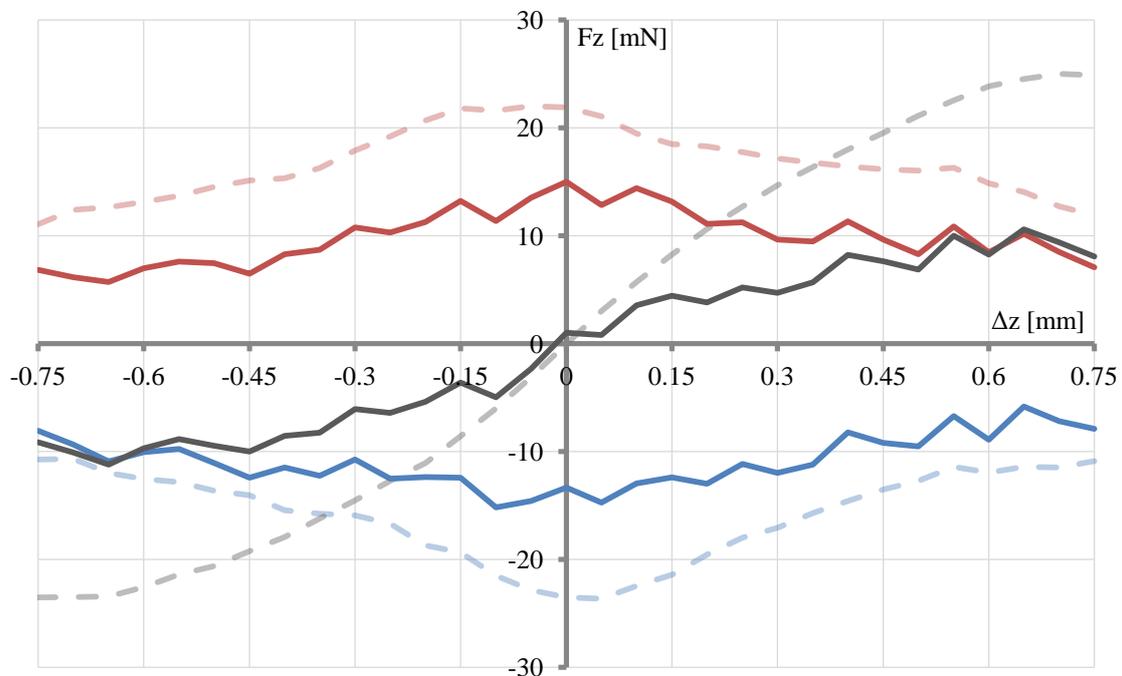


Abbildung 3-39: Kraftkennlinien des Aktuators mit Magneten als Teil des Läufers (Variante 6). Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Kraftkennlinien von Variante 5: Gestrichelte Kurven

Die Kraftkennlinien des Aktuator-Modells mit Permanentmagneten als Teil des Läufers sind in Abbildung 3-39 dargestellt. Die un stetigen Kurvenverläufe sind auch in diesem Fall auf Vernetzungs- und Rundungsfehler der Simulation zurückzuführen. Das Netz weist dort, wo Läufer und Magnete aneinander grenzen, eine niedrige Qualität auf. Der Grund hierfür sind die unterschiedlichen Durchmesser von Läufer und Magneten. Die Kräfte weisen deutlich geringere Werte als die des Modells mit Ringmagneten auf, da die magnetische Energie der neuen Stabmagnete trotz höherer Magnetisierung geringer ist. Materialien mit höherer Magnetisierung (z.B. NdFeB) sind allerdings nicht für das Sterilisieren geeignet. Daher ist dieser letzte Optimierungsschritt nur als Option zur Reduzierung der Fertigungskosten zu betrachten. In der folgenden Umsetzung von Aktuatoren wird er nicht berücksichtigt.

3.6.7 Zusammenfassung der Aktuator-Optimierung

Mit Hilfe der Simulationen können verschiedene Merkmale des Grundsystems deutlich verbessert werden. Zunächst wird festgestellt, dass die Läuferpolschuhe kaum Auswirkungen auf die Kraftkennlinien haben. Der Verzicht auf Läuferpolschuhe vergrößert die Querschnittsfläche, die dem magnetischen Fluss zur Verfügung steht, was zu größeren Kräften führt. Die Magnetkräfte können weiterhin durch eine optimierte Überdeckung von Läufer und Statorpolschuhen erhöht werden. Die Haltekräfte erfahren eine Steigerung von ursprünglich 4 mN auf 23 mN und die Schaltkräfte von 3 mN auf 12 mN. Weiterhin führt die Reduzierung der Polschuhbreite und der Permanentmagnetlänge zu einer Verringerung der Gesamtlänge des Aktuators um insgesamt 3,7 mm (25,5 %).

Das Resultat der Aktuator-Optimierung ist ein kompakteres System, das deutlich größere Kräfte liefert und zudem hinsichtlich seiner Fertigbarkeit optimiert ist.

3.7 Bistabiler Reluktanz-Aktuator mit Hohlläufer

Neben dem in den oberen Abschnitten beschriebenen Aktuator mit einem massiven Läufer wird ein weiteres Modell mit einem Hohlläufer entwickelt. Die Funktionsweisen der beiden Modelle unterscheiden sich nicht. Der Hohlläufer ist dafür vorgesehen, in seinem Innenraum eine Linse aufzunehmen. Die Bewegung der Linse zwischen zwei festen Endlagen dient dazu, eine Fokus-Funktion mit Nah- und Fernbereich zu realisieren.

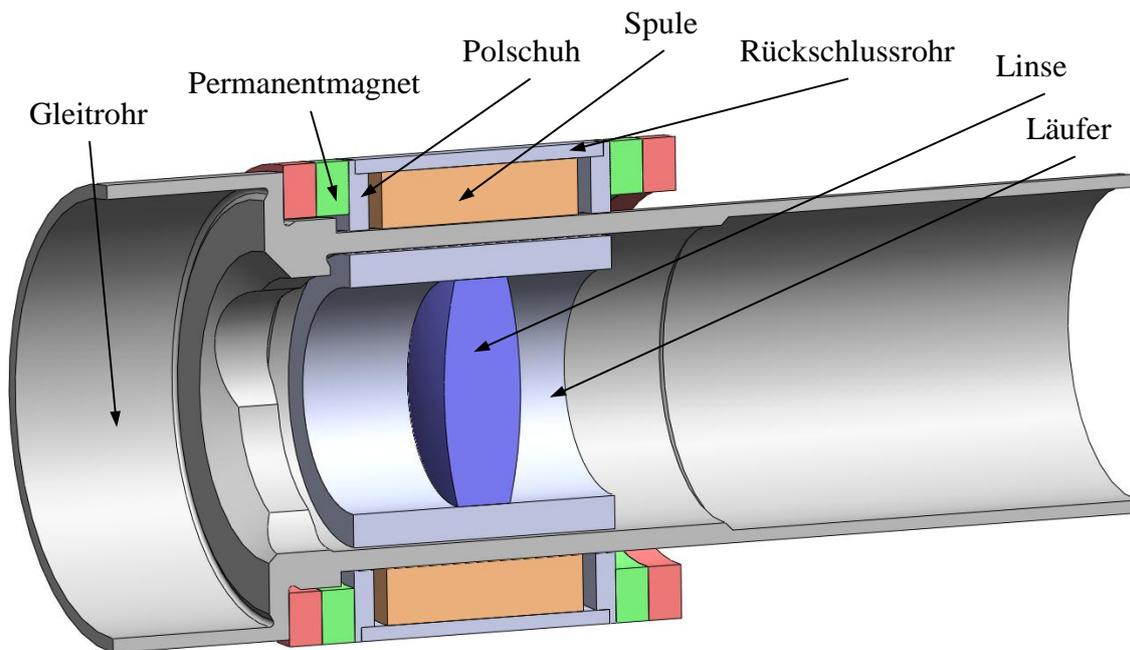


Abbildung 3-40: Aufbau des bistabilen Reluktanz-Aktuators mit Hohlläufer

Das Modell des Aktuators mit einem Hohlläufer ist in Abbildung 3-40 dargestellt. Der Aktuator verfügt über die gleichen Bauteile wie der Aktuator mit massivem Läufer. Das Design des Gleitrohrs ist bereits für die Integration in die distale Spitze eines Videoendoskops ausgelegt. Die Aktuator-Einheit ohne das Gleitrohr weist eine Gesamtlänge von 3 mm auf. Der Außendurchmesser des Aktuators beträgt 3,4 mm, der Innendurchmesser des Läufers 1,6 mm. Mit diesen Maßen ist der Aktuator für die Integration in ein Endoskop mit 5,4 mm Außendurchmesser geeignet. Die Permanentmagnete sind ebenfalls mit einer Magnetisierung von 310 kA/m parametrisiert und werden aus dem Material Recoma 5 hergestellt. Die Spule verfügt über 60 Windungen und wird mit 0,67 A betrieben. Die weichmagnetischen Bauteile (Läufer, Polschuhe und Rückschlussrohr) bestehen aus Baustahl (1.0037). Der Hub ist mit 0,3 mm ausgelegt und damit speziell an die Fokus-Funktion angepasst. Daraus resultiert eine Polschuhbreite von 0,15 mm.

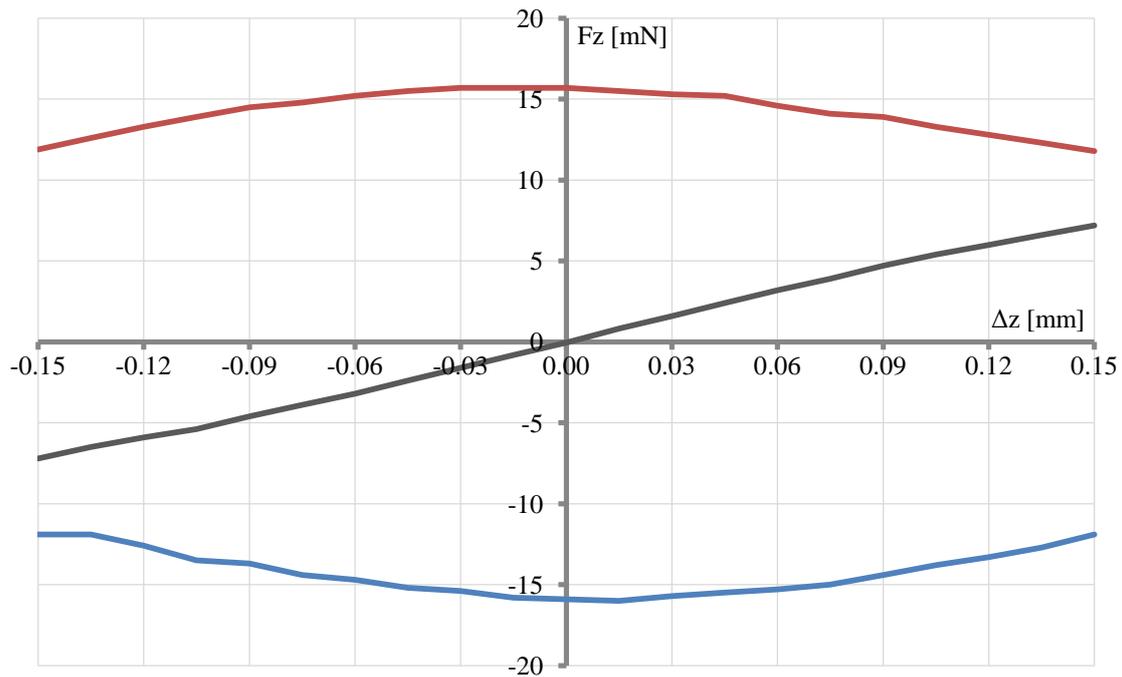


Abbildung 3-41: Kraftkennlinien Aktuators mit Hohlläufer. Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau)

Die Kraftkennlinien für den Aktuator mit Hohlläufer, die sich aus der Simulation ergeben, sind in Abbildung 3-41 dargestellt. Im Vergleich zum Aktuator mit massivem Läufer betragen die Werte der Haltekraft weniger als die Hälfte (7,2 mN). Die Schaltkräfte unterscheiden sich nur geringfügig (Maximum: 15,7 mN). In Abschnitt 2.1.3 wird die minimale Kraft für eine Fokus-Funktion in einem Endoskop mit 5,4 mm Außendurchmesser mit 3 mN festgelegt. Diese Forderung wird erfüllt.

4 Umsetzung bistabiler Reluktanz-Linearantriebe

Im folgenden Kapitel werden die in Abschnitt 3.6 optimierten Modelle der Aktuatoren mit massivem Läufer und mit Hohlläufer als Funktionsmuster aufgebaut. Die Fertigung der Bauteile bedingt die Berücksichtigung von Fertigungs- und Lagetoleranzen. Die Auswirkungen dieser Toleranzen auf die Funktionalität der Aktuatoren werden diskutiert.

4.1 Bistabiler Reluktanz-Aktuator mit massivem Läufer

Grundlage des abschließenden Modells eines bistabilen Reluktanz-Aktuators mit massivem Läufer sind die Auslegungs- und Optimierungsschritte, die in den vorangehenden Abschnitten beschrieben wurden. Im Folgenden wird die Umsetzung von Variante 5 des Aktuators mit massivem Läufer beschrieben. Der Außendurchmesser beträgt 2 mm und die Gesamtlänge 13,1 mm.

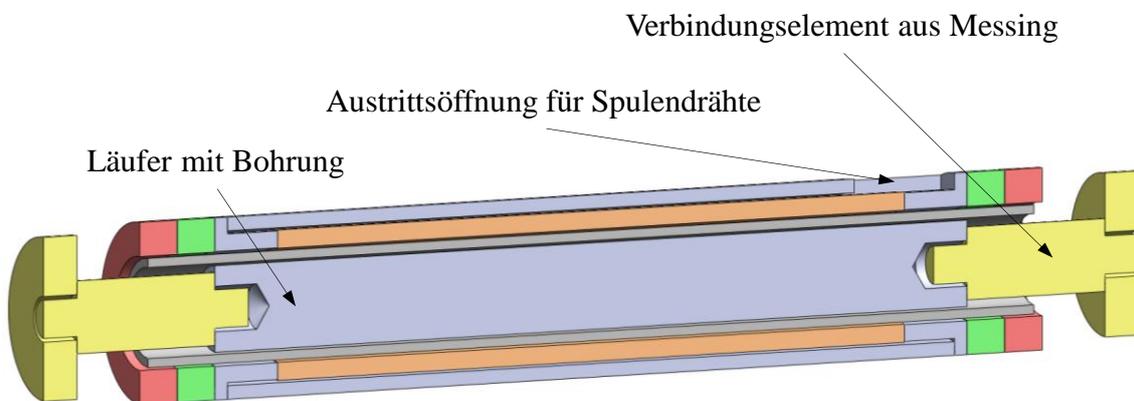


Abbildung 4-1: Abschließendes Modell des bistabilen Reluktanz-Aktuators mit massivem Läufer (Variante 5)

Für alle Bauteile werden Fertigungstoleranzen und das für die Montage nötige Spiel berücksichtigt. Damit ist eine Anpassung der Durchmesser verbunden. Darüber hinaus wird das Modell um zwei Verbindungselemente erweitert, die als mechanische Anschläge dienen und somit den Hub definieren. Weiterhin ermöglichen sie die Erfassung der Läuferverschiebung und der Kräfte außerhalb des Aktuators. Die Verbindungselemente bestehen aus Messing. Die Verwendung dieses paramagnetischen Materials stellt sicher, dass der magnetische Kreis und somit die Funktionalität des Aktuators nicht beeinträchtigt wird. Verwendbare Werkstoffe sind beispielsweise Messing, Aluminium und austenitischer Edelstahl. Hier wird Messing verwendet, da sich dieses Material gut bearbeiten lässt. Für die Befestigung der Verbindungselemente sind zwei Bohrungen vorgesehen. Desweiteren verfügt das Rückschlussrohr über eine Austrittsöffnung, durch die die Spulendrähte nach außen geführt werden können. Die entsprechenden Änderungen am Modell von Variante 5 sind in Abbildung 4-1 dargestellt.

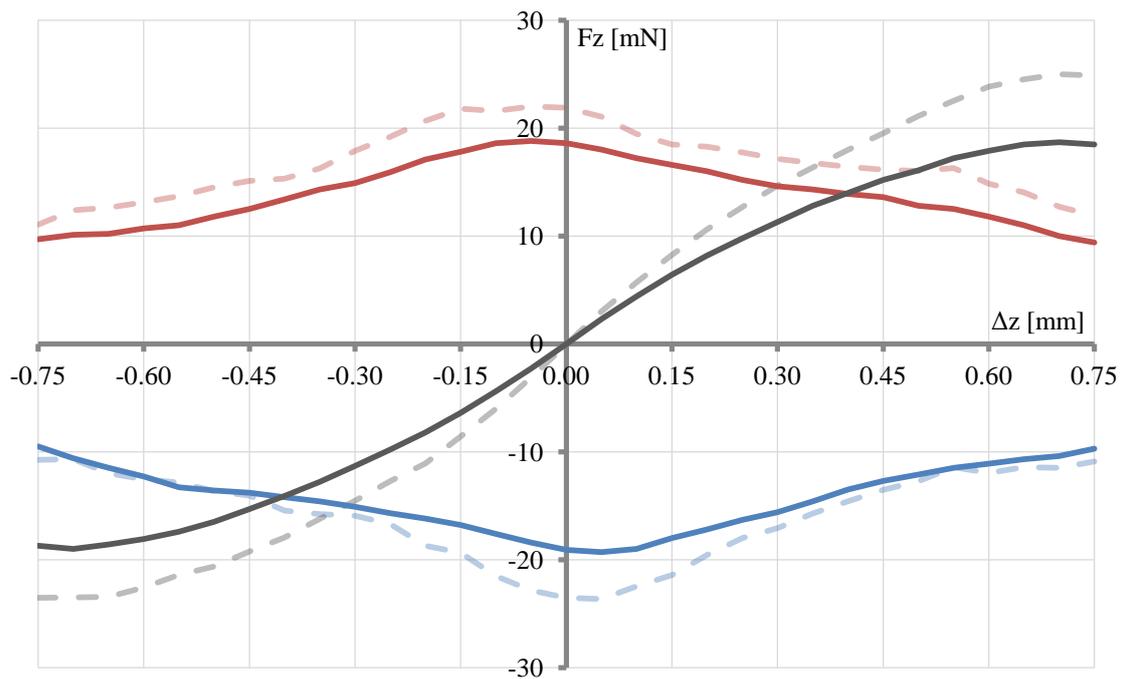


Abbildung 4-2: Kraftkennlinien des abschließenden Modells des bistabilen Reluktanz-Aktuators (Variante 5). Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Zum Vergleich Kraftkennlinien des idealen Simulationsmodells (s. Abschnitt 3.6.5): Gestrichelte Kurven

Die Anpassung der Bauteildurchmesser, die zusätzlichen Bohrungen im Läufer und die Austrittsöffnung im Rückschlussrohr führen zu einer geringfügigen Reduzierung der Querschnittsflächen des magnetischen Kreises. Dies hat eine Verringerung der Kräfte zur Folge. Der Spulenstrom wird von 0,65 A auf 0,55 A reduziert und die Magnetisierung der Magnete von 355 kA/m auf 310 kA/m. Für die Herstellung der Permanentmagnete wird das Material Recoma 5 des Herstellers Arnold Magnetics eingesetzt. Recoma 5 ist eine SmCo-Legierung. Die sich mit den neuen Aktuator-Maßen und -parametern ergebenden Kraftkennlinien sind in Abbildung 4-2 dargestellt.

Für die Umsetzung von Variante 5 wird für die weichmagnetischen Bauteile Vacoflux 17 verwendet. Es wird eine zweite, baugleiche Variante umgesetzt, bei der stattdessen Baustahl (1.0037) eingesetzt wird (im Folgenden mit 'Variante 5 - 1.0037' bezeichnet). Dies dient dazu, den Einfluss des Werkstoffs auf die Kraftkennlinien zu diskutieren. Baustahl verfügt über eine maximale Sättigungsinduktion von 1,6 T bis 1,8 T. Damit ergeben sich Kräfte, deren Werte um 40 % geringer ausfallen als die des Vacoflux-17-Modells (Abbildung 4-2). Infolge der geringeren Sättigungsinduktion von Baustahl müssen der Außendurchmesser der Magnete um 0,15 mm und der Strom um 50 mA reduziert werden. Für die Parametrisierung der weichmagnetischen Bauteile wird die Magnetisierungskurve für Weicheisen der Simulationssoftware verwendet (s. Anhang A5).

4.1.1 Funktionsmuster des Aktuators mit massivem Läufer

Die Montage mehrerer baugleicher Aktuator-Funktionsmuster erfolgt manuell. Die Verbindungen zwischen den Bauteilen werden mit einem Zweikomponentenkleber auf Epo-

epoxidharz-Basis realisiert. Dieser Klebstoff ist für hohe Temperaturen (bis mindestens 136 °C) geeignet. Die Sterilisierbarkeit ist somit sichergestellt.

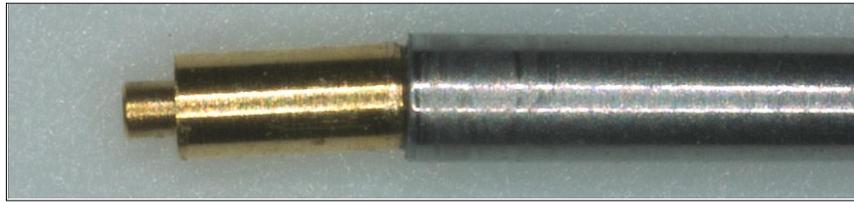


Abbildung 4-3: Verkippen der Verbindungselemente bei der Montage des Läufers

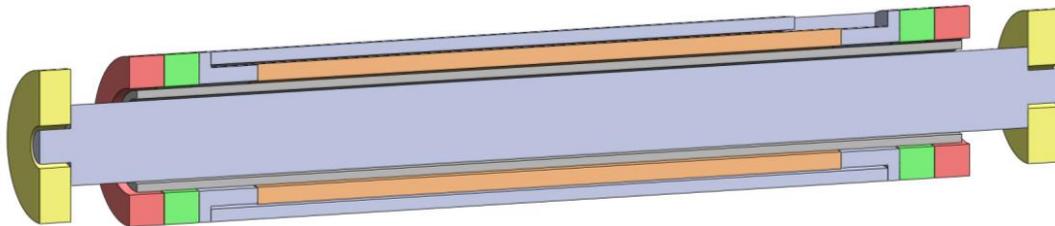


Abbildung 4-4: Läufer und Verbindungselemente werden als ein Teil gefertigt, um das Verkippen der Verbinderelemente zu verhindern

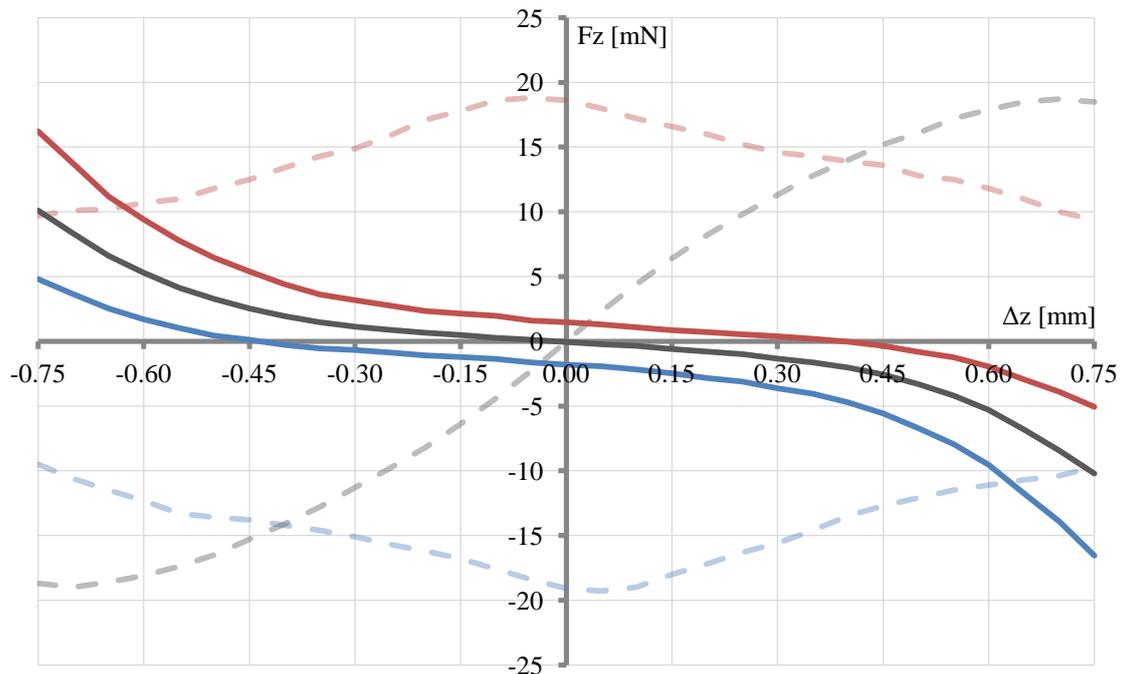


Abbildung 4-5: Kraftkennlinien für den Fall, dass Läufer und Verbindungselemente als ein Teil aus Vacoflux 17 gefertigt sind (Abbildung 4-4). Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Zum Vergleich Kraftkennlinien des idealen Simulationsmodells (s. Abschnitt 3.6.5): Gestrichelte Kurven

Beim Zusammenbau der Läuferbaugruppe erweist sich die genaue, koaxiale Positionierung der Bauteile als schwierig. Es kommt zu leichten Verschiebungen und Verkippen

(Abbildung 4-3). Um dies zu vermeiden, müsste der gesamte Läufer, einschließlich der Verbindungselemente, als ein Teil gefertigt werden (Abbildung 4-4). Bestehen die Verbindungselemente allerdings ebenfalls aus einem weichmagnetischen Material, wird der magnetische Kreis so stark beeinflusst, dass der Aktuator seine Funktionalität verliert (Abbildung 4-5). Die Kraftkennlinie für den Fall, dass nur die Permanentmagneten aktiv sind (Grau), zeigt, dass der Läufer stets in die zentrierte Lage ($\Delta z = 0$ mm) zurück bewegt wird. Die Kraft in dieser Position ist Null. Ein leistungsloses Halten der Endlagen ist nicht mehr möglich. Darüber hinaus erfahren die Schaltkräfte einen Vorzeichenwechsel in den Positionen $\Delta z = -0,45$ mm (Schaltkraft in negative z-Richtung) und $\Delta z = 0,45$ mm (Schaltkraft in positive z-Richtung). Der maximale Hub beträgt nur noch 0,9 mm. Daher ist es zwingend notwendig, die Verbindungselemente als separate Bauteile aus einem paramagnetischen Material zu fertigen.

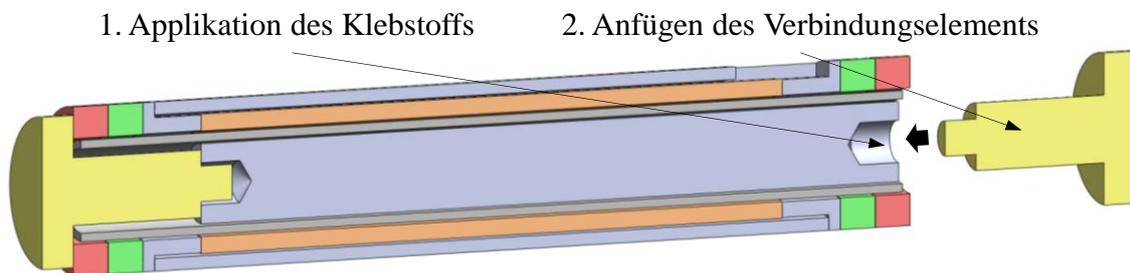


Abbildung 4-6: Montage des Läufers für den Fall, dass die Verbindungselemente als ein Teil gefertigt sind

Desweiteren ist jedes Verbindungselement eine eigene Baugruppe, die aus zwei Bauteilen besteht (ein Stab, ein Ring, Abbildung 4-1). Aus fertigungstechnischer Sicht wäre es weniger aufwändig und kostengünstiger, jedes Verbindungselement als ein Teil herzustellen (Abbildung 4-6). In diesem Fall müsste jedoch bei der Montage des Aktuators flüssiger Klebstoff im Innern des Gleitrohr appliziert werden. Dabei besteht die Gefahr, dass Klebstoff zwischen Läufer und Gleitrohr gelangt, beide miteinander verbindet und die Funktionsfähigkeit einschränkt.

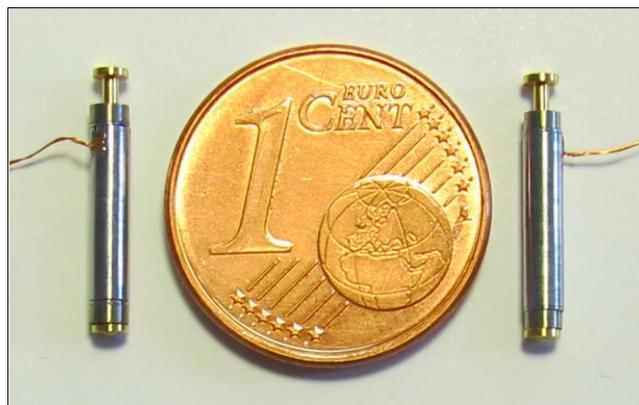


Abbildung 4-7: Funktionsmuster des Aktuators mit massivem Läufer. Muster mit weichmagnetischen Bauteilen aus Vacoflux 17 (Variante 5) (links). Muster mit weichmagnetischen Bauteilen aus 1.0037 und reduzierten Permanentmagneten (Variante 5 - 1.0037) (rechts)

Aus den oben genannten Gründen wird der Aktuator mit einem massiven Läufer entsprechend dem in Abbildung 4-1 dargestellten Modell umgesetzt. Abbildung 4-7 zeigt die Funktionsmuster des Aktuators mit massivem Läufer.

4.1.2 Einfluss von Fertigungstoleranzen

Für die Herstellung der Bauteile müssen Fertigungstoleranzen berücksichtigt werden. Alle Längen, die Durchmesser der Polschuhe und die des Rückschlussrohrs werden mit $\pm 0,03$ mm toleriert, die Durchmesser der Permanentmagnete mit $\pm 0,02$ mm und der Läuferdurchmesser mit $\pm 0,01$ mm. Vom Nennmaß abweichende Durchmesser führen zu größeren bzw. kleineren Querschnittsflächen, für den magnetischen Fluss. In Abschnitt 3.4 wird gezeigt, dass diese Flächen für die Magnetkräfte entscheidend sind. Somit wirken sich Fertigungstoleranzen steigernd oder vermindernd auf die Kräfte aus. Weiterhin führen die Toleranzen zu Differenzen bezüglich der Luftspaltbreite zwischen Läufer und Stator sowie zu einer nicht optimalen Polschuhüberdeckung. Daraus resultieren weitere Krafttoleranzen.

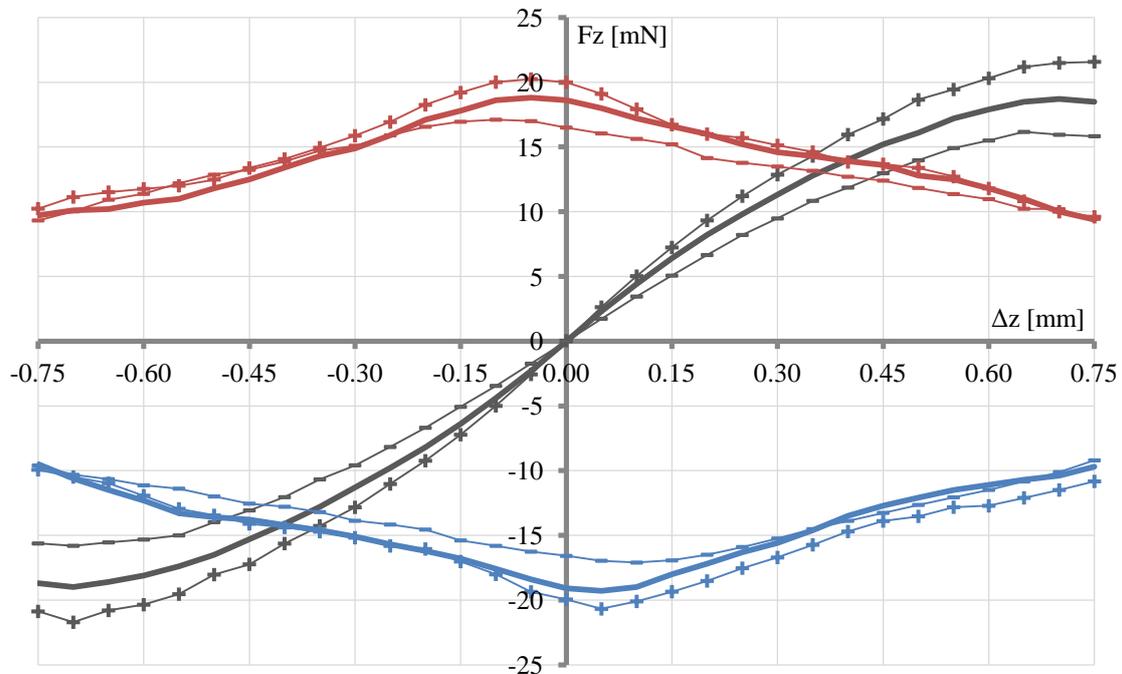


Abbildung 4-8: Einfluss von Fertigungstoleranzen auf die Kraftkennlinien (Aktuator mit massivem Läufer, Variante 5). Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Kräfte bei Nennmaßen (fett), Kräfte bei negativem Einfluss der Fertigungstoleranzen (-), Kräfte bei positivem Einfluss der Fertigungstoleranzen (+)

Abbildung 4-8 zeigt den Einfluss der Fertigungstoleranzen auf die Kraftkennlinien des Aktuators mit massivem Läufer in der Simulation. Die Kräfte bei Nennmaßen sind fett dargestellt. Für den Fall, dass die Toleranzen einen maximal negativen Einfluss auf die Kräfte haben, ergeben sich die mit '-' gekennzeichneten Kennlinien. Bei einem maximal positiven Einfluss resultieren die mit '+' markierten Kurvenverläufe. Die Haltekraft können in einem Bereich von ± 17 % variieren. In den Endlagen ergeben sich Abweichungen von bis zu 3,5 mN. Die maximale Abweichung der Schaltkräfte beträgt 10 % (2 mN). Wei-

terhin ist zu erkennen, dass die Fertigungstoleranzen zu einer leichten Verschiebung der Schaltkräfte entlang der Δz -Achse führen.

4.1.3 Einfluss von Lageabweichungen

Die Fertigungstoleranzen der Bauteile und das für die Montage zu berücksichtigende Spiel führen zu Luftspalten zwischen den Bauteilen. Daraus resultieren Lageabweichungen, die in Form von radialen Verschiebungen und Verkippungen vorliegen.

Verkippung von Polschuh und Permanentmagnet

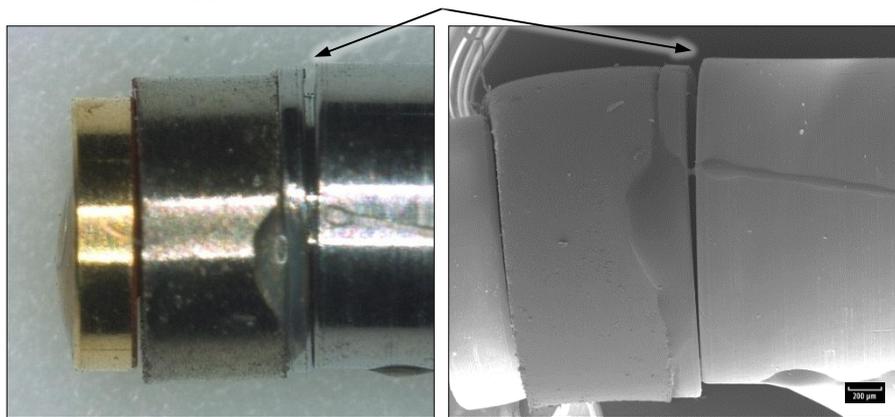
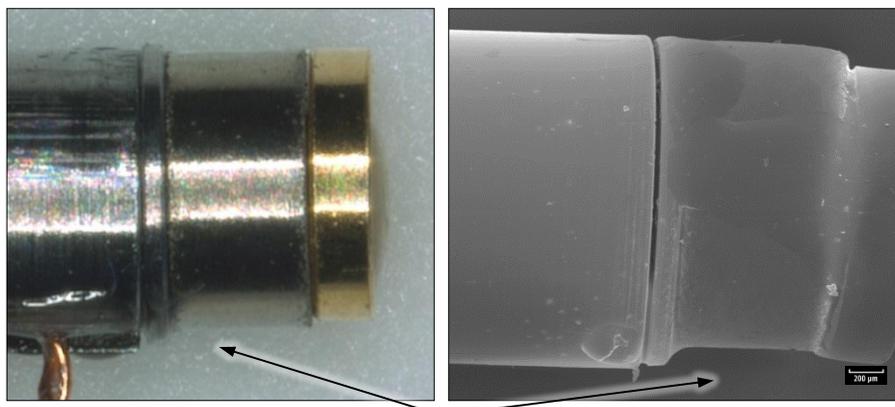


Abbildung 4-9: Verkippung von linkem Polschuh und Permanentmagnet infolge von Lagetoleranzen. Lichtmikroskop-Aufnahme (links). Rasterelektronenmikroskop-Aufnahme (rechts)



Radiale Verschiebung von Polschuh und Permanentmagnet

Abbildung 4-10: Radiale Verschiebung von rechtem Polschuh und Permanentmagnet infolge von Lagetoleranzen. Lichtmikroskop-Aufnahme (links). Rasterelektronenmikroskop-Aufnahme (rechts)

Abbildung 4-9 zeigt eine deutliche Verkippung von Polschuh und Permanentmagnet. Dies wird in der Rasterelektronenmikroskop-Aufnahme (Abbildung 4-9, rechts) besonders deutlich. Bei der in der REM-Aufnahme dargestellten Verformung des Permanentmagneten handelt es sich um einen Aufnahmefehler. Das Magnetfeld des Permanentmagneten führt zu einer Ablenkung des Elektronenstrahls, die eine Verzerrung des Bilds verursacht.

In Abbildung 4-10 ist die radiale Verschiebung von Polschuh und Permanentmagnet zu sehen. Die REM-Aufnahme (Abbildung 4-10, rechts) hebt die Verschiebung besonders hervor. Das Magnetfeld des Permanentmagneten führt hier ebenfalls zu einer Verzerrung des Bildes. Abbildung 4-9 und Abbildung 4-10 zeigen Extremlagen der Bauteile.

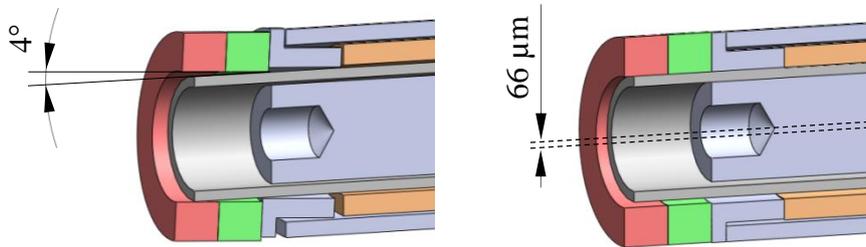


Abbildung 4-11: Maximal mögliche Lageabweichungen. Verkipfung von Polschuh und Permanentmagnet um 4° (links). Radiale Verschiebung des Stators gegenüber dem Läufer um $66 \mu\text{m}$ (rechts)

Der Luftspalt zwischen Gleitrohr und Polschuh kann, wie in Abbildung 4-11 demonstriert, zu Verkipfungen führen. Unter Berücksichtigung der maximalen Abweichungen durch Fertigungstoleranzen kann es zu einem Verkippen von bis zu 4° kommen. Darüber hinaus haben die Luftspalte zwischen Läufer und Gleitrohr und zwischen Stator und Gleitrohr zur Folge, dass sich die Bauteile in radialer Richtung verschieben können. Diese Verschiebung beträgt im schlechtesten Fall $66 \mu\text{m}$.

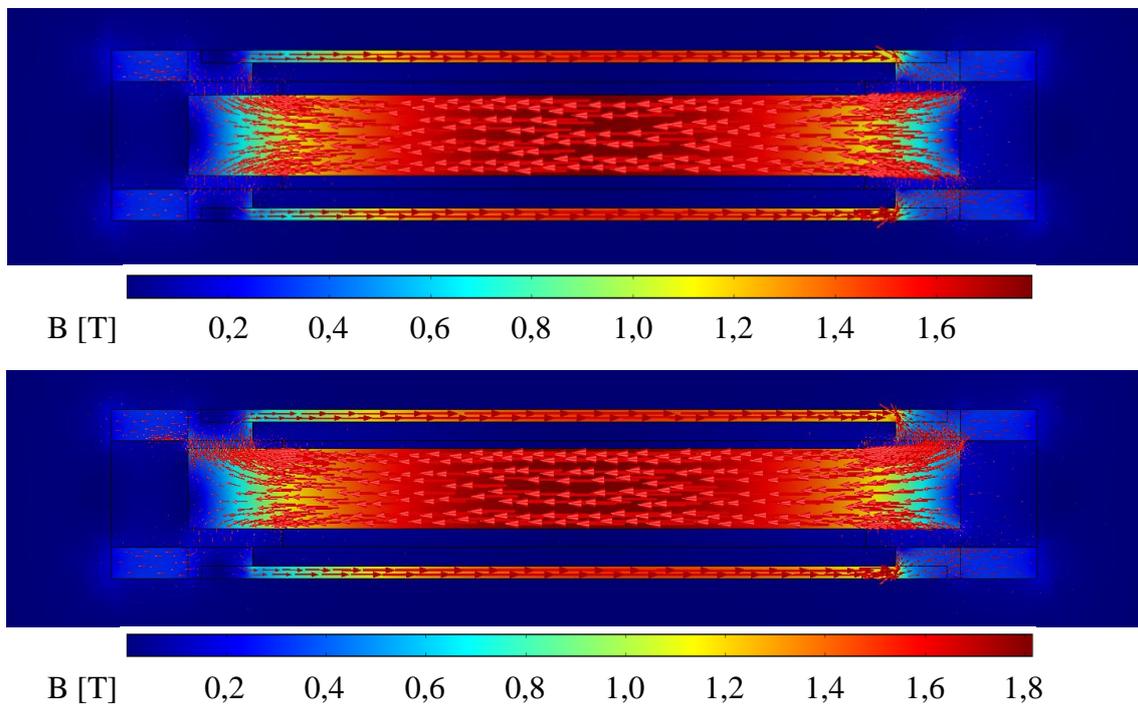


Abbildung 4-12: Magnetische Flussdichte bei radialer Verschiebung. Betrag und Verlauf der magnetischen Flussdichte bei $\Delta r = 0 \mu\text{m}$ (oben). Betrag und Verlauf der magnetischen Flussdichte bei $\Delta r = 66 \mu\text{m}$ (unten)

In Abbildung 4-12 sind der Betrag und der Verlauf der magnetischen Flussdichte im System bei einer radialen Verschiebung des Stators gegenüber dem Läufer Δr von $0 \mu\text{m}$ und $66 \mu\text{m}$ dargestellt. Liegt keine radiale Verschiebung vor ($\Delta r = 0 \mu\text{m}$), ergibt sich ein symmetrischer Flussverlauf (Abbildung 4-12, oben). Beträgt die radiale Verschiebung $66 \mu\text{m}$ (Abbildung 4-12, unten), nimmt die magnetische Flussdichte dort, wo sich Polschuh, Permanentmagnet und Läufer annähern, zu. Dies ist am dichteren Verlauf der Pfeile zu erkennen. Im Gegensatz dazu nimmt der Flussverlauf dort, wo sich Stator und Läufer voneinander entfernen, ab (kleinere Pfeile und geringere Anzahl).

Für den Fall, dass die radiale Verschiebung Null ist, heben sich die radialen Kräfte gegenseitig auf. Sobald sich der Läufer allerdings dem Stator nähert, bewirkt die steigende magnetische Flussdichte zwischen Polschuh und Läufer, dass die radiale Kraft in Richtung der Verschiebung zunimmt. Die entgegengesetzt gerichtete radiale Kraft nimmt aufgrund der geringeren magnetischen Flussdichte ab. Es resultiert eine radiale Kraft in Richtung der Verschiebung.

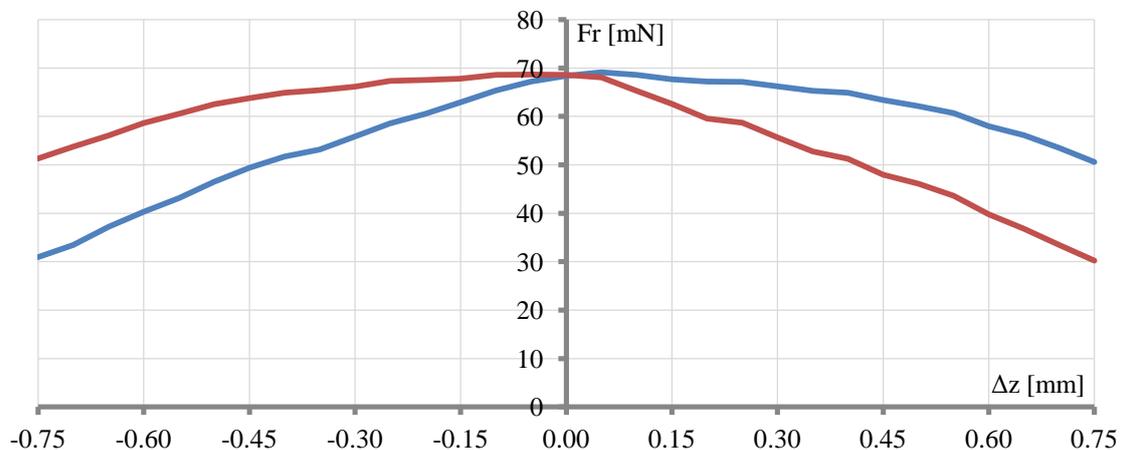


Abbildung 4-13: Radiale Kräfte in Abhängigkeit von Δz (Aktuator mit massivem Läufer, Variante 5). Radiale Verschiebung des Stators gegenüber dem Läufer $\Delta r = 66 \mu\text{m}$. Radiale Kräfte während Schaltvorgang in positive z-Richtung (rot). Radiale Kräfte während Schaltvorgang in negative z-Richtung (blau)

Der Verlauf der radialen Kräfte für $\Delta r = 66 \mu\text{m}$ ist in Abhängigkeit von der Läuferverschiebung Δz in Abbildung 4-13 dargestellt. Die blaue und die rote Kurve zeigen, dass radiale Kräfte auftreten, sobald die Spule einen Strom führt. Befindet sich der Läufer in zentrierter z-Position ($\Delta z = 0 \text{ mm}$), erreichen diese ihr Maximum (68 mN). Die radialen Kräfte im leistungslosen Zustand, bei abgeschalteter Spule, sind nahezu Null.

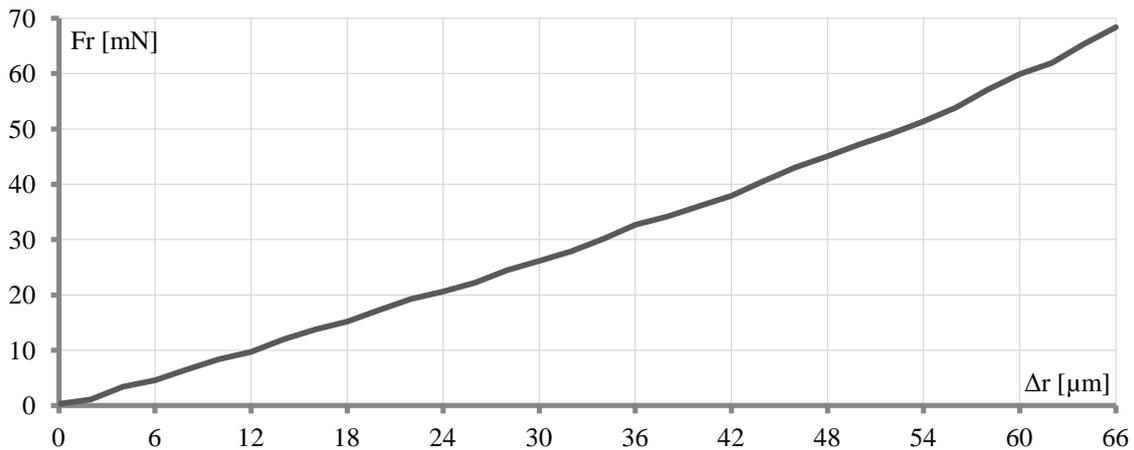


Abbildung 4-14: Radiale Kräfte in Abhängigkeit von der radialen Verschiebung des Stators gegenüber dem Läufer (Δr) (Aktuator mit massivem Läufer, Variante 5). Läufer in zentrierter z-Position ($\Delta z = 0$ mm). Spule aktiv

Der Betrag der radialen Kraft für $\Delta z = 0$ mm ist in Abhängigkeit von der radialen Verschiebung Δr in Abbildung 4-14 dargestellt. Bei größer werdender Verschiebung nimmt die radiale Kraft während des Spulenbetriebs zu. Es ist der Ansatz eines exponentiellen Verlaufs zu erkennen. Bei einer maximalen Verschiebung von $66 \mu\text{m}$ erreicht die radiale Kraft einen Wert von 68 mN (vgl. Abbildung 4-13). Die Werte der radialen Kraft übersteigen die der axialen Kraft um ein Vielfaches. Verfügt das System über ungünstige Gleitpaarungen, kann die radiale Kraft zu einer deutlichen Reduzierung der nutzbaren Schaltkraft führen.

4.2 Funktionsmuster des Aktuators mit Hohlläufer

Die Montage mehrerer baugleicher Aktuator-Funktionsmuster erfolgt wie beim Aktuator mit massivem Läufer manuell. Die Verbindungen zwischen den Bauteilen werden mit einem Zweikomponentenkleber auf Epoxidharz-Basis realisiert. Damit ist die Sterilisierbarkeit der Funktionsmuster mit Hohlläufer sichergestellt.

Um die proximale Endlage des Läufers zu definieren, wird für diese ersten Funktionsmuster aus fertigungstechnischen Gründen ein Kunststoffstopfen in das Gleitrohr eingeführt und verklebt. Daher lassen sich die Kräfte im Rahmen der Aktuator-Validierung nur in einer Richtung messen. Weiterhin wird anstatt einer Linse ein Messingstab im Läufer eingesetzt. Der Grund hierfür ist, dass die Läuferbewegung im weiteren Verlauf dieser Arbeit mit einem Laser-Triangulationssensor aufgenommen werden soll. Für die Messung mit diesem Sensor wird eine ebene, reflektierende Fläche benötigt, über die eine Linse nicht verfügt.

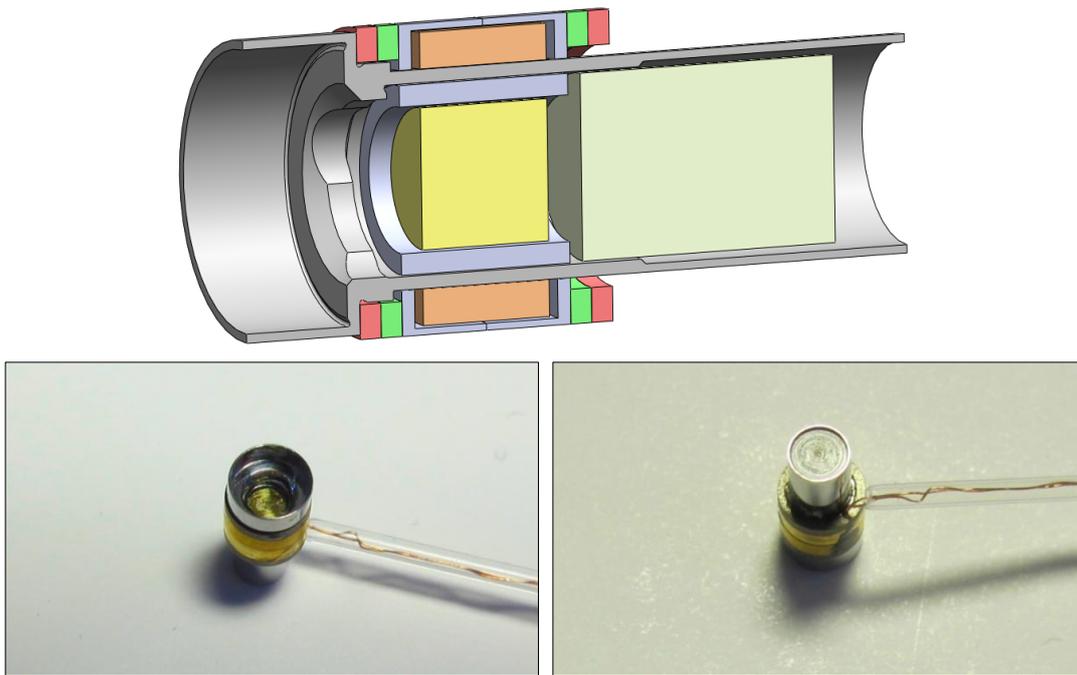


Abbildung 4-15: Umsetzung des Aktuators mit Hohlläufer (CAD-Abbildung oben). Einsatz eines Messingstabs statt einer Linse im Läufer (unten links). Kunststoffstopfen definiert proximale Endlage (unten rechts)

Das in Abbildung 3-40 dargestellte Modell enthält Polschuhe, die als Ringe mit einer Breite von 0,15 mm ausgeführt sind. Die Fertigung solcher Elemente ist aufwändig. Daher wird das Rückschlussrohr geteilt und jede Hälfte mit einem Polschuh verbunden. Die neuen Polschuhe mit der Form einer Halbschale umschließen die Spule. Die entsprechenden Änderungen am Modell des Aktuators sind in Abbildung 4-15 dargestellt.

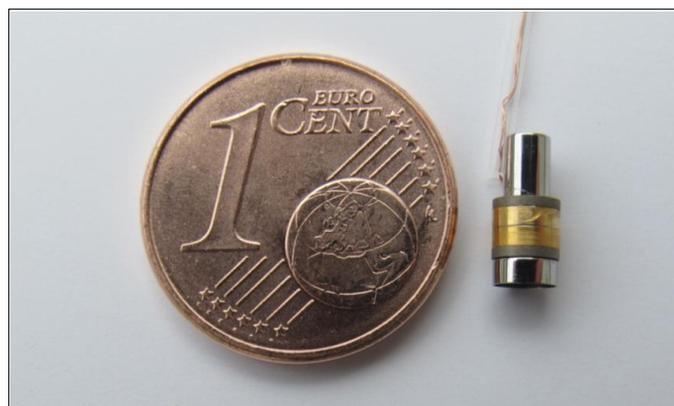


Abbildung 4-16: Funktionsmuster des Aktuators mit Hohlläufer

Das Funktionsmuster des Aktuators mit Hohlläufer ist in Abbildung 4-16 dargestellt. Die Polschuhe haben eine goldene Farbe, da sie zum Schutz vor Korrosion mit Gold beschichtet wurden.

4.2.1 Einfluss von Fertigungstoleranzen

Die Durchmesser und Längenmaße der Bauteile des Aktuators mit Hohlläufer werden analog zu denen des Aktuators mit massivem Läufer toleriert. Auch in diesem Fall führen die Fertigungstoleranzen zu Veränderungen der Querschnittsflächen, die dem magnetischen Fluss zur Verfügung stehen. Sie haben somit Auswirkungen auf die Kräfte des Aktuators.

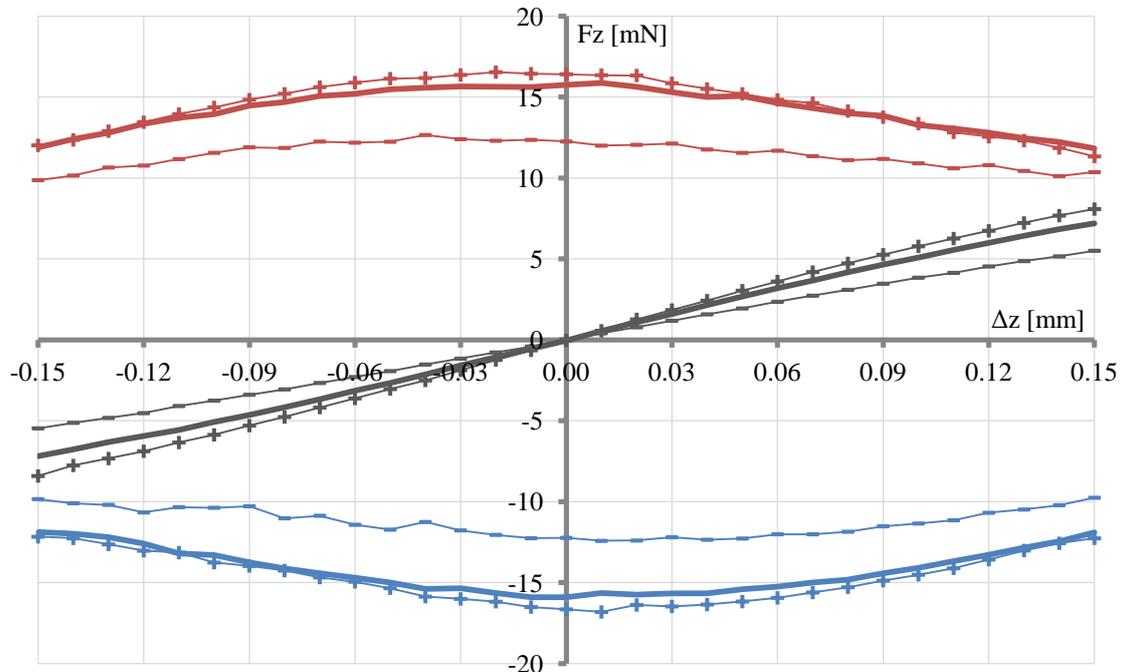


Abbildung 4-17: Einfluss von Fertigungstoleranzen auf die Kraftkennlinien (Aktuator mit Hohlläufer). Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Kräfte bei Nennmaßen (fett), Kräfte bei negativem Einfluss der Fertigungstoleranzen (-), Kräfte bei positivem Einfluss der Fertigungstoleranzen (+)

Abbildung 4-17 zeigt den Einfluss der Fertigungstoleranzen auf die Kraftkennlinien des Aktuators mit Hohlläufer. Die Kräfte bei Nennmaßen sind fett dargestellt. Für den Fall, dass die Toleranzen einen maximal negativen Einfluss auf die Kräfte haben, ergeben sich die mit '-' gekennzeichneten Kennlinien. Bei einem maximal positiven Einfluss resultieren die mit '+' markierten Kurvenverläufe.

Es wird deutlich, dass sich die Fertigungstoleranzen vor allem negativ auf die Schaltkräfte auswirken. Die positiven Einflüsse sind vergleichsweise gering. Die Schaltkräfte erfahren bei maximal negativem Einfluss eine Reduktion um bis zu 25 %. Der Grund hierfür ist vor allem die Toleranz der Polschuh­längen­maße. Bei einem Hub von 0,3 mm beträgt die optimale Polschuhbreite 0,15 mm. Eine Längentoleranz von 0,03 mm entspricht damit 20 % der gesamten Polschuhbreite. Weiterhin sind Toleranzketten zu berücksichtigen, die sich aus den Längentoleranzen des Läufers und der Statorbauteile ergeben. Daraus folgt eine Polschuhüberdeckung, die im schlechtesten Fall um bis zu 30 % von ihrem Optimum abweichen kann. Dies führt zu größeren Luftspalten im System und somit zu einer geringeren magnetischen Flussdichte. Die Folge der geringeren magnetischen Flussdichte ist die

in Abbildung 4-17 dargestellte Reduktion der Schaltkräfte. Die Haltekräfte in den Endlagen werden ebenfalls stark beeinflusst. Ihre Abweichung beträgt 24 %. Der Einfluss von Fertigungstoleranzen auf die Kräfte ist im Fall des Aktuators mit Hohläufer sehr viel größer als beim Aktuator mit massivem Läufer.

4.2.2 Einfluss von Lageabweichungen

Die Fertigungstoleranzen der Bauteile und das für die Montage zu berücksichtigende Spiel führen wie beim Aktuator mit massivem Läufer zu Luftspalten zwischen den Bauteilen. Diese führen zu Lageabweichungen in Form von Verschiebungen senkrecht zur Aktuator-Achse und Verkippungen.

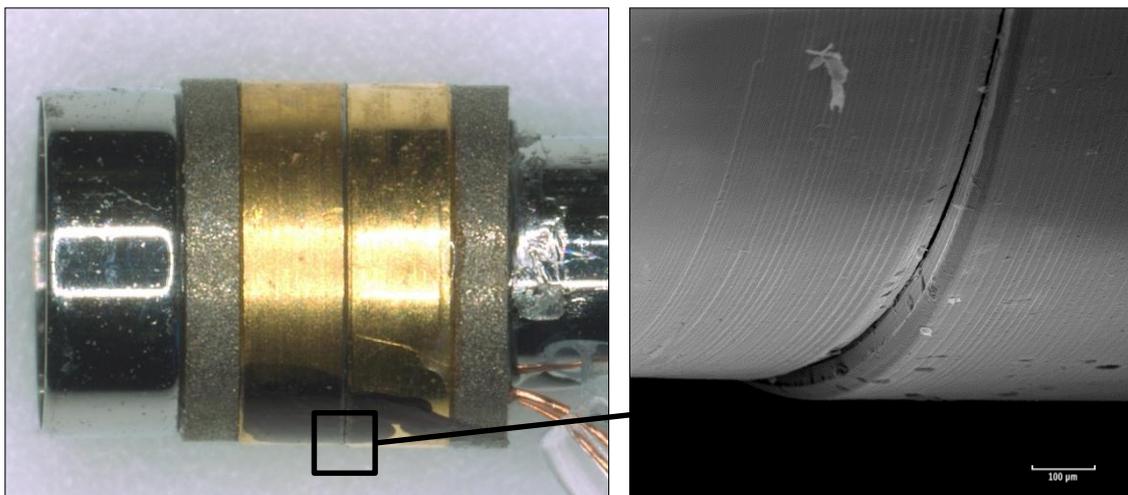


Abbildung 4-18: Verschiebung von rechtem Polschuh und Permanentmagnet infolge von Lagetoleranzen. Lichtmikroskop-Aufnahme (links). Rasterelektronenmikroskop-Aufnahme (rechts)

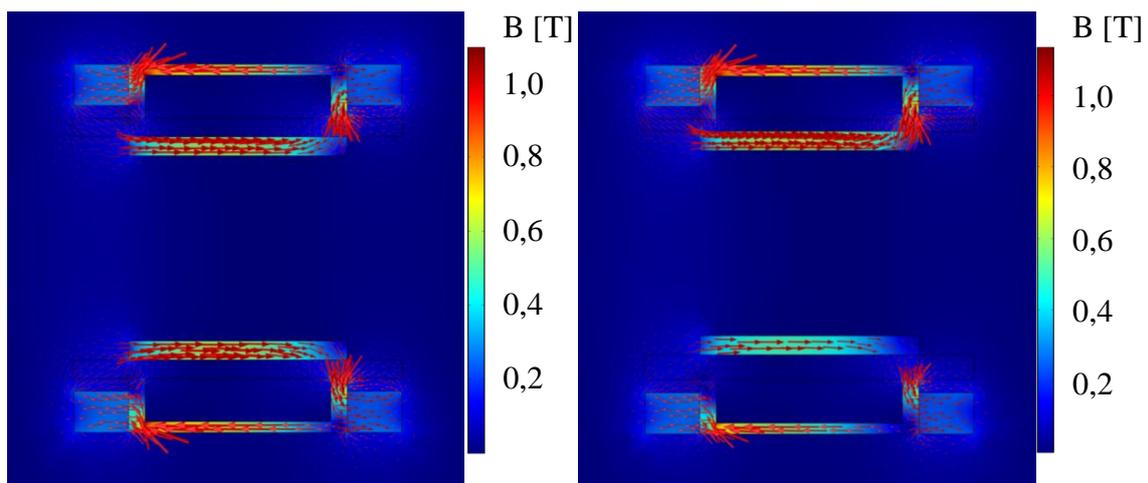


Abbildung 4-19: Magnetische Flussdichte bei radialer Verschiebung. Betrag und Verlauf der magnetischen Flussdichte bei $\Delta r = 0 \mu\text{m}$ (links). Betrag und Verlauf der magnetischen Flussdichte bei $\Delta r = 60 \mu\text{m}$ (rechts)

Abbildung 4-18 zeigt eine leichte radiale Verschiebung des rechten Permanentmagneten und des rechten Polschuhs. Die Lageabweichungen führen wie beim Aktuator mit massivem Läufer zu einem asymmetrischen Verlauf des magnetischen Flusses (Abbildung 4-19), der radiale Kräfte in Richtung der Bauteilverschiebung bewirkt.

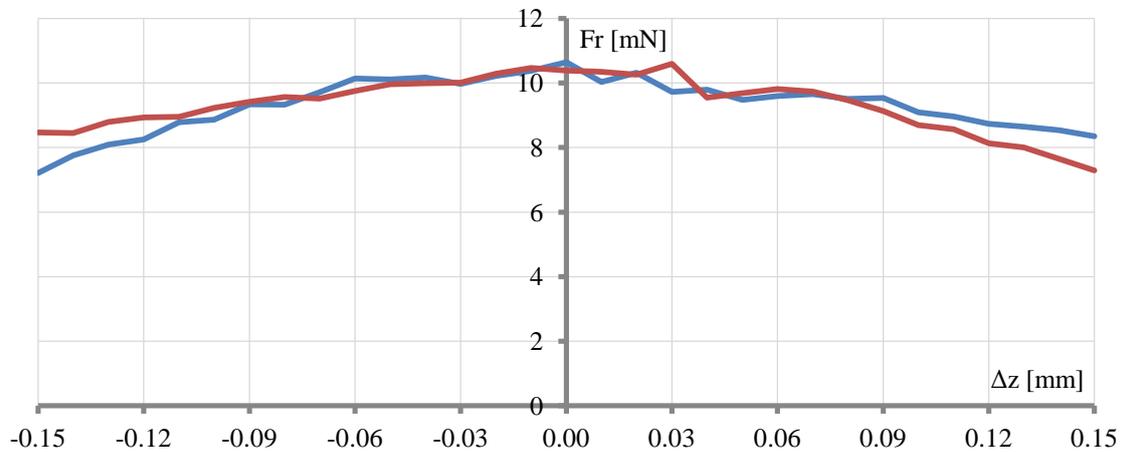


Abbildung 4-20: Radiale Kräfte in Abhängigkeit von Δz (Aktuator mit Hohlläufer). Radiale Verschiebung des Stators gegenüber dem Läufer $\Delta r = 60 \mu\text{m}$. Radiale Kräfte während Schaltvorgang in positive z-Richtung (rot). Radiale Kräfte während Schaltvorgang in negative z-Richtung (blau)

Der Verlauf der radialen Kräfte für $\Delta r = 60 \mu\text{m}$ ist in Abhängigkeit von der Läuferverschiebung Δz in Abbildung 4-20 dargestellt. Die radialen Kräfte im leistungslosen Zustand sind vernachlässigbar klein. Radiale Kräfte treten auf, sobald die Spule bestromt wird (blaue und rote Kurven). Befindet sich der Läufer in zentrierter z-Position ($\Delta z = 0$ mm), erreichen die radialen Kräfte ihr Maximum (11 mN).

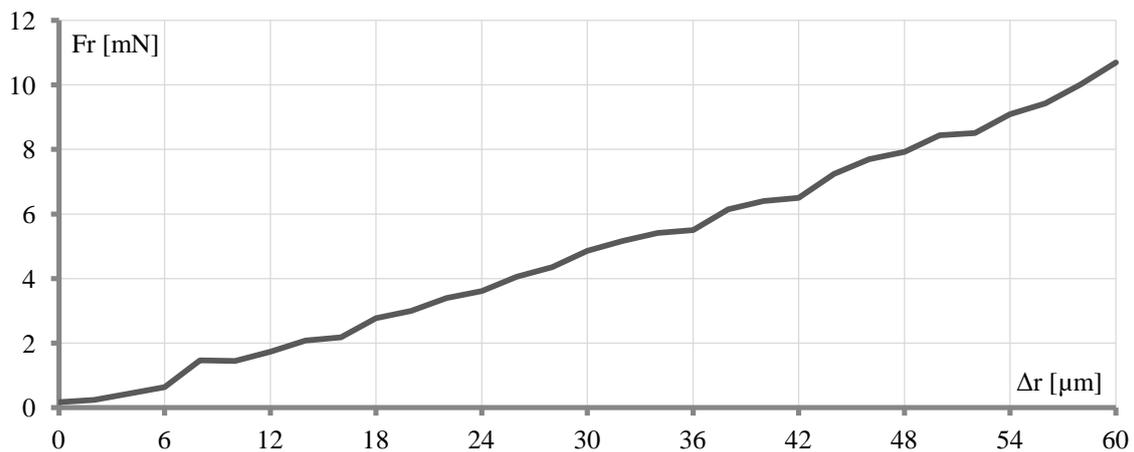


Abbildung 4-21: Radiale Kräfte in Abhängigkeit von der radialen Verschiebung des Stators gegenüber dem Läufer (Δr) (Aktuator mit Hohlläufer). Läufer in zentrierter z-Position ($\Delta z = 0$ mm). Spule aktiv

Der Betrag der radialen Kraft für $\Delta z = 0$ mm ist in Abhängigkeit von der radialen Verschiebung Δr in Abbildung 4-21 dargestellt. Die radiale Kraft während des Spulenbetriebs nimmt bei größer werdender Verschiebung exponentiell zu. Dies entspricht den Ergebnis-

sen, die für den Aktuator mit massivem Läufer berechnet wurden. Allerdings sind die Beträge der radialen Kräfte des Aktuators mit Hohlläufer um ein Vielfaches kleiner.

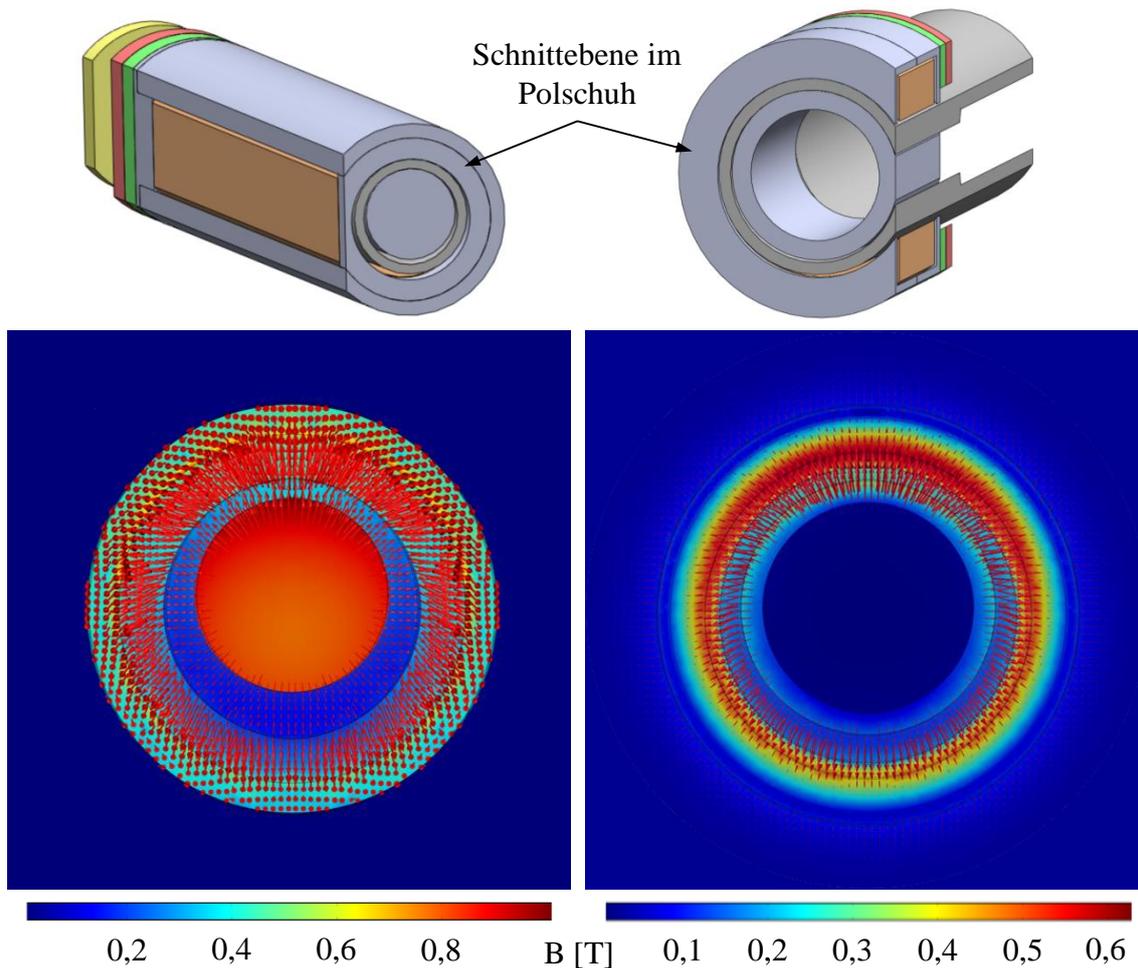


Abbildung 4-22: Vergleich der magnetischen Flussdichte bei radialer Verschiebung. Magnetische Flussdichte in der z-r-Ebene des Aktuators mit massivem Läufer ($\Delta r = 66 \mu\text{m}$, links). Magnetische Flussdichte in der z-r-Ebene des Aktuators mit Hohlläufer ($\Delta r = 60 \mu\text{m}$, rechts)

In Abbildung 4-22 wird der Verlauf des magnetischen Flusses bei maximaler radialer Verschiebung des Aktuators mit Hohlläufer mit dem des Aktuators mit massivem Läufer verglichen. Dort, wo sich der Luftspalt infolge der Verschiebung verengt, nimmt die Größe der roten Pfeile zu. Die magnetische Flussdichte ist in diesem Bereich folglich sehr viel größer als in den anderen Bereichen. Diese Differenz fällt für den Aktuator mit massivem Läufer (links) allerdings deutlich stärker aus als für den Aktuator mit Hohlläufer (rechts). Die unterschiedlich starke Ausprägung der Inhomogenität des magnetischen Flussverlaufs über den Durchmesser ist der Grund für die ungleich großen radialen Kräfte, die bei den beiden Aktuator-Mustern infolge einer radialen Verschiebung entstehen.

Die Lageabweichungen des Aktuators mit Hohlläufer führen zu deutlich geringeren radialen Kräften als die Lageabweichungen des Aktuators mit massivem Läufer. Der Einfluss der Reibung auf die nutzbaren Schaltkräfte ist somit vergleichsweise gering.

4.2.3 Integration des Aktuators im Endoskop

Die Aktuator-Einheit wird in der distalen Spitze der sogenannten R-Unit eines Videoendoskops der Firma Olympus integriert. Die R-Unit ist die Einheit des Geräts, in der die gesamte Bilderfassung und -übertragung erfolgt.



Abbildung 4-23: Distale Spitze der R-Unit eines Videoendoskops der Firma Olympus mit Aktuator-Einheit [Rein11]

In Abbildung 4-23 ist die distale Spitze der R-Unit mit Aktuator-Einheit dargestellt. Der Aktuator ist über den C-Holder mit der Rohrbaugruppe, die zum Handgriff führt, verbunden. Die Spulendrähte sind im Inneren dieser Baugruppe mit dem Controller verbunden.

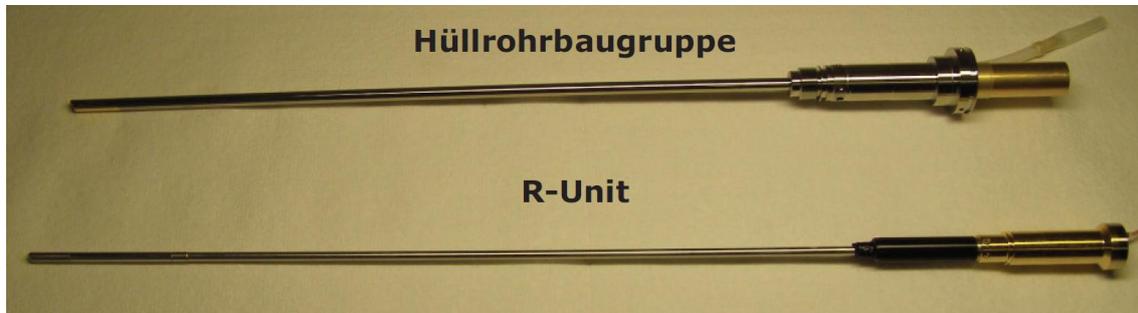


Abbildung 4-24: Hüllrohrbaugruppe (oben) und R-Unit mit Aktuator-Einheit (unten) eines Videoendoskops der Firma Olympus [Rein11]

Abbildung 4-24 zeigt die gesamte R-Unit mit Aktuator-Einheit. Die R-Unit wird in die Hüllrohrbaugruppe eingeführt, sodass sich ein Zwei-Rohr-System ergibt. Die Hüllrohrbaugruppe ist der Teil des Geräts, der mit dem Patienten in Berührung kommt.

5 Validierung der bistabilen Reluktanz-Linearantriebe

Im folgenden Kapitel werden die Funktionsmuster der Aktuatoren mit massivem Läufer und mit Hohlläufer auf die Einhaltung der in Abschnitt 2.1 definierten Randbedingungen geprüft.

5.1 Prüfstand für die Aktuator-Validierung

Der Prüfstand für die Aktuator-Validierung ist in Abbildung 5-1 dargestellt. Die Aufnahme der Aktuatoren und ihre korrekte Positionierung gegenüber den Sensoren wird mit Hilfe optischer Bänke und eines verstellbaren Halters (d) vorgenommen. Die Position des Aktuators und der Sensoren kann über Lineartische mit Mikrometerschrauben korrigiert werden.

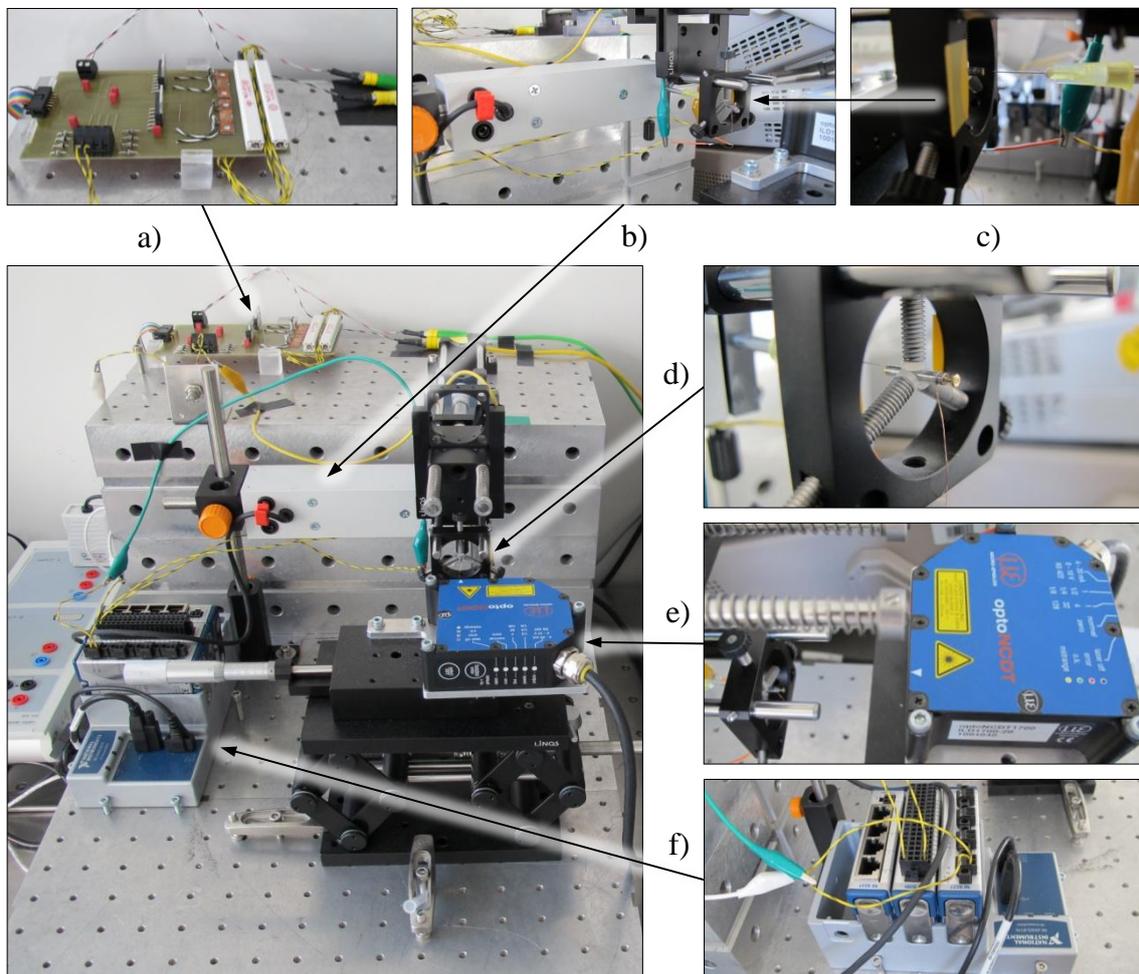


Abbildung 5-1: Prüfstand für die Validierung der Aktuator-Funktionsmuster. Brückenschaltung (a), DMS-Kraftsensor (b), Nadel (c), Aufnahme des Aktuators (d). Lasertriangulationssensor (e), Modulsystem zur Aufnahme von Spannung und Strom (f)

Die Ansteuerung der Aktuatoren erfolgt über eine Brückenschaltung (a). Diese verstärkt das Steuersignal, das von einem LabVIEW-Programm generiert wird. Mit einem Modul-

system der Firma National Instruments (f) werden elektrische Spannungen und Ströme erfasst. Zur Kraftmessung wird ein DMS-Kraftsensor eingesetzt (b). Dieser ist mit einer Nadel verbunden, die den Läufer des Aktuators berührt (c). Mit Hilfe dieser Nadel können selbst kleinste Räume zugänglich gemacht werden. Positionen und Bewegungen werden mit einem Laser-Triangulationssensor aufgenommen (e). Dieser Sensor lässt sich vielfältig einsetzen: Mit Hilfe von Positions- und Bewegungsmessungen können u.a. Hub, Stellgeschwindigkeit, Präzision und Lebensdauer gemessen werden.

5.2 Validierung des Aktuators mit massivem Läufer

Der Aktuator mit massivem Läufer (Variante 5) wird, wie in Abbildung 5-1 (d) dargestellt, eingespannt. Seine Verbindungsleitungen werden mit der Brückenschaltung verbunden. Die Module zur Strom- und Spannungsmessung werden in Reihe bzw. parallel mit den Aktuator-Zuleitungen verbunden.

5.2.1 Elektrische Parameter

Der ohmsche Widerstand des Spulendrahts beträgt $3,1 \Omega$. Der gemessene Wert weicht leicht von der Berechnung ($2,76 \Omega$) ab. Der Grund hierfür ist, dass der Spulendraht mit einem Drahtstück größeren Durchmessers erweitert wurde, um die Verbindung mit den Anschlussklemmen zu verbessern.

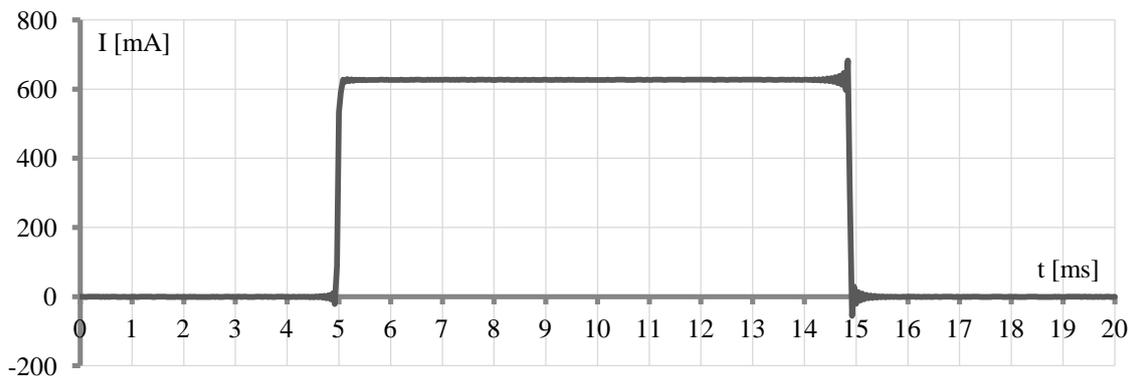


Abbildung 5-2: Betriebsstrom des Aktuators mit massivem Läufer in Abhängigkeit von der Zeit

Es wird eine konstante Betriebsspannung von $1,9 \text{ V}$ eingestellt. Die Dauer der Spulenbestromung muss mindestens 10 ms betragen, damit ein Schaltvorgang erfolgt. Damit ergibt sich der in Abbildung 5-2 dargestellte Verlauf des Spulenstroms über der Zeit. Der Darstellung ist zu entnehmen, dass sich ein Strom von 620 mA über eine Dauer von 10 ms einstellt. Es kommt zu einem leichten Überschwingen des Stroms zu Beginn und am Ende des Spulenbetriebs. Dies wirkt sich allerdings nicht auf den Schaltvorgang aus. Über die Betriebsdauer von 10 ms beträgt die elektrische Leistung $0,94 \text{ W}$. Die Leistung darf jedoch laut der definierten Randbedingungen einen Wert von $0,1 \text{ W}$ nicht überschreiten. Um diese Anforderung zu erfüllen, muss der Spulenbetrieb nach jedem Schaltvorgang mindestens 84 ms lang ausgesetzt werden, sodass sich eine maximale Schaltfrequenz von $10,7 \text{ Hz}$ ergibt. Darüber hinaus muss die maximal zulässige Stromdichte einer Spule von 6 A/mm^2 im Dauerbetrieb berücksichtigt werden. Mit einem Kup-

erfüllgrad von 0,44 beträgt die Stromdichte 140 A/mm^2 . Eine Schaltfrequenz von $10,7 \text{ Hz}$ ist damit nicht möglich. Die Ruhezeit zwischen zwei Schaltvorgängen muss auf 230 ms erweitert werden. Daraus ergibt sich eine maximale Schaltfrequenz von $4,17 \text{ Hz}$.

5.2.2 Mechanische Parameter

Für die Bestimmung des Hubs, der Präzision und der Stellgeschwindigkeit wird für eine Folge von Schaltvorgängen die Verschiebung s des Läufers mit Hilfe des Laser-Triangulationssensors gemessen.

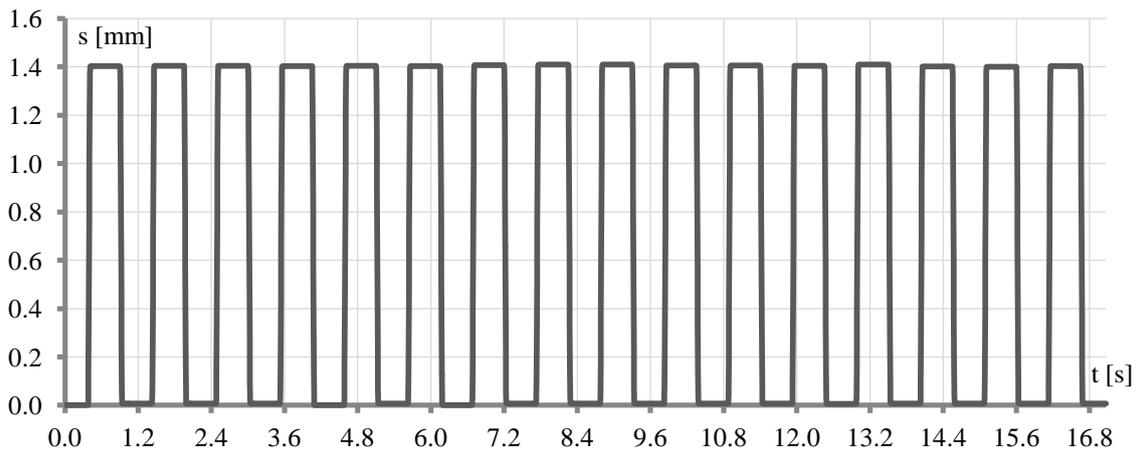


Abbildung 5-3: Verschiebung s des Läufers für eine Folge von Schaltvorgängen



Abbildung 5-4: Schematische Darstellung von Lageabweichungen, die zu einer Verringerung des Hubs führen

Abbildung 5-3 stellt die Verschiebung des Läufers für eine Folge von 32 Schaltvorgängen dar. Befindet sich der Läufer in der proximalen Endlage, ist die Verschiebung Null. In der distalen Endlage beträgt sie $1,4 \text{ mm}$, was dem Hub entspricht. Dieser weicht damit um $0,1 \text{ mm}$ vom theoretischen Wert ab. Die Verringerung des Stellwegs resultiert aus den Toleranzen der Längenmaße und aus Lageabweichungen der Statorbauteile. Ungenauigkeiten der Positionierung und Klebstoff zwischen den Bauteilen führen zu Spalten. Weiterhin

kann es zu einem Verkippen der Ringe der Verbindungselemente kommen. Die aufgeführten Lageabweichungen und ihr Einfluss auf den Hub sind in Abbildung 5-4 schematisch dargestellt.

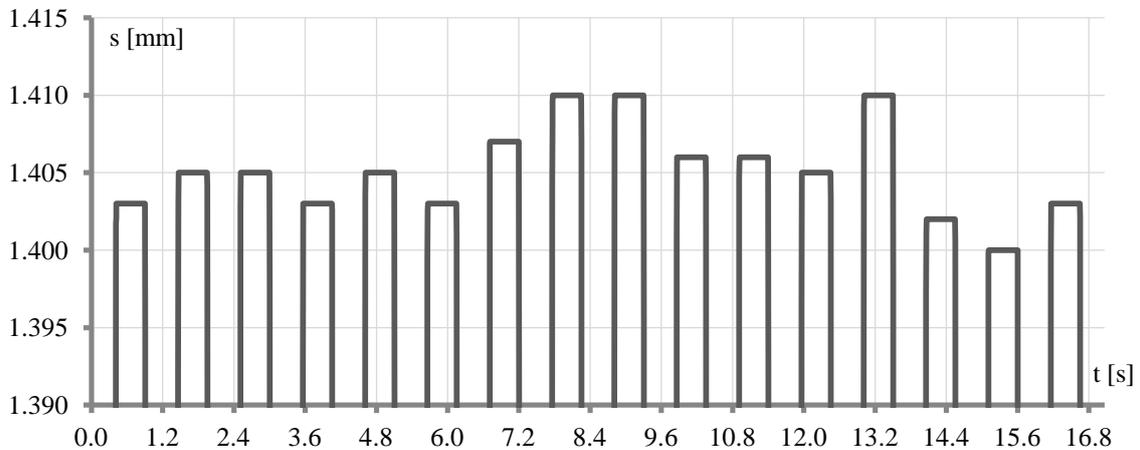


Abbildung 5-5: Hochauflösende Betrachtung der Verschiebung in der distalen Endlage

Die Präzision bzw. die Wiederholgenauigkeit der Schaltvorgänge wird bewertet, indem die Verschiebung in der distalen Endlage hochauflösend betrachtet wird. In Abbildung 5-5 ist die Läufer-verschiebung für die Folge von 32 Schaltvorgängen in einem Bereich von 1,39 mm bis 1,415 mm dargestellt. Der maximale und der minimale Wert der Verschiebung weichen um 10 μm voneinander ab. Bei einem absoluten Hub von 1,4 mm beträgt die zulässige Abweichung 14 μm (1 % des Hubs). Die Anforderungen an die Präzision werden somit erfüllt.

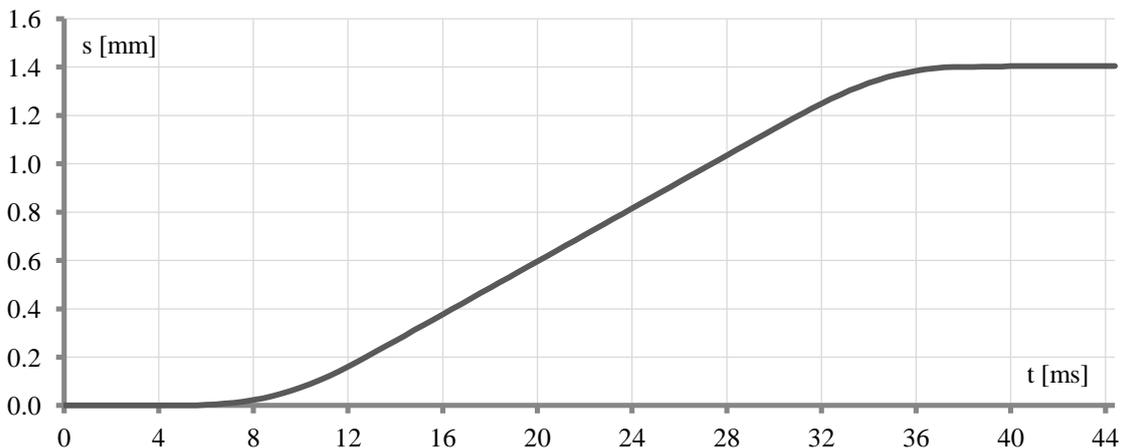


Abbildung 5-6: Hochauflösende Betrachtung eines Schaltvorgangs in distaler Bewegungsrichtung

Die hochauflösende Betrachtung eines einzelnen Schaltvorgangs in distaler Bewegungsrichtung gibt Aufschluss über das Systemverhalten des Aktuators und über die Zeitspanne, die vom Verlassen der proximalen bis zum Erreichen der distalen Endlage vergeht. Abbildung 5-6 zeigt, dass diese Zeitspanne (im Folgenden Schaltzeit genannt) 33 ms beträgt.

Dieser Wert überschreitet den geforderten Maximalwert von 20 ms. Allerdings handelt es sich hierbei um eine Wunschanforderung.

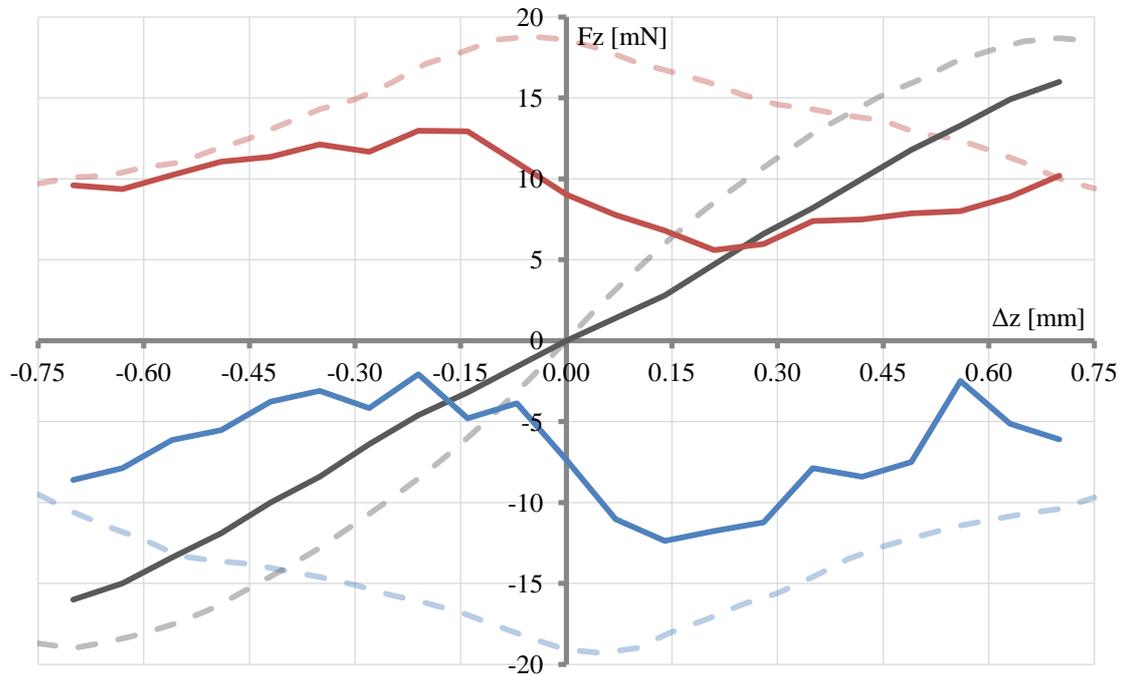


Abbildung 5-7: Gemessene Kraftkennlinien des Funktionsmusters mit massivem Läufer. Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Zum Vergleich Kraftkennlinien des Simulationsmodells (s. Abschnitt 4.1): Gestrichelte Kurven

In Abbildung 5-7 sind die gemessenen Kraftkennlinien des Aktuators mit massivem Läufer im Vergleich mit den Simulationen dargestellt. Vor allem die gemessenen Schaltkräfte weichen in Bezug auf Betrag und Verlauf von den theoretischen Werten ab. Der Kennlinienverlauf der Haltekraft ähnelt den Simulationen, allerdings sind auch hier Abweichungen festzustellen.

Die teilweise deutlichen Unterschiede zwischen Mess- und Simulationen sind zum einen darauf zurückzuführen, dass die Simulation ein vereinfachtes Modell der Realität abbildet. Zum anderen können die in Abschnitt 4.1.2 betrachteten Fertigungstoleranzen zu einer Reduzierung der Kräfte führen. Weiterhin ist nicht auszuschließen, dass die Reibung zwischen Läufer und Gleitrohr vergleichsweise groß ist. In Abschnitt 4.1.3 wird gezeigt, dass es aufgrund von Lageabweichungen der Bauteile vor allem während der Schaltvorgänge zu radialen Kräften und somit zu einem stärkeren Einfluss der Reibung kommen kann. Unter Berücksichtigung der genannten Einflussfaktoren sind die Abweichungen zwischen berechneten und gemessenen Kräften nicht unrealistisch. Der Einfluss der Reibung wird im folgenden Abschnitt genauer geprüft.

5.2.3 Untersuchung der Lebensdauer im Langzeitversuch

Zur Erfassung der Lebensdauer des Aktuators werden über einen längeren Zeitraum Schaltvorgänge durchgeführt. Über die gesamte Dauer des Langzeitversuchs wird die Verschiebung des Läufers mit einer verringerten Abtastrate aufgenommen.

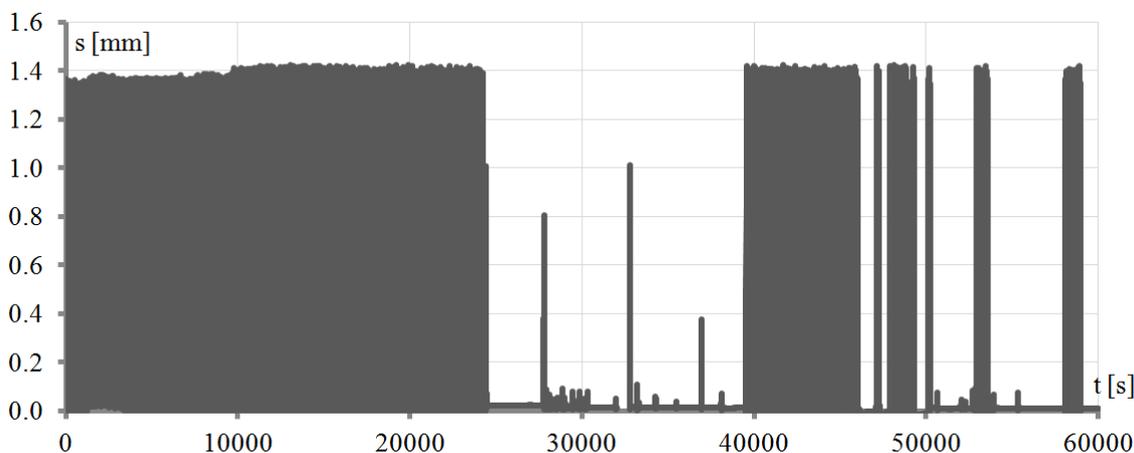


Abbildung 5-8: Messdaten der Läuferverschiebung im Langzeitversuch

In Abbildung 5-8 ist die Läuferverschiebung über eine Dauer von 60.000 s dargestellt. Zunächst wird der Läufer zyklisch mit einer Frequenz von 2 Hz zwischen den beiden Endlagen verschoben. Aufgrund der hohen Anzahl von Schaltvorgängen ist dies in der Abbildung lediglich als graue Fläche zu erkennen. Nach ca. 16.500 s kommt es vermehrt zu fehlgeschlagenen Schaltvorgängen. In einem solchen Fall erfolgt kein Wechsel der Endlage, obwohl der Spulenbetrieb unverändert bleibt. Nach ca. 24.200 s tritt ein vollständiges Versagen auf (Abbildung 5-8). Zu diesem Zeitpunkt wurden ca. 40.000 Schaltvorgänge erfolgreich realisiert.

Der Aktuator hat allerdings nicht seine Funktionalität verloren. Nach kurzem Berühren des Läufers (nach ca. 39500 s, Abbildung 5-8) setzt der Aktuator das zyklische Schalten fort. Es fällt jedoch auf, dass die fehlerhaften Schaltvorgänge im weiteren Verlauf des Langzeitversuchs zunehmen und es häufiger zu einem Versagen kommt. Das notwendige "Losbrechen" des Läufers durch eine externe Krafteinwirkung sowie die Zunahme von Fehlern über die Zeit sprechen erneut dafür, dass die Ursache für das Versagen die Reibung zwischen Läufer und Gleitrohr ist. Die Reibung nimmt offenbar zu. Der Grund hierfür ist Verschleiß, der in Form von Abrieb am Läufer auftritt. Es lagern sich Partikel und Verschmutzungen zwischen Läufer und Gleitrohr ab. Das führt zu einer Zunahme der Reibkräfte. Um dies zu prüfen, wird der Aktuator geöffnet und der Läufer entnommen. Es folgt eine Untersuchung der Oberfläche auf Verschmutzungen und Verschleiß.

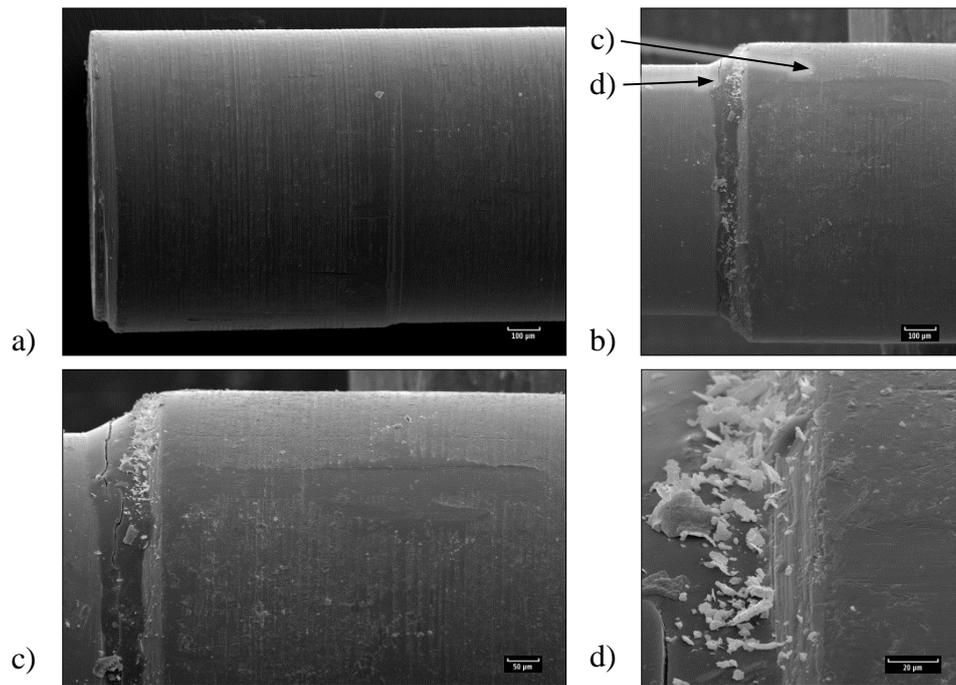


Abbildung 5-9: REM-Aufnahmen, die Verschleiß und Verschmutzung an der linken Läuferkante nachweisen. Vor dem Langzeitversuch (a)), nach dem Langzeitversuch (b) - d))

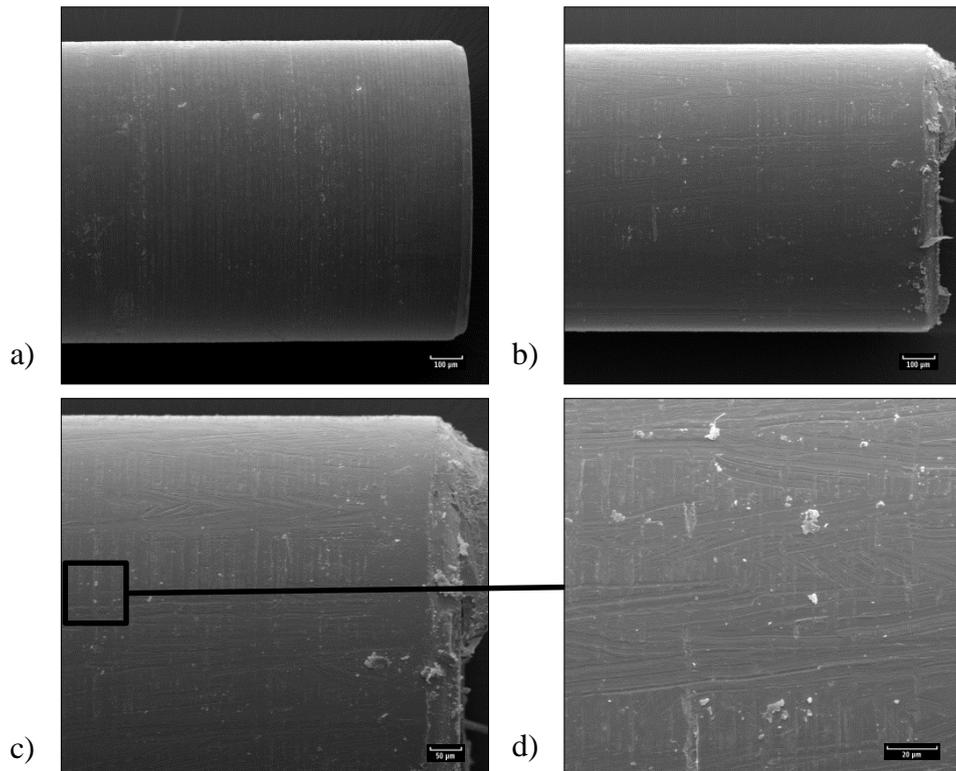


Abbildung 5-10: REM-Aufnahmen, die Verschleiß und Verschmutzung an der rechten Läuferkante nachweisen. Vor dem Langzeitversuch (a)), nach dem Langzeitversuch (b) - d))

In Abbildung 5-9 und Abbildung 5-10 sind die Kanten des Läufers vor und nach dem Langzeitversuch dargestellt. Die Läuferoberfläche weist vor dem Langzeitversuch ausschließlich radiale Riefen auf (Abbildung 5-9 a) und Abbildung 5-10 a)). Nach dem Langzeitversuch lassen sich ebenfalls axiale Vertiefungen feststellen (Abbildung 5-9 b) und Abbildung 5-10 b)). Diese sind auf Verschleiß in Form von Abrieb zurückzuführen. Die Veränderungen der Läuferoberfläche sind in Abbildung 5-9 c) und Abbildung 5-10 c) hervorgehoben. Der Abrieb lagert sich als kleine Partikel an der Oberfläche des Läufers ab (Abbildung 5-10 d)). Darüber hinaus ist die Ansammlung grobkörniger Partikel an den Enden des Läufers zu erkennen (Abbildung 5-9 d)). Es handelt sich hierbei um Partikel der Permanentmagnete. Diese sind bei der Berührung mit den Verbindungsstücken des Läufers abgeplatzt. Desweiteren lässt sich feststellen, dass die Läuferoberfläche bereits vor dem Langzeitversuch Kanten aufweist (Abbildung 5-9 a)). Diese Rückstände von der Fertigung sind nicht vorgesehen und führen zu einer erhöhten Reibung. Außerdem können sich hier Abrieb und Magnetpartikel ansammeln. Lagern sich Abrieb und Magnetpartikel zwischen Gleitrohr und Läufer sowie vermehrt an den unerwünschten Kanten auf der Läuferoberfläche ab, führt dies zu einer deutlichen Verschlechterung der Gleiteigenschaften. Vor allem die keramischen Eigenschaften der Magnetpartikel sorgen für eine starke Reibung. Um den Verschleiß im Folgenden zu minimieren, wird ein Schmiermittel³ zwischen Läufer und Gleitrohr appliziert.

Die bisherigen Versuche wurden mit einer Hold-Ansteuerung durchgeführt. Das bedeutet, dass das Ansteuersignal über eine bestimmte Zeit einen konstanten Wert aufweist. Für den vorliegenden Fall wurde der Aktuator mit einem konstanten Strom von 620 mA über eine Dauer von 10 ms betrieben (Abbildung 5-2). In den folgenden Versuchen wird der geschmierte Aktuator mit einer Peak-Hold-Ansteuerung betrieben.

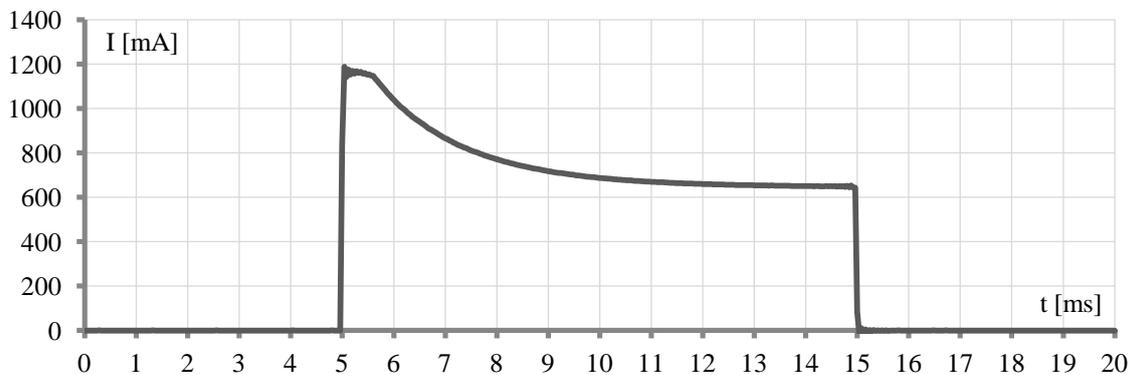


Abbildung 5-11: Betriebsstrom in Abhängigkeit von der Zeit der Peak-Hold-Ansteuerung

Die Peak-Hold-Ansteuerung erzeugt ein Signal, das zu Beginn eine Überhöhung des Stroms (Peak) aufweist. Nach kurzer Zeit fällt das Signal auf einen Wert ab, der über die restliche Dauer konstant gehalten wird (Hold). In Abbildung 5-11 ist der Strom in Abhän-

³ Eingesetztes Schmiermittel: BRUNOX Turbo-Spray AEROSOL

gigkeit von der Zeit dargestellt. Der Peak-Wert ist mit 1.150 mA nahezu doppelt so groß wie der Hold-Wert (620 mA). Die Dauer dieser Spitze beträgt 0,6 ms. Die Gesamtdauer des Signals umfasst wie bei der Hold-Ansteuerung 10 ms.

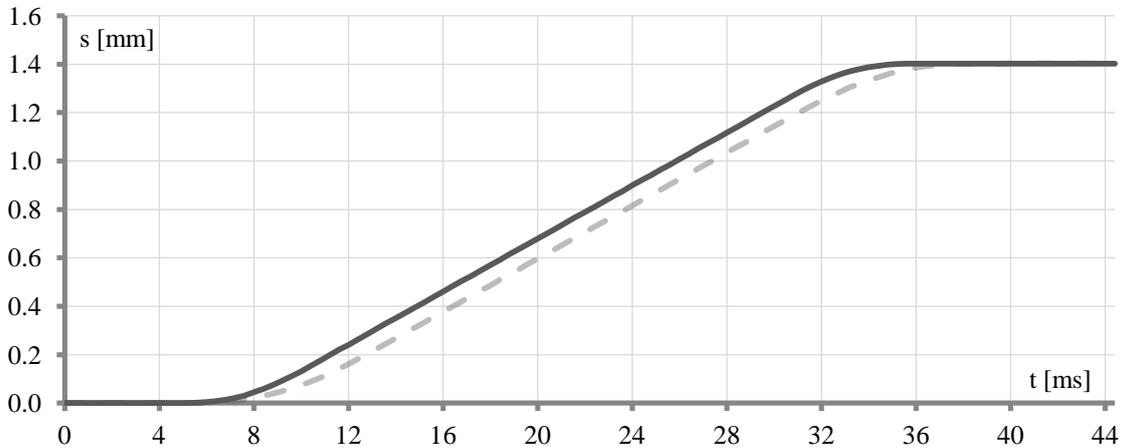


Abbildung 5-12: Schaltvorgang in distaler Bewegungsrichtung. Aktuator mit Schmiermittel. Aktuator ohne Schmiermittel (gestrichelt)

Zunächst erfolgt die erneute Aufnahme des Bewegungsprofils eines Schaltvorgangs (Abbildung 5-12). Die Bewegung des geschmierten Läufers weist keine grundsätzlichen Unterschiede zu der des Läufers ohne Schmierung auf. Die Beschleunigung ist zu Beginn geringfügig höher, wodurch sich die Schaltzeit verkürzt.

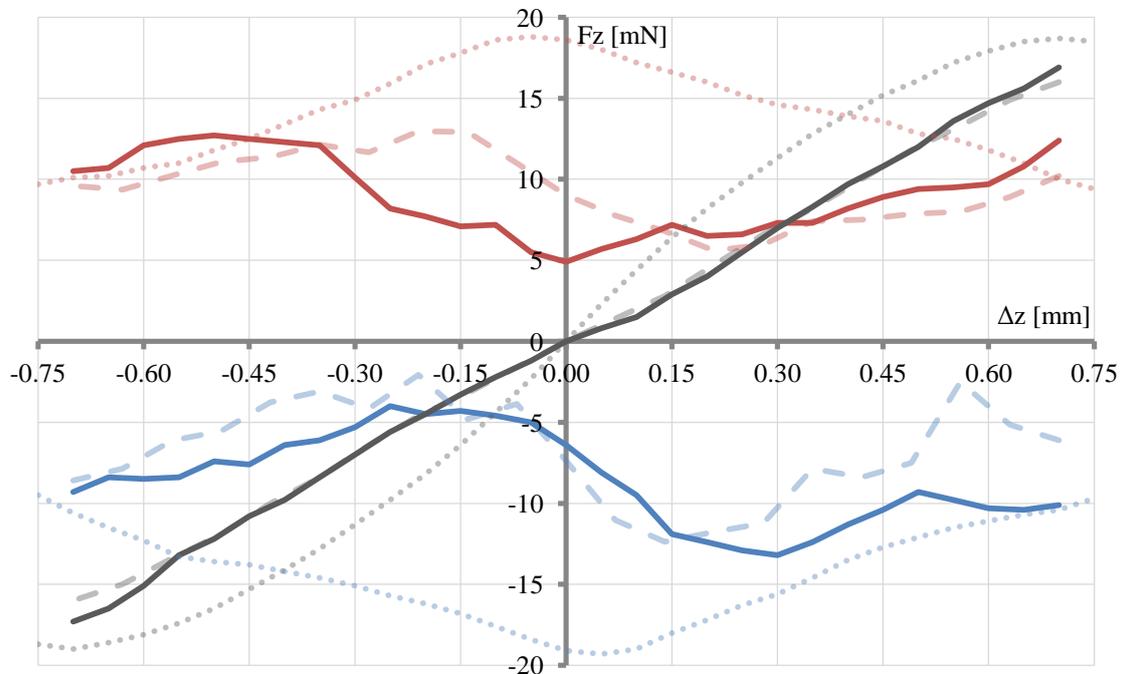


Abbildung 5-13: Gemessene Kraftkennlinien des Funktionsmusters mit Schmiermittel. Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Zum Vergleich Kraftkennlinien des Aktuators ohne Schmiermittel (gestrichelt), Simulationsmodell (gepunktet)

Die in Abbildung 5-13 dargestellten Kraftverläufe des geschmierten Aktuators unterscheiden sich nur unwesentlich von denen des Musters ohne Schmiermittel. Die reduzierte Reibung führt zu einem geringfügig gleichmäßigeren Verlauf und zu leicht höheren Kräften in der Nähe der Endlagen.

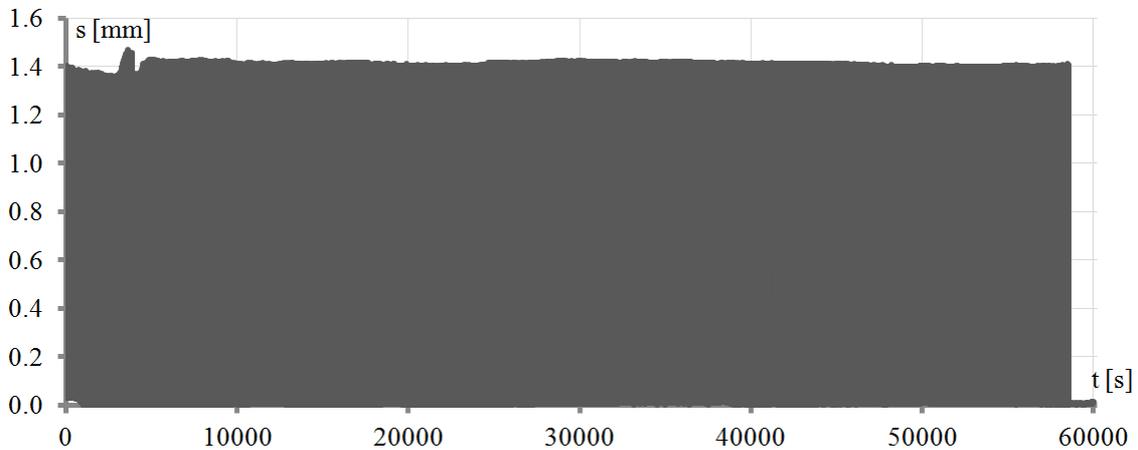


Abbildung 5-14: Läufer-verschiebung im Langzeitversuch mit Schmiermittel. Schaltfrequenz: 2 Hz

Abbildung 5-14 ist zu entnehmen, dass mit Hilfe des Schmiermittels eine deutliche Steigerung der Zuverlässigkeit des Aktuators erreicht werden kann. Über eine Dauer von 58.000 s kann der Aktuator fehlerfrei betrieben werden. Danach erfolgt ein Aussetzen der Bewegung. Zu diesem Zeitpunkt wurden mehr als 100.000 Schaltvorgänge realisiert. Erneutes Hinzufügen von Schmiermittel und Berühren des Läufers führen zur Wiederaufnahme der Bewegung. Auf diese Weise können die geforderten 250.000 Schaltvorgänge erreicht werden. Es sollte allerdings das Ziel sein, die geforderte Lebensdauer ohne äußere Einwirkungen zu erreichen. Darüber hinaus ist der Einsatz von Schmiermitteln in Videoendoskopen kritisch, da dieses in Kontakt mit den optischen Elementen kommen kann und dadurch die optische Qualität beeinflussen würde.

5.2.4 Vergleichsmessungen mit Variante 5 - 1.0037

Im Folgenden werden die Kraftkennlinien des Aktuator-Modells mit massivem Läufer, dessen weichmagnetische Bauteile aus 1.0037 bestehen (Variante 5 - 1.0037), aufgenommen und mit den Messwerten von Variante 5 sowie mit der Simulation verglichen.

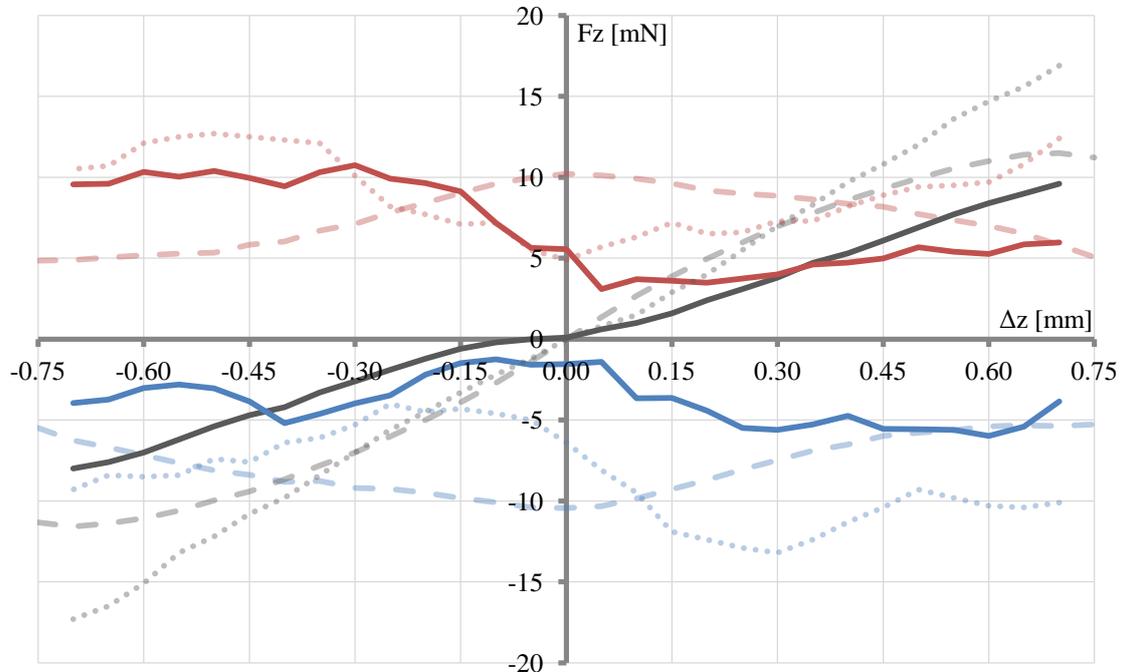


Abbildung 5-15: Für Variante 5 - 1.0037 gemessene Kraftkennlinien. Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Zum Vergleich Kraftkennlinien von Variante 5 mit Schmiermittel (gepunktet), Variante 5 - 1.0037-Simulationsmodell (gestrichelt)

Die in Abbildung 5-15 dargestellten Kennlinien bestätigen die Simulationsergebnisse, wonach das 1.0037-Modell geringere Kräfte als das Vacoflux 17-Modell liefert. Die Kurvenverläufe der Kraftkennlinien beider Modelle weisen eine hohe Ähnlichkeit auf. Demnach tritt auch beim 1.0037-Funktionsmuster eine hohe Reibung auf. Das zeigt, dass dies kein zufälliger Effekt ist.

5.3 Validierung des Aktuators mit Hohlläufer

Die Versuche mit dem Aktuator mit Hohlläufer werden analog zu den vorangehenden durchgeführt. Optimierte Bauteile sollen ein Versagen des Aktuators infolge von Verschleiß und Reibung verhindern. Die Oberfläche des Hohlläufers weist keine Kanten auf. Desweiteren werden die sich berührenden Oberflächen von Läufer und Gleitrohr poliert. Außerdem führen Größe und Form des Gleitrohrs zu einer Trennung von Läufer und Permanentmagneten. Das Eindringen von Magnetpartikeln in den Raum zwischen Gleitrohr und Läufer ist daher auszuschließen.

5.3.1 Elektrische Parameter

Die Spule des Aktuators mit Hohlläufer weist mit einem Wert von $2,3 \Omega$ ebenfalls einen größeren ohmschen Widerstand als den zuvor berechneten auf. Auch in diesem Fall ist dies auf die Anschlussdrähte zurückzuführen, deren Länge in der Berechnung nicht berücksichtigt wurde. Ab einem Mindeststrom von 150 mA und einer Spannung von 0,35 V können Schaltvorgänge durchgeführt werden. Um die Messergebnisse mit den Simulationsergebnissen vergleichen zu können, werden allerdings eine Betriebsspannung von 1,38 V und ein Strom von 600 mA eingestellt. Die Betriebsdauer der Spule beträgt 20 ms. Über diese Dauer stellt sich eine Verlustleistung von 0,83 W ein. Damit eine dauerhafte Verlustleistung von 0,1 W nicht überschritten wird, muss die Spule nach jedem Schaltvorgang mindestens 166 ms inaktiv verbleiben. Damit ergibt sich eine maximale Schaltfrequenz von 5,4 Hz. Unter Berücksichtigung der maximalen Stromdichte einer Kupferspule von 6 A/mm^2 und einem Kupferfüllgrad von 0,5 muss allerdings eine Mindestdauer der Abkühlungsphase von 380 ms eingehalten werden. Daraus ergibt sich eine maximale Schaltfrequenz von 2,5 Hz.

5.3.2 Mechanische Parameter

Zur Bestimmung des Hubs und der Präzision wird für eine Folge von Schaltvorgängen die Läuferverschiebung mit einer Abtastrate von 2,5 kHz aufgenommen.

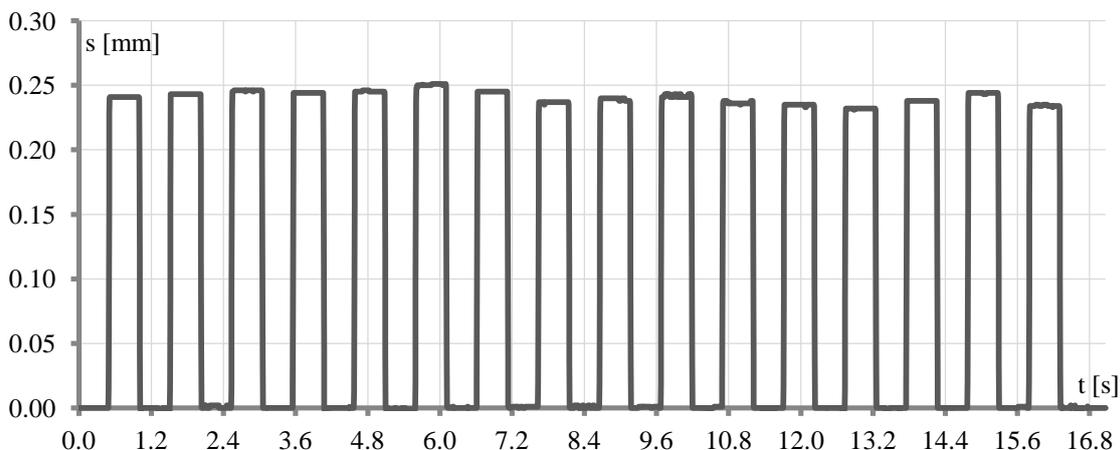


Abbildung 5-16: Verschiebung s des Hohlläufers über eine Folge von Schaltvorgängen

Abbildung 5-16 zeigt, dass der geforderte Hub von 0,3 mm nicht erreicht wird. Der gemessene Hub beträgt maximal 0,25 mm. Die Abweichungen zwischen maximalem und minimalem Hub betragen bis zu 23 %.

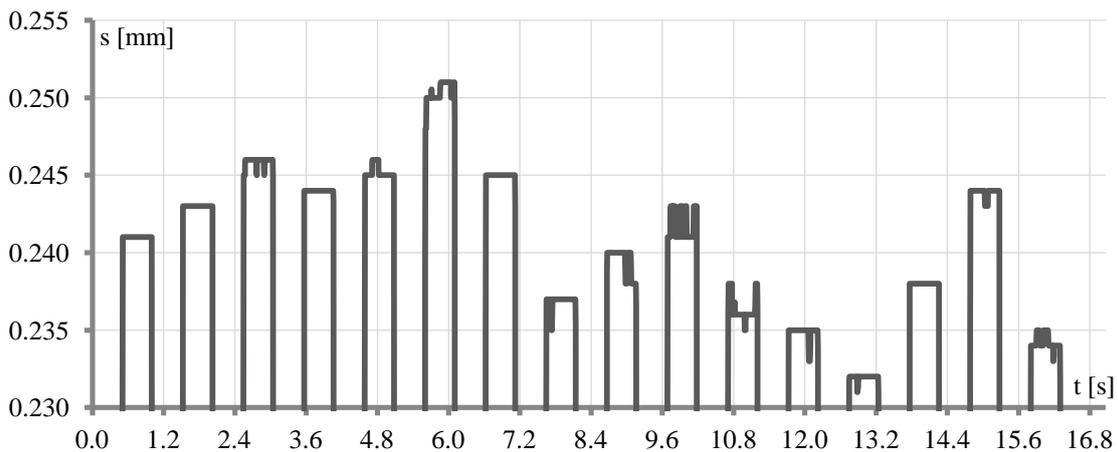


Abbildung 5-17: Hochauflösende Betrachtung der Verschiebung in der distalen Endlage zur Bewertung der Wiederholgenauigkeit der Schaltvorgänge

Eine genauere Auflösung der Endlagen in Abbildung 5-17 gibt Aufschluss über die Wiederholgenauigkeit der Schaltvorgänge. Die Positionierung des Läufers in der distalen Endlage erfolgt mit Abweichungen von bis zu 18 μm . Dieser Wert entspricht 6 % des Hubs. Damit werden die Anforderungen an den Stellweg und an die Präzision des Aktuators nicht erfüllt. Bei den geringen Abweichungen von der Endposition des Läufers, die in Form von Spitzen vorliegen, handelt es sich um Messfehler. Reflexionen im Innern des Gleitrohrs führen zu geringfügigen Ungenauigkeiten bei der Messwerterfassung mit dem Laser-Triangulationssensor.

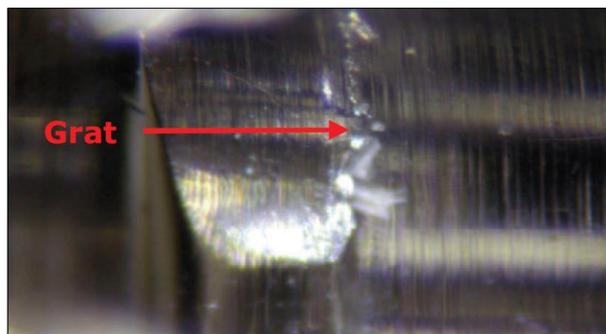


Abbildung 5-18: Schliffbild des Gleitrohrs. Grat am distalen Anschlag [Rein11]

Das Öffnen des Gleitrohrs und das Betrachten seines Inneren zeigt, dass während der Fertigung des Bauteils ein Grat am distalen Anschlag nicht entfernt wurde [Rein11]. Dieser Grat verhindert, dass der Läufer die distale Endlage vollends erreichen kann. Damit ist der Grat die Ursache für den reduzierten Hub und für die hohe Wiederholungenauigkeit der Schaltvorgänge.

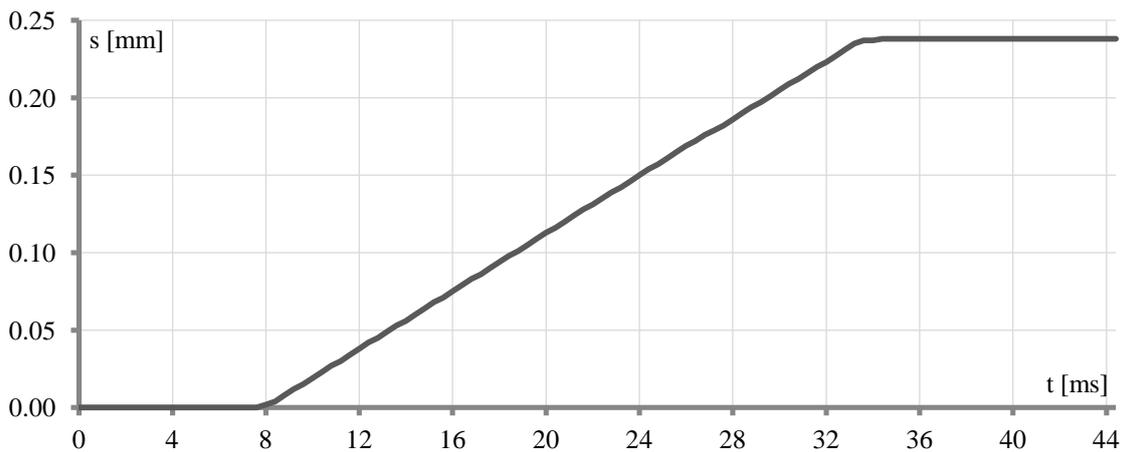


Abbildung 5-19: Detaillierte Betrachtung der Bewegung des Hohl Läufers in distaler Richtung

Die detaillierte Betrachtung der Läuferbewegung während eines einzelnen Schaltvorgangs gibt Aufschluss über die Schaltzeit des Aktuators. Diese ist in Abbildung 5-19 dargestellt. Die Schaltzeit des Aktuators mit Hohläufer unter gegebenen Betriebsparametern beträgt 26 ms. Demnach erfüllt auch dieses Funktionsmuster nicht die Wunschanforderung nach einer Schaltzeit von 20 ms. Die Versuche mit dem Aktuator mit massivem Läufer zeigen allerdings, dass sich mit Hilfe alternativer Ansteuerungsarten reduzierte Schaltzeiten erreichen lassen. Desweiteren fallen die kurzen Beschleunigungsphasen des Bewegungsprofils auf. Die Läufergeschwindigkeit ist über einen großen Zeitraum konstant. Ein Überschwingen über den Lagesollwert wird durch die mechanischen Anschläge verhindert.

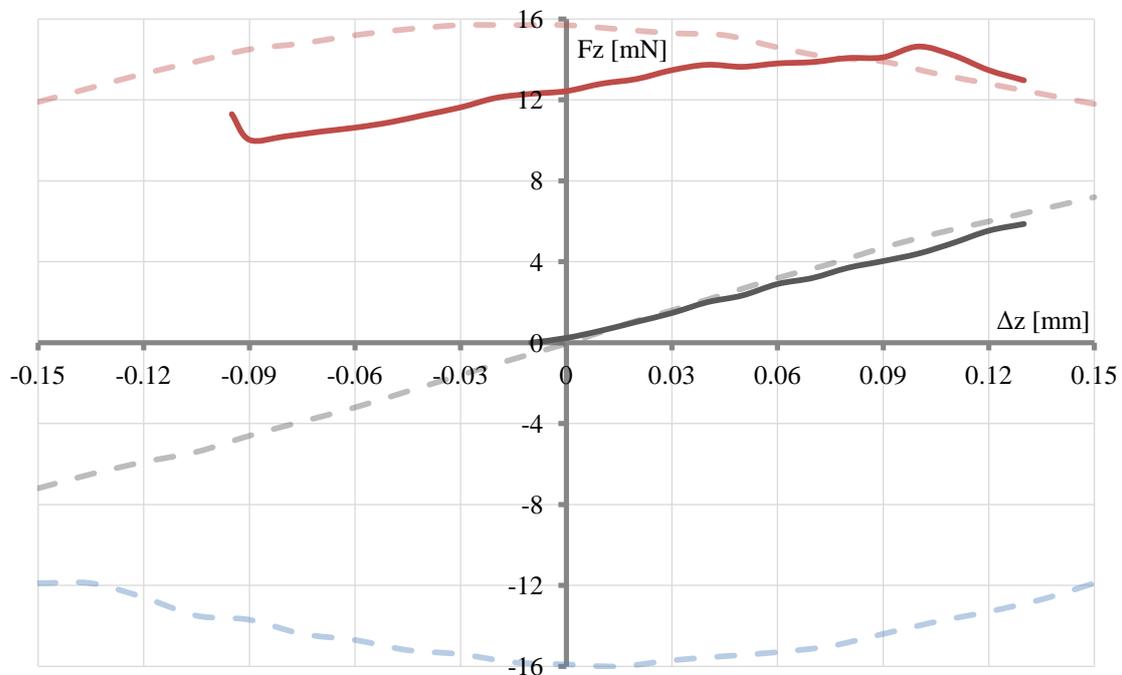


Abbildung 5-20: Gemessene Kraftkennlinien des Funktionsmusters mit Hohläufer. Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z-Richtung (rot), Schaltkraft in negative z-Richtung (blau). Zum Vergleich Kraftkennlinien des Simulationsmodells (gestrichelt)

In Abbildung 5-20 sind die gemessenen Kraftkennlinien des Aktuators mit Hohlläufer dargestellt. In Abschnitt 4.2 wird darauf hingewiesen, dass die proximale Endlage mit Hilfe eines massiven Kunststoffzylinders definiert wird, der den gesamten hinteren Teil des Gleitrohrs ausfüllt. Dies führt dazu, dass auf der proximalen Aktuator-Seite kein Zugang zum Läufer für die Sensoren besteht. Daher können ausschließlich Kraftwerte in positiver z-Richtung aufgenommen werden.

Der Verlauf der gemessenen Haltekraft stimmt bis auf geringe Abweichungen mit den Simulationswerten überein. Die gemessene Schaltkraft unterscheidet sich von der simulierten Kurve. Auch im Fall des Aktuators mit Hohlläufer treten radiale Kräfte während der Schaltvorgänge auf, die zu einer erhöhten Reibung führen. Weiterhin zeigt Abschnitt 0, dass Fertigungstoleranzen einen vergleichsweise großen Einfluss auf die Kräfte des Aktuators mit Hohlzylinder haben. Ferner muss davon ausgegangen werden, dass die Materialparameter (HB-Kurve, Permeabilität, Sättigung) des Funktionsmusters nicht vollständig in der Simulation verwendeten entsprechen. Demnach sind Unterschiede zwischen simulierten und gemessenen Schaltkräften zu erwarten. Trotz dieser Vielzahl von Einflüssen unterscheiden sich die Messwerte nicht wesentlich von den Simulationswerten. Somit wird die Simulation weitgehend bestätigt.

5.3.3 Untersuchung der Lebensdauer im Langzeitversuch

Zur Untersuchung der Lebensdauer wird die Läuferverschiebung des Aktuators mit einem Hohlläufer über einen längeren Zeitraum aufgenommen. Die Schaltfrequenz beträgt 1 Hz.

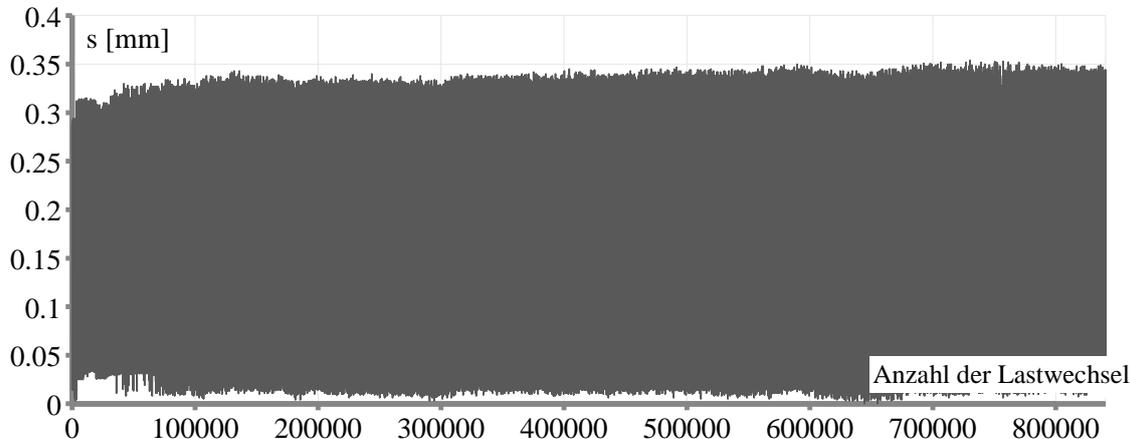


Abbildung 5-21: Messdaten der Verschiebung des Hohlläufers im Langzeitversuch. Schaltfrequenz: 1 Hz

Es werden drei baugleiche Funktionsmuster auf ihre Lebensdauer geprüft. Der Test mit dem ersten Muster wird nach mehr als 300.000 erfolgreichen Schaltvorgängen beendet, der mit dem zweiten nach über 500.000 erfolgreichen Schaltvorgängen. Mit dem dritten Aktuator werden sogar mehr als 800.000 Schaltvorgänge erreicht (Abbildung 5-21). Alle Langzeitversuche werden frühzeitig manuell beendet, nicht wegen Versagens. Demnach sind mehr als 800.000 Schaltvorgänge möglich. Die Anforderung an die Mindestlebensdauer wird somit erfüllt.

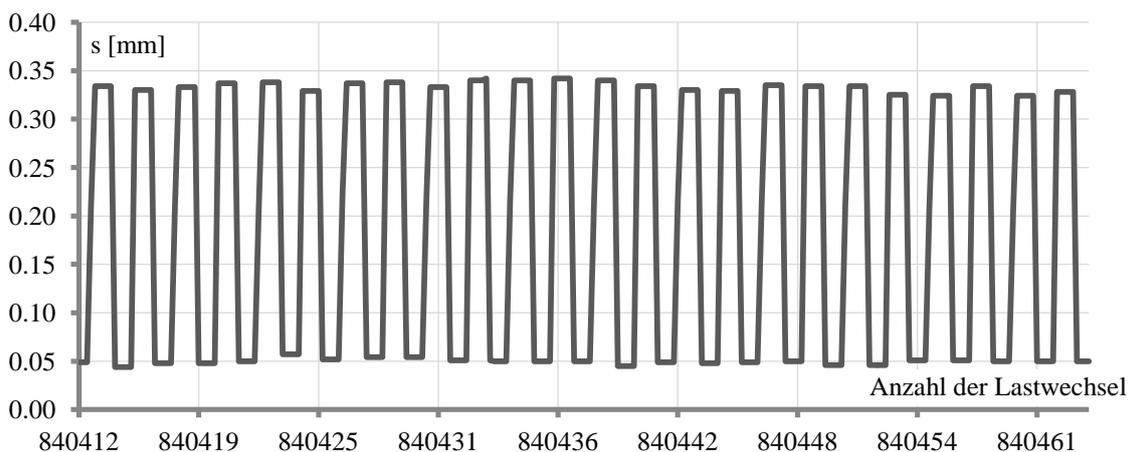


Abbildung 5-22: Messdaten der Verschiebung des Hohlläufers gegen Ende des Langzeitversuchs

Abbildung 5-22 liefert den Nachweis, dass der Aktuator mit Hohlläufer auch nach mehr als 800.000 absolvierten Schaltvorgängen zuverlässig schaltet. Die aufgenommenen Werte der Läuferverschiebung weisen über die Dauer des Langzeitversuchs allerdings starke Schwankungen und Abweichungen von der Null-Position auf. Diese sind auf externe Einflüsse auf die Sensorik, wie z.B. Temperaturschwankungen und Vibrationen der Umgebung, zurückzuführen. Bei einem Messbereich von weniger als 400 μm entstehen dadurch deutlich wahrnehmbare Messfehler. Der maximale Messfehler beträgt ca. 8 % des Hubs. Der Einfluss der Messfehler ist im Anhang A6 dargestellt.

5.3.4 Untersuchung der Wiederaufbereitbarkeit

Videoendoskope gehören zu der Gruppe sogenannter chirurgischer Langschaftinstrumente, für die besonders hohe Anforderungen an die Wiederaufbereitbarkeit gelten. Sie enthalten häufig langgestreckte und schwer einsehbare Bereiche, weshalb ihre sorgfältige Reinigung besonders wichtig ist [TUB12]. Verbreitete Verfahren zur Aufbereitung sind die manuelle Reinigung und Desinfektion, automatische Reinigung und Desinfektion, Ultraschallreinigung, Gassterilisation und Dampfsterilisation [Olym10]. Die Firma Olympus sowie das Institut für Medizinische Mikrobiologie und Hygiene des Universitätsklinikums Tübingen empfehlen den Einsatz der Dampfsterilisation [Olym10, UKTü05]. Der Produktstandard orientiert sich an den Normen ISO 17664 'Sterilisation von Medizinprodukten' und DIN EN 285 'Dampf-Groß-Sterilisatoren'. Im Rahmen einer von der Firma Olympus durchgeführten Recherche zum Thema Dampfsterilisation/Autoklavieren wird allerdings festgestellt, dass "[...] ein einheitliches Standardvorgehen für die Aufbereitung von Endoskopen nicht existiert. Vielmehr sind länderspezifische 'Vorlieben' bei den Aufbereitungszyklen erkennbar" [Olym10A].

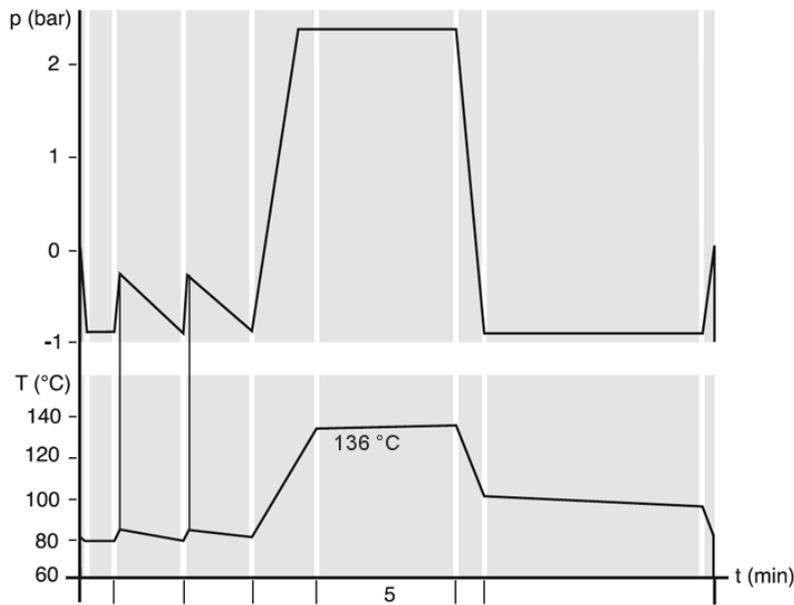


Abbildung 5-23: Ablaufdiagramm für fraktionierte Dampfsterilisation mit Vorvakuum [Olym10]

Es werden der Standard Zyklus (P2) (Abbildung 5-23), French Zyklus, Flash Zyklus und Creuzfeld Jakob Zyklus angewendet. Diese unterscheiden sich im zeitlichen Ablauf sowie in der Maximaltemperatur, die über fünf Minuten gehalten wird. Diese Temperatur beträgt 134 °C bzw. 136 °C (s. Anhang A7).

Für die Untersuchung der Aufbereikbaarheit der Aktuatoren wird eine Folge von Sterilisationszyklen durchgeführt, die alle aufgeführten Zyklustypen einschließt. Das Protokoll befindet sich im Anhang A8. In Abschnitt 2.1.1 wird darauf hingewiesen, dass der Aktuator im hermetisch verschlossenen Raum des Endoskops integriert werden soll und demnach nicht mit Wasserdampf in Kontakt kommt. Daher werden die Funktionsmuster für diesen Versuch in einem wasserdichten Behälter eingeschlossen. Bei einer angestrebten Gewährleistung von bis zu vier Jahren kann die Berechnung der entsprechenden Zyklenzahl folgendermaßen vorgenommen werden: Es wird davon ausgegangen, dass das Gerät 250 Mal pro Jahr genutzt wird. Weiterhin wird ein Sicherheitsfaktor für den Autoklavtest von 2,5 berücksichtigt. Daraus ergibt sich eine Zyklenzahl von 2.500 Autoklavzyklen, nach deren Abschluss der Aktuator weiterhin funktionsfähig sein muss [Olym10A].

Im Anschluss werden mit den sterilisierten Aktuatoren die gleichen Versuche wie zuvor durchgeführt. Der ohmsche Widerstand weist weiterhin einen Wert von 2,3 Ω auf. Die Betriebsspannung wird auf 1,38 V eingestellt und der Strom auf 600 mA.

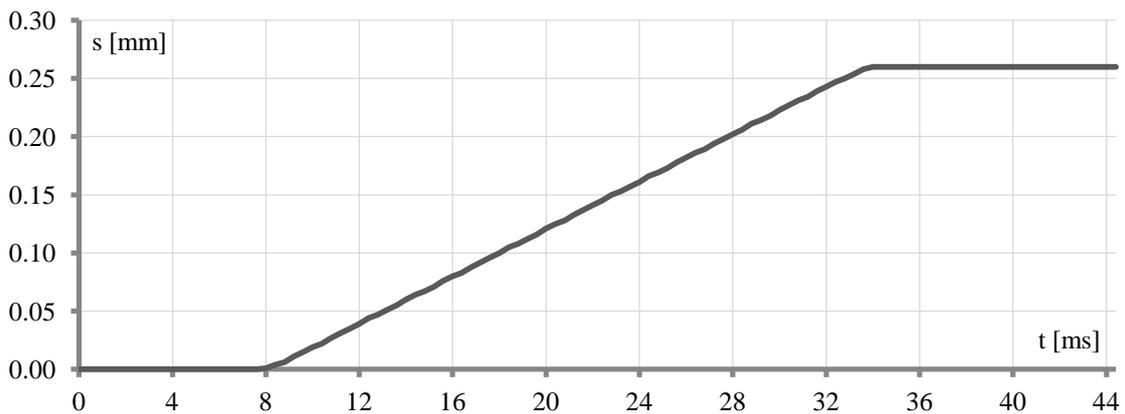


Abbildung 5-24: Betrachtung der Hohläuferbewegung während eines Schaltvorgangs in distaler Richtung nach 2.500 Sterilisationszyklen

Die Schaltzeit des Aktuators mit Hohläufer bleibt unverändert. Sie beträgt auch nach dem Sterilisieren 26 ms (Abbildung 5-24).

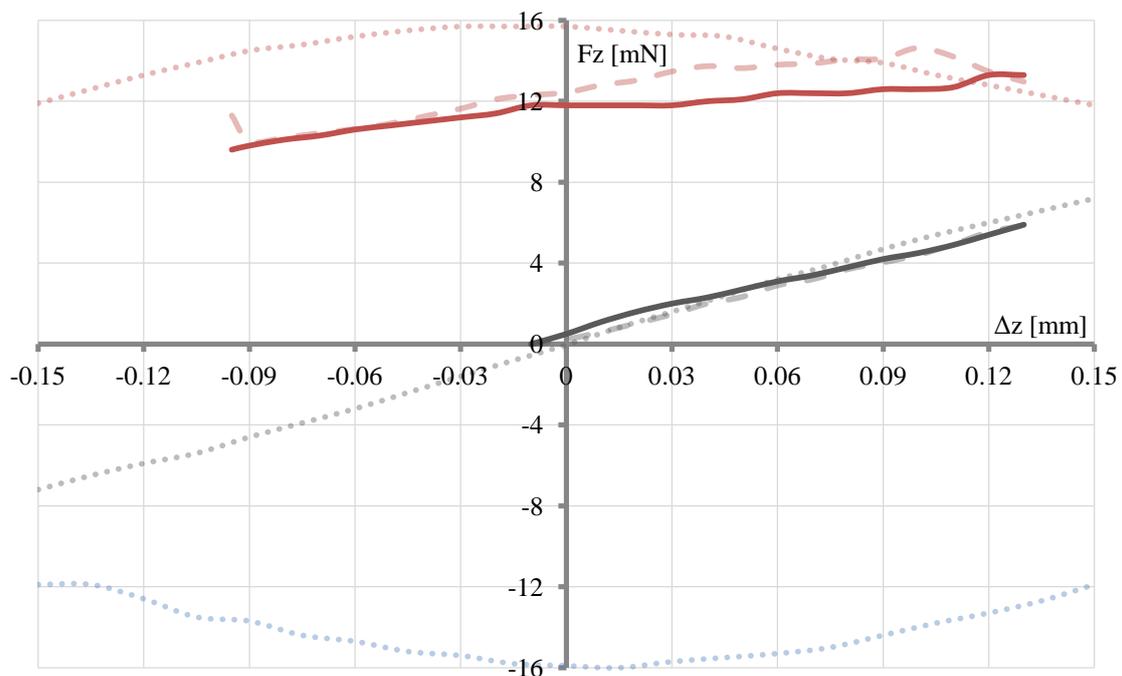


Abbildung 5-25: Gemessene Kraftkennlinien des Funktionsmusters mit Hohläufer nach 2.500 Sterilisationszyklen. Haltekraft (grau), Schaltkraft in positive z -Richtung (rot), Schaltkraft in negative z -Richtung (blau). Zum Vergleich Kraftkennlinien vor dem Sterilisieren (gestrichelt), Simulationen (gepunktet)

Abbildung 5-25 zeigt die nach Abschluss der 2.500 Sterilisationszyklen aufgenommenen Kraftkennlinien. Diese weisen im Vergleich zu den vor dem Sterilisieren gemessenen Werten nur geringfügige Änderungen auf. Am deutlichsten zu erkennen ist die Abflachung der Schaltkraftkurve. Es ist anzunehmen, dass es infolge der Erwärmung zu einem Alterungsverhalten der Permanentmagnete kommt, welches die Kräfte leicht beeinflusst. Die Zuverlässigkeit des Aktuators wird dadurch allerdings nicht eingeschränkt.

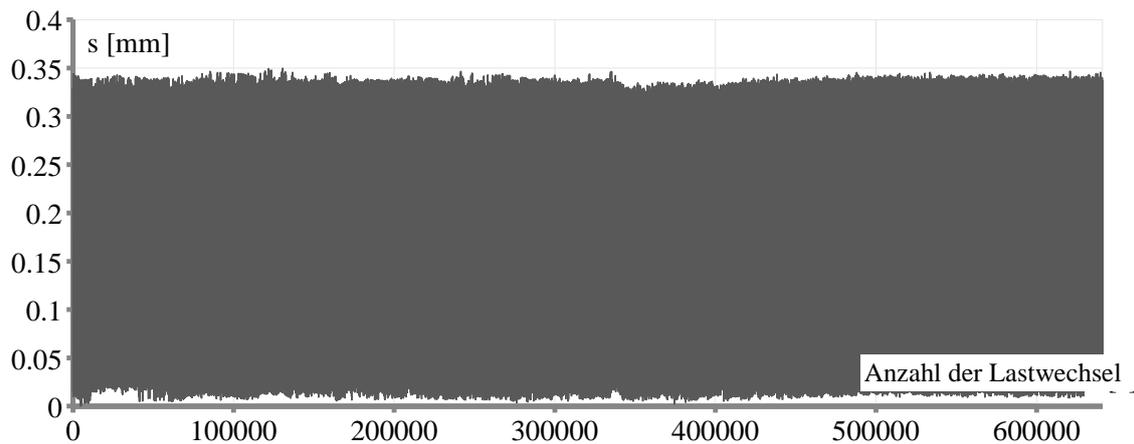


Abbildung 5-26: Messdaten der Verschiebung des Hohlläufers im Langzeitversuch nach 2.500 Sterilisationszyklen. Schaltfrequenz: 1 Hz

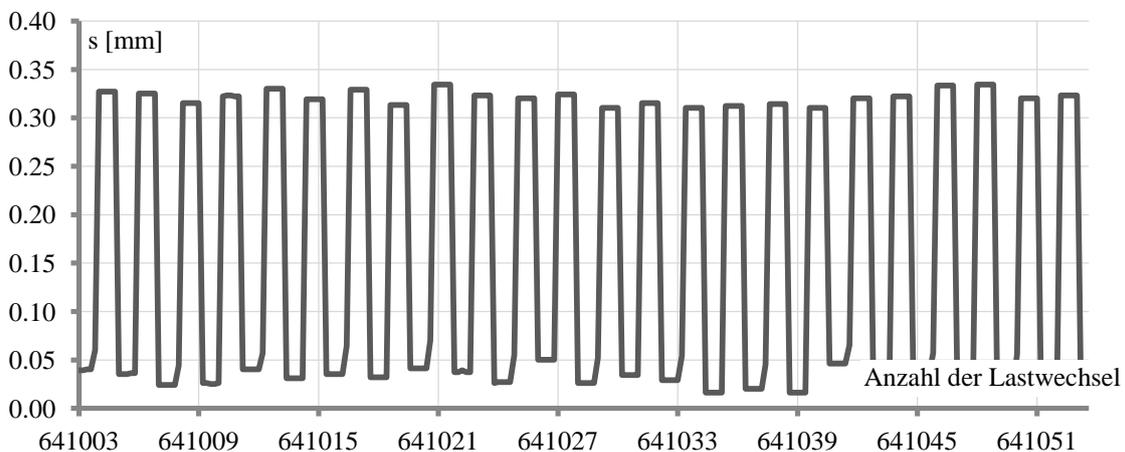


Abbildung 5-27: Messdaten der Verschiebung des Hohlläufers gegen Ende des Langzeitversuchs nach 2.500 Sterilisationszyklen

Mit dem Funktionsmuster, das bereits mehr als 800.000 Schaltvorgänge umsetzen konnte und anschließend sterilisiert wurde, wird ein weiterer Langzeitversuch durchgeführt. Nach mehr als 600.000 weiteren erfolgreichen Schaltvorgängen wird der Versuch manuell beendet (Abbildung 5-26). Auch zu diesem Zeitpunkt ist kein Versagen des Aktuators festzustellen. Bis zum Ende der Messung erfolgen die Schaltvorgänge weiterhin zuverlässig (Abbildung 5-27). Damit erreicht der Aktuator mit Hohlläufer eine Gesamtlebensdauer von mehr als 1,4 Millionen Schaltvorgängen.

Alle Versuche zeigen, dass die Parameter des Aktuators mit Hohlläufer keine wesentlichen Änderungen infolge der 2.500 Sterilisationszyklen aufweisen. Damit erfüllt das System die Anforderungen an die Temperaturfestigkeit. Die Dampfsterilisation ist möglich, solange sich der Aktuator in einem hermetisch dichten Raum befindet und vor Feuchtigkeit geschützt ist.

5.4 Zusammenfassung der Versuchsergebnisse

Art	Forderung	Wert	Erfüllt durch Aktuator mit	
			massivem Läufer	Hohlläufer
Allgemeine Anforderungen				
M	Temperaturfestigkeit der Aktuatoren	$\geq 136 \text{ }^\circ\text{C}$	-	ja
F	Maximale Außentemperatur des Geräts	$\leq 43 \text{ }^\circ\text{C}$	ja*	ja*
F	Minimale Lebensdauer (Anzahl Schaltvorgänge)			
	<ul style="list-style-type: none"> (Auto)Fokus, variable Blenden, bewegliche Filter, variable Blickrichtung 	≥ 250.000	nein	ja
	<ul style="list-style-type: none"> optischer Zoom, Makro-Funktion 	≥ 62.500	ja	ja
Elektronische Randbedingungen				
F	Maximale elektrische Gleichspannung	$\leq 60 \text{ V}$	ja	ja
F	Maximale elektrische Wechselspannung (Spitzenwert)	$\leq 42,4 \text{ V}$	ja	ja
W	Maximaler elektrischer Betriebsstrom	$\leq 0,5 \text{ A}$	nein	nein
F	Maximale Verlustleistung (in der Gerätespitze, Dauerbetrieb)	$\leq 0,1 \text{ W}$	ja**	ja**
Mechanische Randbedingungen				
M	Minimaler Hub s	(0,3 ... 2) mm	nein	nein
M	Minimale Kraft F	(3 ... 122) mN	nein	ja
W	Maximale Dauer eines Schaltvorgangs	$\leq 20 \text{ ms}$	nein	nein
M	Präzision der Schaltvorgänge	$\leq 0,01 \cdot s$	ja	nein
M	Maximale Aktuator-Maße:			
	Endoskope mit 5,4 mm Außendurchmesser (ringförmiger Bauraum):			
	<ul style="list-style-type: none"> Außendurchmesser 	$\leq 4,2 \text{ mm}$	-	ja
	<ul style="list-style-type: none"> Innendurchmesser 	$\leq 1,6 \text{ mm}$	-	ja
	<ul style="list-style-type: none"> Länge 	$\leq 300 \text{ mm}$	-	ja
	Endoskope mit 5,4 mm Außendurchmesser (zylinderförmiger Bauraum):			
	<ul style="list-style-type: none"> Durchmesser 	$\leq 2 \text{ mm}$	ja	-
	<ul style="list-style-type: none"> Länge 	$\leq 300 \text{ mm}$	ja	-

F: Festanforderung M: Mindestanforderung W: Wunschanforderung

*: Resultiert aus Einhaltung der maximalen Verlustleistung

**: Einstellung der maximalen Verlustleistung durch Reduzierung von Schaltfrequenz und Betriebsdauer

Tabelle 5-1: Vergleich des Messwerte mit der Anforderungsliste

Der Aktuator mit massivem Läufer erreicht eine Lebensdauer von 250.000 Schaltvorgängen nur mit Hilfe äußerer Einflüsse. Weiterhin fallen die Schaltkräfte vorübergehend auf unter 3 mN. Der Grund hierfür ist die hohe Reibung zwischen Läufer und Gleitrohr, die aus einer schlechten Beschaffenheit der Läuferoberfläche und hohen radialen Kräften resultiert. Der Aktuator mit Hohlläufer liefert hinsichtlich Lebensdauer und Kräften bessere Ergebnisse. Bei diesem Modell treten aufgrund größerer Durchmesser geringere radiale Kräfte auf. Darüber hinaus ist die Qualität der Läuferoberfläche besser, was zu einer geringeren Reibung führt. Die Kapselung des Läufers innerhalb des Gleitrohrs führt zu weniger Verschmutzung und somit zu einer höheren Lebensdauer.

Sowohl die Funktionsmuster mit massivem Läufer als auch die Muster mit Hohlläufer werden mit elektrischen Strömen, deren Beträge größer als 0,5 A sind, betrieben. Damit wird die Anforderung an den Betriebsstrom nicht erfüllt. Es handelt sich hierbei allerdings um eine Wunschanforderung. Entgegen dieser Forderung ist es empfehlenswert, größere Ströme zur Verfügung zu stellen. Größere Ströme ermöglichen den Einsatz kleinerer Spulen bei gleichbleibender Durchflutung, was zu einer kleineren Baugröße des Aktuators führt.

Der geforderte Hub wird von beiden Aktuator-Modellen nicht erreicht. Die Gründe hierfür sind Fertigungstoleranzen, Toleranzketten und unerwünschte Rückstände von der Fertigung. Die Endlagen des Aktuators sollten unmittelbar durch das zu bewegende Element definiert werden, damit die Auswirkungen der Toleranzketten möglichst gering ausfallen. Weiterhin ist zu beachten, dass eine höhere Genauigkeit der Fertigung und der Montage bei kleiner werdenden Stellwegen nötig ist, da diese maßgeblich die Wiederholgenauigkeit der Schaltvorgänge bestimmt.

Auch die Schaltzeiten beider Aktuator-Modelle erfüllen nicht die Anforderung. Hierbei handelt es sich jedoch ebenfalls um eine Wunschanforderung. Eine Verkürzung der Schaltzeit lässt sich erreichen, indem alternative Ansteuerungsarten verwendet werden, die Reibung zwischen Läufer und dem Gleitrohr sowie die Luftreibung reduziert und die zu bewegenden Massen verringert werden.

Vor allem die Kraftmessungen mit dem Aktuator mit Hohlläufer liefern gute Ergebnisse, die weitgehend mit den Simulationswerten übereinstimmen. Die theoretische Betrachtung des Systems mit Hilfe der FEM-Simulation wird dadurch bestätigt. Weiterhin weist der Aktuator mit Hohlläufer eine hohe Robustheit auf, die sich durch das Erreichen eines Vielfachen der geforderten Lebensdauer kennzeichnet. Bemerkenswert ist ebenfalls seine Wiederaufbereitbarkeit. Selbst nach 2.500 Sterilisationszyklen ist der Aktuator weiterhin uneingeschränkt funktionstüchtig.

6 Minimierung bistabiler Reluktanz-Aktuatoren

Bisher wurde die Integration bistabiler Aktuatoren in medizinischen Videoendoskopen mit einem Außendurchmesser von 5,4 mm betrachtet. Darüber hinaus sind Endoskope mit kleineren Durchmessern erhältlich. Aufgrund des geringeren Bauraumes bedingt der Einsatz der bistabilen Aktuator-Technologie die Minimierung der Aktuator-Baugröße. Hierbei steht vor allem die Minimierung des Aktuator-Durchmessers im Vordergrund.

6.1 Minimal mögliche Bauteilmaße

Die Herstellung kleinerer Bauteile mit Hilfe konventioneller Prozesse wie Drehen, Fräsen, Erodieren usw. ist nicht uneingeschränkt möglich. Daher werden im Folgenden neben konventionellen Herstellungsverfahren, zu denen u.a. die zuvor genannten Prozesse zählen, Dünnschichttechniken (galvanische Prozesse, Plasmaprozesse usw.) betrachtet.

Fertigung mittels konventioneller Verfahren

Als Halbzeuge für die Herstellung weichmagnetischer Bauteile (Läufer, Rückschlussrohr, Polschuhe) eignen sich vor allem Stangen und Drähte aus weichmagnetischen Legierungen. Die minimalen Durchmesser betragen 0,01 mm [Thys03] bis 0,2 mm [VACU03].

Konventionell hergestellte Spulen werden gewickelt. Hierzu stehen Drähte mit einem minimalen Durchmesser von 14 μm zur Verfügung [Elek11]. Die minimal mögliche Wandstärke einer Spule mit nur einer Lage beträgt somit 14 μm .

Zum jetzigen Zeitpunkt gibt es keine ausreichend erprobten Technologien für die Herstellung von Permanentmagneten mit einer Dicke unterhalb von 500 μm [Liu10]. Im Rahmen dieser Arbeit wurden jedoch Magnete mit Wandstärken von 300 μm gefertigt. Diese zerbrechen wegen des spröden Materials allerdings schnell. Geringere Wandstärken sind daher kaum realisierbar. Höhere Elastizitäten lassen sich mit kunststoffgebundenen Magneten erreichen. Die minimalen Wandstärken betragen in diesem Fall 800 μm [Repp04]. Diese Widersprüche zeigen, dass die Grenzen der Fertigbarkeit von Permanentmagneten mit Hilfe konventioneller Herstellungsverfahren bereits erreicht sind.

Fertigung mittels Dünnschichttechniken

Die Herstellung weichmagnetischer Schichten ist durch galvanische Abscheidungen möglich. Es sind Schichtdicken in einem Bereich von 5 μm bis 50 μm realisierbar. Allerdings sind die magnetischen Eigenschaften (Permeabilität und Sättigungsverhalten) im Vergleich zu konventionell hergestellten weichmagnetischen Legierungen schlechter. Daher ist es sinnvoller, weichmagnetische Bänder und Folien einzusetzen [Wald10]. Die minimale Dicke solcher Folien beträgt 20 μm [VACU03].

Spulen lassen sich ebenfalls mit Hilfe galvanischer Abscheidungen herstellen. Die damit realisierbaren Schichtdicken liegen im Bereich von 2 μm bis 12 μm . Die LIGA-Technik ermöglicht die Herstellung von Schichtdicken bis zu mehreren Millimetern [Wald10].

Die Erzeugung permanentmagnetischer Schichten ist mit verschiedenen Verfahren möglich. Diese sind allerdings noch nicht ausreichend erprobt, sodass sie sich nicht in der industriellen Fertigung einsetzen lassen. Generell lässt sich zwischen permanentmagnetischen Nano- und Mikrofilmen unterscheiden. Nanofilme weisen typischerweise eine Dicke von 40 nm bis 140 nm auf. Sie lassen sich durch Sputter- und Aufdampfverfahren herstellen [Ogaw10, Yabu10]. Mikrofilme sind mit Schichtdicken zwischen 1 μm und 390 μm realisierbar. Verfahren zur Erzeugung von Mikrofilmen sind galvanische Prozesse, Aufdampfen, Laminieren usw. [Naka10, Yama10, Wald10]. Remanenz und Koerzitivfeldstärke der permanentmagnetischen Schichten erreichen allerdings nicht die Werte von Magneten, die mit konventionellen Verfahren hergestellt wurden. Es wurden magnetische Filme mit Energieprodukten zwischen 56 kJ/m^3 [Naka10] und 96 kJ/m^3 [Yama10] realisiert.

Beim derzeitigen Stand der Technik werden Dünnschichttechniken nahezu ausschließlich auf ebenen Flächen angewendet. Auf rotationssymmetrischen Oberflächen sind diese Verfahren kaum erprobt.

6.2 Minimierte Aktuator-Modelle

Der erste Schritt der Aktuator-Minimierung besteht darin, unnötige Luftspalte im Modell zu reduzieren. Diese entstehen vor allem durch die zu berücksichtigenden Fertigungstoleranzen und durch das für die Montage nötige Spiel.

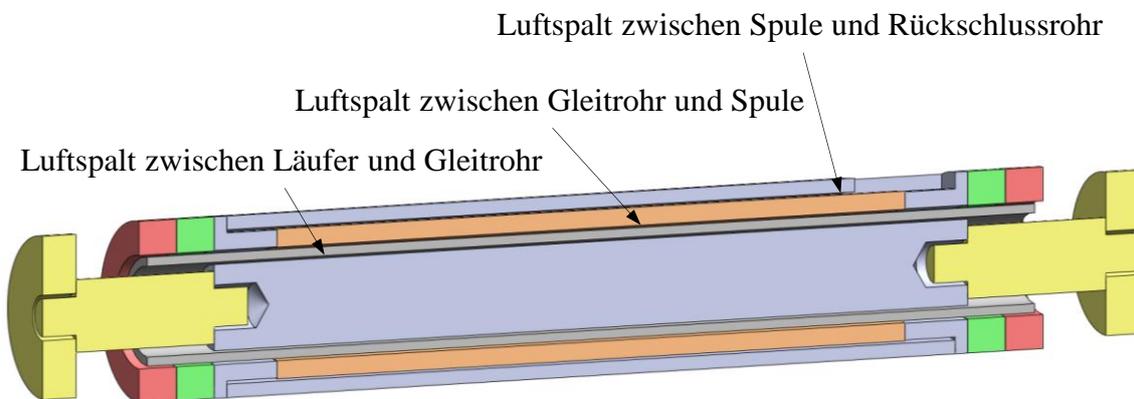


Abbildung 6-1: Luftspalte zwischen den Bauteilen mit Einfluss auf den Durchmesser des Aktuators

In Abbildung 6-1 sind die Luftspalte dargestellt, die Einfluss auf den Durchmesser des Aktuators haben. Bisher wurde die Spule als Luftspule gefertigt. Dadurch entsteht ein Freiraum zwischen Gleitrohr und Spule. Es ist sinnvoll, das Gleitrohr als Spulenträger zu verwenden, indem der Draht bzw. die Kupferschicht direkt auf das Rohr aufgebracht wird. Die Polschuhe können ebenfalls in Form von weichmagnetischen Bändern auf das Gleitrohr gewickelt werden. Mit Permanentmagneten aus gesinterten Magnetmaterialien ist ein vergleichbares Vorgehen nicht möglich. Der Luftspalt bleibt bestehen. Kunststoffgebundene Magnetmaterialien können hingegen auf das Gleitrohr aufgebracht werden. In diesem Fall sind sogar sehr dünne Schichten realisierbar, da das Rohr als Träger dient und den Permanentmagneten zusätzliche Stabilität verleiht.

Der Luftspalt zwischen Spule und Rückschlussrohr lässt sich entfernen, indem das Rückschlussrohr analog zu den Polschuhen in Form von weichmagnetischen Folien auf die Spule gewickelt wird. Da der Spulenaußendurchmesser in der Regel über eine relativ große Toleranz verfügt, führt dieser Schritt zu einem besonders großen Minimierungseffekt. Lediglich der Luftspalt zwischen Läufer und Gleitrohr kann nicht eliminiert werden, damit Läufer und Stator weiterhin voneinander getrennt bleiben und eine Bewegung möglich ist.

Darüber hinaus ist die Reduzierung der Wandstärke des Gleitrohrs eine weitere Möglichkeit zur Verringerung des Aktuator-Durchmessers. In den folgenden Berechnungen wird der Abstand zwischen Polschuhen und Läufer mit $10\ \mu\text{m}$ bzw. $40\ \mu\text{m}$ ausgelegt. Es handelt sich hierbei um eine idealisierte Betrachtung, bei der nicht die Fertigbarkeit im Vordergrund steht, sondern die theoretisch erreichbaren Kräfte der Aktuatoren.

Auf Basis der minimal möglichen Bauteilmaße und der Möglichkeiten der Durchmesser-Reduzierung werden mehrere Modelle eines Aktuators mit massivem Läufer berechnet, die sich in ihren Außendurchmessern unterscheiden. Die Durchmesser der Modelle variieren in einem Bereich von $0,2\ \text{mm}$ bis $4\ \text{mm}$.

6.3 Erzielbare Kräfte mit minimierten Aktuatoren

Im Folgenden werden die erreichbaren Kräfte in Abhängigkeit vom Aktuator-Außendurchmesser berechnet. Neben dem Durchmesser werden Hub und Luftspalt zwischen Läufer und Stator variiert.

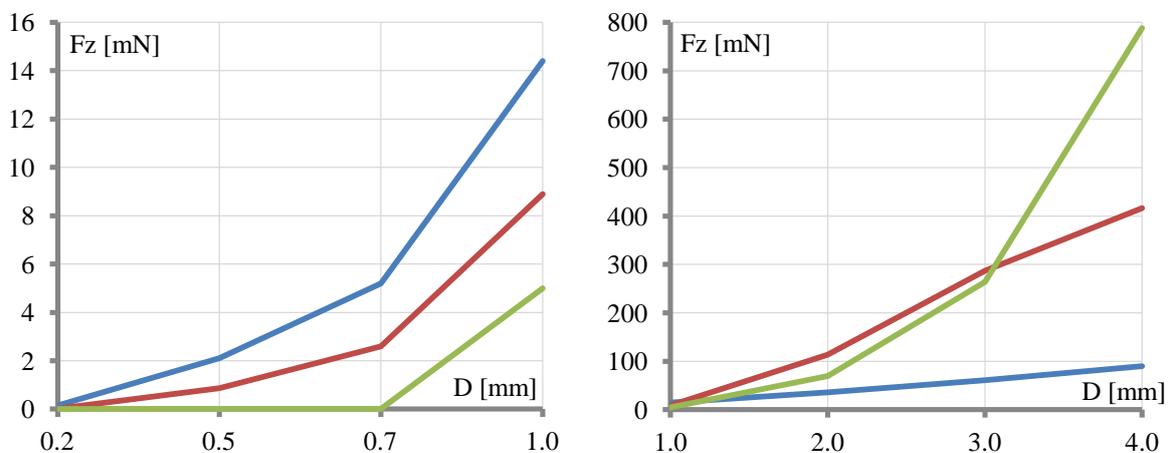


Abbildung 6-2: Maximale Haltekräfte minimierter Aktuatoren mit massivem Läufer in Abhängigkeit vom Aktuator-Durchmesser (D). Spalt zwischen Stator und Läufer: $10\ \mu\text{m}$. Haltekräfte für einen Hub von $0,1\ \text{mm}$ (blau). Haltekräfte für einen Hub von $0,5\ \text{mm}$ (rot). Haltekräfte für einen Hub von $1,5\ \text{mm}$ (grün)

Abbildung 6-2 zeigt die maximalen Haltekräfte für den Fall, dass die Größe des Spalts zwischen Stator und Läufer $10\ \mu\text{m}$ beträgt. Im linken Diagramm ist zu sehen, dass die Kennlinien zu Beginn einen exponentiellen Verlauf beschreiben. Dies ist zu erwarten, da der Aktuator-Durchmesser exponentiell in die Berechnung der Querschnittsfläche, die dem magnetischen Fluss zur Verfügung steht, eingeht. Das rechte Diagramm zeigt allerdings, dass die Kennlinien für Stellwege von $0,1\ \text{mm}$ und $0,5\ \text{mm}$ bei weiter zunehmenden Durchmessern nur noch linear ansteigen. Die Ursache hierfür ist, dass die Polschuhe in

Sättigung geraten. Die Polschuhbreite steht im Verhältnis zum Hub (s. Abschnitt 3.6.4). Ein geringer Hub führt zu einer kleinen Polschuhbreite. Dem magnetischen Fluss steht an diesem Ort somit nur ein kleiner Querschnitt zur Verfügung. Im Verhältnis zu diesem Querschnitt nimmt der von den aktiven Elementen produzierte magnetische Fluss bei größeren Aktuator-Durchmessern stärker zu. Dadurch kommt es zur Sättigung der Polschuhe. Daher muss bei der Aktuator-Minimierung neben dem Durchmesser auch der Hub berücksichtigt werden.

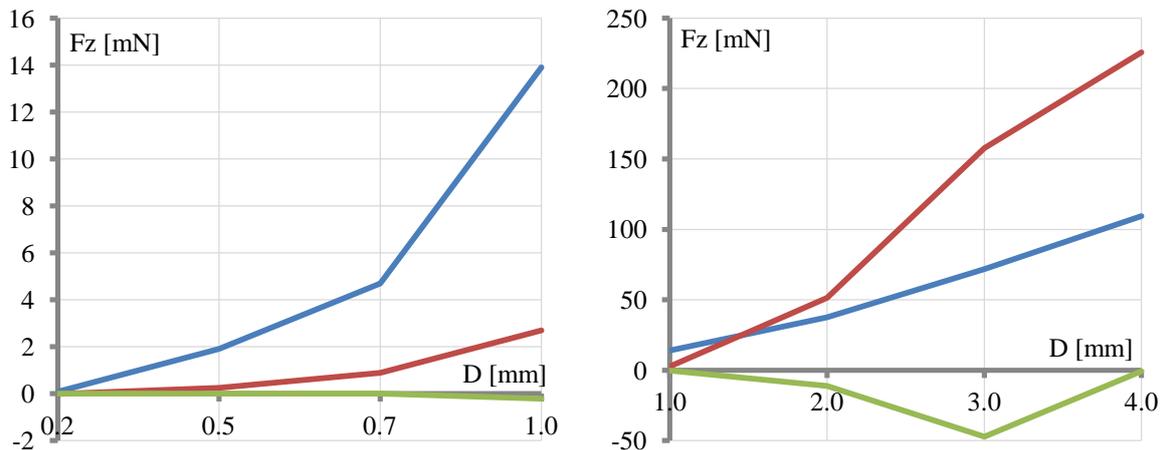


Abbildung 6-3: Maximale Schaltkräfte minimierter Aktuatoren mit massivem Läufer in Abhängigkeit vom Aktuator-Durchmesser (D). Spalt zwischen Stator und Läufer: $10\ \mu\text{m}$. Haltekräfte für einen Hub von $0,1\ \text{mm}$ (blau). Haltekräfte für einen Hub von $0,5\ \text{mm}$ (rot). Haltekräfte für einen Hub von $1,5\ \text{mm}$ (grün)

In Abbildung 6-3 sind die maximalen Schaltkräfte für einen Luftspalt von $10\ \mu\text{m}$ dargestellt. Auch hier verlaufen die Kennlinien für Stellwege von $0,1\ \text{mm}$ und $0,5\ \text{mm}$ zunächst exponentiell. Bei größeren Durchmessern tritt während der Schaltvorgänge Sättigung in den Polschuhen auf und die Kräfte steigen nur noch linear an. Weiterhin ist zu erkennen, dass die Kennlinie bei einem Hub von $1,5\ \text{mm}$ negative Werte aufweist. Da hier ein Schaltvorgang simuliert wird, bei dem ausschließlich positive Werte erwartet werden, bedeutet dies, dass der Läufer nicht bewegt werden kann.

Kurzschluss des magnetischen Flusses über linken Polschuh

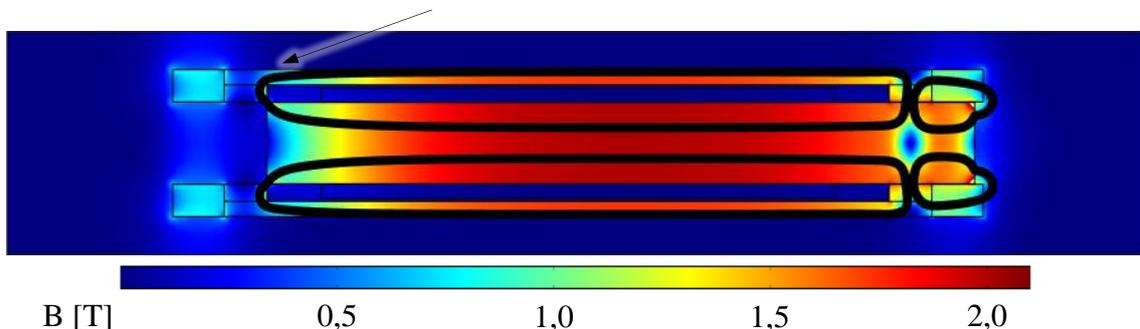


Abbildung 6-4: Verlauf des magnetischen Flusses im minimierten Aktuator mit massivem Läufer. Aktuator-Durchmesser: $3\ \text{mm}$. Läufer in der rechten Endlage. Luftspalt: $10\ \mu\text{m}$

Abbildung 6-4 zeigt die magnetische Flussdichte im Aktuator mit einem Außendurchmesser von 3 mm. Der Läufer befindet sich in der rechten Endlage und lässt sich nicht verschieben. Der Grund hierfür wird anhand des Verlaufs des magnetischen Flusses (schwarze Linie) deutlich. Der magnetische Widerstand des Luftspalts zwischen Läufer und linkem Polschuh ist sehr viel kleiner als der des Spalts zwischen Läufer und Permanentmagnet. Dadurch kommt es zu einem Kurzschluss zwischen Läufer und linkem Polschuh. Das hat zur Folge, dass der Fluss im Spalt zwischen Läufer und linkem Permanentmagnet nicht mehr ausreichend groß ist, um eine Schaltkraft zu bewirken.

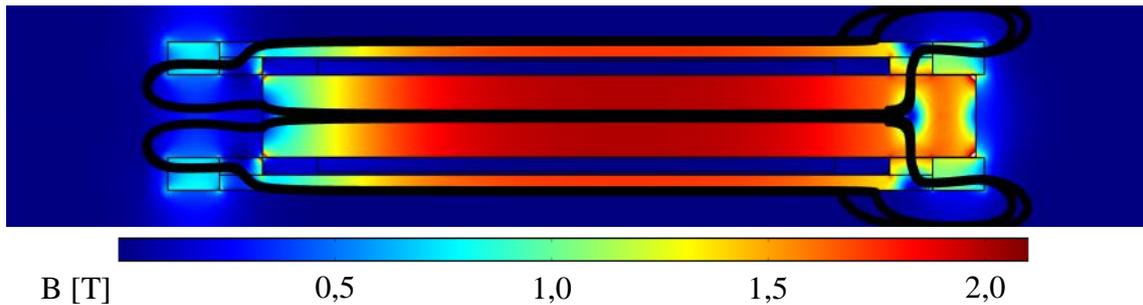


Abbildung 6-5: Verlauf des magnetischen Flusses im minimierten Aktuator mit massivem Läufer. Aktuator-Durchmesser: 3 mm. Läufer in der rechten Endlage. Luftspalt: 40 μm

Zum Vergleich ist in Abbildung 6-5 der Verlauf des magnetischen Flusses dargestellt, der zu einem korrekten Schaltverhalten des Aktuators führt. Um einen solchen Verlauf zu erhalten, muss der Luftspalt zwischen Läufer und Polschuhen von 10 μm auf 40 μm vergrößert werden. Damit ist eine Zunahme des magnetischen Widerstands dieses Luftspalts verbunden. Der magnetische Widerstand des Spalts zwischen Läufer und linkem Magnet bleibt hingegen unverändert. Auf diese Weise lässt sich der Kurzschluss des magnetischen Flusses beheben. Daraus ist abzuleiten, dass bei der Minimierung des Systems Hub und Luftspaltbreite aufeinander abgestimmt werden müssen.

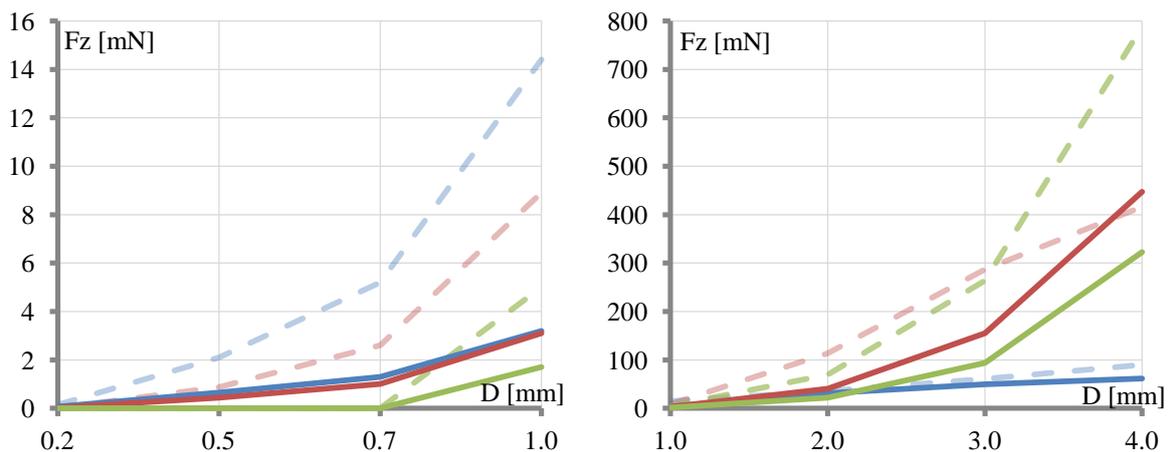


Abbildung 6-6: Maximale Haltekräfte minimierter Aktuatoren mit massivem Läufer in Abhängigkeit vom Aktuator-Durchmesser (D). Spalt zwischen Stator und Läufer: 40 μm : Haltekräfte für einen Hub von 0,1 mm (blau), für einen Hub von 0,5 mm (rot), für einen Hub von 1,5 mm (grün). Zum Vergleich Haltekraftkennlinien für eine Luftspaltbreite von 10 μm : Gestrichelte Verläufe

Der größere Luftspalt zwischen Läufer und Polschuhen führt zu einem geringeren magnetischen Fluss im System. Damit ist eine Reduzierung der Kräfte verbunden. Dies ist in Abbildung 6-6 zu erkennen. Aufgrund des geringeren magnetischen Flusses tritt nur bei einem Hub von 0,1 mm Sättigung in den Polschuhen auf. Daher weist die rote Haltekraftkennlinie in diesem Fall ebenfalls einen exponentiellen Verlauf auf.

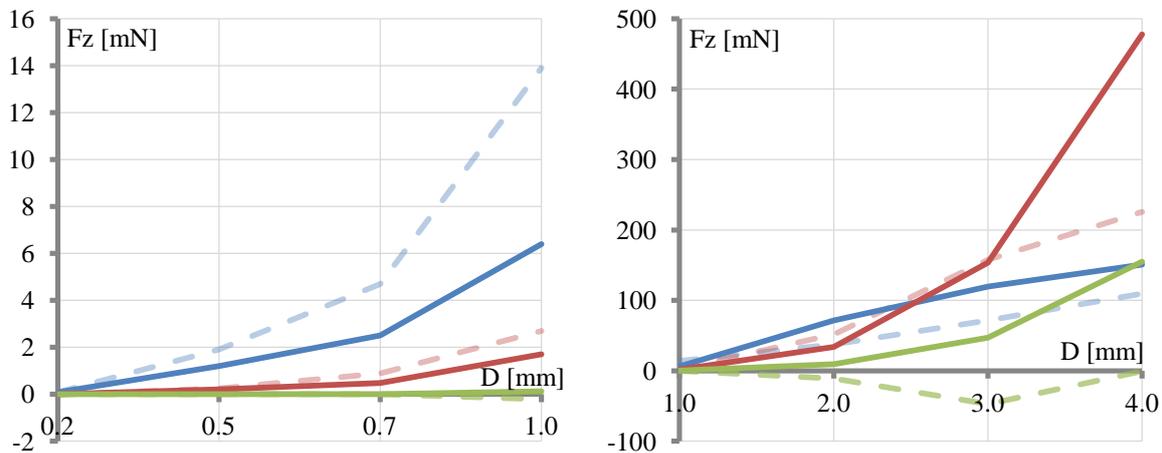


Abbildung 6-7: Maximale Schaltkräfte minimierter Aktuatoren mit massivem Läufer in Abhängigkeit vom Aktuator-Durchmesser (D). Spalt zwischen Stator und Läufer: $40\ \mu\text{m}$: Haltekräfte für einen Hub von 0,1 mm (blau), für einen Hub von 0,5 mm (rot), für einen Hub von 1,5 mm (grün). Zum Vergleich Haltekraftkennlinien für eine Luftspaltbreite von $10\ \mu\text{m}$: Gestrichelte Verläufe

Auch die maximalen Schaltkräfte der Aktuatoren mit einem Hub von 0,5 mm sowie 1,5 mm verfügen bei einem Luftspalt von $40\ \mu\text{m}$ über einen exponentiellen Verlauf (Abbildung 6-7). Desweiteren führt die Beseitigung des Kurzschlusses zwischen Läufer und Polschuh dazu, dass die Kennlinie bei 1,5 mm Hub (Grün) ausschließlich positive Werte aufweist. Der roten Kurve ist zu entnehmen, dass sich mit einem breiteren Luftspalt sogar größere Schaltkräfte erreichen lassen. Dies zeigt erneut, dass sich die optimalen Kräfte minimierter Aktuatoren nur einstellen, wenn Luftspaltbreite und Hub aufeinander abgestimmt sind.

$D_{a,massiv}$ [mm]	0,2	0,5	0,7	1,0	2,0	3,0	4,0
$A_{Läufer}$ [mm ²]	0,01	0,05	0,10	0,20	0,79	1,77	3,14
Luftspaltbreite [μm]	10	10	10	10	10	10	10
Wicklungshöhe [mm]	0,02	0,05	0,07	0,10	0,40	0,60	0,80
$D_{a,hohl}$ [mm]	1,67	1,76	1,83	1,96	2,89	3,73	4,69

Tabelle 6-1: Außendurchmesser ($D_{a,hohl}$) minimierter Aktuatoren mit Hohlläufer. Innendurchmesser des Hohlraums: 1,6 mm

Die Minimierung von Aktuatoren mit Hohlläufer erfolgt analog. Für eine vergleichbare Betrachtung wird jedem Aktuator mit massivem Läufer (Außendurchmesser $D_{a,massiv}$) ein Hohl-Aktuator gegenübergestellt. Beide Aktuator-Modelle sind insofern miteinander vergleichbar, als dass ihre Läuferquerschnitte ($A_{Läufer}$) gleichgroß gewählt werden. Der Innendurchmesser des Hohlraumes wird mit 1,6 mm festgelegt. Zusammen mit dem Läuferquerschnitt ergeben sich daraus die Wandstärke und der Außendurchmesser des Läufers. Unter Berücksichtigung von Luftspaltbreite und Wicklungshöhe folgt dann der Außen-

durchmesser eines minimierten Aktuators mit Hohläufer ($D_{a,hohl}$). Dieser ist in Tabelle 6-1 angegeben. Die maximalen Kräfte von Hohl-Aktuatoren sind mit denen der entsprechenden Aktuatoren mit massivem Läufer vergleichbar.

7 Möglichkeiten zur Erzeugung mehrstufiger Bewegungen

Kernthema dieser Arbeit ist die Erzeugung einer zweistufigen Bewegung mit stabilen Endlagen für die Umsetzung einer Fokus-Funktion mit Nah- und Fernbereich. Hierfür ist der bistabile Reluktanz-Aktuator am besten geeignet. Er weist eine kleinstmögliche Baugröße auf. Weiterhin sind die Komplexität der Ansteuerung und die Herstellungskosten gering. Für einige der in Abschnitt 1.4 aufgeführten Anwendungen sind kontinuierliche Bewegungen oder zumindest mehrstufige Bewegungen optischer Elemente nötig. Daher werden im Folgenden weiterentwickelte und alternative Funktionsprinzipien betrachtet und mit dem bistabilen Reluktanz-Aktuator verglichen.

7.1 Reluktanz-Linearantrieb für mehrstufige Bewegungen

Eine Abwandlung der bistabilen Aktuator-Technologie ergibt den 2-Phasen Hybridmotor. Der Stator wird um eine zweite Spule und einen dritten Permanentmagneten erweitert. Darüber hinaus muss der Läufer mit Polschuhen versehen werden, die die Grundlage für eine mehrstufige Bewegung bilden. Alternativ besteht die Möglichkeit, den Stator so zu erweitern, dass er über drei Spulen und nur zwei Magnete verfügt. Der Nachteil dieses Aufbaus ist allerdings die komplexere Ansteuerung infolge der drei Phasen.

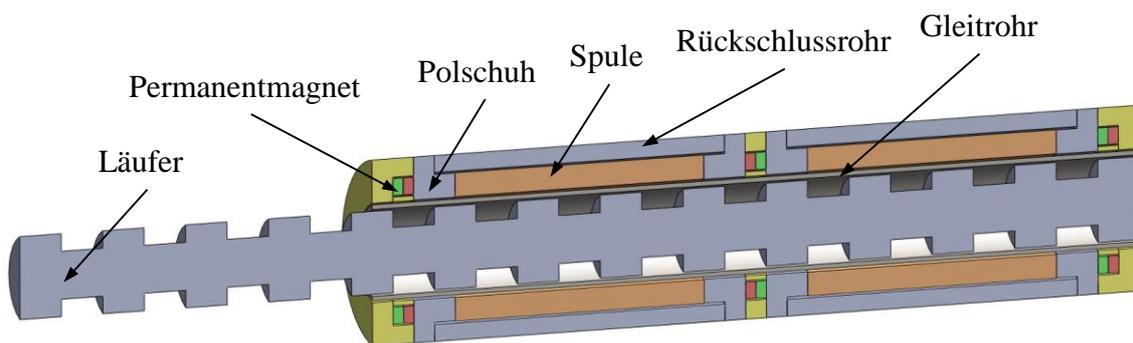


Abbildung 7-1: Modell des 2-Phasen Hybridmotors [Sten11]

Das Modell des 2-Phasen Hybridmotors ist in Abbildung 7-1 dargestellt. Es lässt sich der grundsätzliche Aufbau des bistabilen Reluktanz-Aktuators wiedererkennen. Der Außendurchmesser dieses Modells beträgt 4,3 mm. Somit ist der Aktuator für die Integration in Endoskopen mit einem Durchmesser von 10 mm geeignet. Die Länge des Stators beträgt 18,5 mm und die des Läufers 27 mm. Es ist ein Hub von bis zu 8,5 mm möglich. Der Außendurchmesser der Läuferpolschuhe entspricht dem des bistabilen Aktuators mit Hohl-läufer (2 mm). Damit ein zuverlässiges Schalten möglich ist, muss die Verjüngung zwischen den Läuferpolschuhen mindestens 0,35 mm tief sein. Daraus ergibt sich ein minimaler Läuferdurchmesser von 1,3 mm. Infolgedessen ist eine Umsetzung als Hohl-läufer kaum realisierbar. Die Breite der Läufer- und Statorpolschuhe beträgt 1 mm und die Gesamtlänge eines Bewegungszyklus somit 2 mm. Die Permanentmagnete müssen so dimensioniert sein, dass ihre Länge der halben Polschuhbreite entspricht. Die Magnetisierung der Magnete beträgt 310 kA/m. Die Spulen werden mit einem Strom von 550 mA betrieben.

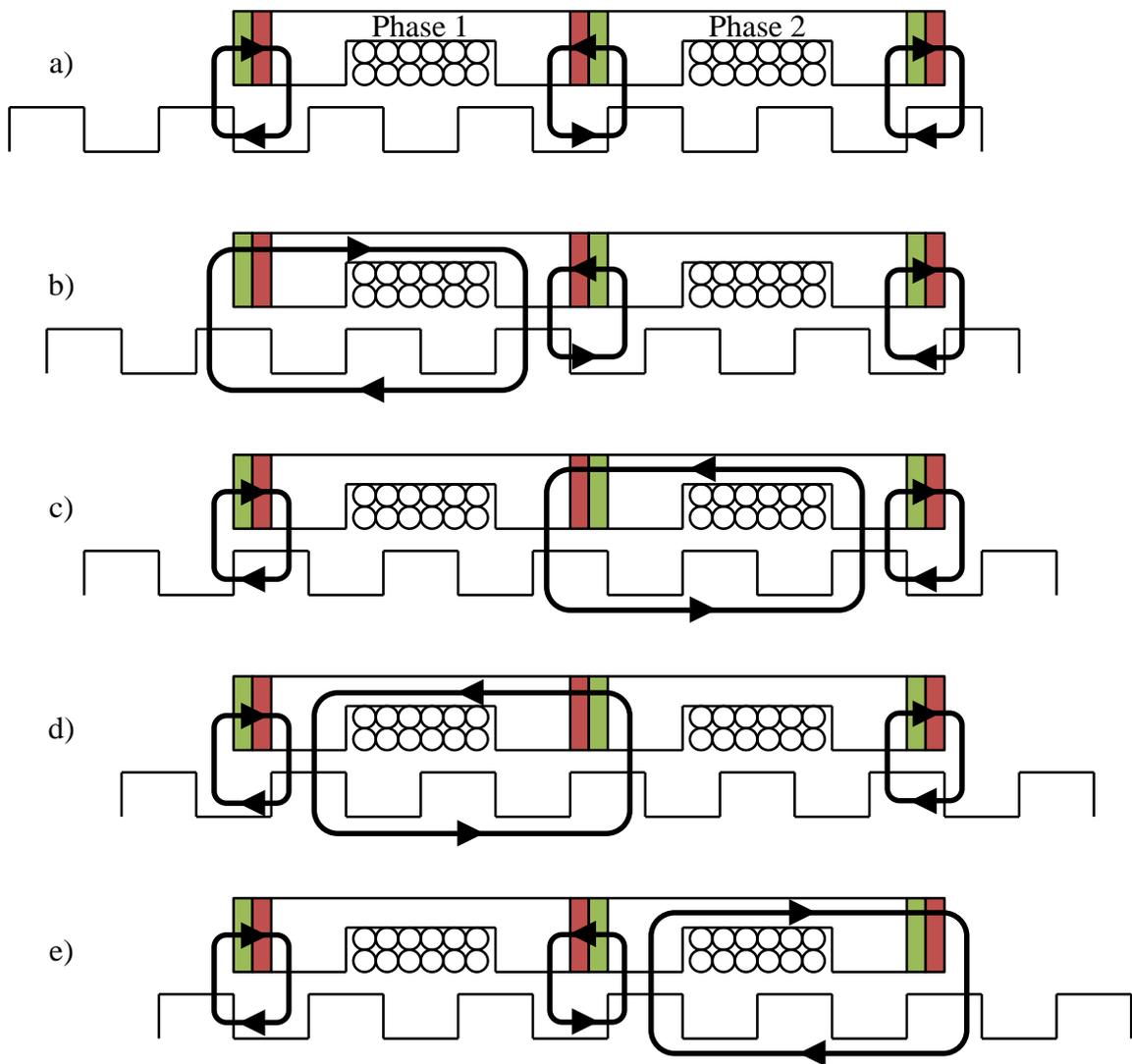


Abbildung 7-2: Verlauf des magnetischen Flusses über einen Bewegungszyklus in positive z-Richtung

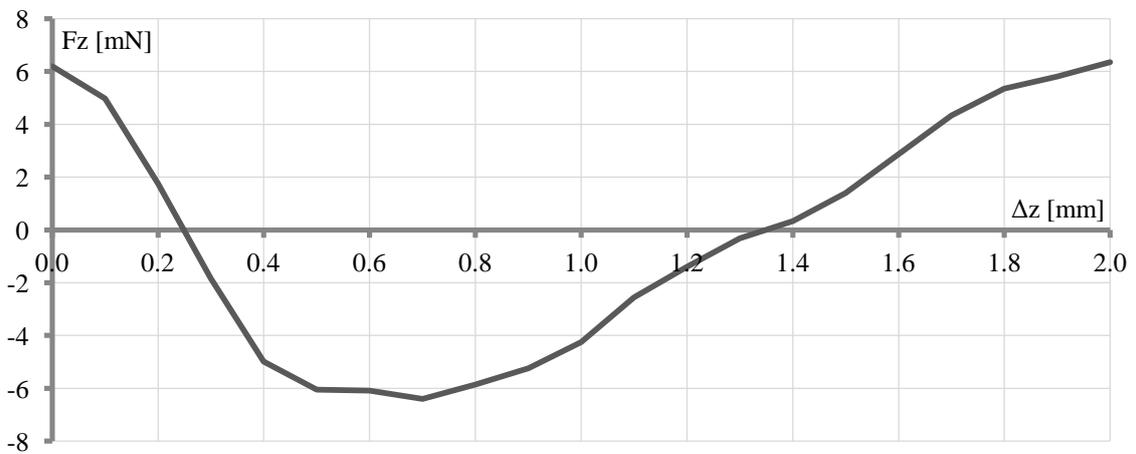


Abbildung 7-3: Auf den Läufer wirkende Kraft für den Fall, dass nur die Magnete aktiv sind [Sten11]

In Abbildung 7-2 ist der Verlauf des magnetischen Flusses für jeden Schritt eines Bewegungszyklus dargestellt. Ein Bewegungszyklus besteht aus insgesamt vier Schritten. Er ist abgeschlossen, sobald der Läufer um 2 mm verschoben wurde und die Lage e) erreicht hat, die seiner Ausgangslage a) entspricht.

In der Ausgangslage sind zunächst nur die Permanentmagnete aktiv. Es ergibt sich der in Abbildung 7-2 a) gezeigte Verlauf des magnetischen Flusses. Daraus resultieren die in Abbildung 7-3 dargestellten Kräfte auf den Läufer. Aus der Gesamtbreite eines Bewegungszyklus' ergibt sich ein Abstand der Nulldurchgänge des Kraftverlaufs von 1 mm. Für den Fall, dass nur die Magnete aktiv sind, wird der Läufer in die Position bewegt, in der sich der nächstgelegene Nulldurchgang der Kräfte ergibt und verbleibt dort. Das bedeutet, dass die Haltekräfte in den Ruhelagen des Läufers (im leistungslosen Zustand) Null sind. Daher führen bereits kleinste Lasten zu einer Verschiebung des Läufers. Die daraus resultierenden Positionsabweichungen sind bei der Umsetzung optischer Funktionalitäten als kritisch zu bewerten.

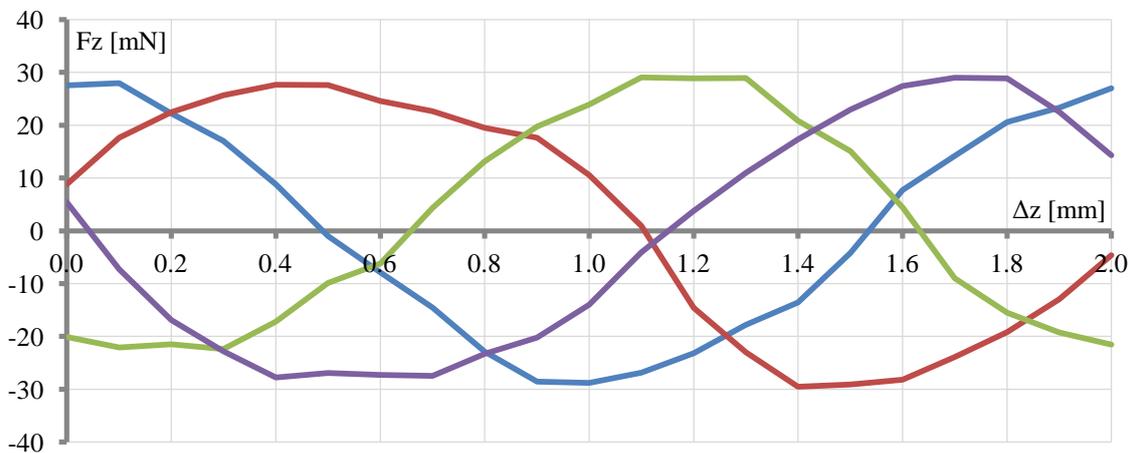


Abbildung 7-4: Auf den Läufer wirkende Kraft, die sich in den einzelnen Schritten des Spulenbetriebs ergibt. Vergleich mit Abbildung 7-3: Schritt b) blau, Schritt c) rot, Schritt d) grün, Schritt e) violett [Sten11]

Um eine schrittweise Bewegung des Läufers zu generieren, werden die beiden Phasen, wie in Abbildung 7-2 dargestellt, abwechselnd aktiviert. Der Zeitpunkt der Aktivierung ist von der Läuferposition abhängig. Es resultieren die in Abbildung 7-4 gezeigten Kraftverläufe. Der Bewegungszyklus beginnt mit der Bestromung von Phase 1. Bei einer Läuferverschiebung von 0,2 mm wird Phase 1 deaktiviert und Phase 2 aktiviert. Dieser Prozess wird den Abbildungen entsprechend fortgesetzt, bis ein vollständiger Bewegungszyklus von 2 mm abgeschlossen ist. Das rechtzeitige Aktivieren und Deaktivieren der Phasen ist für das Erzeugen der maximal möglichen Kräfte unerlässlich. Es ergeben sich maximale Kraftbeträge von 29 mN. Die minimalen Kräfte betragen im besten Fall 17 mN.

In Bezug auf die Baugröße des 2-Phasen Hybridmotors sind die Kräfte vergleichsweise gering. Entsprechende Kräfte können von einem bistabilen Reluktanz-Aktuator mit deutlich geringeren Durchmessern erreicht werden. Der Grund für das schlechte Verhältnis zwischen Baugröße und Kraft des 2-Phasen Hybridmotors ist, dass der minimale Querschnitt des Läufers, der dem magnetischen Fluss zur Verfügung steht, aufgrund der Ver-

jüngung zwischen den Polschuhen relativ klein ist. Eine Ausführung als Hohlläufer oder eine Minimierung der Durchmesser würde diese Fläche weiter reduzieren und zu einer weiteren Verringerung der Kräfte führen. Weiterhin ist zu berücksichtigen, dass auch beim 2-Phasen Hybridmotor radiale Kräfte aufgrund von Lageabweichungen der Bauteile auftreten können, die zu einer starken Reibung zwischen Läufer und Gleitrohr führen würden.

Ungenauigkeiten bei der Berechnung der Kraftwerte sind auf die Vernetzung der Simulation zurückzuführen. Darüber hinaus sind die Kurvenverläufe nicht vollends symmetrisch. Der Grund hierfür ist, dass der Läufer eine endliche Länge aufweist. Symmetrische Verläufe sind lediglich mit einem unendlich langen Läufer erreichbar.

Der 2-Phasen Hybridmotor verfügt im Vergleich zu den bistabilen Aktuator-Modellen über eine relativ große Schrittweite. Die minimal mögliche Schrittweite beträgt 0,5 mm. Hierfür ist allerdings der Dauerbetrieb einer Phase nötig, was zu einer starken Erwärmung des Systems führen würde. Die Schrittweite im leistungslosen Zustand beträgt 1 mm. Eine geringere Schrittweite bedingt eine kleinere Polschuhbreite und Magnetlänge. Dies hätte höhere Anforderungen an die Fertigung der Bauteile (insbesondere des Läufers) zur Folge.

7.2 Tauchspulen-Linearantrieb für kontinuierliche Bewegungen

Der 2-Phasen Hybridmotor ermöglicht lediglich die Erzeugung mehrstufiger Bewegungen mit einer vergleichsweise großen Schrittweite, die für einige optische Anwendungen zu grob ist. Daher ist die ergänzende Betrachtung eines Systems für kontinuierliche Bewegungen sinnvoll. Die Erzeugung stufenloser Bewegungen mit Hilfe elektromagnetischer Systeme bedingt den permanenten Betrieb einer Spule. Die vorangehenden Abschnitte zeigen, dass der dauerhafte Spulenbetrieb in Aktuatoren auf Basis der Reluktanzkraft zu einer kritischen Erwärmung führt. Deshalb wird im Folgenden ein System betrachtet, das die Lorentzkraft F_L ausnutzt.

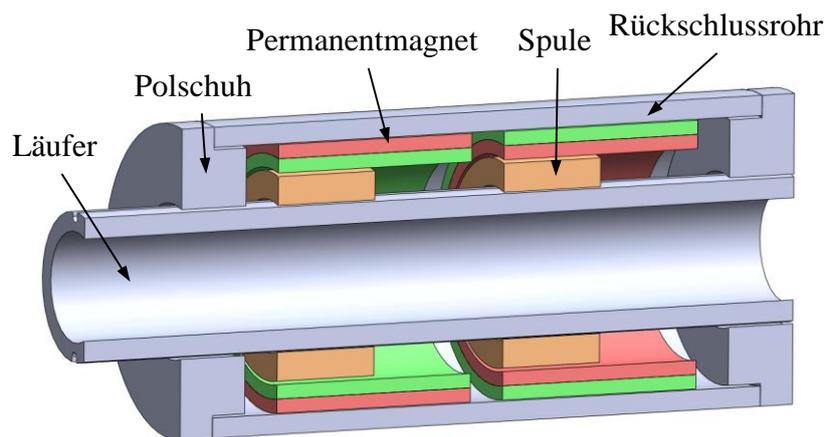


Abbildung 7-5: Modell des Tauchspulen-Linearantriebs [Sten11]

Die Lorentzkraft lässt sich mit Hilfe der folgenden Formel berechnen:

$$F_L = l \cdot I \cdot B \quad (7.1)$$

Hierbei steht l für die Länge eines stromdurchflossenen Leiters, I für den elektrischen Strom und B für ein äußeres Magnetfeld, dessen Feldlinien senkrecht zur Flussrichtung des Stroms verlaufen. Der stromdurchflossene Leiter kann hierbei als Spule ausgeführt sein. Im Rahmen dieser Arbeit werden verschiedene Konzepte eines entsprechenden Systems betrachtet. Das Modell, welches ein Optimum hinsichtlich Baugröße und erreichbarer Kraft liefert, wird im Folgenden vorgestellt. Der Aufbau ist in Abbildung 7-5 dargestellt. Die beiden Spulen sind fest mit dem Läufer verbunden und übertragen somit die auf sie wirkende Lorentzkraft auf den Läufer. Die Spulen sind von radial magnetisierten Permanentmagneten umgeben, die das äußere Magnetfeld erzeugen. Die entgegengesetzt gerichtete Magnetisierung von 800 kA/m bewirkt, dass die magnetische Flussdichte möglichst groß ist. Der magnetische Kreis wird analog zu den Reluktanz-Aktuatoren über Polschuhe und ein Rückschlussrohr geschlossen. Diese bestehen wie der Läufer aus einem weichmagnetischen Material (Vacoflux 17). Der Außendurchmesser des Aktuators beträgt 4,5 mm, der Innendurchmesser 1,6 mm und seine Länge 11,0 mm.

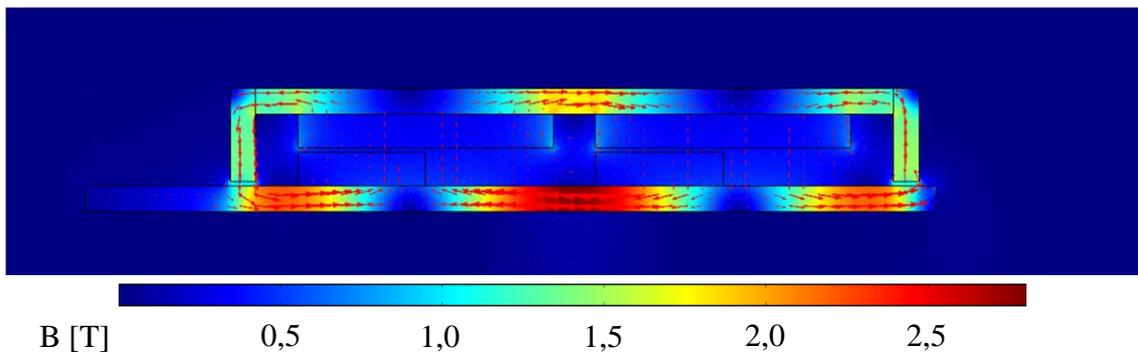


Abbildung 7-6: Magnetische Flussdichte und Verlauf des magnetischen Flusses im Tauchspulen-Aktuator

Der entscheidende Vorteil dieses Systems gegenüber anderen Tauchspulen-Aktuatoren ist der homogene Verlauf des magnetischen Feldes, das die Spulen durchdringt (Abbildung 7-6). Dies führt zu einem nahezu linearen Kraftverlauf in Abhängigkeit von der Läuferverschiebung und ermöglicht eine gute Steuerbarkeit und Regelbarkeit des Aktuators.

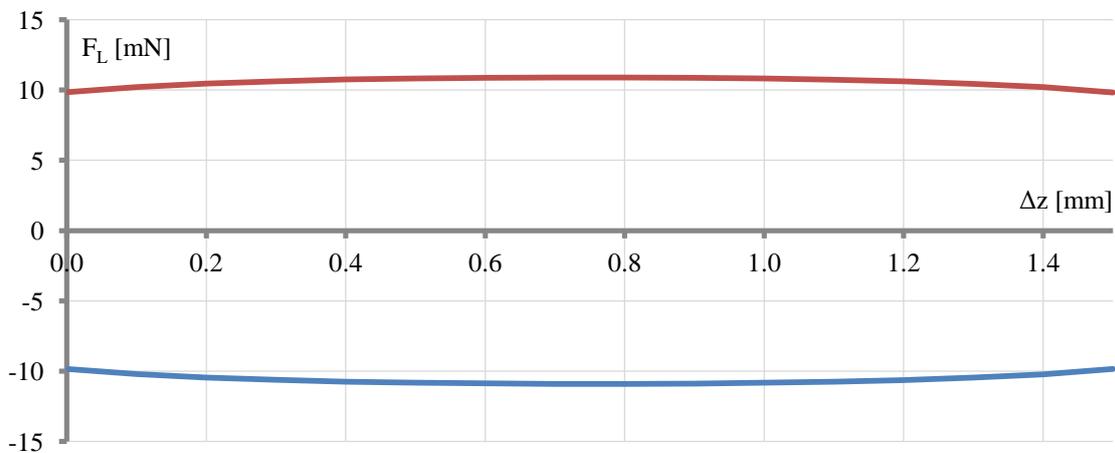


Abbildung 7-7: Auf den Läufer und die Spulen wirkende Kräfte während des Spulenbetriebs. Positiver Betriebsstrom (rot). Negativer Betriebsstrom (blau) [Sten11]

Die Spulen verfügen jeweils über 12 Windungen. Es zeigt sich, dass ein großer Drahtdurchmesser (0,315 mm) bei geringer Windungszahl zu einem optimalen Verhältnis zwischen Kraft und Verlustleistung führt. Mit einem Betriebsstrom von 390 mA ergeben sich die in Abbildung 7-7 dargestellten Kräfte für einen Hub von 1,5 mm. Es resultiert eine Stromdichte von 5 A/mm² und eine Gesamtverlustleistung beider Spulen von 66 mW. Damit ist der dauerhafte Betrieb des Tauchspulen-Aktuators gemäß den definierten Randbedingungen möglich.

Der Vorteil des Tauchspulen-Linearantriebs ist die Erzeugung einer kontinuierlichen Bewegung bei vergleichsweise großen Kräften, geringer Verlustleistung und kleiner Baugröße. Allerdings verfügt dieses System wie der 2-Phasen Hybridmotor über keine Haltekräfte in der Soll-Position. Daher führen auch hier kleinste Belastungen zu einer Verschiebung aus dieser Position heraus. Um dies auszugleichen, sind eine Positionserfassung und eine Positionsregelung notwendig. Darüber hinaus ist die Bewegung elektrischer Leiter als kritisch zu bewerten. Der Bruch der Drähte und ein damit verbundener Defekt des Aktuators ist möglich. Außerdem führen die Leiter zu einer Gegenkraft, die die Nutzkraft des Systems reduziert.

7.3 Piezoelektrische Motoren für kontinuierliche Bewegungen

Eine der am weitesten verbreiteten Ausführungen piezoelektrischer Motoren ist der Ultraschallmotor. Seine Funktionsweise basiert auf der hochfrequenten (mehrere kHz), zyklischen Anregung von Piezokeramikelementen. Es erfolgt die Akkumulation kleinster Schritte, die zu einer nahezu beliebig großen Verschiebung des Läufers führt. Der Kontakt zwischen Läufer und Piezokeramik ist hierbei formschlüssig ausgeführt, sodass die Schwingungen der PZT-Keramiken den Läufer in Bewegung setzen [Phys06, Pade12]. Der Formschluss führt im leistungslosen Zustand dazu, dass sich der Läufer nicht bewegen lässt. Im Gegensatz zum 2-Phasen Hybridmotor und zum Tauchspulen-Aktuator verfügen Ultraschallmotoren somit über Haltekräfte. Sie eignen sich hervorragend für optische Anwendungen, da selbst große Lasten und Beschleunigungen keine Verschiebungen der optischen Elemente verursachen. Aus diesem Grund werden Ultraschallmotoren häufig in hochwertigen Digitalkameras zur Realisierung einer (Auto)Fokus-Funktion eingesetzt.

Der derzeit kleinste kommerziell erhältliche piezoelektrische Motor ist der Squiggle Motor SQL-RV-1.8 der Firma New Scale Technologies [NewS10A]. Seine Baugröße ist mit der der beiden zuvor behandelten Linearantriebe vergleichbar. Die Schubkräfte des Squiggle Motors sind mit 500 mN weit größer als die des 2-Phasen Hybridmotors bzw. die des Tauchspulen-Aktuators. Gleichzeitig ist die umgesetzte Leistung während des Betriebs mit weniger als 340 mW gering. Die Stellgeschwindigkeit des Squiggle Motors (7 mm/s bis 10 mm/s) ist mit der der elektromagnetischen Aktuatoren (9,6 mm/s) vergleichbar. Weiterhin verfügt der piezoelektrische Motor mit einer Schrittweite von 0,5 µm über eine hohe Präzision. Nach Aussage des Herstellers New Scale Technologies sind die verwendeten Piezokeramiken bis mindestens 136 °C temperaturfest [NewS10B]. Damit ist die grundsätzliche Sterilisierbarkeit im hermetischen Raum solcher Aktuatoren gewährleistet.

Am Beispiel des Squiggle Motors kann geschlussfolgert werden, dass piezoelektrische Motoren alle Anforderungen für den Einsatz in medizinischen Videoendoskopen erfüllen.

Sie bieten eine Vielzahl von Vorteilen gegenüber dem 2-Phasen Hybridmotor und dem Tauchspulen-Aktuator. Somit sind piezoelektrische Motoren für die Erzeugung kontinuierlicher Bewegungen am besten geeignet.

Die Komplexität des Aufbaus und der Ansteuerung von Aktuatoren für mehrstufige oder kontinuierliche Bewegungen ist allerdings weit größer als die des bistabilen Reluktanz-Aktuators. Damit sind höhere Kosten für die Umsetzung solcher Aktuatoren verbunden. Darüber hinaus ist die Baugröße des bistabilen Reluktanz-Aktuators deutlich kleiner. Deswegen ist der Einsatz eines bistabilen Reluktanz-Aktuators zu empfehlen, solange eine zweistufige Bewegung ausreicht.

8 Zusammenfassung und Ausblick

Die dieser Arbeit zugrunde liegende Motivation ist die Umsetzung optischer Funktionalitäten in medizinischen Videoendoskopen. Relevante Anwendungen sind die (Auto)Fokus-Funktion, der optischer Zoom, die Makro-Funktion, schwenkbare Filter/Blenden sowie eine variable Blickrichtung. Die Realisierung dieser Funktionen bedingt die Bewegung eines optischen Elements. Zur Erzeugung der Bewegung ist die Integration eines Aktuators im Endoskop nötig. Daher ist die Betrachtung geeigneter Aktuator-Technologien Kernthema dieser Arbeit.

Die Auswertung des derzeitigen Stands der Technik zeigt, dass sich bereits verschiedene Veröffentlichungen mit diesem Thema beschäftigt haben. Diese befassen sich ausschließlich mit der Integration von Aktuatoren in Endoskopen mit einem Außendurchmesser von 10 mm. Daher steht die Entwicklung minimierter Stellelemente, die für den Einsatz in Endoskopen mit kleineren Außendurchmessern (5,4 mm) geeignet sind, im Vordergrund.

In Hinblick auf die ausgewählten Funktionalitäten wird ein Anforderungskatalog für Aktuatoren in medizinischen Videoendoskopen aufgestellt. Verschiedene Aktuator-Technologien werden auf die Erfüllung der definierten Randbedingungen geprüft. Hierbei erweisen sich die geforderte Sterilisierbarkeit der Geräte und der geringe zur Verfügung stehende Bauraum als besonders kritisch. Als Ergebnis der Bewertung lässt sich feststellen, dass sich elektromagnetische Aktuatoren für den Einsatz in medizinischen Videoendoskopen am besten eignen. Ihr größter Vorteil ist die Anpassungsmöglichkeit an vorhandene Systeme, die aus der großen Modellierungsfreiheit magnetischer Kreise resultiert. Darüber hinaus ist auch die Integration piezoelektrischer Biegeumformer und Ultraschallmotoren möglich. In kleinsten Bauräumen kann der Einsatz von Formgedächtnislegierungen sinnvoll sein.

Es werden zwei bistabile Aktuatoren auf Basis der Reluktanzkraft entwickelt, deren Parameter den Anforderungskatalog erfüllen. Sie unterscheiden sich in der Art ihres Läufers. Ein Modell verfügt über einen massiven Läufer und das andere über einen Hohläufer. Die elektromagnetischen Vorgänge werden mit Hilfe der FEM-Software COMSOL Multiphysics simuliert. Der Außendurchmesser des Modells mit massivem Läufer beträgt 2 mm, die Gesamtlänge 13,1 mm und sein Hub 1,5 mm. Die realisierbaren Kräfte betragen 10 mN bis 20 mN. Der Aktuator mit Hohläufer verfügt über einen Außendurchmesser von 3,4 mm, einen Innendurchmesser von 1,6 mm, eine Gesamtlänge von 3 mm und einen Hub von 0,3 mm. Die Halte- und Schaltkräfte betragen 7 mN bis 16 mN. Dieses Modell ist mit seinen Maßen und dem ringförmigen Aufbau für die Umsetzung einer Fokus-Funktion, die zwischen einem Nah- und einem Fernbereich umschalten kann, in Endoskopen mit einem Durchmesser von 5,4 mm ausgelegt.

Bei der Umsetzung der bistabilen Reluktanz-Aktuatoren wird festgestellt, dass Fertigungstoleranzen die Halte- und Stellkräfte zum Teil erheblich beeinflussen. Weiterhin können Toleranzen und Lageabweichungen der Bauteile zu sehr hohen radialen Kräften führen, die bei schlechten Reibeigenschaften zu einer deutlichen Reduzierung der Schaltkräfte führen.

Die Validierung der Funktionsmuster zeigt, dass die meisten Anforderungen im Test erfüllt werden. Die Zuverlässigkeit des Aktuators mit massivem Läufer ist allerdings nicht ausreichend. Er verliert vor dem Erreichen der geforderten Mindestlebensdauer seine Funktionalität. Grund hierfür sind radiale Kräfte, die aufgrund von Lageabweichungen der Bauteile auftreten, und eine geringe Qualität der Läuferoberfläche. Hieraus resultieren hohe Reibkräfte und Verschleiß. Fertigungstoleranzen, Toleranzketten und Rückstände von der Fertigung führen beim Aktuator mit Hohlläufer zu Abweichungen vom geforderten Hub und von der geforderten Präzision. Demnach ist eine sehr hohe Fertigungs- und Montagequalität erforderlich, damit die tatsächlichen Spezifikationen der Aktuatoren erreicht werden können. Der Aktuator mit Hohlläufer erreicht allerdings ein Vielfaches der Mindestlebensdauer und weist somit eine hohe Robustheit auf.

Ein hohlzylindrischer Aktuator-Aufbau ist grundsätzlich vorzuziehen, da die größeren Durchmesser zu geringeren radialen Kräften führen. Insgesamt liefert der Aktuator mit Hohlläufer im Test gute Ergebnisse. Die simulierten Kraftkennlinien können durch Messungen gut bestätigt werden.

Fortführend erfolgt die Betrachtung von bistabilen Reluktanz-Aktuatoren mit Außendurchmessern von 0,2 mm bis 4 mm. Eine entsprechende Minimierung der Aktuatoren ist möglich. Hierfür muss der Einsatz von Schichttechnologien in Betracht gezogen werden. Um mit minimierten Systemen ausreichend große Kräfte erreichen zu können, ist die optimale Auslegung der Bauteile und eine weitere Verringerung der Fertigungstoleranzen erforderlich.

Für verschiedene optische Funktionalitäten sind mehrstufige oder kontinuierliche Bewegungen nötig. Daher werden im Rahmen dieser Arbeit neben dem bistabilen Reluktanz-Aktuator ein 2-Phasen Hybridmotor und ein Tauchspulen-Linearantrieb untersucht. Im Vergleich zu piezoelektrischen Ultraschallmotoren weisen die beiden elektromagnetischen Aktuator-Technologien allerdings nahezu ausschließlich Nachteile auf. Dies führt zu der Empfehlung, dass für die Erzeugung kontinuierlicher Bewegungen in medizinischen Videoendoskopen piezoelektrische Ultraschallmotoren eingesetzt werden sollten.

Solange eine zweistufige Bewegung ausreichend ist, sollte jedoch ein bistabiler Reluktanz-Aktuator eingesetzt werden. Seine Baugröße, die Komplexität des Aufbaus und der Ansteuerung sowie die damit verbundenen Kosten sind deutlich geringer als bei Aktuatoren für mehrstufige oder kontinuierliche Bewegungen.

Ausblick

Der bistabile Reluktanz-Aktuator mit Hohlläufer erweist sich im Test als sehr zuverlässig. Eine verbesserte Fertigung der Bauteile sollte dazu führen, dass auch die Anforderungen an Hub und Präzision erfüllt werden. Ferner ist die Integration des Aktuators zusammen mit der R-Unit und der Fokus-Linse in einem Produkt nötig, um die zweistufige Fokus-Funktion umsetzen und erproben zu können. Dies ist der nächste Schritt zur Produktreife des bistabilen Reluktanz-Aktuators.

Daneben sollte die Montage durch den Einsatz geeigneter Vorrichtungen weiter optimiert werden. Außerdem ist die Beschichtung des Läufers sowie des Gleitrohrinnenraums sinnvoll. Durch das Aufbringen einer DLC-Schicht ließe sich die Reibung verringern, womit eine Zunahme der nutzbaren Stellkräfte verbunden ist. Zudem führt die hohe Härte dieser Schicht zu einer Reduzierung des Verschleißes und damit zu einer erhöhten Lebensdauer des Aktuators.

Bisher wurde der Einsatz von Aktuatoren ausschließlich in starren Videoendoskopen betrachtet. Allerdings wird derzeit die Möglichkeit geprüft, bistabile Reluktanz-Aktuatoren mit Hohlläufer ebenfalls in flexiblen Endoskopen zu integrieren. Aus der deutlich höheren jährlich abgesetzten Stückzahl solcher Geräte ergibt sich für mögliche Hersteller ein größeres wirtschaftliches Potential. Der Einsatz in flexiblen Endoskopen bedingt jedoch die Integration der Aktuator-Einheit außerhalb eines hermetisch dichten Raumes. Das bedeutet, dass der Aktuator während des Sterilisierens mit Wasserdampf in Kontakt kommt. Daher ist die Sterilisierbarkeit des Aktuators ebenfalls hinsichtlich der Resistenz gegen Feuchtigkeit und Druck zu prüfen. Es ist nötig, eine geeignete Beschichtung für die Permanentmagnete zum Schutz vor Korrosion zu finden.

Die in dieser Arbeit durchgeführte Betrachtung der Minimierbarkeit bistabiler Reluktanz-Aktuatoren ist die Grundlage für eine weitere Reduzierung der Bauteilmaße. Darauf aufbauend können minimierte Funktionsmuster entwickelt, umgesetzt und erprobt werden. Mit Hilfe kleinerer Aktuatoren besteht die Möglichkeit, optische Funktionalitäten ebenfalls in Endoskopen mit geringeren Durchmessern als 5,4 mm umzusetzen. In dieser Arbeit wird allerdings festgestellt, dass die Eigenreibung von Aktuatoren bei weiterer Minimierung zunehmend an Bedeutung gewinnt und eine zuverlässige Funktionalität erschwert. Dies muss bei der Entwicklung minimierter Systeme berücksichtigt werden.

Neben der weiteren Entwicklung, Optimierung und Minimierung bistabiler Reluktanz-Aktuatoren ist die Umsetzung einer Technologie für die Erzeugung kontinuierlicher Bewegungen sinnvoll. Die höchste Eignung hierfür weisen piezoelektrische Ultraschallmotoren auf. Da jedoch aktuell kein geeignetes System kommerziell verfügbar ist, muss die Entwicklung eines neuen, an die speziellen Anforderungen angepassten Ultraschallmotors vorgenommen werden. Das niedrige Mengenpotential, welches sich aus dem Einsatz in starren Endoskopen ergibt, war bisher der Grund für ein Scheitern einer entsprechenden Entwicklung. Deshalb sollte die Sterilisierbarkeit des zu entwickelnden Ultraschallmotors auch außerhalb eines hermetisch dicht verschlossenen Raumes berücksichtigt werden. Die damit verbundene Möglichkeit der Integration in flexiblen Endoskopen hätte eine höheres Potential hinsichtlich der Stückzahl absetzbarer Systeme zur Folge.

Literaturverzeichnis

- [Abel09] Abel, Ph.: Elektromechanische Umsetzung eines Konzeptes zur Blickrichtungsverstellung eines Videolaparoskops, Diplomarbeit, Universität Magdeburg, Fakultät für Maschinenbau, Magdeburg, 2009
- [Ball09] Ballas, R., Pfeifer, G., Werthschützky, R.: Elektromechanische Systeme der Mikrotechnik und Mechatronik, Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2009
- [Bern07] Bernstein, H.: Mathematik für Mechatroniker, Franzis Verlag, Poing, 2007
- [Bosc10] Bosch Rexroth AG: Kolbenstangenzylinder - Minizylinder Serie 131, Pneumatik-Katalog, Online-PDF, 2010
- [Bühs11] Bühs, Fl.: Entwicklung eines Endoskops mit flexibler Endoskopspitze für die minimal-invasive Chirurgie, Dissertation, Technische Universität Berlin, Fakultät V - Verkehrs- und Maschinensysteme, Berlin, 2011
- [COMS10] COMSOL AB: COMSOL AC/DC Module User's Guide, COMSOL AB, Stockholm, Sweden, 2010
- [DIN83] DIN Deutsches Institut für Normung e. V.: DIN 1715 - Thermobimetalle - Technische Lieferbedingungen, Berlin, 1983
- [Dyna08] Dynalloy, Inc.: Flexinol, Datasheet, Dynalloy, Tustin, CA, US, 2008
- [Dyna09] Dynalloy, Inc.: Technical Characteristics of Flexinol Actuator Wires, Dynalloy, Inc., Tustin, CA, US, 2009
- [Elek11] Elekrisola Dr. Gerd Schildbach GmbH & Co. KG: Technische Daten für Backlackdrähte, angelehnt an IEC 60317, Elekrisola Dr. Gerd Schildbach GmbH & Co. KG, Reichshof-Eckenhagen, 2011
- [Faul10] Dr. Fritz Faulhaber GmbH & Co. KG: Bürstenlose DC-Mikromotoren Serie 0206 ... B, Edition 2010 - 2011, Dr. Fritz Faulhaber GmbH & Co. KG, Schönaich, 2010
- [Gümp04] Gümpel, P.: Formgedächtnislegierungen, expert Verlag, Renningen, 2004
- [Heim07] Heimann, B., Gerth, W., Popp, K.: Mechatronik, 3. Auflage, Carl Hanser Verlag, München Wien, 2007
- [Hoeg10] Hoeg, H.: Swing prism endoscope, US Patent Application Publication US 2010 0022838 A1, 2010
- [howt10] how to organize GmbH, 10715 Berlin, DE: Offenlegungsschrift DE 10 2008 042 701 A1, 2010
- [IBS12A] IBS Magnet (2012): Dauermagnete im Online Shop von IBS Magnet [online], verfügbar unter: <http://www.ibsmagnet.de/products/dauermagnete/alnico500.php>, 20.01.2012
- [IBS12B] IBS Magnet (2012): Dauermagnete im Online Shop von IBS Magnet [online], verfügbar unter: <http://www.ibsmagnet.de/products/dauermagnete/hartferrit.php>, 20.01.2012

- [IEC02] International Electrotechnical Commission IEC, Genève, CH: Medical electrical equipment. Part 1: General requirements for safety and essential performance (IEC 60601-1 Third Edition), Genève, Switzerland, 2002
- [Iser08] Isermann, R.: Mechatronische Systeme, 2. Auflage, Springer Verlag, Berlin Heidelberg, 2008
- [Jano92] Janocha, H.: Aktoren. Grundlagen und Anwendungen, Springer Verlag, Berlin, 1992
- [Jend98] Jendritza, D.: Technischer Einsatz neuer Aktoren, 2. Auflage, expert Verlag Renningen-Malmsheim, 1998
- [Kall08] Kallenbach, E., Eick, R., Quendt, P., Ströhla, T., Feindt, K., Kallenbach, M.: Elektromagnete, 3., bearbeitete und ergänzte Auflage, Vieweg Teubner | GWV Fachverlage, Wiesbaden, 2008
- [Kasp07] Kasper, R.: Mechatronik III, Vorlesungsskript, Universität Magdeburg, Institut für Mobile Systeme, Magdeburg, 2007
- [Klei09] Klein, St., Schouwink, P.: Förderprogramm "Hochschule – Wirtschaft – Transfer". Antrag auf Projektförderung "Wirkprinzipien für miniaturisierte Aktuatoren in der Medizintechnik", FH Lübeck, Zentrum für Biomedizintechnik, Lübeck, 2009
- [Knut78] Knutson, D.: Electromechanical Force Motor, US Patent US 4,127,835, 1978
- [Lees08] Leester-Schädel, M.: Vorlesung Aktoren, Vorlesungsskript, TU Braunschweig, Institut für Mikrotechnik, Braunschweig, 2008
- [Lein07] Leiner, D., Bush, M.: Magnetically Actuated Endoscope Coupler, US Patent 2007 001 0707 A1, 2007
- [Liu10] Liu, J. F., Marinescu Jasinski, M., Choi, H., Dent P., Walmer, M. H.: Application Trends of Rare Earth Permanent Magnets, Proceedings of the 21st Workshop on Rare-Earth Permanent Magnets and their Applications, Bled, Slovenia, 2010
- [Mari09] Marinescu, M.: Elektrische und magnetische Felder, zweite Auflage, Springer Verlag, Dordrecht Heidelberg London New York, 2009
- [Mesc04] Mescheder, U.: Mikrosystemtechnik, 2. Auflage, B. G. Teubner Verlag, Wiesbaden, 2004
- [Mess09] Messerly, J., Knight, G., Jamison, B., Shaw W.: Rotation Actuator for Endoscopic Devices, US Patent 0074 7975 2B2, 2009
- [Mits03] Mitsumori, N.: Endoscope with Objective Lens Drive Mechanism, US Patent 0066 4153 0B2, 2003
- [Naka10] Nakano, M., Sahara, M., Yanai, T., Yamashita, F., Fukunaga, H.: Nd-Fe-B Film Magnets Prepared by Using Vacuum Arc-Deposition, Proceedings of the 21st Workshop on Rare-Earth Permanent Magnets and their Applications, Bled, Slovenia, 2010
- [NewS10A] New Scale Technologies, Inc.: SQL-RV-1.8 Reduced Voltage SQUIGGLE RV linear drive system, Datasheet, New Scale Technologies, Inc., Victor, NY, US, 2010
- [NewS10B] New Scale Technologies, Inc., Viggiano, D. <dviggiano@newscaletech.com>: High Temperature Version of the Squiggle Motor. 24.06.2010. Persönliche E-Mail

- [Nußk95] Nußkern, H.: Thermische Stellelemente in der Gerätetechnik, Sonderdruck aus der Zeitschrift „Feinwerktechnik, Mikrotechnik, Messtechnik“ 9/95, Carl Hanser Verlag, Pforzheim, 1995
- [Ogaw10] Ogawa, D., Koike, K., Miyazaki, T., Mizukami, S., Akiya, T., Oogane, M., Ando, Y., Kato, H.: Ferromagnetic Resonance Investigation of Exchange Coupling in Nd₂Fe₁₄B/ α -Fe Interfaces, Proceedings of the 21st Workshop on Rare-Earth Permanent Magnets and their Applications, Bled, Slovenia, 2010
- [Olym10] Olympus: Basis-Gebrauchsanweisung - System-Handbuch Endoskopie, Olympus Winter & Ibe GmbH, Hamburg, 2010
- [Olym10A] Olympus, Hübl, R.: Meeting Minutes - Testmusterplanung CDS / Materialkompatibilität, Olympus Winter & Ibe GmbH, Hamburg, 2010
- [Olym10B] Olympus, Hübl, R.: Dampfsterilisator No. 2 / R&D, Ablaufdiagramme, Olympus Winter & Ibe GmbH, Hamburg, 2010
- [Pade12] Universität Paderborn (2012): Universität Paderborn: Piezoelektrische Trägheitsmotoren [online], verfügbar unter: <http://www.uni-paderborn.de/?id=59101>, 06.03.2012
- [Pahl07] Pahl, G., Beitz, W.: Konstruktionslehre, Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 1993
- [Phys06] Physik Instrumente (PI): Piezomotoren / Mikrostellensysteme mit Piezomotor-antrieb, Physik Instrumente (PI) GmbH & Co. KG, Karlsruhe, 2006
- [Rein11] Reinhardt, M.: Elektromechanische Umsetzung eines Konzeptes zur Verschiebung eines optischen Elements eines Videolaparoskops, Diplomarbeit, Fachhochschule Lübeck, Angewandte Naturwissenschaften, Lübeck, 2011
- [Repp04] Reppel, G. W.: Duroplastgepresste Magnete – Werkstoffe, Verfahren und Eigenschaften, Vacuumschmelze GmbH & Co. KG, Hanau, 2004
- [Rund09] Institut für Rundfunktechnik GmbH, Forschungs- und Entwicklungsinstitut der öffentlich-rechtlichen Rundfunkanstalten in der Bundesrepublik Deutschland (ARD, ZDF, DLR), in Österreich (ORF) und in der Schweiz (SRG/SSR): Bildformate mit Halbbildern: historisch bedingt und suboptimal, 2009
- [Schr05] Schrader, St.: Entwicklung von elektromagnetischen Linearantrieben und Autofokusoptiken für endoskopische Systeme, Dissertation, Technische Universität Berlin, Fakultät V - Verkehrs- und Maschinensysteme, Berlin, 2005
- [Sten11] Stengl, S.: Entwicklung eines linearen Mikroaktuators auf Basis der Reluktanzkraft, Diplomarbeit, Fachhochschule Lübeck, Angewandte Naturwissenschaften, Lübeck, 2011
- [Stor03] Storz GmbH & Co. KG, 78532 Tuttlingen, DE: Patentschrift DE 196 18 355 C2, 2003
- [Stor10] Karl Storz Development Corp., Goleta, CA 93117, US: Swing prism endoscope, European Patent Application EP 2 147 631 A1, 2010
- [Thys03] ThyssenKrupp VDM GmbH: Drähte von ThyssenKrupp VDM, Produktbroschüre, ThyssenKrupp VDM GmbH, Werdohl, 2003

- [TUB12] Technische Universität Berlin, Institut für Konstruktion, Mikro- und Medizintechnik (2012): FG Medizintechnik: Forschungsprojekte zur Aufbereitung von Medizinprodukten [online], verfügbar unter: <http://www.medtech.tu-berlin.de/menue/forschungsprojekte/schwerpunkte/aufbereitung/>
- [UKTü05] Universitätsklinikum Tübingen, Institut für Medizinische Mikrobiologie und Hygiene: Hygieneplan: Aufbereitung von Medizinprodukten, Tübingen, 2005
- [VACU07] Vacuumschmelze GmbH & Co. KG: Selten-Erd-Dauermagnete VACODYM | VACOMAX, Produktbroschüre, Vacuumschmelze GmbH & Co. KG, Hanau, 2007
- [VACU03] Vacuumschmelze GmbH & Co. KG: Weichmagnetische Werkstoffe und Halbzeuge, Produktbroschüre, Vacuumschmelze GmbH & Co. KG, Hanau, 2003
- [VDI94] VDI-Verlag, Düsseldorf: VDI-Richtlinie 2247, Qualitätsmanagement in der Produktentwicklung, Kap. 5.1, VDI-Verlag, Düsseldorf, 1994
- [Voge11] Vogel, W.: Elektromechanische und optische Systeme für die Endoskopie, Dissertation, Technische Universität Berlin, Fakultät V - Verkehrs- und Maschinensysteme, Berlin, 2011
- [Wald10] Waldschik, A.: Elektromagnetische Mikroaktoren - Konzepte, Herstellung, Charakterisierung und Anwendung, Shaker Verlag, Aachen, 2010
- [Wick00] Wicki, St.: Berechnung der Spulen, Fachhochschule Aargau für Technik, Wirtschaft und Gestaltung, Direktionsbereich Technik, Aargau, Schweiz, 2000
- [Yama10] Yamashita, F., Menjo, N., Nishimura, S., Kobayashi, O., Itoh, M., Nakano, M., Fukunaga, H., Ishiyama, K.: Preparation of a Micro-Rotor Using Laminated Isotropic Cr-Co-doped Fe₃B/Nd₂Fe₁₄B Nanocrystalline Films and Their Magnetic Torque, Proceedings of the 21st Workshop on Rare-Earth Permanent Magnets and their Applications, Bled, Slovenia, 2010
- [Yabu10] Yabuhara, O., Ohtake, M., Nukaga, Y., Kirino, F., Futamoto, M.: Growth and Characterization of SmCo₅ and SmFe₅ Ordered Alloy Thin Films, Proceedings of the 21st Workshop on Rare-Earth Permanent Magnets and their Applications, Bled, Slovenia, 2010

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1: Linsenendoskop mit Videoadapter im Vergleich zum Videoendoskop [Klei09]	2
Abbildung 1-2: Videoendoskop mit mechanisch abwinkelbarer Spitze [Klei09]	3
Abbildung 1-3: Flexibles Videoendoskop mit optischem Zoom [Klei09]	4
Abbildung 1-4: Distaler, elektromagnetischer Linsen-Aktuator [Klei09, Schr05]	4
Abbildung 2-1: Schematischer Aufbau der distalen Gerätespitze eines Videoendoskops mit zentrierter (oben) und dezentrierter optischer Achse (unten).	12
Abbildung 3-1: Schematischer Aufbau des bistabilen Reluktanz-Aktuators	20
Abbildung 3-2: Um das Gleitrohr reduzierter Aufbau des bistabilen Reluktanz-Aktuators	21
Abbildung 3-3: Magnetischer Fluss Φ im Aktuator bei zentrierter Läuferposition ($\Delta z = 0$ mm)	21
Abbildung 3-4: a) Ersatzschaltbild des magnetischen Kreises des linken Aktuator-Teils mit Φ_l . b) Ersatzschaltbild mit magnetischem Ersatzwiderstand,	22
Abbildung 3-5: Der magnetische Fluss $\Phi_{1,2}$ des rechten Permanentmagneten bewirkt aufgrund der kleineren Luftstrecke eine größere Kraft auf den Läufer als $\Phi_{1,1}$	24
Abbildung 3-6: Oben: Verlauf des magnetischen Flusses im Aktuator bei $\Delta z > 0$ mm für den Fall, dass nur die Spule aktiv ist. Unten: Verlauf von Φ_2 und $\Phi_{s,1}$ für den Fall, dass die Spule und beide Magnete aktiv sind	25
Abbildung 3-7: Ersatzschaltbild des gesamten magnetischen Kreises des Aktuators für die magnetischen Flüsse Φ_1 , Φ_2 und Φ_s	26
Abbildung 3-8: Rotationssymmetrisches 2D-Modell der FEM Simulation.....	27
Abbildung 3-9: Dreieckselemente mit den Eckpunkten i, j und k im r-z-Koordinatensystem (links), aneinander grenzende Dreieckselemente, die zusammen einen Knotenpunkt (i) bilden (rechts)	29
Abbildung 3-10: Mit Hilfe von Dreieckselementen diskretisiertes Feldgebiet. Die Dreieckselemente ergeben zusammen das "Netz"	29
Abbildung 3-11: Außen- und Luftspaltmaße des bistabilen Reluktanz-Aktuators.....	30
Abbildung 3-12: Maße der Permanentmagnete	31
Abbildung 3-13: Maße der Spule.....	31
Abbildung 3-14: Aufbau des weichmagnetischen Stators und Maße der Statorbauteile	32
Abbildung 3-15: Maße des weichmagnetischen Läufers	32
Abbildung 3-16: Permeabilität μ_r in Abhängigkeit von der magnetischen Flussdichte B des weichmagnetischen Materials Vacoflux 17.....	33
Abbildung 3-17: Magnetisierungskurve des weichmagnetischen Materials Vacoflux 17	33
Abbildung 3-18: Kleinster Querschnitt $A_{min,Läufer}$ des magnetischen Kreises.....	34
Abbildung 3-19: Magnetkraft F_z auf den Läufer in Abhängigkeit von der Läuferverschiebung Δz . Mit aktiven Permanentmagneten und inaktiver Spule	35
Abbildung 3-20: Kraftkennlinien für Schaltvorgänge (Permanentmagnete und Spule aktiv) in positiver z-Richtung (rote Kurve) und in negativer z-Richtung (blaue Kurve).	35
Abbildung 3-21: Magnetische Flussdichte, die sich im Aktuator einstellt, wenn das Sättigungsverhalten nicht berücksichtigt wird	36
Abbildung 3-22: Kraftkennlinien unter Berücksichtigung des Sättigungsverhaltens von Vacoflux 17:	36

Abbildung 3-23: Magnetische Flussdichte, die sich unter Berücksichtigung des Sättigungsverhaltens von Vacoflux 17 im Aktuator einstellt	37
Abbildung 3-24: Maximale magnetische Flussdichte im Läufer $B_{max,Läufer}$ in Abhängigkeit von der Läuferverschiebung. Konstante Spulenstromdichte. Permanentmagnete inaktiv	38
Abbildung 3-25: Maximale magnetische Flussdichte im Läufer $B_{max,Läufer}$ in Abhängigkeit von der Spulenstromdichte. Permanentmagnete inaktiv	38
Abbildung 3-26: Schematischer Aufbau einer Spule	39
Abbildung 3-27: Maximale Windungszahl in Abhängigkeit vom Nenndurchmesser des Backlackdrahts	40
Abbildung 3-28: Arbeitspunkt eines Permanentmagneten.....	42
Abbildung 3-29: Kraftkennlinien des bistabilen Aktuators mit finalen Parametern (Variante 1).	43
Abbildung 3-30: Läufer mit Polschuhen (links), Läufer ohne Polschuhe (rechts)	44
Abbildung 3-31: Kraftkennlinien des Aktuators mit Läufer ohne Polschuhe (Variante 2).	45
Abbildung 3-32: Normierte Schaltkraft in Abhängigkeit vom Verhältnis $A_{min,Läufer} : A_{min,Stator}$	46
Abbildung 3-33: Kraftkennlinien des Aktuators mit 0,95 mm Läuferdurchmesser (Variante 3).....	47
Abbildung 3-34: Optimale Polschuhüberdeckung und optimale Polschuhbreite des bistabilen Reluktanz-Aktuators	48
Abbildung 3-35: Kraftkennlinien des Aktuators mit optimierter Polschuhbreite und -überdeckung (Variante 4).	48
Abbildung 3-36: Normierte Haltekraft in Abhängigkeit von der Permanentmagnetlänge (auf die in den Endlagen wirkende maximale Haltekraft normiert).....	49
Abbildung 3-37: Kraftkennlinien des Aktuators mit optimierter Permanentmagnetlänge (Variante 5).	50
Abbildung 3-38: Aktuator-Modell mit Permanentmagneten als Teil des Läufers.....	51
Abbildung 3-39: Kraftkennlinien des Aktuators mit Magneten als Teil des Läufers (Variante 6).	51
Abbildung 3-40: Aufbau des bistabilen Reluktanz-Aktuators mit Hohlläufer	53
Abbildung 3-41: Kraftkennlinien Aktuators mit Hohlläufer.	54
Abbildung 4-1: Abschließendes Modell des bistabilen Reluktanz-Aktuators mit massivem Läufer (Variante 5)	55
Abbildung 4-2: Kraftkennlinien des abschließenden Modells des bistabilen Reluktanz-Aktuators (Variante 5).....	56
Abbildung 4-3: Verkippen der Verbindungselemente bei der Montage des Läufers.....	57
Abbildung 4-4: Läufer und Verbindungselemente werden als ein Teil gefertigt, um das Verkippen der Verbinder zu verhindern	57
Abbildung 4-5: Kraftkennlinien für den Fall, dass Läufer und Verbindungselemente als ein Teil aus Vacoflux 17 gefertigt sind (Abbildung 4-4).	57
Abbildung 4-6: Montage des Läufers für den Fall, dass die Verbindungselemente als ein Teil gefertigt sind	58
Abbildung 4-7: Funktionsmuster des Aktuators mit massivem Läufer.....	58
Abbildung 4-8: Einfluss von Fertigungstoleranzen auf die Kraftkennlinien (Aktuator mit massivem Läufer, Variante 5).	59
Abbildung 4-9: Verkipfung von linkem Polschuh und Permanentmagnet infolge von Lagetoleranzen.	60
Abbildung 4-10: Radiale Verschiebung von rechtem Polschuh und Permanentmagnet infolge von Lagetoleranzen.....	60
Abbildung 4-11: Maximal mögliche Lageabweichungen.	61

Abbildung 4-12: Magnetische Flussdichte bei radialer Verschiebung.....	61
Abbildung 4-13: Radiale Kräfte in Abhängigkeit von Δz (Aktuator mit massivem Läufer, Variante 5).....	62
Abbildung 4-14: Radiale Kräfte in Abhängigkeit von der radialen Verschiebung des Stators gegenüber dem Läufer (Δr) (Aktuator mit massivem Läufer, Variante 5).	63
Abbildung 4-15: Umsetzung des Aktuators mit Hohlläufer	64
Abbildung 4-16: Funktionsmuster des Aktuators mit Hohlläufer.....	64
Abbildung 4-17: Einfluss von Fertigungstoleranzen auf die Kraftkennlinien (Aktuator mit Hohlläufer).	65
Abbildung 4-18: Verschiebung von rechtem Polschuh und Permanentmagnet infolge von Lagetoleranzen..	66
Abbildung 4-19: Magnetische Flussdichte bei radialer Verschiebung.	66
Abbildung 4-20: Radiale Kräfte in Abhängigkeit von Δz (Aktuator mit Hohlläufer).	67
Abbildung 4-21: Radiale Kräfte in Abhängigkeit von der radialen Verschiebung des Stators gegenüber dem Läufer (Δr) (Aktuator mit Hohlläufer).	67
Abbildung 4-22: Vergleich der magnetischen Flussdichte bei radialer Verschiebung.	68
Abbildung 4-23: Distale Spitze der R-Unit eines Videoendoskops der Firma Olympus mit Aktuator-Einheit [Rein11].....	69
Abbildung 4-24: Hüllrohrbaugruppe (oben) und R-Unit mit Aktuator-Einheit (unten) eines Videoendoskops der Firma Olympus [Rein11].....	69
Abbildung 5-1: Prüfstand für die Validierung der Aktuator-Funktionsmuster.....	70
Abbildung 5-2: Betriebsstrom des Aktuators mit massivem Läufer in Abhängigkeit von der Zeit	71
Abbildung 5-3: Verschiebung s des Läufers für eine Folge von Schaltvorgängen	72
Abbildung 5-4: Schematische Darstellung von Lageabweichungen, die zu einer Verringerung des Hubs führen.....	72
Abbildung 5-5: Hochauflösende Betrachtung der Verschiebung in der distalen Endlage	73
Abbildung 5-6: Hochauflösende Betrachtung eines Schaltvorgangs in distaler Bewegungsrichtung	73
Abbildung 5-7: Gemessene Kraftkennlinien des Funktionsmusters mit massivem Läufer.	74
Abbildung 5-8: Messdaten der Läuferverschiebung im Langzeitversuch.....	75
Abbildung 5-9: REM-Aufnahmen, die Verschleiß und Verschmutzung an der linken Läuferkante nachweisen.	76
Abbildung 5-10: REM-Aufnahmen, die Verschleiß und Verschmutzung an der rechten Läuferkante nachweisen.	76
Abbildung 5-11: Betriebsstrom in Abhängigkeit von der Zeit der Peak-Hold-Ansteuerung	77
Abbildung 5-12: Schaltvorgang in distaler Bewegungsrichtung. Aktuator mit Schmiermittel.....	78
Abbildung 5-13: Gemessene Kraftkennlinien des Funktionsmusters mit Schmiermittel.	78
Abbildung 5-14: Messdaten der Läuferverschiebung im Langzeitversuch mit Schmiermittel.....	79
Abbildung 5-15: Für Variante 5 - 1.0037 gemessene Kraftkennlinien.....	80
Abbildung 5-16: Verschiebung s des Hohlläufers über eine Folge von Schaltvorgängen	81
Abbildung 5-17: Hochauflösende Betrachtung der Verschiebung in der distalen Endlage zur Bewertung der Wiederholgenauigkeit der Schaltvorgänge	82
Abbildung 5-18: Schliffbild des Gleitrohrs. Grat am distalen Anschlag [Rein11]	82
Abbildung 5-19: Detaillierte Betrachtung der Bewegung des Hohlläufers in distaler Richtung	83

Abbildung 5-20: Gemessene Kraftkennlinien des Funktionsmusters mit Hohlläufer.....	83
Abbildung 5-21: Messdaten der Verschiebung des Hohlläufers im Langzeitversuch.....	84
Abbildung 5-22: Messdaten der Verschiebung des Hohlläufers gegen Ende des Langzeitversuchs	85
Abbildung 5-23: Ablaufdiagramm für fraktionierte Dampfsterilisation mit Vorvakuum [Olym10].....	86
Abbildung 5-24: Betrachtung der Hohlläuferbewegung während eines Schaltvorgangs in distaler Richtung nach 2.500 Sterilisationszyklen	87
Abbildung 5-25: Gemessene Kraftkennlinien des Funktionsmusters mit Hohlläufer nach 2.500 Sterilisationszyklen.....	87
Abbildung 5-26: Messdaten der Verschiebung des Hohlläufers im Langzeitversuch nach 2.500 Sterilisationszyklen.....	88
Abbildung 5-27: Messdaten der Verschiebung des Hohlläufers gegen Ende des Langzeitversuchs nach 2.500 Sterilisationszyklen.....	88
Abbildung 6-1: Luftspalte zwischen den Bauteilen mit Einfluss auf den Durchmesser des Aktuators	92
Abbildung 6-2: Maximale Haltekräfte minimierter Aktuatoren mit massivem Läufer in Abhängigkeit vom Aktuator-Durchmesser (D).	93
Abbildung 6-3: Maximale Schaltkräfte minimierter Aktuatoren mit massivem Läufer in Abhängigkeit vom Aktuator-Durchmesser (D).	94
Abbildung 6-4: Verlauf des magnetischen Flusses im minimierten Aktuator mit massivem Läufer.	94
Abbildung 6-5: Verlauf des magnetischen Flusses im minimierten Aktuator mit massivem Läufer.	95
Abbildung 6-6: Maximale Haltekräfte minimierter Aktuatoren mit massivem Läufer in Abhängigkeit vom Aktuator-Durchmesser (D).	95
Abbildung 6-7: Maximale Schaltkräfte minimierter Aktuatoren mit massivem Läufer in Abhängigkeit vom Aktuator-Durchmesser (D).	96
Abbildung 7-1: Modell des 2-Phasen Hybridmotors [Sten11].....	98
Abbildung 7-2: Verlauf des magnetischen Flusses über einen Bewegungszyklus in positive z-Richtung.....	99
Abbildung 7-3: Auf den Läufer wirkende Kraft für den Fall, dass nur die Magnete aktiv sind [Sten11].....	99
Abbildung 7-4: Auf den Läufer wirkende Kraft, die sich in den einzelnen Schritten des Spulenbetriebs ergibt.....	100
Abbildung 7-5: Modell des Tauchspulen-Linearantriebs [Sten11]	101
Abbildung 7-6: Magnetische Flussdichte und Verlauf des magnetischen Flusses im Tauchspulen-Aktuator	102
Abbildung 7-7: Auf den Läufer und die Spulen wirkende Kräfte während des Spulenbetriebs.	102
Abbildung 8-1: Messfehler im Langzeitversuch: Wiederkehrendes Muster bei Betrachtung der Messwerte	134
Abbildung 8-2: Messfehler im Langzeitversuch: Tiefpass-gefiltertes Signal	134
Abbildung 8-3: Ablaufdiagramm des P2 Standardprogramms für Dampfsterilisation	135
Abbildung 8-4: Ablaufdiagramm des P3 Flash-Programms für Dampfsterilisation	135
Abbildung 8-5: Ablaufdiagramm des P4 French-Programms für Dampfsterilisation.....	136
Abbildung 8-6: Ablaufdiagramm des P4 Creutzfeld-Jakob-Programms für Dampfsterilisation	136
Abbildung 8-7: Autoklavier-Protokoll für den Aktuator mit Hohlläufer (Seite 1).....	137
Abbildung 8-8: Autoklavier-Protokoll für den Aktuator mit Hohlläufer (Seite 2).....	138

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1: Anforderungsliste für Aktuatoren in medizinischen Videoendoskopen	13
Tabelle 3-1: Übersicht der für den Einsatz in medizinischen Videoendoskopen geeigneten Magnetmaterialien	41
Tabelle 3-2: Optimierungsvarianten des bistabilen Reluktanz-Aktuators.....	43
Tabelle 5-1: Vergleich des Messwerte mit der Anforderungsliste.....	89
Tabelle 6-1: Außendurchmesser ($D_{a,hohl}$) minimierter Aktuatoren mit Hohlläufer. Innendurchmesser des Hohlraums: 1,6 mm	96
Tabelle 8-1: Generelle Bewertung elektromagnetischer Aktuatoren	120
Tabelle 8-2: Bewertung elektrischer Motoren	120
Tabelle 8-3: Bewertung bistabiler Reluktanz-Aktuatoren.....	121
Tabelle 8-4: Generelle Bewertung piezoelektrischer Aktuatoren	121
Tabelle 8-5: Bewertung piezoelektrischer Biegewandler der Firma Johnson Matthey (s. Anhang A2).....	122
Tabelle 8-6: Bewertung des piezoelektrischen Ultraschallmotors SQL-RV-1-8 der Firma New Scale Technologies	122
Tabelle 8-7: Generelle Bewertung elektrostatischer Aktuatoren.....	123
Tabelle 8-8: Generelle Bewertung pneumatischer Aktuatoren	123
Tabelle 8-9: Generelle Bewertung von Formgedächtnislegierungen	124
Tabelle 8-10: Generelle Bewertung von Thermobimetallen	124
Tabelle 8-11: Übersicht über kundenspezifische Ausführungen piezoelektrischer Biegewandler der Firma Johnson Matthey.....	125
Tabelle 8-12: Magnetisierungskurve von Vacoflux 17	132
Tabelle 8-13: Magnetisierungskurve von 1.0037.....	133

Formelzeichen und Abkürzungen

Formelzeichen

Symbol	Bedeutung
A	Fläche
A_{Cu}	Querschnitt des Kupferanteils eines Backlackdrahts
$A_{Läufer}$	Querschnittsfläche des Läufers
$A_{min,Läufer}$	Minimale Querschnittsfläche des Läufers
$A_{min,Stator}$	Minimale Querschnittsfläche des Stators
A_w	Wicklungsquerschnitt
B	Magnetische Flussdichte
B_{AP}	Magnetische Flussdichte im Arbeitspunkt
B_r	Remanenz
D	Durchmesser
$D_{a,hohl}$	Außendurchmesser eines Aktuators mit Hohläufer
$D_{a,massiv}$	Außendurchmesser eines Aktuators mit massivem Läufer
D_{Cu}	Durchmesser des Kupferanteils eines Backlackdrahtes
D_{Draht}	Nenndurchmesser eines Backlackdrahtes
$D_{i,Spule}$	Innendurchmesser einer Spule
$D_m, Windung$	Mittlerer Durchmesser einer Spulenwindung
F	Kraft
F_L	Lorentzkraft
F_r	Kraft in radialer Richtung
F_z	Kraft in z-Richtung
H	Magnetische Feldstärke
H_{AP}	Magnetische Feldstärke im Arbeitspunkt
H_{cB}	Koerzitivfeldstärke
H_s	Magnetisches Feld einer Spule
h_w	Wicklungshöhe
I	Elektrischer Strom
J	Elektrische Stromdichte
k_{Cu}	Kupferfüllgrad
l	Länge
l_{Cu}	Gesamtlänge des Backlackdrahtes einer Spule
$l_m, Windung$	Mittlere Länge einer Windung einer Spule
l_s	Spulenlänge
l_w	Wicklungslänge
r	Radiale Koordinate
R_m	Magnetischer Widerstand
R_{Spule}	Ohmscher Widerstand einer Spule
s	Hub

t	Zeit
U_m	Magnetische Spannung
w	Windungszahl einer Spule
w_L	Anzahl der Lagen einer Spule
w_{LL}	Anzahl der Wicklungen pro Lage einer Spule
W_{mag}	Magnetische Energie
W_{mech}	Mechanische Energie
z	Koordinate in z-Richtung
Δr	Verschiebung in radialer Richtung
μ_0	Magnetische Permeabilität des Vacuums
μ_r	Relative magnetische Permeabilität
Δz	Verschiebung in z-Richtung
ρ_{Cu}	Dichte von Kupfer
Φ	Magnetischer Fluss
ψ	Verketteter magnetischer Fluss

Abkürzungen

AP	Arbeitspunkt
DLC	diamond-like carbon
DMS	Dehnmessstreifen
FEM	Finite-Elemente-Methode
FGL	Formgedächtnislegierung
HNO	Hals-Nasen-Ohren
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
PZT	Blei-Zirkonat-Titanat
REM	Rasterelektronenmikroskop
WVS	Wegvergrößerungssystem

Anhang

A1. Ergebnisse der Bewertung von Aktuator-Technologien

Application Requirement	(Auto) Focus	Movable Filter / Aperture	Zoom	Changeable DOV
Autoclavability	Yes	Yes	Yes	Yes
Maximum Voltage	42.4 V (ac) / 60 V (dc)	42.4 V (ac) / 60 V (dc)	42.4 V (ac) / 60 V (dc)	42.4 V (ac) / 60 V (dc)
Maximum Electrical Current	0.5 A	0.5 A	0.5 A	0.5 A
Maximum Outside Device Temperature	43 °C	43 °C	43 °C	43 °C
Maximum Power Consumption of the Actuator	0.1 W ... 0.2 W	0.1 W ... 0.2 W	0.1 W ... 0.2 W	0.1 W ... 0.2 W
Minimum Number of Switching Operations	250,000	250,000	62,500	250,000
Minimum Stroke	1 mm	1 mm (linear motion.) 1 mm radius (rotation)	1 mm	2 mm
Acceleration & Forces (must be compensated)	5g 0.1 N	5g 0.1 N	5g 0.1 N	5g 0.1 N
Maximum Duration of the Switching Process	20 ms	20 ms (ideal) 0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal) 0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal) 0.5 s (acceptable)
Number of States of the Positioning Process	2 Points 3 Points continuously	2 Points	2 Points continuously	2 Points
Precision of the Positioning Process	1% of stroke	>1% acceptable	1% of stroke	>1% acceptable
Direction of Motion	Linear Motion (Along optical axis)	Linear Motion (Perpendicular to optical axis) Rotation	Linear Motion (Along optical axis)	Linear Motion (Perpendicular to optical axis)
Available Space for Actuator Integration	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)
Costs	100 EUR (HK)	Aperture: 100 EUR (HK) Filter: 100 EUR ... 300 EUR (HK)	100 EUR (HK)	400 EUR (HK)
Complexity	Low Complexity	Low Complexity	Low Complexity	Low Complexity

WELL-SUITED	SUITABLE ENOUGH	UNSUITABLE	UNCERTAIN
-------------	-----------------	------------	-----------

Tabelle 8-1: Generelle Bewertung elektromagnetischer Aktuatoren

Application Requirement	(Auto) Focus	Movable Filter / Aperture	Zoom	Changeable DOV
Autoclavability	Yes	Yes	Yes	Yes
Maximum Voltage	42.4 V (ac) / 60 V (dc)	42.4 V (ac) / 60 V (dc)	42.4 V (ac) / 60 V (dc)	42.4 V (ac) / 60 V (dc)
Maximum Electrical Current	0.5 A	0.5 A	0.5 A	0.5 A
Maximum Outside Device Temperature	43 °C	43 °C	43 °C	43 °C
Maximum Power Consumption of the Actuator	0.1 W ... 0.2 W	0.1 W ... 0.2 W	0.1 W ... 0.2 W	0.1 W ... 0.2 W
Product Life	2000 operating hours	2000 operating hours	2000 operating hours	2000 operating hours
Minimum Stroke	1 mm	1 mm (linear motion.) 1 mm radius (rotation)	1 mm	2 mm
Acceleration & Forces (must be compensated)	5g 0.1 N	5g 0.1 N	5g 0.1 N	5g 0.1 N
Maximum Duration of the Switching Process	20 ms	20 ms (ideal) 0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal) 0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal) 0.5 s (acceptable)
Number of States of the Positioning Process	2 Points 3 Points continuously	2 Points	2 Points continuously	2 Points
Precision of the Positioning Process	1% of stroke	>1% acceptable	1% of stroke	>1% acceptable
Direction of Motion	Linear Motion (Along optical axis)	Linear Motion (Perpendicular to optical axis) Rotation	Linear Motion (Along optical axis)	Linear Motion (Perpendicular to optical axis)
Available Space for Actuator Integration	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)
Costs	100 EUR (HK)	Aperture: 100 EUR (HK) Filter: 100 EUR ... 300 EUR (HK)	100 EUR (HK)	400 EUR (HK)
Complexity	Low Complexity	Low Complexity	Low Complexity	Low Complexity

WELL-SUITED	SUITABLE ENOUGH	UNSUITABLE	UNCERTAIN
-------------	-----------------	------------	-----------

Tabelle 8-2: Bewertung elektrischer Motoren

Application Requirement	(Auto) Focus	Movable Filter / Aperture		Zoom		Changeable DOV			
Autoclavability	Yes	Yes		Yes		Yes			
Maximum Voltage	42.4 V (ac) / 60 V (dc)	42.4 V (ac) / 60 V (dc)		42.4 V (ac) / 60 V (dc)		42.4 V (ac) / 60 V (dc)			
Maximum Electrical Current	0.5 A	0.5 A		0.5 A		0.5 A			
Maximum Outside Device Temperature	43 °C	43 °C		43 °C		43 °C			
Maximum Power Consumption of the Actuator	0.1 W ... 0.2 W	0.1 W ... 0.2 W		0.1 W ... 0.2 W		0.1 W ... 0.2 W			
Minimum Number of Switching Operations	250,000	250,000		62,500		250,000			
Minimum Stroke	1 mm	1 mm (linear motion.)	1 mm radius (rotation)	1 mm		2 mm			
Acceleration & Forces (must be compensated)	5g 0.1 N	5g 0.1 N		5g 0.1 N		5g 0.1 N			
Maximum Duration of the Switching Process	20 ms	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)		
Number of States of the Positioning Process	2 Points	3 Points	continuously	2 Points		2 Points	continuously		
Precision of the Positioning Process	1% of stroke		>1% acceptable		1% of stroke		>1% acceptable		
Direction of Motion	Linear Motion (Along optical axis)			Linear Motion (Perpendicular to optical axis)	Rotation	Linear Motion (Along optical axis)			Linear Motion (Perpendicular to optical axis)
Available Space for Actuator Integration	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)		
Costs	100 EUR (HK)		Aperture: 100 EUR (HK)	Filter: 100 EUR ... 300 EUR (HK)	100 EUR (HK)		400 EUR (HK)		
Complexity	Low Complexity		Low Complexity		Low Complexity		Low Complexity		

WELL-SUITED	SUITABLE ENOUGH	UNSUITABLE	UNCERTAIN
-------------	-----------------	------------	-----------

Tabelle 8-3: Bewertung bistabiler Reluktanz-Aktuatoren

Application Requirement	(Auto) Focus	Movable Filter / Aperture		Zoom		Changeable DOV			
Autoclavability	Yes	Yes		Yes		Yes			
Maximum Voltage	42.4 V (ac) / 60 V (dc)	42.4 V (ac) / 60 V (dc)		42.4 V (ac) / 60 V (dc)		42.4 V (ac) / 60 V (dc)			
Maximum Electrical Current	0.5 A	0.5 A		0.5 A		0.5 A			
Maximum Outside Device Temperature	43 °C Estimation: Low heating → well-suited	43 °C Estimation: Low heating → well-suited		43 °C Estimation: Low heating → well-suited		43 °C Estimation: Low heating → well-suited			
Maximum Power Consumption of the Actuator	0.1 W ... 0.2 W	0.1 W ... 0.2 W		0.1 W ... 0.2 W		0.1 W ... 0.2 W			
Minimum Number of Switching Operations	250,000 Estimation: Mechanical components limit the lifetime → well-suited	250,000 Estimation: Mechanical components limit the lifetime → well-suited		62,500 Estimation: Mechanical components limit the lifetime → well-suited		250,000 Estimation: Mechanical components limit the lifetime → well-suited			
Minimum Stroke	1 mm	1 mm (linear motion.)	1 mm radius (rotation)	1 mm		2 mm			
Acceleration & Forces (must be compensated)	5g 0.1 N	5g 0.1 N		5g 0.1 N		5g 0.1 N			
Maximum Duration of the Switching Process	20 ms	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)		
Number of States of the Positioning Process	2 Points	3 Points	continuously	2 Points		2 Points	continuously		
Precision of the Positioning Process	1% of stroke		>1% acceptable		1% of stroke		>1% acceptable		
Direction of Motion	Linear Motion (Along optical axis)			Linear Motion (Perpendicular to optical axis)	Rotation	Linear Motion (Along optical axis)			Linear Motion (Perpendicular to optical axis)
Available Space for Actuator Integration	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)		
Costs	100 EUR (HK)		Aperture: 100 EUR (HK)	Filter: 100 EUR ... 300 EUR (HK)	100 EUR (HK)		400 EUR (HK)		
Complexity	Low Complexity		Low Complexity		Low Complexity		Low Complexity		

WELL-SUITED	SUITABLE ENOUGH	UNSUITABLE	UNCERTAIN
-------------	-----------------	------------	-----------

Tabelle 8-4: Generelle Bewertung piezoelektrischer Aktuatoren

Application Requirement	(Auto) Focus	Movable Filter / Aperture	Zoom	Changeable DOV
Autoclavability	Yes	Yes	Yes	Yes
Maximum Voltage	42,4 V (ac) / 60 V (dc)			
Maximum Electrical Current	0,5 A	0,5 A	0,5 A	0,5 A
Maximum Outside Device Temperature	43 °C Estimation: Low heating → well-suited			
Maximum Power Consumption of the Actuator	0,1 W ... 0,2 W			
Product Life	250,000 No numeric data	250,000 No numeric data	62,500 No numeric data	250,000 No numeric data
Minimum Stroke	10 mm devices: 1 mm 5,4 mm devices: 0,7 mm	10 mm devices: 1 mm 5,4 mm devices: 0,7 mm Rotation	10 mm devices: 1 mm 5,4 mm devices: 0,7 mm	10 mm devices: 1 mm 5,4 mm devices: 0,7 mm
Acceleration & Forces (must be compensated)	10 mm devices: Min. 0,04 N 5,4 mm devices: Min. 0,012 N	10 mm devices: Min. 0,04 N 5,4 mm devices: Min. 0,012 N	10 mm devices: Min. 0,04 N 5,4 mm devices: Min. 0,012 N	10 mm devices: Min. 0,04 N 5,4 mm devices: Min. 0,012 N
Maximum Duration of the Switching Process	20 ms	20 ms (ideal) 0,5 s (acceptable)	20 ms (ideal) 0,5 s (acceptable)	20 ms (ideal) 0,5 s (acceptable)
Number of States of the Positioning Process	2 Points 3 Points continuously	2 Points	2 Points continuously	2 Points
Precision of the Positioning Process	1% of stroke	>1% acceptable	1% of stroke	>1% acceptable
Direction of Motion	Linear Motion (Along optical axis) - GEAR	Linear Motion (Perpendicular to optical axis) Rotation	Linear Motion (Along optical axis) - GEAR	Linear Motion (Perpendicular to optical axis)
Available Space for Actuator Integration	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)
Costs	100 EUR (HK)	Aperture: 100 EUR (HK) Filter: 100 EUR ... 300 EUR (HK)	100 EUR (HK)	400 EUR (HK)
Complexity	Low Complexity	Low Complexity	Low Complexity	Low Complexity

WELL-SUITED	SUITABLE ENOUGH	UNSUITABLE	UNCERTAIN
-------------	-----------------	------------	-----------

Tabelle 8-5: Bewertung piezoelektrischer Biege wandler der Firma Johnson Matthey (s. Anhang A2)

Application Requirement	(Auto) Focus	Movable Filter / Aperture	Zoom	Changeable DOV
Autoclavability	Yes	Yes	Yes	Yes
Maximum Voltage	42,4 V (ac) / 60 V (dc)	42,4 V (ac) / 60 V (dc)	42,4 V (ac) / 60 V (dc)	42,4 V (ac) / 60 V (dc)
Maximum Electrical Current	0,5 A	0,5 A	0,5 A	0,5 A
Maximum Outside Device Temperature	43 °C Estimation: Low heating → well-suited	43 °C Estimation: Low heating → well-suited	43 °C Estimation: Low heating → well-suited	43 °C Estimation: Low heating → well-suited
Maximum Power Consumption of the Actuator	0,1 W ... 0,2 W	0,1 W ... 0,2 W	0,1 W ... 0,2 W	0,1 W ... 0,2 W
Product Life	250,000	250,000	62,500	250,000
Minimum Stroke	1 mm	1 mm (linear motion) 1 mm radius (rotation)	1 mm	2 mm
Acceleration & Forces (must be compensated)	5g 0,1 N 0,1 mNm	5g 0,1 N 0,1 mNm	5g 0,1 N 0,1 mNm	5g 0,1 N 0,1 mNm
Maximum Duration of the Switching Process	20 ms	20 ms (ideal) 0,5 s (acceptable)	20 ms (ideal) 0,5 s (acceptable)	20 ms (ideal) 0,5 s (acceptable)
Number of States of the Positioning Process	2 Points 3 Points continuously	2 Points	2 Points continuously	2 Points
Precision of the Positioning Process	1% of stroke	>1% acceptable	1% of stroke	>1% acceptable
Direction of Motion	Linear Motion (Along optical axis)	Linear Motion (Perpendicular to optical axis) - GEAR Rotation	Linear Motion (Along optical axis)	Linear Motion (Perpendicular to optical axis) - GEAR
Available Space for Actuator Integration	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)
Costs	100 EUR (HK)	Aperture: 100 EUR (HK) Filter: 100 EUR ... 300 EUR (HK)	100 EUR (HK)	400 EUR (HK)
Complexity	Low Complexity If available controller is used	Low Complexity If available controller is used	Low Complexity If available controller is used	Low Complexity If available controller is used

WELL-SUITED	SUITABLE ENOUGH	UNSUITABLE	UNCERTAIN
-------------	-----------------	------------	-----------

Tabelle 8-6: Bewertung des piezoelektrischen Ultraschallmotors SQL-RV-1-8 der Firma New Scale Technologies

Application Requirement	(Auto) Focus	Movable Filter / Aperture		Zoom		Changeable DOV		
Autoclavability	Yes	Yes		Yes		Yes		
Maximum Voltage	42.4 V (ac) / 60 V (dc)	42.4 V (ac) / 60 V (dc)		42.4 V (ac) / 60 V (dc)		42.4 V (ac) / 60 V (dc)		
Maximum Electrical Current	0.5 A	0.5 A		0.5 A		0.5 A		
Maximum Outside Device Temperature	43 °C	43 °C		43 °C		43 °C		
Maximum Power Consumption of the Actuator	0.1 W ... 0.2 W	0.1 W ... 0.2 W		0.1 W ... 0.2 W		0.1 W ... 0.2 W		
Minimum Number of Switching Operations	250,000	250,000		62,500		250,000		
Minimum Stroke	1 mm	1 mm (linear motion.)	1 mm radius (rotation)	1 mm		2 mm		
Acceleration & Forces (must be compensated)	5g 0.1 N	5g 0.1 N		5g 0.1 N		5g 0.1 N		
Maximum Duration of the Switching Process	20 ms	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	
Number of States of the Positioning Process	2 Points	3 Points	continuously	2 Points		2 Points	continuously	
Precision of the Positioning Process	1% of stroke		>1% acceptable		1% of stroke		>1% acceptable	
Direction of Motion	Linear Motion (Along optical axis)		Linear Motion (Perpendicular to optical axis)	Rotation	Linear Motion (Along optical axis)		Linear Motion (Perpendicular to optical axis)	
Available Space for Actuator Integration	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	
Costs	100 EUR (HK)		Aperture: 100 EUR (HK)	Filter: 100 EUR ... 300 EUR (HK)	100 EUR (HK)		400 EUR (HK)	
Complexity	Low Complexity		Low Complexity		Low Complexity		Low Complexity	

WELL-SUITED	SUITABLE ENOUGH	UNSUITABLE	UNCERTAIN
-------------	-----------------	------------	-----------

Tabelle 8-7: Generelle Bewertung elektrostatischer Aktuatoren

Application Requirement	(Auto) Focus	Movable Filter / Aperture		Zoom		Changeable DOV		
Autoclavability	Yes	Yes		Yes		Yes		
Maximum Voltage	42.4 V (ac) / 60 V (dc)	42.4 V (ac) / 60 V (dc)		42.4 V (ac) / 60 V (dc)		42.4 V (ac) / 60 V (dc)		
Maximum Electrical Current	0.5 A	0.5 A		0.5 A		0.5 A		
Maximum Outside Device Temperature	43 °C	43 °C		43 °C		43 °C		
Maximum Power Consumption of the Actuator	0.1 W ... 0.2 W	0.1 W ... 0.2 W		0.1 W ... 0.2 W		0.1 W ... 0.2 W		
Minimum Number of Switching Operations	250,000	250,000		62,500		250,000		
Minimum Stroke	1 mm	1 mm (linear motion.)	1 mm radius (rotation)	1 mm		2 mm		
Acceleration & Forces (must be compensated)	5g 0.1 N	5g 0.1 N		5g 0.1 N		5g 0.1 N		
Maximum Duration of the Switching Process	20 ms	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	
Number of States of the Positioning Process	2 Points	3 Points	continuously	2 Points		2 Points	continuously	
Precision of the Positioning Process	1% of stroke		>1% acceptable		1% of stroke		>1% acceptable	
Direction of Motion	Linear Motion (Along optical axis)		Linear Motion (Perpendicular to optical axis)	Rotation	Linear Motion (Along optical axis)		Linear Motion (Perpendicular to optical axis)	
Available Space for Actuator Integration	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	
Costs	100 EUR (HK)		Aperture: 100 EUR (HK)	Filter: 100 EUR ... 300 EUR (HK)	100 EUR (HK)		400 EUR (HK)	
Complexity	Low Complexity		Low Complexity		Low Complexity		Low Complexity	

WELL-SUITED	SUITABLE ENOUGH	UNSUITABLE	UNCERTAIN
-------------	-----------------	------------	-----------

Tabelle 8-8: Generelle Bewertung pneumatischer Aktuatoren

Application Requirement	(Auto) Focus	Movable Filter / Aperture		Zoom		Changeable DOV		
Autoclavability	Yes	Yes		Yes		Yes		
Maximum Voltage	42.4 V (ac) / 60 V (dc)	42.4 V (ac) / 60 V (dc)		42.4 V (ac) / 60 V (dc)		42.4 V (ac) / 60 V (dc)		
Maximum Electrical Current	0.5 A	0.5 A		0.5 A		0.5 A		
Maximum Outside Device Temperature	43 °C	43 °C		43 °C		43 °C		
Maximum Power Consumption of the Actuator	0.1 W ... 0.2 W	0.1 W ... 0.2 W		0.1 W ... 0.2 W		0.1 W ... 0.2 W		
Minimum Number of Switching Operations	250,000	250,000		62,500		250,000		
Minimum Stroke	1 mm	1 mm (linear motion.)	1 mm radius (rotation)	1 mm		2 mm		
Acceleration & Forces (must be compensated)	5g 0.1 N	5g 0.1 N		5g 0.1 N		5g 0.1 N		
Maximum Duration of the Switching Process	20 ms	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	
Number of States of the Positioning Process	2 Points	3 Points	continuously	2 Points		2 Points		
Precision of the Positioning Process	1% of stroke		>1% acceptable		1% of stroke		>1% acceptable	
Direction of Motion	Linear Motion (Along optical axis)		Linear Motion (Perpendicular to optical axis)	Rotation	Linear Motion (Along optical axis)		Linear Motion (Perpendicular to optical axis)	
Available Space for Actuator Integration	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	
Costs	100 EUR (HK)		Aperture: 100 EUR (HK)	Filter: 100 EUR ... 300 EUR (HK)	100 EUR (HK)		400 EUR (HK)	
Complexity	Low Complexity		Low Complexity		Low Complexity		Low Complexity	

WELL-SUITED	SUITABLE ENOUGH	UNSUITABLE	UNCERTAIN
-------------	-----------------	------------	-----------

Tabelle 8-9: Generelle Bewertung von Formgedächtnislegierungen

Application Requirement	(Auto) Focus	Movable Filter / Aperture		Zoom		Changeable DOV		
Autoclavability	Yes	Yes		Yes		Yes		
Maximum Voltage	42.4 V (ac) / 60 V (dc)	42.4 V (ac) / 60 V (dc)		42.4 V (ac) / 60 V (dc)		42.4 V (ac) / 60 V (dc)		
Maximum Electrical Current	0.5 A	0.5 A		0.5 A		0.5 A		
Maximum Outside Device Temperature	43 °C	43 °C		43 °C		43 °C		
Maximum Power Consumption of the Actuator	0.1 W ... 0.2 W	0.1 W ... 0.2 W		0.1 W ... 0.2 W		0.1 W ... 0.2 W		
Minimum Number of Switching Operations	250,000	250,000		62,500		250,000		
Minimum Stroke	1 mm	1 mm (linear motion.)	1 mm radius (rotation)	1 mm		2 mm		
Acceleration & Forces (must be compensated)	5g 0.1 N	5g 0.1 N		5g 0.1 N		5g 0.1 N		
Maximum Duration of the Switching Process	20 ms	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	20 ms (ideal)	0.5 s (acceptable)	
Number of States of the Positioning Process	2 Points	3 Points	continuously	2 Points		2 Points		
Precision of the Positioning Process	1% of stroke		>1% acceptable		1% of stroke		>1% acceptable	
Direction of Motion	Linear Motion (Along optical axis)		Linear Motion (Perpendicular to optical axis)	Rotation	Linear Motion (Along optical axis)		Linear Motion (Perpendicular to optical axis)	
Available Space for Actuator Integration	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)	
Costs	100 EUR (HK)		Aperture: 100 EUR (HK)	Filter: 100 EUR ... 300 EUR (HK)	100 EUR (HK)		400 EUR (HK)	
Complexity	Low Complexity		Low Complexity		Low Complexity		Low Complexity	

WELL-SUITED	SUITABLE ENOUGH	UNSUITABLE	UNCERTAIN
-------------	-----------------	------------	-----------

Tabelle 8-10: Generelle Bewertung von Thermobimetallen

A2. Piezoelektrischer Biegewandler der Firma Johnson Matthey

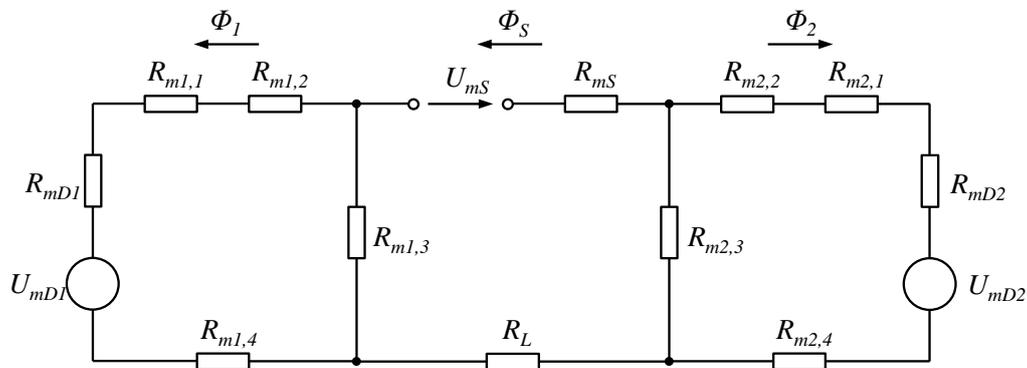
	U = 60 V						
	Keramik	M1100					
Bauraum #1							
D = 4 mm	Dicke					Gesamt im Leerlauf	
	PZT / μm	Einlage / μm	Wandler / μm	Breite / mm	fr. Länge / mm	Hub / mm	Kraft / N
	260	240	780	1,5	40	0,600	0,060
	150	240	560	1,5	35	0,950	0,050
	150	140	460	1,5	35	1,380	0,037
	260	240	780	2,1	40	0,600	0,080
	150	240	560	2,1	35	0,950	0,070
	260	140	680	2,1	40	0,750	0,060
	150	140	460	2,1	40	1,800	0,046
	150	140	460	2,1	35	1,380	0,052
Bauraum #2							
D = 2 mm	Dicke					Gesamt im Leerlauf	
	PZT / μm	Einlage / μm	Wandler / μm	Breite / mm	fr. Länge / mm	Hub / mm	Kraft / N
	260	150	690	1	40	0,73	0,030
	150	150	470	1	30	0,97	0,030
	150	100	420	1	28	1,03	0,027

Tabelle 8-11: Übersicht über kundenspezifische Ausführungen piezoelektrischer Biegewandler der Firma Johnson Matthey

- Bauraum #1 ist für Endoskope mit einem Außendurchmesser von 10 mm vorgesehen
- Bauraum #2 ist für Endoskope mit einem Außendurchmesser von 5,4 mm vorgesehen

A3. Herleitung zur Berechnung der Kraft des bistabilen Reluktanz-Aktuators

Die Berechnung der Kraft des bistabilen Reluktanz-Aktuators erfolgt mit Hilfe des Superpositions-Prinzips. Der folgende Abschnitt enthält das entsprechende Mathcad-Script. Im ersten Schritt werden die Variablen definiert:



$$z := z \quad l_{1,1} := l_{1,1} \quad l_{2,1} := l_{2,1} \quad A_{1,1} := A_{1,1} \quad A_{2,1} := A_{2,1}$$

$$R_{m1}(z) := \frac{l_{1,1} + z}{\mu_0 \cdot A_{1,1}} \quad R_{m2}(z) := \frac{l_{2,1} - z}{\mu_0 \cdot A_{2,1}}$$

$$R_{mD1} := R_{mD1} \quad R_{mD2} := R_{mD2} \quad R_{mS} := R_{mS} \quad R_L := R_L$$

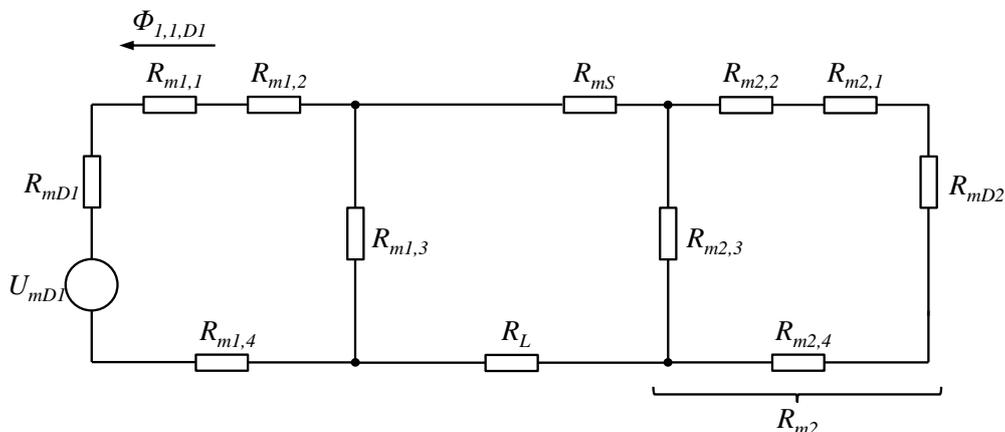
$$R_{m1,2} := R_{m1,2} \quad R_{m1,3} := R_{m1,3} \quad R_{m1,4} := R_{m1,4}$$

$$R_{m2,2} := R_{m2,2} \quad R_{m2,3} := R_{m2,3} \quad R_{m2,4} := R_{m2,4}$$

$$w := w \quad I := I \quad H_c := H_c \quad l_{\text{Magnet}} := l_{\text{Magnet}}$$

$$U_{mS} := w \cdot I \quad U_{mD1} := H_c \cdot l_{\text{Magnet}} \quad U_{mD2} := H_c \cdot l_{\text{Magnet}}$$

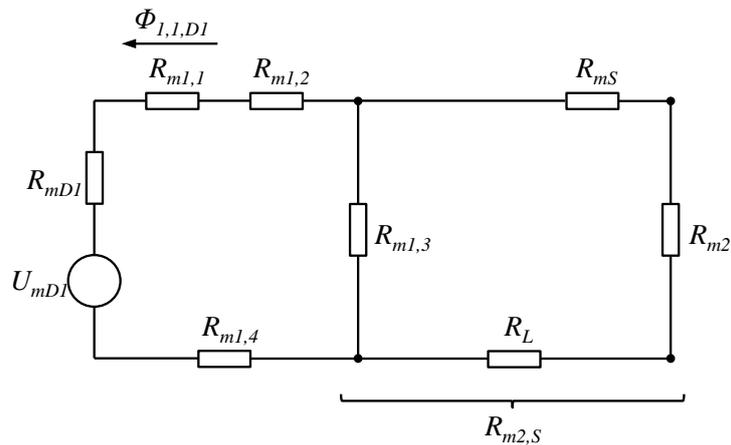
Im ersten Schritt ist nur die Quelle U_{mD1} aktiv. Es ergibt sich folgendes Ersatzschaltbild:



Der rechte Teil lässt sich zum Ersatzwiderstand R_{m2} zusammenfassen:

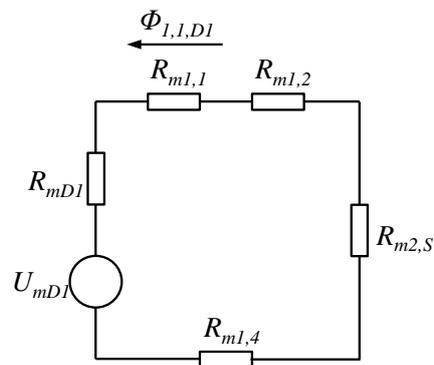
$$R_{m2}(z) := \frac{R_{m2.3}(R_{mD2} + R_{m2.1}(z) + R_{m2.2} + R_{m2.4})}{R_{m2.3} + (R_{mD2} + R_{m2.1}(z) + R_{m2.2} + R_{m2.4})}$$

Es resultiert folgendes Ersatzschaltbild:



Der rechte Teil lässt sich zum Ersatzwiderstand $R_{m2,S}$ zusammenfassen:

$$R_{m2,S}(z) := \frac{R_{m1.3}(R_{mS} + R_L + R_{m2}(z))}{R_{m1.3} + (R_{mS} + R_L + R_{m2}(z))}$$

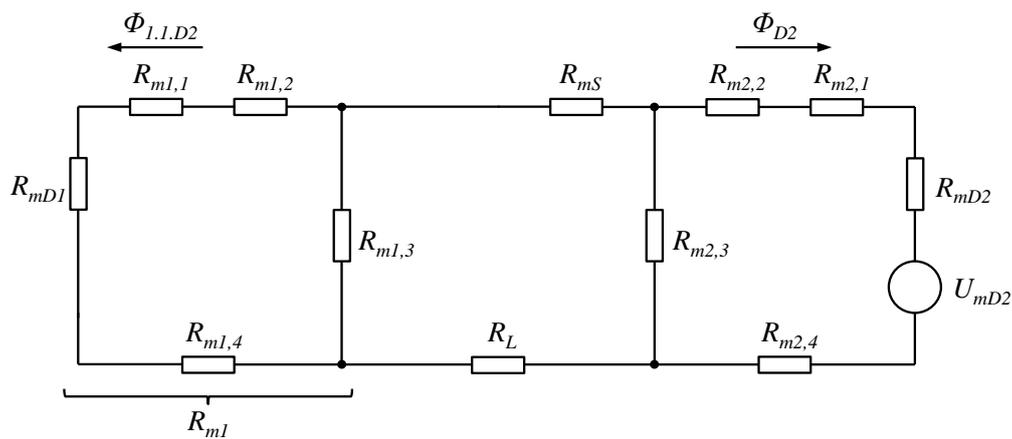


Es lässt sich der magnetische Fluss $\Phi_{1,1,D1}$ berechnen:

$$R_{m,ges.D1}(z) := R_{mD1} + R_{m1.1}(z) + R_{m1.2} + R_{m1.4} + R_{m2,S}(z)$$

$$\phi_{1.1.D1}(z) := \frac{U_{mD1}}{R_{m,ges.D1}(z)}$$

Im zweiten Schritt ist nur die Quelle U_{mD2} aktiv. Es ergibt sich folgendes Ersatzschaltbild:



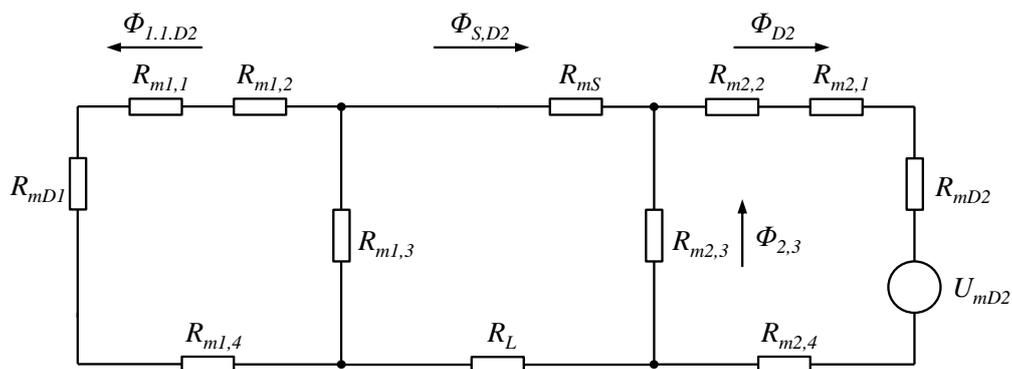
$$R_{m1}(z) := \frac{R_{m1,3}(R_{mD1} + R_{m1,1}(z) + R_{m1,2} + R_{m1,4})}{R_{m1,3} + (R_{mD1} + R_{m1,1}(z) + R_{m1,2} + R_{m1,4})}$$

$$R_{m1,S}(z) := \frac{R_{m2,3}(R_{mS} + R_L + R_{m1}(z))}{R_{m2,3} + (R_{mS} + R_L + R_{m1}(z))}$$

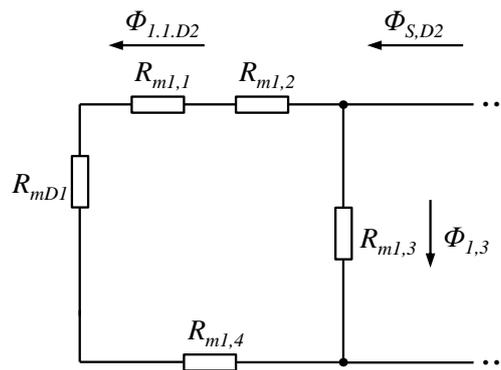
$$R_{m,ges,D2}(z) := R_{mD2} + R_{m2,1}(z) + R_{m2,2} + R_{m2,4} + R_{m1,S}(z)$$

$$\phi_{D2}(z) := \frac{U_{mD2}}{R_{m,ges,D2}(z)}$$

Mit Hilfe des magnetischen Flusses Φ_{D2} lässt sich über Stromteiler der magnetische Fluss $\Phi_{1,1,D2}$ berechnen:

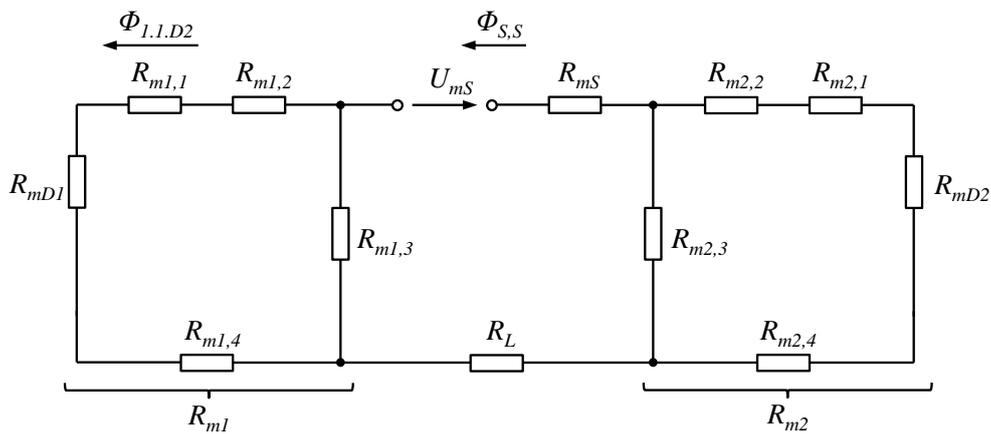


$$\phi_{S,D2}(z) := \phi_{D2}(z) \cdot \frac{R_{m2,3}}{R_{m2,3} + R_L + R_{m1}(z) + R_{mS}}$$

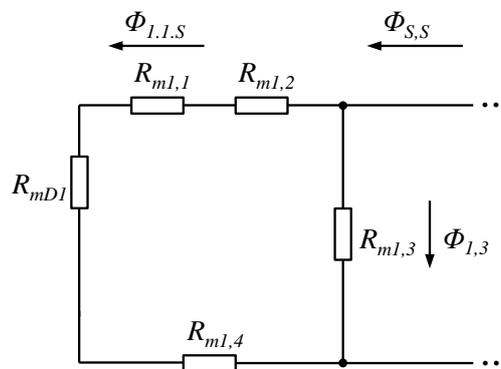


$$\phi_{1,1,D2}(z) := -\phi_{S,D2}(z) \cdot \frac{R_{m1,3}}{R_{m1,3} + R_{mD1} + R_{m1,1}(z) + R_{m1,2} + R_{m1,4}}$$

Im dritten Schritt ist nur die Quelle U_{mS} aktiv. Es ergibt sich folgendes Ersatzschaltbild:



Auch hier lassen sich Widerstände zusammenfassen. Der magnetische Fluss $\Phi_{1,1,S}$ lässt sich anschließend über Stromteiler berechnen:



$$R_{m,ges.S}(z) := R_{mS} + R_L + R_{m1}(z) + R_{m2}(z)$$

$$\phi_{S.S}(z) := \frac{U_{mS}}{R_{m,ges.S}(z)}$$

$$\phi_{1.1.S}(z) := \phi_{S.S}(z) \cdot \frac{R_{m1.3}}{R_{m1.3} + R_{mD1} + R_{m1.f}(z) + R_{m1.2} + R_{m1.4}}$$

Die Substitution der magnetischen Flüsse $\Phi_{1.1,D1}$, $\Phi_{1.1,D2}$ und $\Phi_{1.1,DS}$ ergibt den gesamten magnetischen Fluss $\Phi_{1.1}$, der über den linken Luftspalt fließt:

$$\phi_{1.1}(z) := \phi_{1.1,D1}(z) + \phi_{1.1,D2}(z) + \phi_{1.1,S}(z)$$

Weiterhin lässt sich die magnetische Spannung über dem Luftspalt berechnen:

$$U_{m1.f}(z) := \phi_{1.1}(z) \cdot R_{m1.f}(z)$$

Nach Gleichung (3.10) ergibt sich für die Kraft, die im Luftspalt wirkt:

$$F_{1.1}(z) := \frac{-U_{m1.f}(z)^2 \cdot \left(\frac{d}{dz} R_{m1.f}(z) \right)}{R_{m1.f}(z)^2}$$

Um die auf den Läufer wirkende Gesamtkraft berechnen zu können, muss weiterhin die Kraft, die im Luftspalt mit $R_{m1.1}$ wirkt, berechnet werden. Die Berechnung erfolgt analog zu der von $F_{1.1}$. Es ergibt sich:

$$F_{2.1}(z) := \frac{-U_{m2.f}(z)^2 \cdot \left(\frac{d}{dz} R_{m2.f}(z) \right)}{R_{m2.f}(z)^2}$$

Das Auflösen der Gleichungen für die Kräfte ergibt äußerst komplexe Ausdrücke. Weiterhin ist die Abhängigkeit der Permeabilität des weichmagnetischen Materials und somit der entsprechenden magnetischen Widerstände von der magnetischen Spannung nicht berücksichtigt. Aufgrund der Komplexität der Gesamtbetrachtung ist die numerische Berechnung zu empfehlen.

A4. Messwerte der Magnetisierungskurve von Vacoflux 17

Alloy Vacoflux 17
Measurement Static Initial Curve
Material solid material, rod d=12mm
Batch 76 / 0848 A
Density 7.94 g/cm³

Issue VX17-SOLID-1
Issued By Vacuumschmelze GmbH & Co. KG
<http://www.vacuumschmelze.com>
Disclaimer laboratory data, not part of specification

Sample Type solid rod
Dimension Ø 12 mm x 100 mm
Annealing 10h 850 °C / H₂

Comments measurement acc. to IEC 60404-4 / ASTM A 773-
M01 typical electrical resistivity 0.4 mWm

Field Strength	Induction	Polarisation	Permeability
H	B	J	m
in A/cm	in T	in T	
0.14	0.017	0.017	946
0.81	0.119	0.119	1173
0.94	0.151	0.151	1274
1.06	0.191	0.191	1439
1.19	0.247	0.247	1658
1.31	0.322	0.322	1951
1.45	0.417	0.417	2289
1.55	0.532	0.532	2735
1.66	0.690	0.690	3304
1.89	0.887	0.887	3739
2.13	1.039	1.039	3882
2.36	1.129	1.129	3812
2.47	1.174	1.174	3782
2.73	1.231	1.231	3592
2.78	1.240	1.240	3549
3.01	1.285	1.285	3402
3.08	1.300	1.300	3357
3.36	1.337	1.337	3166
3.66	1.373	1.373	2983
4.05	1.409	1.408	2768
4.54	1.442	1.441	2527
5.38	1.489	1.488	2202
7.21	1.553	1.552	1713
9.96	1.608	1.607	1285
20.0	1.706	1.704	680
29.9	1.759	1.755	468
39.9	1.799	1.794	359
49.8	1.832	1.826	293

59.7	1.861	1.854	248
69.7	1.889	1.880	216
79.7	1.912	1.902	191
89.6	1.935	1.923	172
99.5	1.956	1.943	156
110	1.975	1.961	143
119	1.994	1.979	133
129	2.011	1.995	124
139	2.028	2.010	116
149	2.043	2.025	109
159	2.058	2.038	103
169	2.072	2.051	97
179	2.086	2.063	93
189	2.098	2.075	88
199	2.111	2.086	84
209	2.122	2.096	81
219	2.133	2.105	77
229	2.143	2.114	74
239	2.153	2.123	72
249	2.162	2.131	69
259	2.171	2.138	67
269	2.179	2.145	65
279	2.187	2.152	62
289	2.194	2.158	60
299	2.201	2.163	59
308	2.207	2.168	57
318	2.212	2.172	55
328	2.218	2.176	54
338	2.222	2.180	52
348	2.227	2.183	51
358	2.230	2.185	50
368	2.234	2.188	48
378	2.237	2.190	47
388	2.240	2.191	46
400	2.244	2.194	45

Tabelle 8-12: Magnetisierungskurve von Vacoflux 17

A5. Magnetisierungskurve von 1.0037

Quelle: COMSOL Multiphysics, Material Browser, AC/DC Materials, Soft Iron (without losses)

Field Strength	Induction	Permeability
H	B	m
in A/cm	in T	
0	0	
663.146	0.75	904.5
1067.5	0.82	612.21
1705.23	0.9	420
2463.11	0.98	316.21
3841.67	1.05	216.72
5425.74	1.13	165
7957.75	1.2	120.37
12298.3	1.27	82.26
20462.8	1.35	52.5
32169.6	1.43	35.34
61213.4	1.5	19.45
111408	1.58	11.25
175070	1.65	7.52
261469	1.72	5.24
318310	1.8	4.5

Tabelle 8-13: Magnetisierungskurve von 1.0037

A6. Messfehler im Langzeitversuch

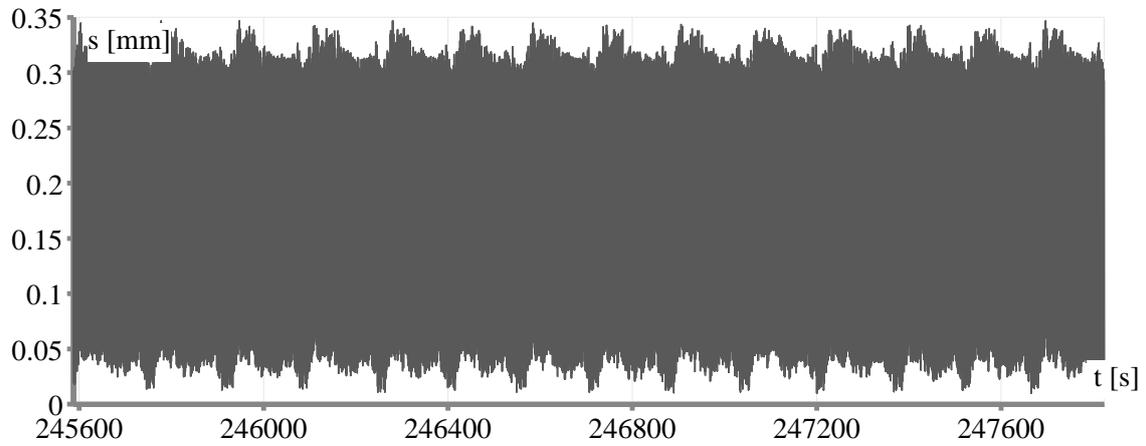


Abbildung 8-1: Messfehler im Langzeitversuch: Wiederkehrendes Muster bei Betrachtung der Messwerte

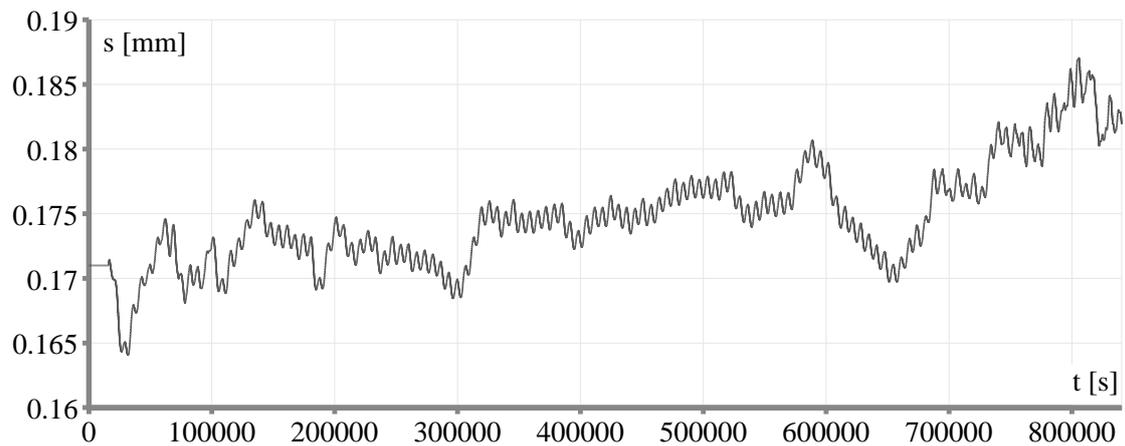


Abbildung 8-2: Messfehler im Langzeitversuch: Tiefpass-gefiltertes Signal

A7. Ablaufdiagramme unterschiedlicher Dampfsterilisations-Zyklen

Quelle: [Olym10B]

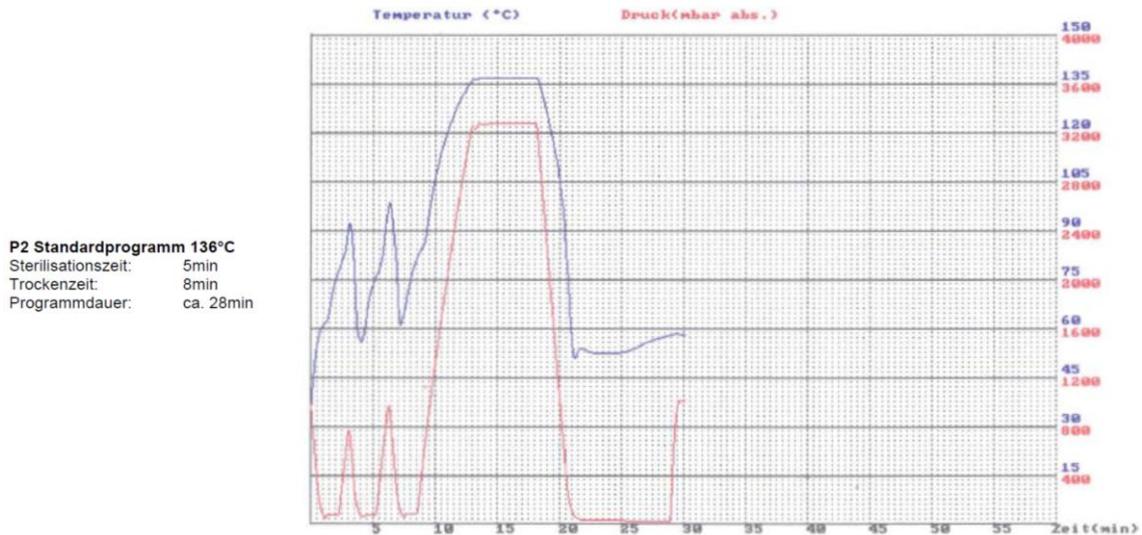


Abbildung 8-3: Ablaufdiagramm des P2 Standardprogramms für Dampfsterilisation

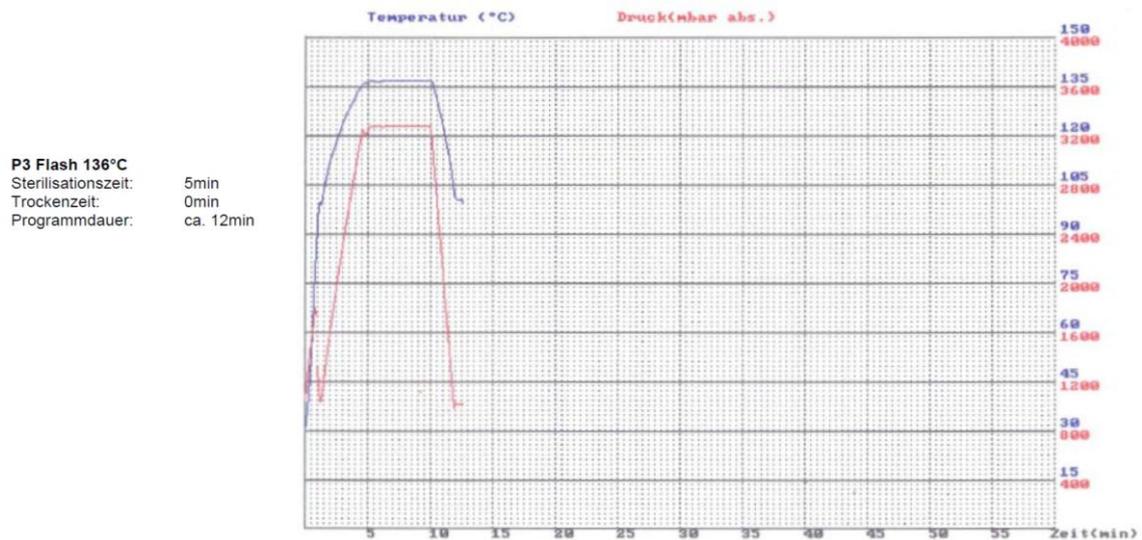


Abbildung 8-4: Ablaufdiagramm des P3 Flash-Programms für Dampfsterilisation

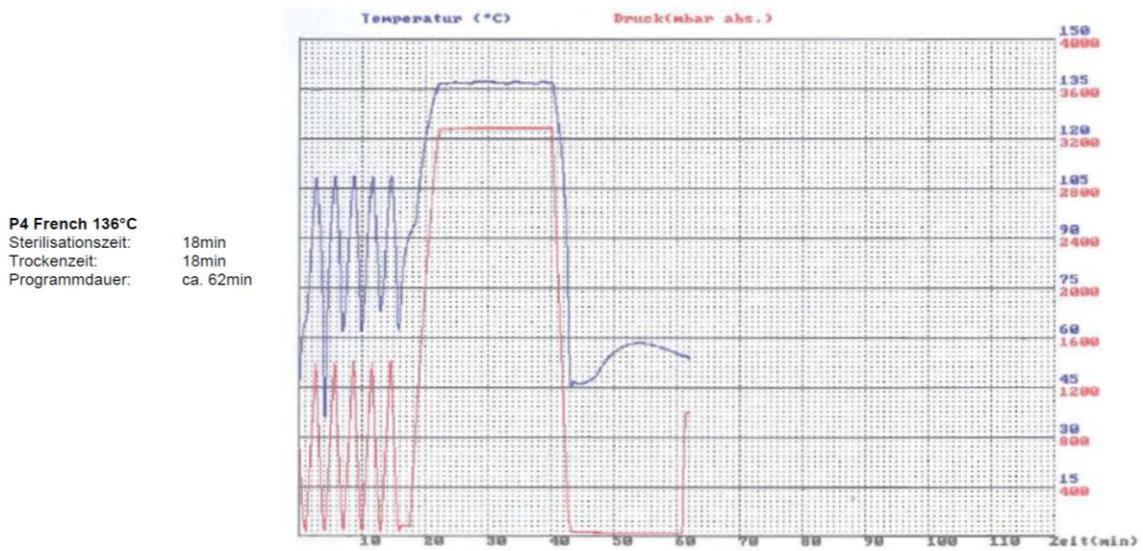


Abbildung 8-5: Ablaufdiagramm des P4 French-Programms für Dampfsterilisation



Abbildung 8-6: Ablaufdiagramm des P4 Creutzfeldt-Jakob-Programms für Dampfsterilisation

A8. Autoklavier-Protokoll

OLYMPUS		Autoklavier - Protokoll			Datum: 2011 Dec 15					
Steri.-Programm: <input checked="" type="checkbox"/> P2 <input checked="" type="checkbox"/> alles		Chargendokumentation:		Oja <input checked="" type="checkbox"/> nein						
Menge	Benennung	Nr.	Werkstoff	Beschichtung						
2	Aktuator	Kapsel H10	✓	✓						
Autoklaviergrund: Autoklavier Fertigkeit (hermetisch abgeschlossen)										
Überprüfung nach Zyklen: 2500										
Überprüfung im: <input type="checkbox"/> heißen <input checked="" type="checkbox"/> kalten Zustand										
zu prüfende Merkmale:										
1. Prüfung durch die Leuchte			4.....							
2.....			5.....							
3.....			6.....							
Überprüfung durch: (falls nicht Antragsteller)		Name/ Tel.		Antragsteller: Hr. Dr. P. Schwanitz / 2195						
		Name/ Tel.		Name/ Tel.						
!! der obere Teil ist vom Antragsteller vollständig auszufüllen !!										
	Zählerstand	Einzelzyklen	Zyklen gesamt	Datum/ Unterschrift (Autoklave-Bediener)	Beurteilung der zu prüfenden Merkmale					
einggelegt:	13372	P2		15. DEZ. 2011	1	2	3	4	5	6
entnommen:	14280	909	909	06. JAN. 2012						
einggelegt:	12281	Frucht		06. JAN. 2012						
entnommen:	14340	60	969	09. JAN. 2012						
einggelegt:	14341	P2		09. JAN. 2012						
entnommen:	14350	10	979	09. JAN. 2012						
einggelegt:	14351	Flash		09. JAN. 2012						
entnommen:	14420	70	1049	10. JAN. 2012						
einggelegt:	14421	P2		10. JAN. 2012						
entnommen:	14550	130	1179	13. JAN. 2012						
einggelegt:	14551	Frucht		13. JAN. 2012						
entnommen:	14610	60	1239	16. JAN. 2012						
einggelegt:	14611	P2		16. JAN. 2012						
entnommen:	14620	10	1249	16. JAN. 2012						
einggelegt:	14621	Flash		16. JAN. 2012						
entnommen:	14690	70	1319	17. JAN. 2012						
einggelegt:	14691	P2		17. JAN. 2012						
entnommen:	15274	584	1903	31. JAN. 2012						
zur Beurteilung: <input type="checkbox"/> GUT <input checked="" type="checkbox"/> AUSREICHEND <input checked="" type="checkbox"/> SCHLECHT genauere Fehlerbeschreibung auf Rückseite										

Abbildung 8-7: Autoklavier-Protokoll für den Aktuator mit Hohlläufer (Seite 1)

OLYMPUS		Autoklavier - Protokoll			Datum: 2011Dec15						
Steri.-Programm: <input checked="" type="checkbox"/> P2 <input checked="" type="checkbox"/> alles.....		Chargendokumentation:			<input type="checkbox"/> Ja <input checked="" type="checkbox"/> nein						
Menge	Benennung	Nr.	Werkstoff	Beschichtung							
2	Aktuator	Kapsel #10	/	/							
Autoklaviergrund:	Autoklavierfestigkeit (hermetisch Abgeschlossen)										
Überprüfung nach Zyklen:	2500										
Überprüfung im:	<input type="checkbox"/> heißen <input checked="" type="checkbox"/> kalten Zustand										
zu prüfende Merkmale:	1. Prüfung durch Uni-Lübeck			4.....							
	2.....			5.....							
	3.....			6.....							
Überprüfung durch: (falls nicht Antragsteller) Name/ Tel.		Antragsteller:	Hr. Dr. P. Schouwink / 2185 Name/ Tel.							
!! der obere Teil ist vom Antragsteller vollständig auszufüllen !!											
	Zählerstand	Einzelzyklen	Zyklen gesamt	Datum/ Unterschrift (Autoklave-Bediener)	Beurteilung der zu prüfenden Merkmale						
eingelegt:	15278	P2	(1903)	3. 1. JAN. 2012	<input checked="" type="checkbox"/>						
entnommen:	15397	120	2023	0 3. FEB. 2012							
eingelegt:	15398	Frucht		0 3. FEB. 2012							
entnommen:	15457	60	2083	0 6. FEB. 2012							
eingelegt:	15458	P2		0 6. FEB. 2012							
entnommen:	15467	10	2093	0 6. FEB. 2012							
eingelegt:	15468	Flasch		0 6. FEB. 2012							
entnommen:	15537	70	2163	0 7. FEB. 2012							
eingelegt:	15538	P2		0 7. FEB. 2012							
entnommen:	15877	340	2503	1 5. FEB. 2012							
eingelegt:											
entnommen:											
eingelegt:											
entnommen:											
eingelegt:											
entnommen:											
eingelegt:											
entnommen:											
zur Beurteilung: <input type="checkbox"/> GUT <input type="checkbox"/> AUSREICHEND <input checked="" type="checkbox"/> SCHLECHT genauere Fehlerbeschreibung auf Rückseite											

Abbildung 8-8: Autoklavier-Protokoll für den Aktuator mit Hohlläufer (Seite 2)

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer kommerziellen Promotionsberatung in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form als Dissertation eingereicht und ist als Ganzes auch noch nicht veröffentlicht.

Hamburg, 13.11.2012

Philipp Abel