

# **Elektroaktive Polymeraktoren als integrierter Antrieb für abwinkelbare Endoskope**

**Vom Fachbereich  
Elektrotechnik und Informationstechnik  
der Technischen Universität Darmstadt  
zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)  
genehmigte Dissertation  
von**

**Dipl.-Ing. Frank Wehrheim**

geboren am 24. Februar 1974  
in Friedberg (Hessen)

Referent	Prof. Dr.-Ing. Helmut F. Schlaak
1. Korreferent	Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky
2. Korreferent	Prof. Dr. rer. nat. Heinz Lehr
Tag der Einreichung:	09.09.2011
Tag der mündlichen Prüfung:	03.02.2012

D17  
Darmstadt 2012



Für Monika,  
Pauline und Rosalie

Wir müssen unbedingt Raum für Zweifel lassen, sonst gibt es keinen Fortschritt, kein Dazulernen. Man kann nichts Neues herausfinden, wenn man nicht vorher eine Frage stellt. Und um zu fragen, bedarf es des Zweifelns.

---

*(Richard P. Feynman [30])*

# Zusammenfassung

Anhand der vorliegenden Dissertation werden die Ergebnisse zur Untersuchung der Anwendbarkeit *Elektroaktiver Polymeraktoren (EAP)* auf endoskopische Abwinkelungen präsentiert. Als übergeordnete Motivation steht das Bestreben, den aktuellen Bewegungsraum verfügbarer Endoskope zu erweitern. Hierdurch sollen Probleme in der Handhabung und Orientierung gelöst werden sowie zukunftsweisende technische Grundlagen für neue Therapie- und Diagnoseverfahren eröffnet werden.

Die Anforderungen orientieren sich zunächst am Bauraumbedarf der Abwinkelung und der steuerbaren Beweglichkeit aktueller medizinischer Endoskope. Aus diesen Randbedingungen leitet sich die Forderung nach der Integration einer mechanischen Stützstruktur als Bestandteil der Aktorstruktur ab. Die folgenden Untersuchungsergebnisse beschreiben das optimale Design sowie die Eigenschaften der einzelnen Aktorkomponenten und verschiedener Gestaltungsvarianten derselben. Durch Darstellung verschiedener Varianten und Versuchsergebnisse wird damit ein weltweit erstes Konzept für einen *EAP-Schlauchaktor* in Ausführung als *Dielektrischer Elastomeraktor (DEA) mit starrer Elektrodenstruktur* vorgestellt.

Zur Beschreibung des Verformungsverhaltens dieser Aktorstruktur erfolgt die Herleitung eines mathematisch-physikalischen Modells. Dieses Modell stützt sich auf theoretische Betrachtungen, Versuchsergebnisse sowie Gegenüberstellungen zu Finite-Elemente-Analysen. Für einen Schlauchaktor in Anlehnung an den Abwinkelungsbauraum eines aktuellen Cystoskops wird für das erprobte Material die maximale axiale Kraft zu 95 mN berechnet. Eine Steigerung dieser Kraft auf Werte größer 1 N ist durch Verwendung alternativer Dielektrika in Aussicht gestellt. Aus der Interpretation der Modellbildung ist ein *Dielektrischer-Elastomer-Schlauchaktor* für endoskopische Abwinkelungen in Kombination mit z. B. einer distalen LED oder einem Kameramodul für Beleuchtungs- und Beobachtungszwecke prinzipiell geeignet. Als Einschränkung können jedoch aufgrund der verhältnismäßig geringen, absoluten axialen Kräfte, unter Verwendung des untersuchten Dielektrikums, keine Instrumente durch das Innere des Aktors geführt werden. Dies würde aufgrund der Biegesteifigkeit dieser Instrumente zu einer Streckung der Abwinkelung führen.

Ergänzend zu bereits bekannten Dielektrika wird erstmalig das bisher unbekanntes WACKER *Silpuran 2400* als geeigneter biokompatibler Werkstoff für *DEA* charakterisiert. Der elektrostatische Druck ist mit 26,5 kPa etwa 2,2 mal so hoch wie der des bisher bekannten WACKER *Elastosil P7670*.

Eine große Herausforderung stellt die Herstellung solcher Aktoren dar. Daher werden verschiedene Fertigungstechnologien für einzelne Komponenten der Aktorstruktur durch praktische Versuchsaufbauten auf ihre Eignung hin bewertet. Aus den Einzelergebnissen werden Gesamtfertigungskonzepte abgeleitet und der favorisierte Fertigungsablauf dargestellt.

Mit Blick auf weiterführende Arbeiten wird ein Konzept zur Optimierung der Aktoreigenschaften vorgestellt. Hierbei wird der Ansatz von *dielektrischen Elastomeraktoren* mit nachgiebigen Elektroden mit dem Ansatz starrer Aktorelektroden vorteilhaft kombiniert. Neben der Anwendung des Schlauchaktors im Bereich der Endoskopie werden weitere Ausführungsbeispiele für *optische Linsen*, einen *Mikrogreifer* sowie einen *Peristaltikschlauch* vorgestellt.



# Abstract

The present thesis introduces the evaluation results of the applicability of *Electroactive Polymer Actuators (EAP)* to the deflection portion of endoscopic devices. Following the ambition to extend the accessible kinematic degree of freedom recent lags regarding handling of medical endoscopes should be resolved. Besides this trendsetting technological fundamentals for upcoming therapeutic and diagnostic methods should be established. As mitigation the degree of motion of the active distortion portion should be extended to be able to show in any radial direction without turning the endoscope shaft.

Today's developers of medical endoscopes have to deal with strong space limitations for the implementation of endoscopic distortion assemblies. This functional area is occupied with a number of application-related sub-assemblies. Fibre optical waveguides for illumination and image acquisition, electrical lines and instrument pipes reserve most of the total profile. Approximately 35 % of the profile are reserved for the bending mechanism and an outside protection tubing. This situation motivates the development of a highly integrated bending tube actuator. As promising technology *Dielectric Elastomer Actuators (DEA)* offer good characteristics to realize an applicable concept. Because of the critical space situation the implementation of an inherent support structure is favored. For this the actuator electrodes should be designed as rigid support structure. With the present results an optimal design concept is introduced and properties of its different components and variations of those are discussed. By explaining different concepts the worldwide first *Electroactive-Bending-Tube-Actuator* with rigid actuator electrodes for endoscopic applications is introduced.

For the specification of the actuation performance a geometry- and material-related mathematical model is derived. The conclusions are based on theoretical examinations, test results and comparisons with finite element analysis. By application of the investigated dielectric WACKER *Silpuran 2400* and under consideration of the geometry of state-of-the art cystoscopes a maximum axial force of 95 mN is predicted. An improvement of this force larger than 1 N is potentially feasible by variation of the dielectric. As conclusion the developed bending-tube-actuator-concept is applicable to carry a light source or a camera module for endoscopic lighting and observation purposes. A major limitation is given by the low axial forces. This avoids to guide further instruments through the inner diameter of the actuator. Besides already known dielectric materials the novel WACKER *Silpuran 2400* has been discovered as applicable biocompatible elastomer. The electrostatic pressure of 26,5 kPa is 2,2 times of the already known WACKER *Elastosil P7670*.

The fabrication of the actuator assembly turns out to be a strong challenge. Thus different fabrication technologies for individual components of the actuator are verified by practical test setups. As conclusion recommended fabrication technologies are pointed out and combined to an overall manufacturing concept.

With perspective on further investigations the concept on an optimized tube-actuator is introduced. With this concept the properties of compliant electrodes are combined with rigid electrode structures to a hybrid-actuator-concept. In addition to medical devices further applications for optical lenses, a micro-gripper and a peristaltic-tube are presented.





# Vorwort

Die vorliegende Dissertation entstand während meiner Tätigkeit im Bereich *Forschung und Technologie* der RICHARD WOLF GMBH. Der Bearbeitungszeitraum beginnt Anfang 2008.

An erster Stelle bedanke ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr.-Ing. Helmut F. Schlaak für die konstruktiven Diskussionen sowie die Betreuung der Arbeit.

Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky und Herrn Prof. Dr. rer. nat. Heinz Lehr danke ich für die Übernahme der Korreferate.

Besonders bedanke ich mich bei Herrn Siegfried Karst, Herrn Dr. Volker Stadelmeyer und Herrn Jürgen Folwerk welche mir stellvertretend für die Richard Wolf GmbH, durch ihr entgegengebrachtes Vertrauen, die Bearbeitung des eigens angeregten Forschungsthemas im Rahmen meiner Anstellung ermöglichten.

Stellvertretend für weitere Mitarbeiter aus dem Bereich Produktion der Richard Wolf GmbH danke ich den Herren Helmut Rosenauer, Rolf Dietz, Olaf Kuß, Raymund Klysch und Andreas Häberle für die Unterstützung bei der Erstellung der Versuchsmuster.

Bei den wissenschaftlichen Mitarbeitern des Instituts für Elektromechanische Konstruktionen der Technischen Universität Darmstadt bedanke ich mich für den wissenschaftlichen Austausch. Speziell bedanke ich mich bei Dr. Peter Lotz und Klaus Flittner für die Unterstützung bei verschiedenen Versuchsdurchführungen am Institut.

Meine Kollegen aus der Abteilung Forschung und Technologie der Richard Wolf GmbH haben stets für ein angenehmes und kreatives Arbeitsklima gesorgt. Ihnen danke ich für die vielen anregenden Diskussionen, auch außerhalb meines Forschungsthemas.

Besonderen Dank spreche ich Dr. Siegfried Ginter für die freundschaftliche Begleitung während der Durchführung der Forschungsarbeit aus. Nicht nur durch viele kritische Diskussionen, sondern auch durch ermutigende Worte hat er einen unschätzbaren Beitrag am erfolgreichen Abschluss der vorliegenden Arbeit.

Maik und Tabea Baum danke ich für die Beratung und Kontrolle bei der Schriftsetzung der erstellten Dissertation.

Meinen Eltern, Peter und Marianne Wehrheim, danke ich für die ausdauernde Unterstützung meiner Ausbildung. Durch meinen Vater durfte ich bereits von Kindheit an die Faszination technischer Geräte und Maschinen erleben.

Seit dem Ursprung der Idee erfahre ich die volle Unterstützung und das Verständnis für manche zeitliche Entbehrung von meiner Familie. Ich danke in speziellem Maß meiner Frau Monika und meinen Töchtern Pauline und Rosalie für ihre Geduld und die zuversichtliche Teilung meiner Ideen.

*Frank Wehrheim*

Bretten, im Februar 2012



# Inhaltsverzeichnis

<b>Zusammenfassung</b>	<b>v</b>
<b>Vorwort</b>	<b>ix</b>
<b>1. Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1. Motivation . . . . .	1
1.2. Wissenschaftliche Zielsetzung . . . . .	4
1.3. Auswahl des Aktorprinzips und Stand der Technik . . . . .	5
1.4. Gliederung der Arbeit . . . . .	9
<b>2. Grundlagen</b>	<b>13</b>
2.1. Flexible, medizinische Endoskope . . . . .	13
2.2. Elektroaktiver Polymeraktor . . . . .	15
2.2.1. Ionische EAP . . . . .	16
2.2.2. Elektronische EAP . . . . .	16
2.2.3. Elektrische Sicherheit . . . . .	20
2.3. Schlauchkinematik . . . . .	21
2.4. Aufgabenstellung . . . . .	23
<b>3. Systemkonzept für einen abwinkelbaren DE-Schlauchaktor</b>	<b>25</b>
3.1. Verformungseigenschaften eines DEA mit nachgiebigen Aktorelektroden . . . . .	26
3.1.1. Dominanz der Verformungsrichtungen . . . . .	26
3.1.2. Bauraumausnutzung . . . . .	28
3.2. Elektrodenausrichtung . . . . .	28
3.2.1. Radial-parallele Elektroden . . . . .	29
3.2.2. Axial-parallele Elektroden . . . . .	29
3.2.3. Auswahl der favorisierten Gestaltungsvariante . . . . .	30
3.3. Aufbau des Schlauchaktors . . . . .	30
3.4. Elektrodenteilung . . . . .	32
3.5. Elektrische Verschaltung der Elektroden . . . . .	33
3.6. Mechanische Stützstruktur . . . . .	34
<b>4. DEA-Design für abwinkelbare Endoskope</b>	<b>37</b>
4.1. Grundlegende Bestätigung des Konzeptansatzes . . . . .	37
4.2. Geometrieabhängiger Druckmodul . . . . .	40
4.2.1. Maximal zulässiger Verformungsbereich . . . . .	40
4.2.2. Versuchsbeschreibung und Approximation . . . . .	42
4.2.3. Fehlerbetrachtung . . . . .	48
4.2.4. Materialvergleich . . . . .	49

4.3.	Finite-Elemente-Analysen . . . . .	50
4.3.1.	Mechanisches Verhalten des Einzelaktors . . . . .	50
4.3.2.	Elektrisch angesteuerter Einzelaktor . . . . .	52
4.4.	Topologie der Elektrodenfläche . . . . .	55
4.5.	Leistungsbegrenzende Parameter . . . . .	56
4.6.	Einschätzung der maximal möglichen Kontraktion . . . . .	57
4.7.	Dämpfungs- und Kriechverhalten . . . . .	58
<b>5.</b>	<b>Elektrisches System</b>	<b>59</b>
5.1.	Elektrische Übertragungsfunktion des einzelnen Aktorfeldes . . . . .	59
5.2.	Approximation der Eckfrequenz . . . . .	63
<b>6.</b>	<b>Gestalterfassung und Arbeitsraumanalyse</b>	<b>65</b>
6.1.	Gestalterfassung . . . . .	65
6.1.1.	Gedruckte DMS . . . . .	65
6.1.2.	Messung der Impedanzänderung . . . . .	65
6.2.	Kinematisches Berechnungsmodell . . . . .	66
6.3.	Darstellungsformen des Endoskopstatus . . . . .	70
6.3.1.	Visuell - Überlagerte Darstellung . . . . .	70
6.3.2.	Haptisch - Ertasten von Hindernissen . . . . .	70
<b>7.</b>	<b>Elektroden und Verschaltung</b>	<b>71</b>
7.1.	Anordnung der Aktorelektroden . . . . .	71
7.1.1.	<i>Stacked-Layer</i> -Konzept . . . . .	72
7.1.2.	<i>Rolled-Up</i> -Konzept . . . . .	73
7.1.3.	<i>Coil-Shape-Lamination</i> -Konzept . . . . .	74
7.2.	Gestaltung der elektrischen Verbindungsleitungen . . . . .	74
7.2.1.	Ort der Verbindung . . . . .	75
7.2.2.	Art der Verbindung . . . . .	76
<b>8.</b>	<b>Aufbau und experimentelle Ergebnisse</b>	<b>81</b>
8.1.	Laserschneiden . . . . .	81
8.1.1.	Stehende Elektroden . . . . .	81
8.1.2.	Liegende Elektroden . . . . .	85
8.1.3.	Elektrodenverbindung . . . . .	86
8.2.	Maskenloses Druckverfahren - <i>OPTOMECAerosolJet</i> . . . . .	86
8.3.	Siebdruckverfahren . . . . .	88
8.4.	Photolithographie und Galvanoformung . . . . .	91
8.4.1.	Stehende Elektroden . . . . .	91
8.4.2.	Liegende Elektroden . . . . .	91
8.4.3.	Elektrodenverbindung . . . . .	92
8.5.	Auswahl . . . . .	93
8.5.1.	Herstellung der Elektrodenstruktur . . . . .	93
8.5.2.	Herstellung der Elektrodenverbindung . . . . .	94
8.6.	Favorisiertes Fertigungskonzept für einen DE-Schlauchaktor . . . . .	95
<b>9.</b>	<b>Zusammenfassung der Ergebnisse</b>	<b>99</b>

<b>10. Ausblick - Weiterführende Konzepte und alternative Anwendungen</b>	<b>105</b>
10.1. Hybridaktor . . . . .	105
10.2. Elastomerlinse . . . . .	107
10.3. Mikrogreifer . . . . .	109
10.4. Mikropumpe . . . . .	110

## Anhang

<b>A. Aktorprinzipien</b>	<b>113</b>
A.1. Mikroaktoren - Eine Übersicht . . . . .	113
A.1.1. Fluidaktoren . . . . .	113
A.1.2. Piezoantriebe . . . . .	115
A.1.3. Shape-Memory-Alloy Aktoren . . . . .	120
A.1.4. Polymeraktoren . . . . .	122
A.2. Gegenüberstellung und Auswahl . . . . .	123
A.3. Energiedichten einzelner Aktorprinzipien . . . . .	124
<b>B. Bionik - Technische Lösungen der Natur</b>	<b>127</b>
B.1. Tausendfüßler (Exoskelett) . . . . .	127
B.2. Schlange (Endoskelett) . . . . .	128
B.3. Affenschwanz (Endoskelett) . . . . .	128
B.4. Elefantenrüssel (Hydroskelett) . . . . .	129
B.5. Regenwurm (Hydroskelett) . . . . .	130
<b>C. Parabelfunktion und Flächenberechnung</b>	<b>131</b>
<b>D. Dielektrikum - Wacker Silpuran 2400</b>	<b>133</b>
D.1. Versuchsaufbau . . . . .	133
D.2. Durchbruchfeldstärke $E_D$ . . . . .	134
D.3. Permittivität $\epsilon_r$ . . . . .	135
<b>E. Herstellungsverfahren envisionTEC - Perfactory</b>	<b>137</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>139</b>
Betreute Studien- und Diplomarbeiten . . . . .	148
Tagungsbeiträge . . . . .	148
Patentanmeldungen . . . . .	148
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>151</b>
<b>Formelzeichen</b>	<b>155</b>
Konstanten . . . . .	158
Abkürzungen . . . . .	158
Begriffe . . . . .	159
<b>Lebenslauf</b>	<b>160</b>



---

# 1. Einleitung

Gesteuert abwinkelbare Schaftstrukturen sind heute in verschiedenen Ausführungen als Bestandteil medizinischer Instrumente zu finden. Neben Katheteranwendungen besteht im Bereich der minimalinvasiven, medizinischen Operationsmethoden (minimally invasive surgery *MIS*) ein besonderer Bedarf an solchen Komponenten. Entgegen Schnitten von mehreren Zentimetern bei konventionellen, offenen Behandlungen werden hierbei vergleichsweise kleine Körperzugänge von wenigen Millimetern benötigt. Der Vorteil dieser Operationsmethoden liegt in der Schonung des Patienten durch eine schnellere Wundheilung sowie in einer kleineren Narbenbildung [5, 104]. Dadurch wird die Aufenthaltsdauer im Krankenhaus verringert, das Infektionsrisiko reduziert und der Patient erlangt in der Regel seine Mobilität schneller zurück. Besondere Herausforderungen im Bereich der *MIS* stellen sich durch die teilweise schlecht oder gar nicht erreichbaren Körperregionen (wie z. B. den Dünndarm) dar. Aufgrund dieser bestehenden Einschränkung richtet sich der Innovationsbedarf an technischen Lösungen speziell auf verbesserte Steuerungseigenschaften, die Möglichkeit zur Lokalisation der Applikatoren (Navigation [84]) sowie eine haptischen Rückmeldung der einwirkenden Kräfte und einer Steigerung der steuerbaren Beweglichkeit. Im Bereich der Katheterisierung gibt es für Teilbereiche bereits ausgearbeitete Lösungskonzepte [59, 27].

Aus diesem medizinischen Bedarf folgt mit steigender Priorität die Notwendigkeit zur Erforschung der Anwendbarkeit zukunftsweisender Technologien auf eine neue Generation endoskopischer Geräte. Als eine wesentliche Einschränkung für die Anwendbarkeit konventioneller Ansätze steht der geringe verfügbare Bauraum. Das Wirkprinzip *Dielektrischer Elastomeraktor* aus der Gruppe der *elektroaktiven Polymeraktoren* bietet hierbei ideale Voraussetzungen zur Integration eines Antriebes in die bewegliche Schaftstruktur eines medizinischen Endoskopes. Der Entwicklungstrend dieser Technologie in den vergangenen zehn Jahren weist darauf hin, dass erst vor wenigen Jahren damit begonnen wurde, das Anwendungspotential dieser Technologie auszuweiten [6, 9, 113].

Durch Entwicklung einer technischen Lösung für steuerbare und freibeweglich-abwinkelbare Schaftstrukturen, als Bestandteil endoskopischer Systeme, könnten damit wirtschaftliche und medizinische Vorteile sowohl für den Patienten als auch für die Allgemeinheit geschaffen werden.

## 1.1. Motivation

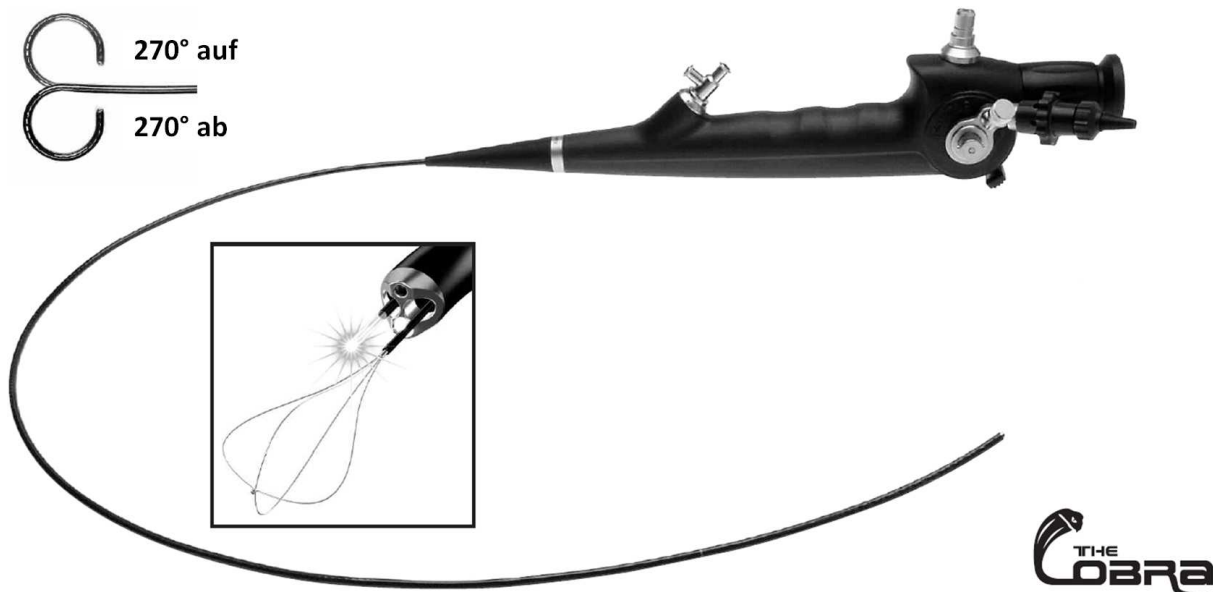
Der innere, offene Schaftquerschnitt aktuell angewandeter medizinischer Endoskope beinhaltet in Abhängigkeit des Anwendungsgebietes verschiedene funktionale Elemente, wie z. B. Arbeitskanäle, Lichtleiter, Bildleiter und elektrische Leitungen. Typische Außendurchmesser des Einführungsteils (Schaft) liegen im Bereich von 3...6 mm. Damit ist der verfügbare Bauraum für die Integration einer Bewegungssteuerung sehr begrenzt.

Trotz der bereits vorhandenen Möglichkeit zur Bewegungssteuerung ist der Steuerungsreich der Endoskopspitze noch nicht ausreichend. Abbildung 1.1 zeigt hierzu ein aktuelles

## 1. Einleitung

---

medizinisches Endoskop mit steuerbarer Abwinkelung sowie einer Ansicht der distalen Endoskopspitze.



**Abbildung 1.1.** Klassisches, flexibles Endoskop mit 3,3 mm Schaftaussendurchmesser Uretero-Renoskop *Cobra* der RICHARD WOLF GMBH

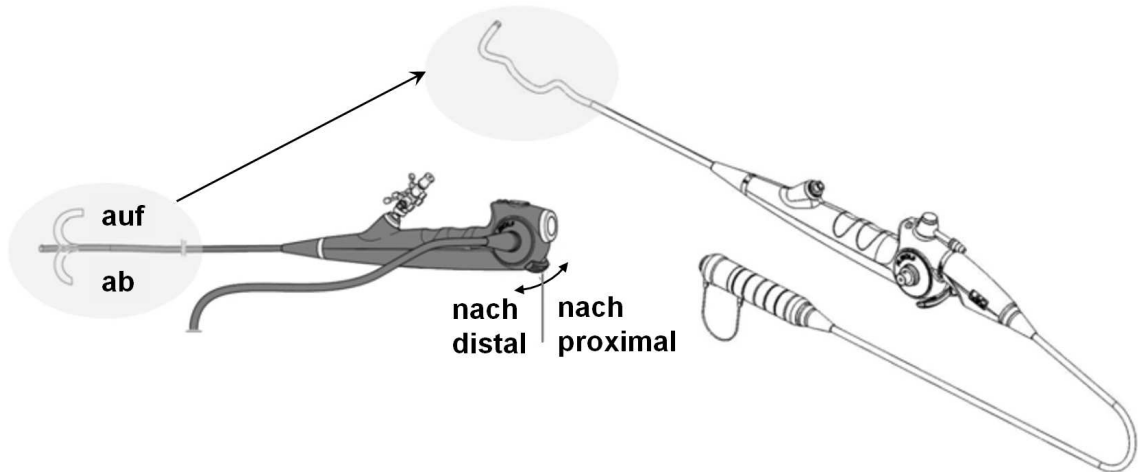
Bei neuerscheinenden Innovationen im Bereich der flexiblen Endoskope ist zu beobachten, dass sich diese primär beziehen auf:

- die Integration verbesserter Lichtquellen zur optimalen Ausleuchtung des Operations- oder Beobachtungsraums,
- die Integration von Bildsensoren in den Kopf des Endoskopes mit dem Ziel der Verbesserung der Bildqualität,
- eine optimierte Bauraumausnutzung zur Erweiterung der Applikationsvielfalt von Anwendungsgeräten (wie z. B. Zangen, Scheren oder Laserfasern),
- die ergonomiebezogene Anpassungen des Endoskopgehäuses für ein ermüdungsarmes Operieren sowie
- die Optimierung der eingesetzten Materialien zur besseren Verträglichkeit unter Anwendung gängiger Reinigungs- und Sterilisationsverfahren

Schon bei den verbreiteten klassischen Anwendungen in der Urologie und Bronchoskopie verspricht eine Steigerung der Beweglichkeit deutliche Vorteile. Hierdurch könnte die Lernkurve der Anwender und das Risiko aufgrund von Konzentrationsschwächen steiler werden. Die aktuelle Beschränkung auf eine einzige Bewegungsebene zwingt den Operateur zurzeit, das komplette Endoskop in die gewünschte Abwinkelungsrichtung zu drehen, um z. B. einem Kanalverlauf folgen zu können. Hierdurch wird die Zuordnung zwischen dem dargestellten Bild und der axialen Ausrichtung des Endoskopes deutlich erschwert. Würde es ermöglicht, die Abwinkelung in beliebige Richtungen zu neigen, so könnte ein axiales Drehen des kompletten Endoskopes entfallen. Dies würde einen signifikanten Vorteil zur intuitiven Handhabung und Bildzuordnung darstellen. Durch die Möglichkeit, eine S-förmige Abwinkelung aktiv zu steuern, würde aufgrund der Reduzierung des passiv verformten Schaftanteils zudem ein reibungsreduzierter Vorschub des Endoskopes in Aussicht gestellt. Abbildung 1.2 stellt hierzu

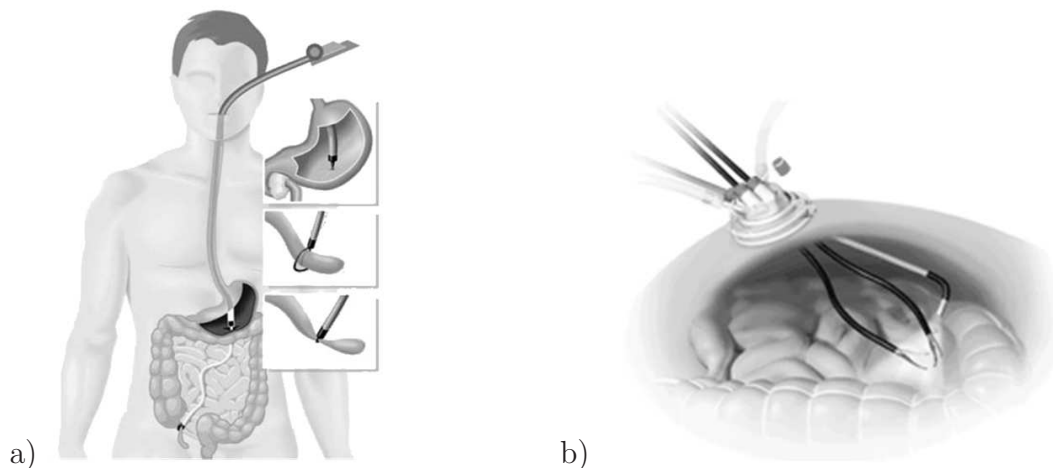


die visionäre Anwendung einer schlangenförmigen Abwinkelung auf den klassischen Endoskopaufbau dar. Aufgrund der skizzierten gesteigerten Beweglichkeit der Endoskopspitze und des angeschlossenen Schafts ist eine Integration dieses Ansatzes in neue Operationstechniken vorstellbar [19, 123].



**Abbildung 1.2.** Gegenüberstellung: klassisches, flexibles Endoskop der RICHARD WOLF GMBH und visionärer Ansatz einer schlangenförmigen Abwinkelung

Zurzeit gibt es Bestrebungen, Operationen durch einen einzigen Zugang zum Körper durchzuführen [21, 35, 41, 69, 88, 104]. Als wesentlichen Vorteil verspricht man sich hiervon, eine Operationsmethode zu schaffen, welche keine sichtbaren Narben hinterläßt. Neben dem positiven kosmetischen Aspekt werden hierdurch Folgen aufgrund durchtrennter Hautnerven und schlechter Wundheilung nochmals gegenüber der klassischen *MIS* reduziert. Die hierbei favorisierten Methoden lassen sich in die in Abbildung 1.3 dargestellten Bereiche *NOTES* (*Natural Orifice Transluminal Surgery*) und *Single Port Laparoscopy* untergliedern.



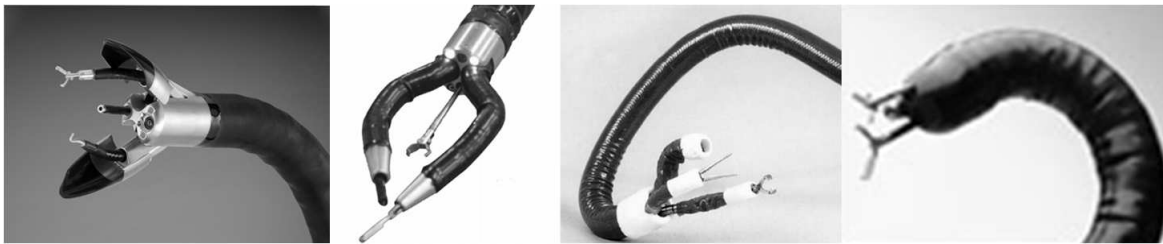
**Abbildung 1.3.** Operationsmethoden: a) *NOTES* [41]; b) *Single Port Laparoscopy*: Variante *LESS* (laparo-endoscopic-singlesite-surgery) mit *TriPort*; [89]

Die im Beispiel der Abbildung 1.3 a) dargestellte Operationsmethode *NOTES* nutzt einen einzelnen Zugang zum Körperinneren über natürliche Körperöffnungen, z. B. über die Speiseröhre durch den Magen, um eine Vielzahl an Instrumenten gleichzeitig vor Ort einzusetzen.

## 1. Einleitung

---

Abbildung 1.4 zeigt hierzu eine Übersicht aktuell bekannter *NOTES*-Endoskope verschiedener Hersteller.



**Abbildung 1.4.** Von links: STORZ *ANUBIS* [60], OLYMPUS *EndoSamurai* [88], USGI *Cobra* [119], USGI *TransPort* [130]

Im Bereich *Single Port Laparoscopy* nutzt demgegenüber beispielsweise die Variante *LESS* (*laparo-endoscopic-singlesite-surgery*) einen einzelnen Zugang von der Körperaußenseite mit drei oder vier Kanälen (z. B. *TriPort* oder *QuadPort* [3]) ausschließlich über den menschlichen Bauchnabel. In Abbildung 1.3 b) ist eine solche Operationssituation veranschaulicht. Durch die einzelnen Kanäle des Zugangs werden bis zu vier Instrumente parallel zum Operationsgebiet geschleust.

Beide Methoden erfordern einen teilweise zeitgleichen Zugriff verschiedener Werkzeuge auf dieselbe Stelle im menschlichen Körper durch einen einzigen Zugang. Aus dieser grundlegenden Rahmenbedingung leitet sich die Notwendigkeit eines erhöhten Grades an Beweglichkeit der einzusetzenden Instrumente ab. Zur praktischen Umsetzung der vorgestellten Operationsmethoden bleibt die Forderung nach anwendbaren technischen Lösungen für hochbewegliche endoskopische Abwinkelungen [21] bislang noch unerfüllt.

## 1.2. Wissenschaftliche Zielsetzung

Die wissenschaftliche Zielsetzung der vorliegenden Dissertation konzentriert sich auf die Erforschung der Möglichkeiten und Einschränkungen zur Anwendung der Technologie *Dielektrischer Elastomeraktor* auf die Steuerung endoskopischer Abwinkelungen. Das Wirkprinzip *dielektrischer Elastomeraktoren* basiert auf der mechanisch wirksamen Anziehung benachbarter Elektroden durch Einwirkung eines elektrischen Feldes.

Eine erste Aufgabe der durchzuführenden Betrachtung ist die Schaffung von Berechnungsgrundlagen um eine geometrische Auslegung sowie eine grundsätzliche Abschätzung der Leistungsfähigkeit entsprechender Aktorstrukturen vornehmen zu können. Begleitend hierzu sind Entwürfe möglicher Gestaltungsvarianten zur Integration eines solchen Aktors in die Wandung einer Schlauchstruktur auszuarbeiten. Ein weiterer Aspekt ist durch die angestrebte Kombination aus Aktor- und Sensorfunktion in einem einzigen Bauteil gegeben. Darüber hinaus soll auch untersucht werden, inwieweit eine Auswertung der Geometrie- und Materialparameter eine Berechnung der vollzogenen Gestaltänderung ermöglicht. Weiter gilt es, unter Berücksichtigung medizinischer Fachgebiete, geometrische und physikalische Grenzen der Anwendbarkeit zu ermitteln und das Verwertungspotential aufzuzeigen.

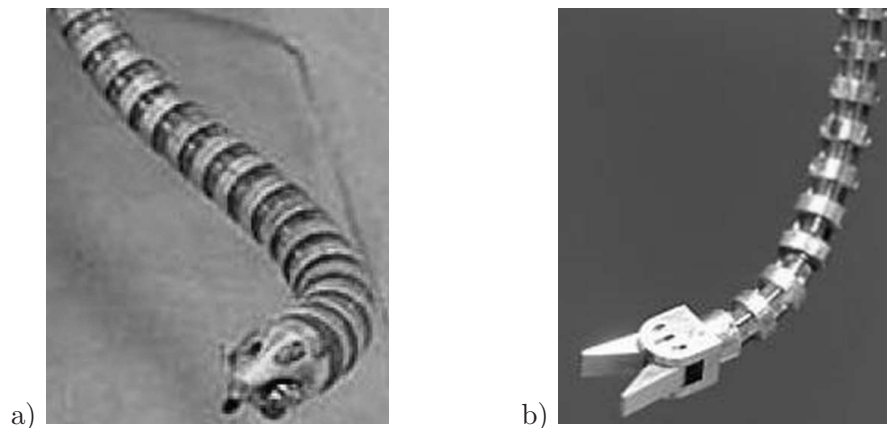
Um eine wirtschaftliche Verwertung der Ergebnisse in Aussicht zu stellen, ist es erforderlich, von Beginn an potentielle Fertigungstechnologien einzubeziehen und ein vielversprechendes Herstellungskonzept zu erarbeiten.

### 1.3. Auswahl des Aktorprinzips und Stand der Technik

Die Auswahl des Aktorprinzips stützt sich auf die folgenden Forderungen, welche aus bereits genannten Randbedingungen abgeleitet werden. Der geringe, verfügbare Bauraum im Schaft eines Endoskopes spielt hierbei eine wesentliche Rolle.

- I) Mit dem Ziel, den aktuell verfügbaren Bauraum nicht zu verschlechtern, soll das Aktorprinzip in die Schlauchwand des Endoskopes integrierbar sein
- II) Mit dem Ziel, die Reibung an Gefäßwänden zu reduzieren und in bisher nicht erreichbare Körperregionen vorzudringen, sollen schlangenförmige Gestaltänderungen des Endoskopschlauches möglich sein
- III) Mit dem Ziel einer intelligenten Steuerung sowie ermüdungsarmen Bedienung soll die Bewegungssteuerung durch eine elektrische Ansteuerung erfolgen

Im Bereich der Bewegungssteuerung und Verbesserung der Beweglichkeit flexibler endoskopischer Instrumente gibt es zwar vielfältige Bestrebungen, jedoch bislang keine zufriedenstellenden vermarktungsreifen Lösungen. Als konkurrierende Beispiele zeigt Abbildung 1.5 zwei aktuell verfolgte Konzepte verschiedener Forschungseinrichtungen. Nachteile dieser beiden Ausführungen sind vergleichsweise große Außendurchmesser von  $d_S = 5 \dots 12$  mm sowie eine nahezu vollständige Belegung des Schlauchquerschnittes durch die Abwinkelung.



**Abbildung 1.5.** a) *CardioArm* - CARNEGIE MELLON UNIVERSITY [36]  
b) *Snake-Like Robot* - JOHN HOPKINS UNIVERSITY [114] und COLUMBIA UNIVERSITY [1]

Anhand einer vorangegangenen Bewertung alternativer Antriebsprinzipien in Anhang A wird das Wirkprinzip *Dielektrischer Elastomeraktor* als favorisierter Ansatz für eine Bewegungssteuerung ausgewählt. Gegenüber den folgenden Lösungsansätzen ist mit dem ausgewählten Wirkprinzip eine besonders gute Integration in die Schlauchwand bei gleichzeitig ausreichendem Verformungsbereich in Aussicht gestellt.

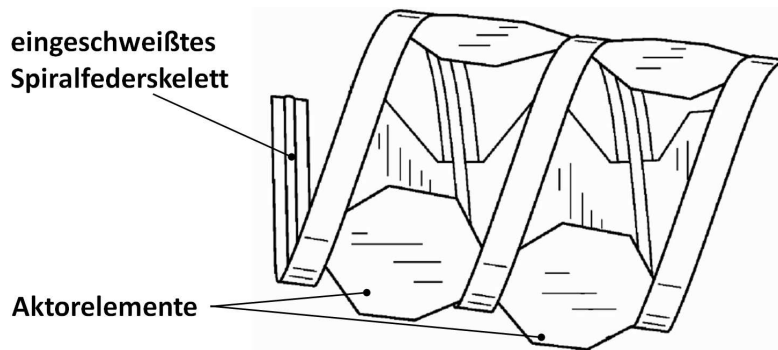
#### Shape Memory Alloy (SMA)

HEIJMANS [46] beschreibt den Ersatz des mechanischen Zugdrahtes konventioneller Abwinkelungen durch einen *SMA*-Draht. Bedingt durch seine Materialeigenschaften ist der Draht in der Lage seine Länge zu variieren. Aufgrund dieser Längenänderung wird die Rohrstruktur zur einen oder anderen Seite geneigt.

## 1. Einleitung

---

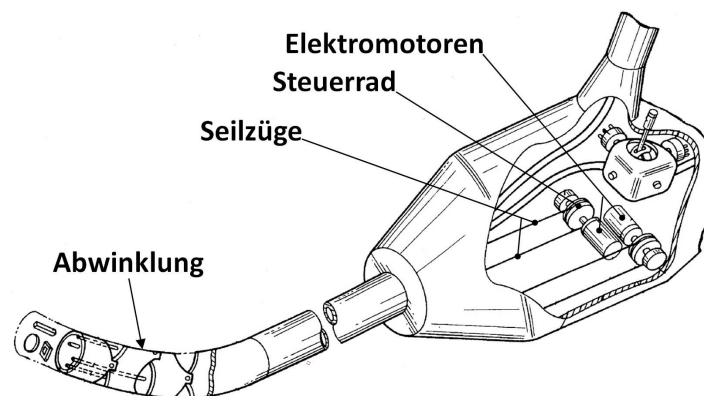
Als weitere Ausführungsform beschreibt LAWRENCE [71] eine endoskopische Abwinkelung welche auf helixförmig angeordneten SMA-Aktoren basiert. In dieser, in Abbildung 1.6 dargestellten, Ausführung bilden die einzelnen Aktorelemente drei räumlich versetzte, helixförmige Aktorstränge. Durch gesteuerte Gestaltänderung der einzelnen Aktorelemente wird eine Längenänderung der jeweiligen Aktorstränge bewirkt. Hieraus resultiert eine Neigung der rohrförmigen Struktur in die, der Längenänderung, entsprechenden Richtung.



**Abbildung 1.6.** Endoskopische Abwinkelung mit Shape-Memory-Alloy Aktoren nach LAWRENCE [71]

### Elektrisch angetriebene Seilzüge

Eine endoskopische Abwinkelung mit elektrisch angetriebener Seilzugsteuerung wird durch TANII [121] vorgestellt. Bei diesem, in Abbildung 1.7 dargestellten, System werden die Seilzüge über konventionelle Elektromotoren in Verbindung mit einem Steuerrad bewegt. Die hierdurch verursachte Längenänderung der Seilzüge wirkt direkt auf eine gegliederte Abwinkelung, ähnlich dem Aufbau klassischer Endoskope.



**Abbildung 1.7.** Elektrisch angetriebene Seilzugsteuerung für eine endoskopische Abwinkelung nach TANII [121]

### Piezoantriebe

Abbildung 1.8 nach GRÜNDL [39] zeigt ein Endoskop mit Piezoaktoren als Antrieb einer Abwinkelung. Da Piezoaktoren lediglich eine relative Längenkontraktion von etwa 0,15 % aufweisen, wird in diesem Fall für die Anwendung von Piezo-Linear-Motoren argumentiert.

Drei einzelne Aktorelemente sind möglichst nah an der Abwinkelung positioniert. Mittels Verschiebung individueller Achsen durch die Aktoren bewirken diese eine Abwinkelung der Endoskopspitze. Aufgrund der großen Wärmeentwicklung der Aktoren ist eine effektive Kühlung erforderlich. Nach GRÜNDL [39] wird diese durch einen Flüssigkeitsstrom, zum Wärmeabtransport, realisiert.

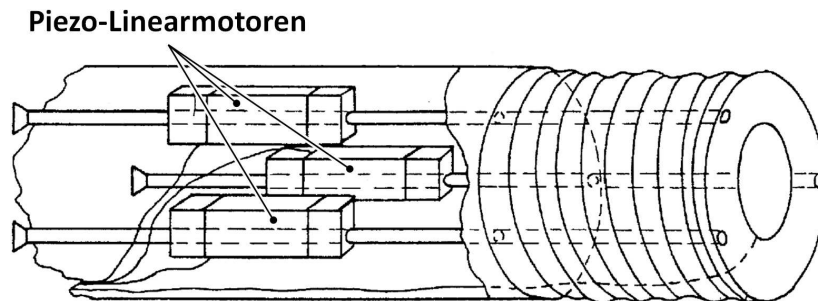


Abbildung 1.8. Endoskop mit Piezoaktoren nach GRÜNDL [39]

#### Pneumatikantrieb

Das in Abbildung 1.9 dargestellte Beispiel des TOKYO INSTITUTE OF TECHNOLOGY [127] für ein pneumatisches Wirkprinzip verdeutlicht neben dem Aufbau, die vergleichsweise großen Dimensionen einer solchen Aktorstruktur. Drei zur Mittelachse sternförmig angeordnete Faltenbalge werden über eine zentrale Druckluftleitung versorgt. Damit ist eine Ankopplung bzw. Verkettung mit weiteren Modulen zu einer schlangenförmigen Struktur möglich. Die individuelle Ansteuerung jedes einzelnen Faltenbalges erfolgt über Magnetventile.

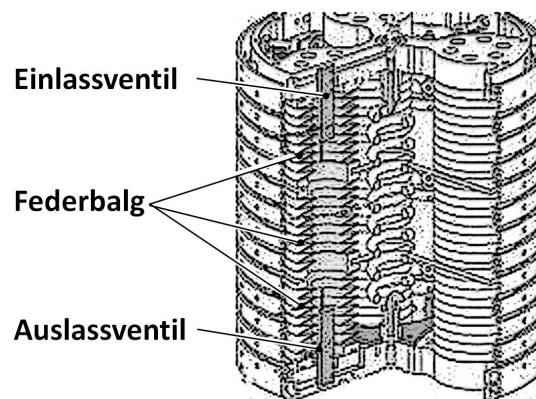


Abbildung 1.9. Pneumatischer Snake-Robot des TOKYO INSTITUTE OF TECHNOLOGY [127]

Gegenüber diesem Lösungsansatz für größere geometrische Abmessungen beschreibt LIA [72] die Anwendung von Pneumatikaktoren für kleinere Abmessungen. Die Gestaltung dieser Aktoren orientiert sich am McKibben Aktor. Eine detaillierte Beschreibung des einzelnen Aktors ist in Kapitel A.1.1 aufgeführt. Abbildung 1.10 zeigt eine Anordnung von vier Einzelaktoren zur Betätigung von Seilzügen. Der Wirkmechanismus zur Abwinkelung des Endoskopes ist vergleichbar mit der klassischen Seilzugsteuerung medizinischer Endoskope. Auffällig ist, dass die Einzelaktoren selbst einen großen Teil des Schlauchquerschnittes einnehmen und

## 1. Einleitung

---

damit den Bewegungsraum und die darstellbaren Abwinkelungsradien eingeschränken.

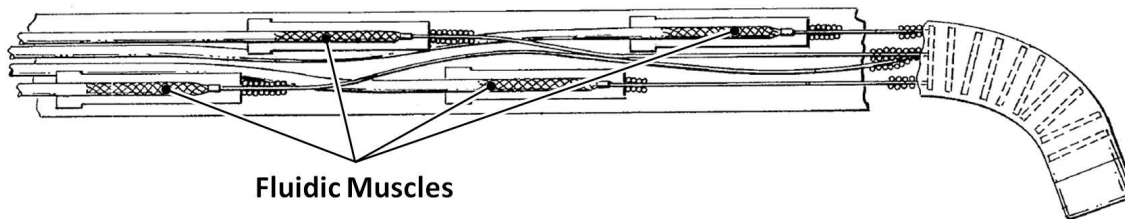


Abbildung 1.10. Endoskop mit Fluidic Muscles nach LIA [72]

### Hydraulikantrieb

Im Bereich der Koloskopie verwendete Endoskope haben Schaftaußendurchmesser im Bereich von 10 mm bis 16,5 mm. Aufgrund des größeren, verfügbaren Bauraumes kommen hier, neben der zuvor genannten Seilzug-Abwinkelung weitere Wirkprinzipien zum Einsatz. Das *invendoscope SC40* der Firma *invendo medical GmbH* besteht beispielsweise aus einem Endoskopschaft mit elektrohydraulischer Endoskopspitze und einem Stülpenschlauch zur Reduzierung der Reibung an angrenzendem Gewebe (siehe Abbildung 1.11).

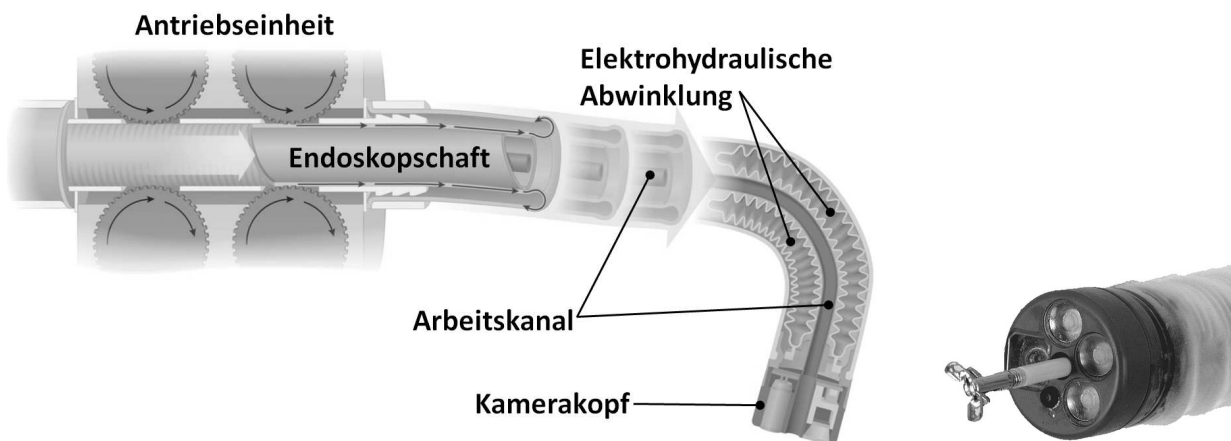
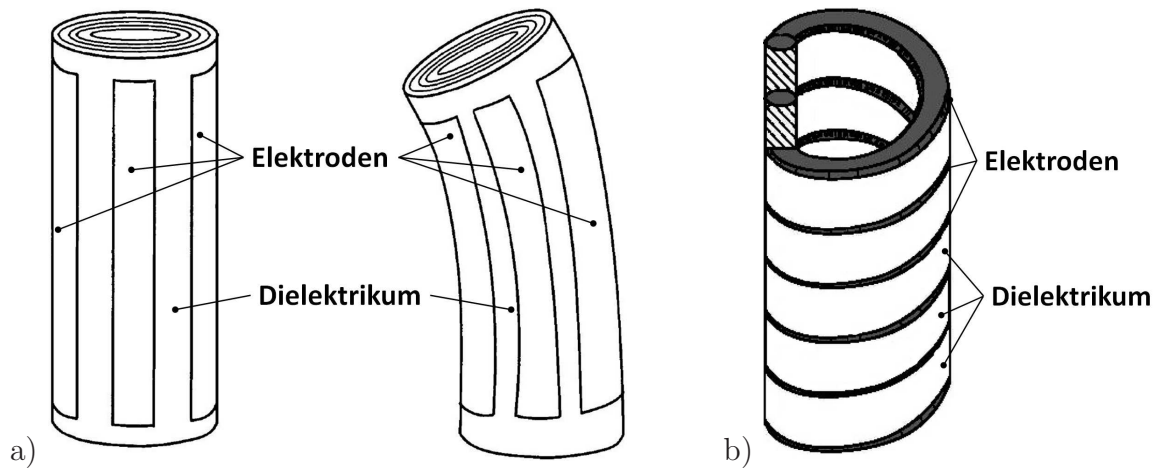


Abbildung 1.11. invendoscope SC40 [54, 55] mit elektrohydraulischer Abwinkelung

### Zylinderförmige EAP-Aktoren

In den Schutzrethanmeldungen von z. B. BELSON [10], PEI [91], ROSENTHAL [105] und KORNBLUH [66][67] werden verschiedene Lösungsansätze für zylinderförmige Polymeraktoren dargestellt. Die aufgeführten Beschreibungen haben gemeinsam, dass ein Polymeraktor unter Ausnutzung der Flächendehnung der Elektroden ein Abwinkeln des Endoskopschaftes bewirkt. Als technische Lösungen, wie z. B. in Abbildung 1.12.a) dargestellt, werden stabförmige Aktorstrukturen mit radial paralleler Elektrodenanordnung vorgestellt. Hierbei ist der stabförmige Polymeraktor bevorzugt als gerollter Aktor ausgeführt. Als Basisstruktur wird eine dielektrische Folie mit Elektroden beschichtet und anschließend zu einem Rohr aufgerollt.

Als weiteres Ausführungsbeispiel ist in Abbildung 1.12.b) ein helixförmiger Aktor nach CARPI [14] aufgeführt.



**Abbildung 1.12.** EAP Aktorbeispiele: a) gerollter EAP Aktor nach BELSON [10], PEI [91] und ROSENTHAL [105]; b) helixförmiger Aktor nach CARPI [14]

Hierbei erfolgt der Aufbau eines rohrförmigen Aktors als helixförmige Struktur mit abwechselnder Steuer- und Referenzelektrode. Nachteil dieser Anordnung ist, dass sie ausschließlich in ihrer Gesamtheit in axialer Richtung kontrahiert werden kann. Ein Abwinkeln der dargestellten Struktur ist in dieser Form nicht möglich. Zudem ist ein Quetschen des Schlauches aufgrund des Fehlens einer mechanischen Stützstruktur möglich.

Wesentlicher Nachteil der bekannten Konzepte ist die unzureichende Strukturstabilität. Um die Reibung der im Schaftinneren eines Endoskopes geführten, funktionalen Elemente zu reduzieren, sind radiale Kräfte zwischen diesen Elementen zu vermeiden. Aufgrund verschiedener Operationssituationen wirken von außen auf den Endoskopschaft zusätzlich radiale Kräfte ein, welche ein solches Quetschen des Schlauches bewirken könnten. Durch Hinzufügen einer separaten Stützstruktur kann diesem Verhalten entgegengewirkt werden. Jedoch geht dies zu Lasten des nutzbaren Innenraums des Aktorschlauches. Daher ist für den zu entwickelnden Schlauchaktor die Stützstruktur als aktiver Bestandteil in die Aktorstruktur zu integrieren.

Zur Verdeutlichung des großen Entwicklungspotentials *Elektroaktiver Polymeraktoren* zeigt das Diagramm in Abbildung 1.13 die stark zunehmende Technologieentwicklung seit dem Jahr 2000 in diesem Bereich.

## 1.4. Gliederung der Arbeit

Die *Einleitung* stellt die wesentlichen motivierenden Aspekte sowie den wissenschaftlichen Stellenwert der gestellten Aufgabe dar. Hierbei erfolgt bereits eine Abgrenzung zu aktuellen und konkurrierenden technologischen Ansätzen. Das favorisierte Wirkprinzip *Dielektrischer Elastomeraktor (DEA)* wird im Kapitel 2 *Grundlagen* näher betrachtet. Hierbei erfolgt bereits die Darstellung aktuell bekannter Dielektrika für *DEA* sowie eine Eingrenzung auf die zu verwendende Materialauswahl. Dieses Kapitel liefert darüber hinaus Informationen zum Aufbau aktuell angewandeter medizinischer Endoskope. Neben der Definition des kinematischen Wirkprinzips werden kritische Aspekte mit Bezug auf die *Elektrische Sicherheit* diskutiert.

## 1. Einleitung

---

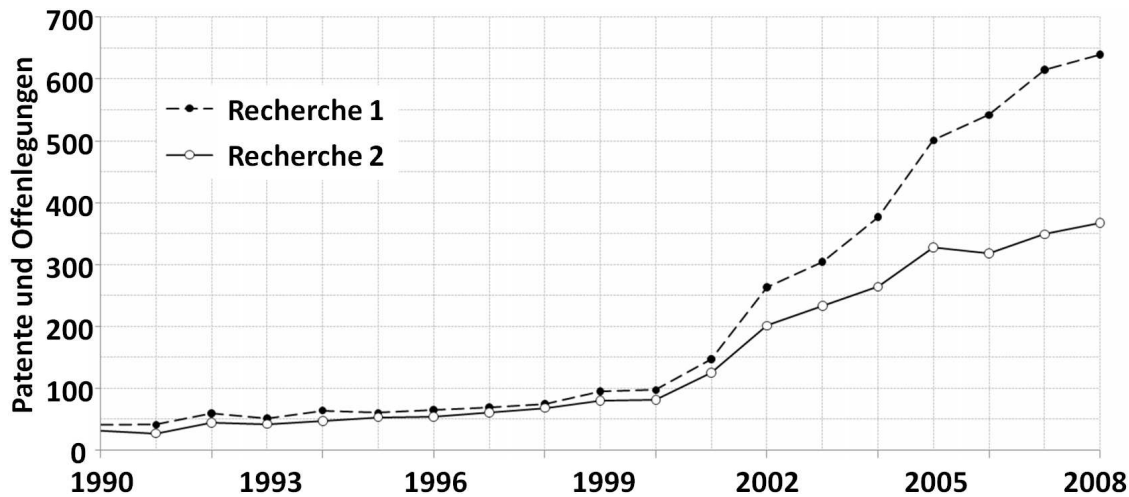


Abbildung 1.13. Patente und Offenlegungen; Recherche 1: Dielectric Elastomer, Electroactive Elastomer, Elastomer Actuator, Dielectric Polymer, Electroactive Polymer, Polymer Actuator / Recherche 2: Recherche 1 und Endoscope

Als einleitendes Kapitel für die Darstellung der eigenen Ergebnisse folgt in Kapitel 3 *Systemkonzept für einen abwinkelbaren DE-Schlauchaktor* die konzeptionelle Skizzierung des Gesamtsystems mit seinen Komponenten. Hierbei wird besonders die Anordnung der Aktorelektroden sowie die Gestaltung der elektrischen Verschaltung diskutiert. Die notwendigen Berechnungsgrundlagen und Ansätze zur Aktoroptimierung für *DEA* mit starren Elektroden werden anschließend in Kapitel 4 erarbeitet.

Im gesonderten Kapitel 5 erfolgt die Diskussion und Darstellung des Systems mit Bezug auf die elektrisch wirksamen Komponenten. Neben der Funktion als Aktor wird im Rahmen der vorliegenden Arbeit bereits die Möglichkeit zur integrierten Gestalterfassung behandelt. Hierbei werden Aspekte zur Erfassung des Verformungszustandes des Einzelaktors sowie die Darstellung der aktiven Gestalt des Schlauchaktors berücksichtigt. Die Ergebnisse dieser Betrachtungen sind im Kapitel 6 *Gestalterfassung und Arbeitsraumanalyse* aufgeführt.

In Kapitel 7 *Elektroden und Verschaltung* wird ein praxisnahes, umsetzbares Schlauchaktordesign entwickelt und vorgestellt. Das Design der entworfenen Aktorstruktur besteht aus abgrenzbaren Bereichen. Für diese Bereiche werden verschiedene Lösungskonzepte vorgestellt und deren Eigenschaften diskutiert. Hierbei werden bereits Abhängigkeiten zu ausgewählten Fertigungstechnologien mit einbezogen. Im Kapitel 8 *Aufbau und experimentelle Ergebnisse* werden hierzu verschiedene potentiell geeignete Fertigungstechnologien vorgestellt und die Anwendbarkeit auf die zuvor betrachteten Systemkomponenten diskutiert. Weiter erfolgt die Darstellung eines favorisierten Fertigungsablaufes für eine vollständige Schlauchaktorstruktur. In Kapitel 9 werden die wesentlichen Ergebnisse der Arbeit nochmals zusammengefasst dargestellt.

Ergänzend zum primär untersuchten Schlauchaktor wird ein Konzept für einen Hybridaktor erarbeitet. Eine detaillierte Beschreibung dieses Konzeptes erfolgt in Kapitel 10. Im Zuge der Bearbeitung der Themenstellung werden weitere potentielle Anwendungen für das Aktorkonzept entworfen. Diese alternativen Anwendungsbeispiele werden ebenfalls in Kapitel 10 beschrieben.

Im *Anhang* erfolgt neben Versuchsbeschreibungen und mathematischen Herleitungen eine detaillierte Beschreibung der Eigenschaften betrachteter Aktorprinzipien. Darüberhinaus wer-



den Lösungsansätze aus der Natur für Stützstrukturen und Biegebewegungen vorgestellt und deren Bezug zur gestellten Aufgabe diskutiert.



---

## 2. Grundlagen

Die folgenden Abschnitte beschreiben den Aufbau und die Wirkungsweise aktueller *flexibler medizinischer Endoskope*. Durch Darstellung der engen Anordnung integrierter Systemkomponenten soll ein Eindruck der bereits angesprochenen kritischen Raumbedingungen vermittelt werden. Anschließend wird das für die endoskopische Abwinkelung zu adaptierende Wirkprinzip *Elektroaktiver Polymeraktor* und die Schlauchkinematik vorgestellt. Um eine Zulassung des zu entwerfenden Schlauchaktors in Aussicht zu stellen, werden wesentliche Forderungen aus der Norm IEC 60601-1 [52, 51] zur elektrischen Sicherheit diskutiert.

### 2.1. Flexible, medizinische Endoskope

Flexible Endoskope zeichnen sich dadurch aus, dass sie aus einem flexiblen Einführungsteil und einem Griffstück mit verschiedenen Anschlüssen und Schnittstellen für z. B. Sondenkanal, Spülkanal, Absaugung, Sterilisationsventil sowie einem Lichtquellenanschluss, einem Okular oder einem Kamerakabel bestehen (siehe Abbildung 2.1). Das flexible Einführungsteil setzt sich aus dem Endoskopkopf, der steuerbaren Abwinkelung und einem passiv verformbaren Bereich zusammen. Im Inneren des Einführungsteils werden verschiedene anwendungsbezogene Baugruppen geführt. Solche Baugruppen können z. B. Sondenkanäle, Licht- und Bildleiter sowie elektrische Leitungen beinhalten. Einführungsteile flexibler medizinischer Endoskope variieren in Längen, je nach Anwendung, von 200 mm bei einem Außendurchmesser von 1,6 mm (Mini-Fiberskop der Firma RICHARD WOLF GMBH), bis zu einer Länge von 2000 mm bei einem Außendurchmesser von 16,5 mm (Koloskop der Firma INVENDO MEDICAL GMBH). Der starre Endoskopkopf, z. B. nach Abbildung 1.1, stellt die distale Arbeitsplattform zum Patienten dar. Er enthält die Austrittsöffnungen der Sondenkanäle sowie optische Schnittstellen zur Beleuchtung und Bilderfassung.

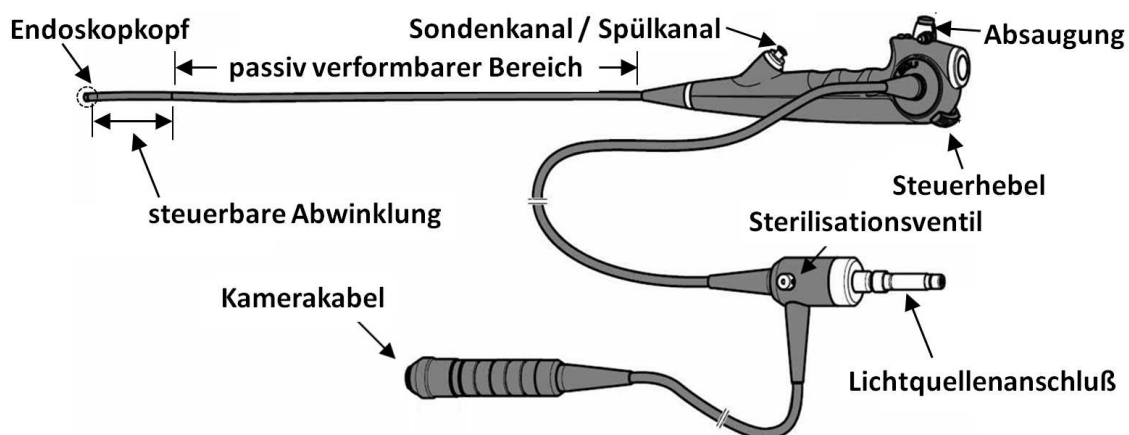
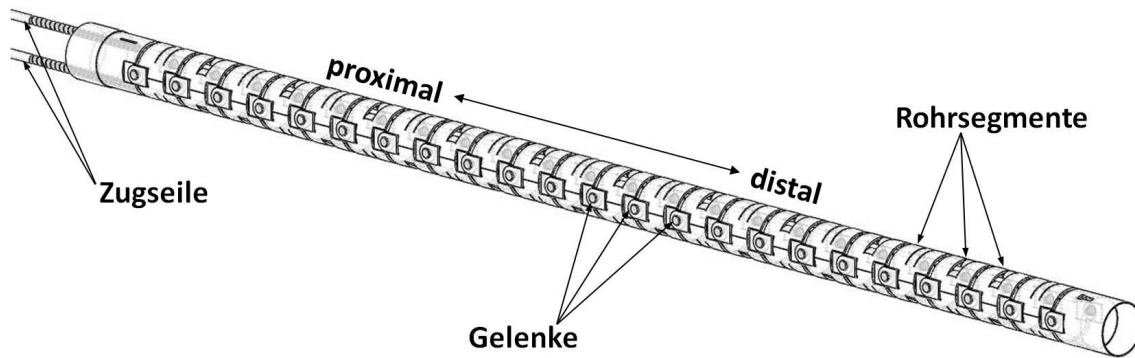


Abbildung 2.1. Flexibles medizinisches Endoskop der RICHARD WOLF GMBH

## 2. Grundlagen

Die am weitesten verbreitete Ausführung der steuerbaren Abwinkelung basiert auf der in Abbildung 2.2 dargestellten, gelenkartigen Verkettung einzelner Rohrsegmente. Durch eine Seilzugsteuerung werden die einzelnen Segmente gegeneinander verkippt und bewirken aufgrund der Aneinanderreihung mehrerer dieser Glieder einen kreisförmigen Verlauf des Endoskopschaftes.



**Abbildung 2.2.** Endoskopische Abwinkelung mit diskreten Gliedern und Gelenken

Der Gesamtwinkel  $\varphi$  der Abwinkelung wird bestimmt durch die Summe der Verkippfungswinkel der Einzelsegmente. Die Steuerung der Zugseile erfolgt über einen manuellen Steuerhebel (siehe Abbildung 2.1) oder ein Steuerrad. Die benötigte Abwinkelung ist abhängig vom Einsatzgebiet des Endoskopes. Die folgende Tabelle zeigt eine Übersicht verschiedener kinematischer und geometrischer Eigenschaften flexibler medizinischer Endoskope mit Zuordnung der zu erreichenden Körperregionen.

**Tabelle 2.1.** Übersicht verschiedener kinematischer und geometrischer Eigenschaften flexibler medizinischer Endoskope (Schaftdurchmesser  $d_S$ , Abwinkelungslänge  $z_F$ , Abwinkelung  $\varphi$ , Abwinkelungsradius  $r$ , k.A. keine Angabe)

Bezeichnung	Körperregion	$d_S$ (mm)	$z_F$ (mm)	$\varphi$	$r$ (mm)
Urethro-Cystoskop	Harnröhre und Blase	5,3	45,2	210°	13
Uretero-Renoskop	Harnleiter und Nieren	3,3	60,2	270°	13
Bronchoskop	Lunge	5,3	38,7	180°	13
Koloskop	Dickdarm	16,5	k.A.	180°	k.A.
Laparoskop	Bauchraum	2,5-5	k.A.	160°-210°	k.A.
Naso-Pharyngo-Laryngoskop	Nase	3,5	36,0	130°	16

Geht man von einer Vorschubgeschwindigkeit des Endoskopes von 60 mm/s und einer Abwinkelungslänge von  $z_F \approx 40$  mm aus, so kann die maximale Zyklusfrequenz zum Wechseln der Abwinkelungsrichtung mit  $\approx 1,5$ /s abgeschätzt werden.

Für die Gestaltung der einzelnen Rohrsegmente gibt es von verschiedenen Herstellern (z. B. RICHARD WOLF GMBH, KARL STORZ GMBH Co.KG und OLYMPUS GMBH) unterschiedliche Gestaltungsvarianten. Diese basieren jedoch alle auf demselben, beschriebenen Wirkprinzip. Nachteil dieser Anordnung von Gelenken ist die ungleichmäßige Abwinkelung. Beginnend bei kleinen Winkeln werden zunächst die proximalseitig ersten Glieder gegeneinander verkippt. Erst beim Erreichen der maximalen Abwinkelung werden die letzten distalen Glieder verkippt.

Als wichtige Vergleichskriterien verschiedener endoskopischer Abwinkelungen gelten der Abwinkelungsradius  $r$ , die Abwinkelung  $\varphi$  und die Abwinkelungslänge  $z_F$ . Der Abwinkelungsradius beschreibt den kleinsten Radius des, durch das abgewinkelte Einführungsteil gebildeten, Kreisausschnittes. Zum Schutz gegen Reibung, Feuchtigkeit und Verunreinigungen ist diese Abwinkelung auf ihrer Außenseite zusätzlich mit einem Schutzschlauch versehen. Abbildung 2.3 veranschaulicht den Aufbau und die Anordnung der Systemkomponenten innerhalb eines solchen Einführungsteils.

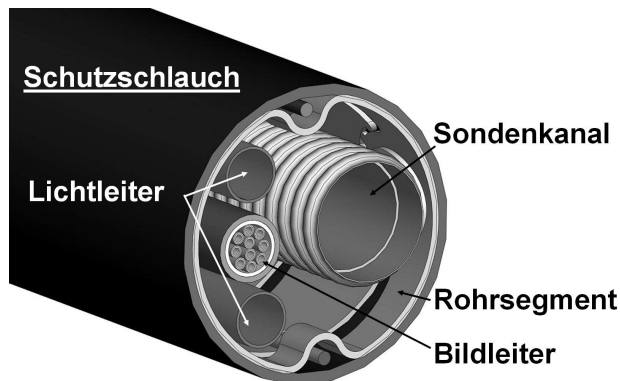


Abbildung 2.3 Endoskopischer Schaft mit Sondenkanal, Licht- und Bildleiter; Schnittansicht im Bereich der steuerbaren Abwinkelung

Die benötigte Wandstärke zur Integration der Abwinkelung in das Einführungsteil liegt im Bereich zwischen 0,3...0,5 mm. Hinzu kommt noch der Bauraum für die Seilzüge zur Steuerung der Abwinkelung von 0,5...0,7 mm<sup>2</sup> Querschnittsfläche pro steuerbarer Abwinkelungsebene. Stellt man den benötigten Bauraum der Abwinkelungsmechanik dem Gesamtdurchmesser  $d_S$  von Einführungsteilen gegenüber, so liegt dessen Querschnittsflächenanteil bei einer einzigen, steuerbaren Abwinkelungsebene im Bereich von 30...44 %. Mit sinkendem Außendurchmesser des Einführungsteils kommt der steigende Anteil der Abwinkelung an der Querschnittsfläche zunehmend nachteilig zum Tragen.

Verbreitet ist die Beschränkung der Bewegungssteuerung auf eine einzige Abwinkelungsebene. In speziellen Fällen ist diese auf zwei Ebenen erweitert. Theoretisch ist eine Steigerung der steuerbaren Beweglichkeit durch axiale Aneinanderreihung mehrerer unabhängiger Bereiche, basierend auf diesem Wirkprinzip, möglich. Mit zunehmender Zahl an Freiheitsgraden steigt jedoch, aufgrund der zunehmenden Anzahl an Zugseilen, der Querschnittsflächenbedarf bis auf eine vollständige Belegung des Schlauchquerschnittes an. Dieser Sachverhalt wird als besonders problematisch bewertet und bildet einen wesentlichen Kernaspekt bei der Auswahl des vorliegenden Aktorprinzips.

## 2.2. Elektroaktiver Polymeraktor

Die Gruppe der *Elektroaktiven Polymeraktoren (EAP)* beschreibt Aktoren, welche auf der Nutzung physikalischer Auswirkungen elektrischer Felder auf Anordnungen von Polymeren basieren. Hierbei wird grundsätzlich zwischen *elektronischen EAP* und *ionischen EAP* unterschieden. Neben einer Variation an elektroaktiven Polymeren werden die elektronischen *EAP* zusätzlich nach den Effekten der *MAXWELL-Spannung* und der *Elektrostriktion* getrennt betrachtet.

## 2. Grundlagen

### 2.2.1. Ionische EAP

Das Wirkprinzip *ionischer EAP* basiert auf dem Transport von Ionen. Das in Abbildung 2.4 dargestellte Wirkprinzip veranschaulicht die *micromuscle* Technologie von CREGANNA [17]. Das leitfähige Polymer *Polypyrrol* wird als volumenvarianter Körper verwendet. Durch Anlegen einer elektrischen Spannung von  $U_c \leq 2$  V schwillt dieses Polymer an und zieht sich selbständig bei Verringerung von  $U_c$  wieder zusammen.

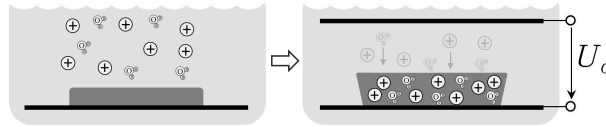


Abbildung 2.4. Wirkprinzip eines ionischen EAP

Die deutlich geringere Steuerspannung ( $\approx 1/100$ ) der ionischen EAPs ist vorteilhaft gegenüber den erforderlichen Steuerspannungen für elektronische *EAPs*. Für ionische *EAPs* liegen typische Werte im Bereich von  $U_c \leq 10$  V. Als unvorteilhaft hingegen stellt sich die aufgrund der Ionenwanderung langsame Gestaltänderung dar [7]. Besonders schnelle Aktoren erreichen hierbei eine Zyklusgeschwindigkeit von 1/s. Nach Angabe von CREGANNA [17] beträgt die maximale Flächendehnung 4% und die Streckung in Normalrichtung bis zu 30%. Damit werden ionische EAP für die angestrebte Anwendung als ungeeignet bewertet und im Folgenden nicht weiter betrachtet.

### 2.2.2. Elektronische EAP

Das Prinzip elektronischer *EAP* basiert auf dem Transport elektrischer Ladungen. Vergleichbar mit einem elektrischen Kondensator erfolgt durch Einwirkung eines elektrischen Feldes  $\mathbf{E}$  eine Konzentration elektrischer Ladungen  $Q$  an entsprechend polarisierten Elektroden. Um einen Ladungsausgleich über den Raum zwischen den Elektroden zu verhindern, ist dieser mit einem elektrisch isolierenden Dielektrikum ausgefüllt. Die Kontraktion

$$S = \frac{\Delta z}{z_0} \quad (2.1)$$

des Aktors nach Abbildung 2.5 wird durch die zwei Effekte *Elektrostriktion* und *Maxwell-Spannung* bewirkt.

$$S = S_{\text{Elektrostriktion}} + S_{\text{Maxwell}} \quad (2.2)$$

Aufgrund der Wechselwirkung zwischen einem anliegenden elektrischen Feld und der COULOMB'schen Anziehung konträrer Ladungen wird im Dielektrikum eine mechanische Spannung, die MAXWELL-Spannung, erzeugt. Über eine sehr große relative Kontraktion berichtet PELRINE [94] für das Material *VHB4910 Acryl* der Firma *3M*. Die relative Kontraktion nach planarer zweiachsiger Dehnung um 300% betrug in diesem Fall, bei einer Feldstärke von  $412$  V/ $\mu\text{m}$ ,  $S_{\text{Maxwell}} = 61\%$ .

Bei elektrostriktiven Dielektrika bewirkt die anliegende elektrische Feldstärke zusätzlich eine Polarisation des Dielektrikums. Hierdurch orientieren sich die elektrischen Dipole in Feldrichtung und bewirken eine Deformation. Die erzeugbare relative Kontraktion ist mit typischen Werten bis zu  $S_{\text{Elektrostriktion}} = 2\%$  [63, 125] vernachlässigbar gegenüber dem zuvor beschriebenen Effekt der MAXWELL-Spannung.

Damit konzentrieren sich die nachfolgenden Betrachtungen ausschließlich auf die Nutzung des Effektes der MAXWELL-Spannung.

### Elektrostatistischer Druck und relative Kontraktion

Zwischen den Elektroden einer Anordnung paralleler Elektroden mit der Fläche  $A$  und dem Abstand  $z_{0,S}$  liegt die elektrische Spannung  $U$  an. Mit dem Ziel der Beschreibung der relativen Kontraktion zwischen den Elektroden wird die Annahme eines homogenen  $\mathbf{E}$ -Feldes in  $\vec{e}_z$  getroffen.

$$E_z = \frac{dU}{dz} \stackrel{!}{=} \frac{U_c}{z_{0,S}} \quad (2.3)$$

Weiter gilt unter Berücksichtigung der elektrischen Kapazität

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{z_{0,S}} \quad (2.4)$$

für die im elektrischen Feld gespeicherte Energie

$$W = \frac{1}{2} C U_c^2. \quad (2.5)$$

Für die auf die beiden Elektroden wirkende *elektrostatistische Kraft* in  $\vec{e}_z$ -Richtung folgt

$$F_{el,z} = \frac{\partial W}{\partial z} = \frac{1}{2} \epsilon_0 \epsilon_r A \frac{U_c^2}{z_{0,S}^2}. \quad (2.6)$$

Zur Definition der elektrostatistischen Leistungsfähigkeit eines elektronischen EAP wird der elektrostatistische Druck  $p_{el}$  betrachtet. Dieser ist geometrieunabhängig und berücksichtigt ausschließlich die elektrische Permittivität  $\epsilon_r$ , die elektrische Feldkonstante im Vakuum  $\epsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12} \text{ C}/(\text{Vm})$  und die elektrische Feldstärke  $\mathbf{E}$ . Der theoretisch maximal zulässige Betriebsfall ist durch die elektrische Durchbruchfeldstärke  $E_D$  begrenzt. Unter Berücksichtigung der elektrischen Kapazität sowie unter Annahme einer konstanten Elektrodenfläche  $A_{el,konst}$  folgt mit Gleichung 2.6 für den maximal erzeugbaren elektrostatistischen Druck

$$p_{el,max} = \frac{F_{el,max}}{A_{el,konst}} = \frac{1}{2} \epsilon_0 \epsilon_r E_D^2. \quad (2.7)$$

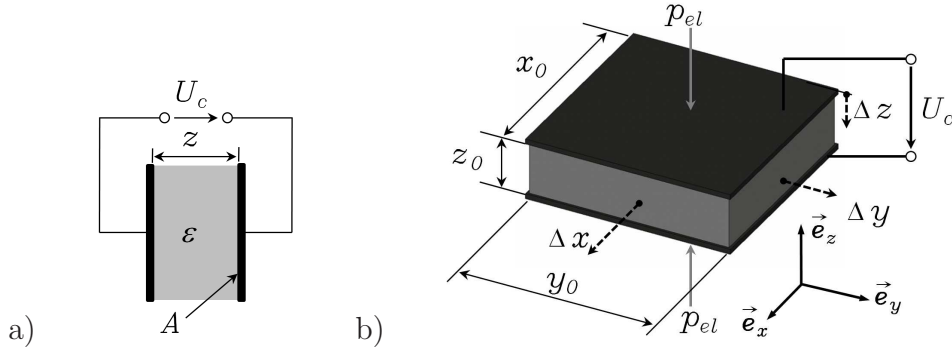
Bei der in Abbildung 2.5.b) dargestellten Elektrodenanordnung wird dementsgegen von dehnbaren Aktorelektroden mit der Fläche  $A_{flex}$  im anfänglich passiven Zustand mit  $U_c = 0 \text{ V}$  ausgegangen. Dies resultiert entgegen der zuvor getroffenen Annahme in einem Flächenzuwachs (Streckung) der Elektrodenflächen unter Einwirkung der anliegenden elektrischen Spannung  $U_c$ . Nach JUNGSMANN [57] entfällt für diese Anordnung der Faktor  $1/2$  und berücksichtigt damit den kontraktionsabhängigen Flächenzuwachs. Für *Dielektrische Elastomeraktoren* mit nachgiebigen Aktorelektroden wird der maximale elektrostatistische Druck damit wie folgt berechnet:

$$p_{el,max} = \frac{F_{el,max}}{A_{el,flex}} = \epsilon_0 \epsilon_r E_D^2. \quad (2.8)$$

Die mechanische Spannung  $T_z$  in Wirkrichtung  $\vec{e}_z$  der Kontraktion  $S_z$  wird durch

$$T_z = \frac{F_{el,max}}{A} \quad (2.9)$$

## 2. Grundlagen



**Abbildung 2.5.** Definition einer Elektrodenanordnung: a) Plattenkondensator; b) Elektrodenanordnung zum Aktor

berechnet und ist damit, je nach Elektrodengestaltung, gleich dem elektrostatischen Druck  $p_{el}$  aus Gleichung 2.7 oder Gleichung 2.8.

Mit dem HOOKESCHEN GESETZ [37]

$$T_z = S_z Y_c \quad (2.10)$$

sowie unter der Annahme eines inkompressiblen Dielektrikums mit isotropem Spannungs-Dehnungsverhalten und nachgiebigen Aktorelektroden folgt für die relative Kontraktion  $S_{Maxwell,flex}$  durch Wirkung der Maxwell Spannung

$$S_{Maxwell,flex} = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{E_z^2}{Y_c} \quad (2.11)$$

Entsprechend gilt für Aktoranordnungen bestehend aus starren Elektroden:

$$S_{Maxwell,konst} = \frac{1}{2} \epsilon_0 \epsilon_r \frac{E_z^2}{Y_c} \quad (2.12)$$

Hierbei werden bereits die drei wichtigsten Parameter zur Optimierung des Kontraktionsvermögens eines solchen Aktors deutlich. Die maximal anwendbare elektrische Feldstärke  $E_z$  ist auf die materialspezifische elektrische Durchbruchfeldstärke  $E_D$  begrenzt. Als Zielstellung bei der Materialauswahl und Aktordimensionierung müssen daher die Hinweise aus Tabelle 2.2 besonders berücksichtigt werden.

**Tabelle 2.2.** Hinweise zur Materialauswahl und Aktordimensionierung

Druckmodul	$Y_c$	minimieren
elektrische Permittivität	$\epsilon_r$	maximieren
elektrische Durchbruchfeldstärke	$E_D$	maximieren



### Dielektrikum

Zur Auswahl eines geeigneten Dielektrikums werden die aktuell bekannten Dielektrika für *Dielektrische Elastomeraktoren* gegenübergestellt. Tabelle 2.3 gibt eine Übersicht der berücksichtigten Materialien mit Angabe der relevanten Eigenschaften.

Aufgrund der angestrebten Integration einer mechanischen Stützstruktur in die Aktorstruktur wird ein negativer Einfluss auf die Beweglichkeit des Dielektrikums erwartet. Für die Berechnung des maximalen elektrostatischen Druckes  $p_{el,max}$  wird daher, unter der Annahme einer Aktorstruktur mit starren Elektroden, Gleichung 2.7 angewendet. Hierdurch bekommt die zuvor festgestellte Forderung nach einer Minimierung des Druckmoduls  $Y_c$  eine besondere Bedeutung. Die beiden Materialien WACKER *Elastosil P7670* und DOWCORNING *HS3* weisen die geringsten Druckmodule auf. Die elektrische Permittivität  $\epsilon_r$  von DOWCORNING *HS3* ist mit 2,8 gegenüber 3,0 bei WACKER *Elastosil P7670* etwas geringer. Dieser Nachteil wird durch die deutlich höhere elektrische Durchbruchfeldstärke  $E_D$  von 72 kV/mm gegenüber 30 kV/mm kompensiert. Aufgrund der besseren Verfügbarkeit fällt die Auswahl zunächst auf das Material WACKER *Elastosil P7670*. Aufgrund der nicht vorhandenen Biokompatibilität der aufgeführten Materialien ist im Rahmen der Arbeit ergänzend ein geeignetes biokompatibles Dielektrikum zu suchen.

**Tabelle 2.3.** Übersicht bekannter Dielektrika für *Dielektrische Elastomeraktoren*, unter der Annahme starrer Aktorelektroden

Bezeichnung	Materialgruppe	Quelle	$\epsilon_r$ bei 1 kHz	$E_D$ kV/mm	$Y_0$ MPa	$p_{el,max}$ kPa
WACKER <i>Elastosil P7670</i>	Silikon	[57, 74]	3,0	30	0,15	12
NU SIL <i>CF 192186</i>	Silikon	[93]	2,8	235	1,0	685
DOWCORNING <i>HS3</i>	Silikon	[93]	2,8	72	0,125	64
<i>Sylgard 186</i>	Silikon	[93]	2,8	144	0,7	257
<i>730</i>	Silikon	[93]	6,9	80	0,5	195
LAUREN <i>L143HC</i>	Silikon	[93]	12,7	32	2,5	58
DEERFIELD <i>PT6100S</i>	Polyurethan	[93]	7,0	160	17	793
ISOPRENE <i>Natural Rubber Latex</i>	Latex	[93]	2,7	67	0,85	54
3M <i>VHB™ 4910</i>		[62, 74, 94]	4,7	120	3	300

## 2. Grundlagen

### 2.2.3. Elektrische Sicherheit

Um die prinzipielle Anwendbarkeit der Technologie Polymeraktor auf medizinische Applikationen zu bestätigen, erfolgt eine Betrachtung aller relevanten elektrischen Schnittstellen in Anlehnung an [IEC 60601-1, 2<sup>nd</sup> und 3<sup>rd</sup> Edition] [51, 52]. Diese Norm beschreibt die grundlegenden Anforderungen an Sicherheit und Funktion elektrischer medizinischer Geräte. Die Erfüllung der zutreffenden Anforderungen aus dieser Norm ist Voraussetzung für die Zulassung eines elektrischen Gerätes als Medizinprodukt.

Als Annahme für die am Aktor anliegende maximale elektrische Spannung  $U_c = E_D \cdot z_0 = 2 \text{ kV}$  wird von einer elektrischen Durchbruchfeldstärke  $E_D = 50 \text{ V}/\mu\text{m}$  sowie einem Elektrodenabstand  $z_0 = 40 \mu\text{m}$  ausgegangen (Material: WACKER *Silpuran 2400*). Das Isolationsdiagramm in Abbildung 2.6 zeigt einzelne Funktionsblöcke des angestrebten Systems unter der Annahme voraussichtlicher Schnittstellen. Besondere Beachtung ist hierbei den elektrischen Spannungen an elektrischen Baugruppen mit Personenberührung zu schenken. Die potentiell als gefährlich eingestuften Spannungen sind durch ① bis ⑥ gekennzeichnet. Die in Abbildung 2.6 dargestellten Bereiche ① und ② kennzeichnen den Bereich der endoskopischen Abwinkelung während der Anwendung im Patienten. Für diese Spannungen werden die Anforderungen an Isolationsmaßnahmen aus [IEC 60601-1, 2<sup>nd</sup> und 3<sup>rd</sup> Edition] [51, 52] bestimmt und deren Umsetzbarkeit bewertet. Die Bereiche ③-⑥ stellen untergeordnete Anforderungen dar, welche keinen direkten Einfluss auf die Aktorgestaltung ausüben.

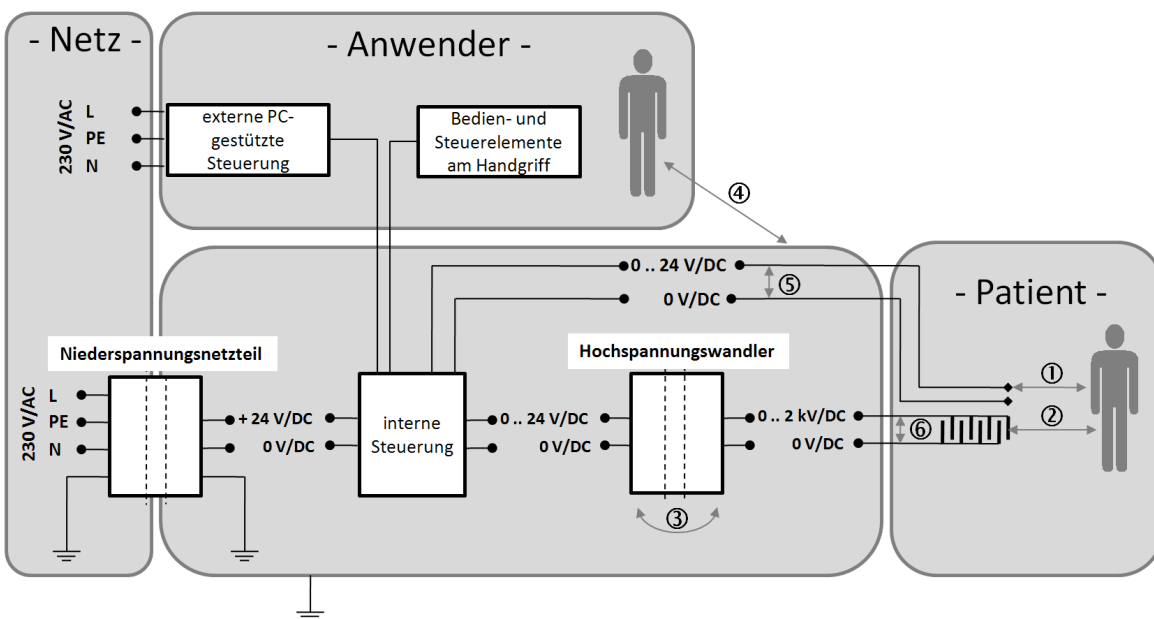


Abbildung 2.6. Elektrisches Isolationsdiagramm

Unter den bereits definierten Annahmen für die Steuerspannung und der elektrischen Durchbruchfeldstärke gilt für die Anforderungen zu ① und ② die minimale äußere Materialdicke (Isolationsstärke) aus Tabelle 2.4.

Hieraus folgt, dass die Anforderungen an zu berücksichtigende Isolationsmassnahmen als beherrschbar eingestuft werden. Die resultierenden Isolationsstärken stellen zunächst keinen Ausschluss zur Anwendung auf die beschriebene Aufgabe dar.

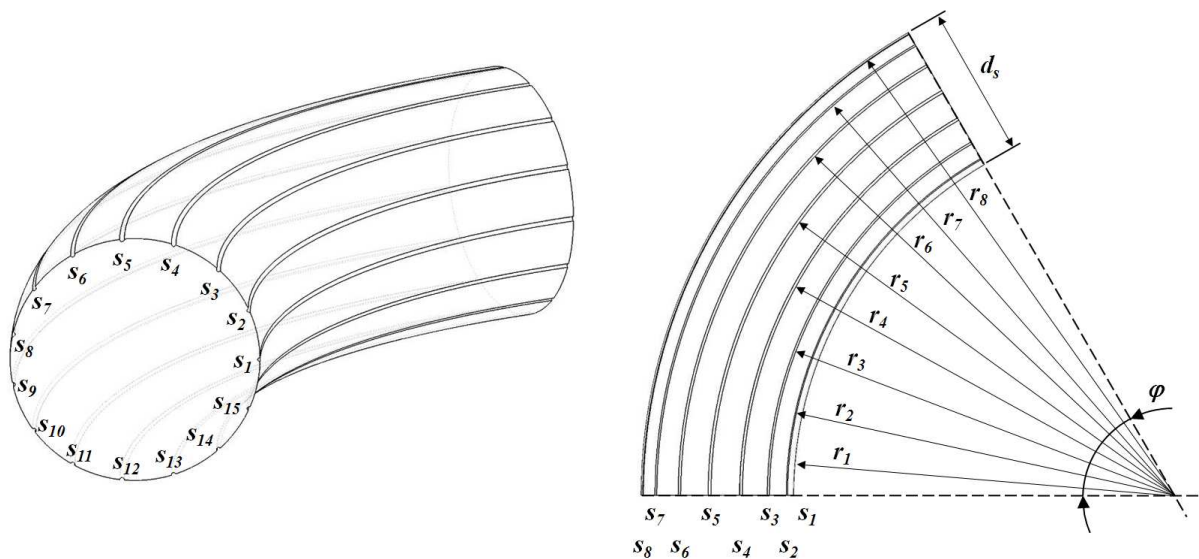
**Tabelle 2.4.** Erforderliche Isolationsstärken bei 2 kV Steuerspannung; Isolation 50 kV/mm Vakuumverguss (keine Luft- und Kriechstrecke)

	geforderte Durchschlagfestigkeit (Prüfspannung, 1 min)	resultierende Isolationsstärke
①	1000 V DC [52]	20 $\mu\text{m}$
②	$2 \cdot (2000 \text{ V} + 2500 \text{ V}) \cdot \sqrt{2} = 12728 \text{ V DC}$ [51]	260 $\mu\text{m}$

## 2.3. Schlauchkinematik

Als kinematisches Wirkprinzip zur Bewegungssteuerung einer schlauchförmigen Struktur wird ein System mit mindestens drei symmetrisch angeordneten Aktorfilamenten favorisiert. Die Aktorfilamente kennzeichnen hierbei jeweils unabhängige, in axiale Schlauchrichtung wirkende Aktorstrukturen. Durch eine gesteuerte, individuelle Längenänderung dieser Aktorfilamente erfolgt eine axiale Durchbiegung des entsprechenden Schlauchabschnittes. Der kleinste Radius einer solchen Durchbiegung wird als Abwinkelungsradius  $r$  bezeichnet. Abbildung 2.7 zeigt als Beispiel eine Anordnung von 15 azimuthal verteilten Aktorfilamenten  $s_1 \dots s_{15}$  mit den Filamentlängen  $z_1 \dots z_{15}$  und den Abwinkelungsradien  $r_1 \dots r_8$ .

In Abhängigkeit der Anzahl  $m_{max}$  und Länge  $z_t$  der Aktorfilamente ist eine Auslegung zum Erreichen fließender, kreisförmiger Abwinkelungen möglich. Durch eine gesteuerte Längenänderung seriell angeordneter Schlauchabschnitte ist damit eine schlangenförmige Gestaltänderung der Schlauchstruktur vorstellbar.



**Abbildung 2.7.** Koradiale Verteilung der Aktorfilamente  $s_1 \dots s_{15}$  mit dem Abwinkelungsradius  $r_1 \dots r_8$ .

## 2. Grundlagen

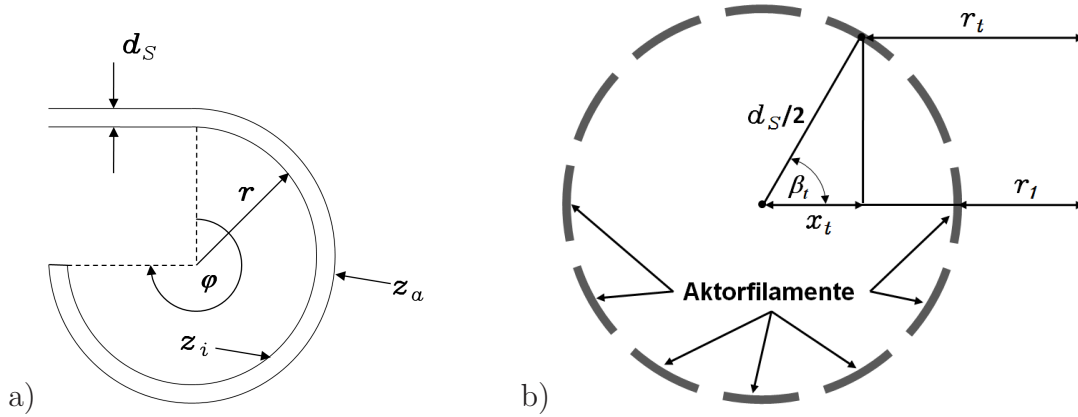
Mit Abbildung 2.8 folgt für die erforderliche maximale Längenänderung  $\Delta z_i$  des inneren Aktorfilamentes zur Erzielung einer Abwinkelung mit Radius  $r$  und dem Winkel  $\varphi$ :

$$\begin{aligned}
 \Delta z_i &= \Delta z_1 \\
 &= z_a - z_i \\
 &= \varphi \cdot (r_1 + d_S - r_1) \\
 &= \varphi \cdot d_S
 \end{aligned} \tag{2.13}$$

Bei konstanter Auslenkung  $\varphi$  besteht damit ein proportionaler Zusammenhang zwischen der absoluten Längenänderung  $\Delta z_i$  und dem Schlauchdurchmesser  $d_S$ .

Die gesteuerte Biegung eines elastischen Schlauches erfolgt durch unterschiedliche Kontraktion einzelner Aktorfilamente im Mantel dieses Schlauches. Aufgrund einer Anordnung innerhalb des Schlauchmantels erfahren die Aktorfilamente ebenfalls unterschiedliche Biegeradien, bezogen auf einen gemeinsamen Ursprung. Im Sinne einer späteren elektrischen Ansteuerung der Aktorfilamente ist es erforderlich, jedes einzelne Aktorfilament mit einer individuellen elektrischen Spannung zu beaufschlagen. Dies bewirkt eine Reduzierung der passiven Verformung benachbarter Aktorfilamente. Im Folgenden wird über den Zusammenhang zwischen dem kleinsten Biegeradius  $r_1$ , dem Schlauchdurchmesser  $d_S$  und dem Relativwinkel  $\beta_t$  der einzelnen Aktorfilamente eine allgemeine Beschreibung der relativen Längenänderung  $S_t$  an jeder Winkelposition  $\beta_t$  eines solchen Aktorschlauches hergeleitet.

Anhand von Abbildung 2.8 werden die einzelnen Parameter für das anschließende Berechnungsmodell veranschaulicht. Hierbei bezeichnet  $r_1$  den inneren und damit kleinsten Radius des Aktorfilaments  $s_1$  mit der größten Kontraktion  $\Delta s_1$ .



**Abbildung 2.8.** Geometrische Definitionen zum Berechnungsmodell der Längen einzelner Aktorfilamente: a) Skizze der Seitenansicht im abgewinkelten Zustand; b) Skizze einer Schnittansicht der mittleren Schlauchwand

Der Abwinkelungsradius des  $t$ -ten Aktorfilaments wird mit  $r_t$  bezeichnet. Aus den geometrischen Bedingungen in Abbildung 2.8 folgt:

$$\begin{aligned}
 r_t &= r_1 + \frac{d_S}{2} - x_t \\
 &= r_1 + \frac{d_S}{2} (1 + \cos \beta_t),
 \end{aligned} \tag{2.14}$$

mit

$$\beta_t = \frac{360^\circ}{m} (t - 1) \quad \text{und} \quad r_1 = \frac{z_{a,0}}{\varphi} - d_S. \tag{2.15}$$

Der Winkel  $\beta_t$  bezeichnet den Relativwinkel des  $t$ -ten Aktorfilaments, bezogen auf  $r_1$ .

Hieraus lässt sich eine Beschreibung der relativen Längenkontraktion  $S_t$  sowie der aktuellen absoluten Länge  $z_t$  in Abhängigkeit der absoluten Ursprungslänge  $z_{t,0}$  individueller Aktorfilamente eines Abwinkelbereiches ableiten.

$$S_t = 1 - \frac{z_t}{z_{t,0}}, \quad \text{mit} \quad z_t = r_t \cdot \varphi \quad (2.16)$$

## 2.4. Aufgabenstellung

Im einleitenden Kapitel wird das Bedürfnis zur Weiterentwicklung kinematischer Eigenschaften aktueller endoskopischer Abwinkelungen motiviert. Die besonderen Ursachen dieses Umstandes liegen in der aktuell erschwerten Handhabung sowie in einer angestrebten Erweiterung des Anwendungsbereiches für medizinische Endoskope. Bislang existieren hierzu keine vermarktungsreifen Lösungen.

Betrachtet man einen Schnitt durch eine aktuelle endoskopische Abwinkelung im gebogenen Zustand, so wird deutlich, dass das innere Filament  $z_i$  kürzer ist gegenüber dem äußeren Filament  $z_a$  (siehe Abbildung 2.8). Dieser Längenunterschied bildet die Grundlage des Prinzips der radiusförmigen Abwinkelung. Durch Verkürzen des inneren oder Verlängern des äußeren Filaments erfolgt eine erzwungene Biegung. Der Winkel  $\varphi$  der Abwinkelung ist abhängig vom mittleren Schlauchdurchmesser  $d_S$  und der Längenänderung  $\Delta z_i$  des inneren Filaments gegenüber der Längenänderung  $\Delta z_a$  des äußeren Filaments. Damit ist die ursächliche Wirkbewegung dieses Prinzips eine Translation. Diese kann auf vier verschiedene Arten eingeleitet werden:

1. Kontraktion der inneren Aktorfilamente
2. Ausdehnung der äußeren Aktorfilamente
3. Verkürzen der inneren Aktorfilamente durch teilweise Verschiebung in den passiven Schaftbereich
4. Verlängern der äußeren Aktorfilamente durch teilweises Verschieben aus dem passiven Schaftbereich

1. und 2. beschreiben integrierte, oder auch direkte, Wirkprinzipien. In diesen Fällen wird die Abwinkelung durch den Aktor selbst gebildet. Die Punkte 3. und 4. beschreiben periphere, oder auch indirekte, Wirkprinzipien. Diese bedürfen einer zusätzlichen Übertragungsstrecke, um die Bewegung vom Aktor auf die Abwinkelung wirken zu lassen. Aus dem stark limitierten Bauraum wird die Forderung nach der Integration der Aktorstruktur in die Schlauchwand abgeleitet. Die Abwinkelung soll auf einer direkten Kraftwirkung basieren und ohne zusätzliche Übertragungsglieder auskommen.

Wie zuvor dargestellt, ist die Bewegung der Abwinkelung auf eine Translation zurückzuführen. Eine translatorische Bewegungsquelle hat den Vorteil, dass lediglich eine Kraft-Weg-Kopplung zwischen Quelle und Abwinkelung erforderlich ist. Bei Anwendung einer rotatorischen Bewegungsquelle, müsste diese mittels eines Übertragungsgliedes zunächst in eine translatorische Bewegung gewandelt werden. Dieser Umstand stellt jedoch einen Widerspruch zur bereits formulierten Forderung dar. Damit wird festgelegt, dass die Bewegungsrichtung auf einer Translation basieren soll.

Aufgrund der angestrebten Beweglichkeit der Abwinkelung ist es erforderlich, dass die Bewegungserzeugung möglichst wenig Bauraum einnimmt. Daher sind weitere wichtige Aspekte

## 2. Grundlagen

---

die Berücksichtigung der Energiedichte sowie die Maximierung des relativen Stellweges mit Bezug auf das Aktorvolumen.

Bei dem zu realisierenden System ist eine große Anzahl an einzeln ansteuerbaren Aktoren zu erwarten. Diese kann je nach geforderter Beweglichkeit und Aktorauswahl zwischen 36 und 360 Aktorbereichen liegen. Für eine kontrollierte Positionssteuerung ist es erforderlich den Zustand jedes dieser Aktorbereiche zu erfassen. Daher ist es von Vorteil wenn das Aktorprinzip bereits eine integrierte Positions- bzw. Gestalterfassung ermöglicht.

Als Ergebnis einer vorgelagerten Betrachtung wurde das Wirkprinzip *Dielektrischer Elastomeraktor* als vielversprechender Ansatz bewertet. Neben dieser Bewertung zeigt der Forschungstrend auf dem übergeordneten Gebiet der *Elektroaktiven Polymeraktoren* das steigende Anwendungspotential dieser Aktorgruppe.

Das Risiko der Anwendung elektrischer Spannung von bis zu 2 kV wird anhand einer Risikobetrachtung als beherrschbar eingestuft.

Aufgrund der zu erwartenden hohen Komplexität und Strukturabmessungen im  $\mu\text{m}$ -Bereich wird die Herstellung der zu untersuchenden Aktorstruktur als kritisch eingestuft. Daher sind fertigungsbezogene Aspekte von Beginn an mit zu berücksichtigen.

Ziel der vorliegenden Forschungsarbeit ist damit die Schaffung von Grundlagen zur Bewertung der Anwendbarkeit *Dielektrischer Elastomeraktoren* in endoskopischen Instrumenten. Hierzu sind verschiedene Gestaltungsformen zu entwerfen und deren Eigenschaften zu vergleichen. Darüber hinaus ist die Möglichkeit zur Integration einer Gestalterfassung als inhärenter Bestandteil des Aktors zu untersuchen.

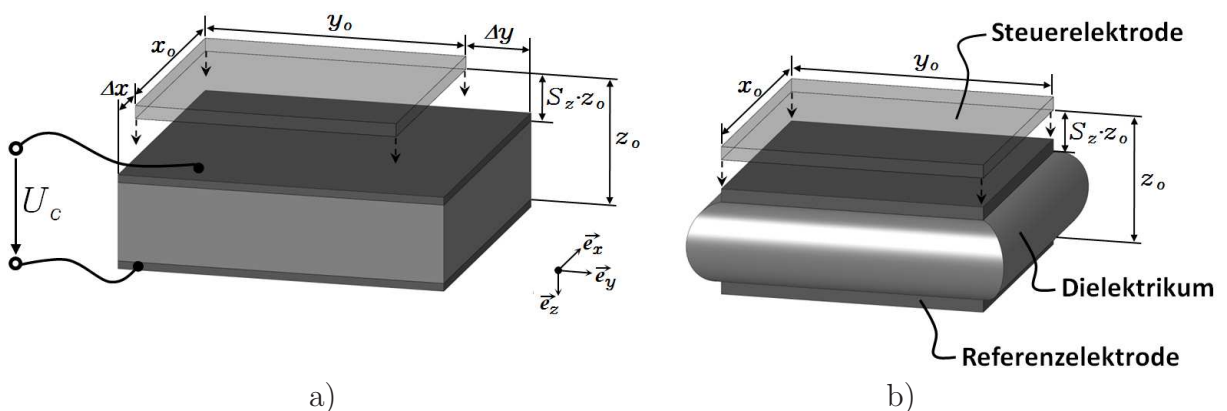
### 3. Systemkonzept für einen abwinkelbaren DE-Schlauchaktor

Im Rahmen einer grundlegenden Betrachtung wurde bereits eine Übersicht der zugrunde liegenden kinematischen Struktur vorgestellt. Als Antrieb für diese Struktur soll das Prinzip *Dielektrischer Elastomeraktor (DEA)* angewendet werden.

Aufgabe der folgenden Betrachtungen im Rahmen des Systemkonzeptes sind Beschreibung, Diskussion und Bewertung möglicher Gestaltungsvarianten für den angestrebten abwinkelbaren *DE*-Schlauchaktor. Als eine wesentliche Zielstellung steht hierbei die bestmögliche Integration der Aktorstruktur gemeinsam mit der mechanischen Stützstruktur in die Wandung eines schlauchförmigen Endoskopschaftes. Mit vergleichbar hoher Priorität folgt die Forderung nach einer Maximierung der aktiven Biegeeigenschaften sowie der erzeugbaren axialen Kräfte.

Nach dem Stand der Technik gilt die Anwendung nachgiebiger Aktorelektroden bislang als favorisierte Gestaltungsform [13] für *Dielektrische Elastomeraktoren*. Eine Gegenüberstellung der Verformungseigenschaften in Längs- und in Querrichtung soll hierfür zunächst die geometrisch vorteilhaft nutzbaren Arbeitsbereiche aufzeigen. Anschließend werden verschiedene Varianten der Elektrodenanordnung dargestellt. Aus dem Konzept zur elektrischen Beschaltung werden vorteilhafte Aspekte mit Bezug auf die Integration einer mechanischen Stützstruktur abgeleitet.

Die folgende Abbildung 3.1 zeigt die unterschiedlichen Verformungszustände für die beiden Elektrodenvarianten *nachgiebig* und *starr*.



**Abbildung 3.1.** Elektrodenannäherung eines einzelnen Elektrodenpaares; a) nachgiebige Elektroden; b) starre Elektroden

## 3.1. Verformungseigenschaften eines DEA mit nachgiebigen Aktorelektroden

Die folgende Betrachtung bezieht sich ausschließlich auf das geometrische Verhalten. Die Kraftwirkung des  $\mathbf{E}$ -Feldes bleibt hierbei unberücksichtigt. Das Dielektrikum wird als nahezu inkompressibel angenommen. Daraus folgt ein konstantes Volumen  $V_0$  des Dielektrikums zwischen den Elektroden (siehe Abbildung 3.1.a)).

$$V_0 = x_0 \cdot y_0 \cdot z_0, \quad (3.1)$$

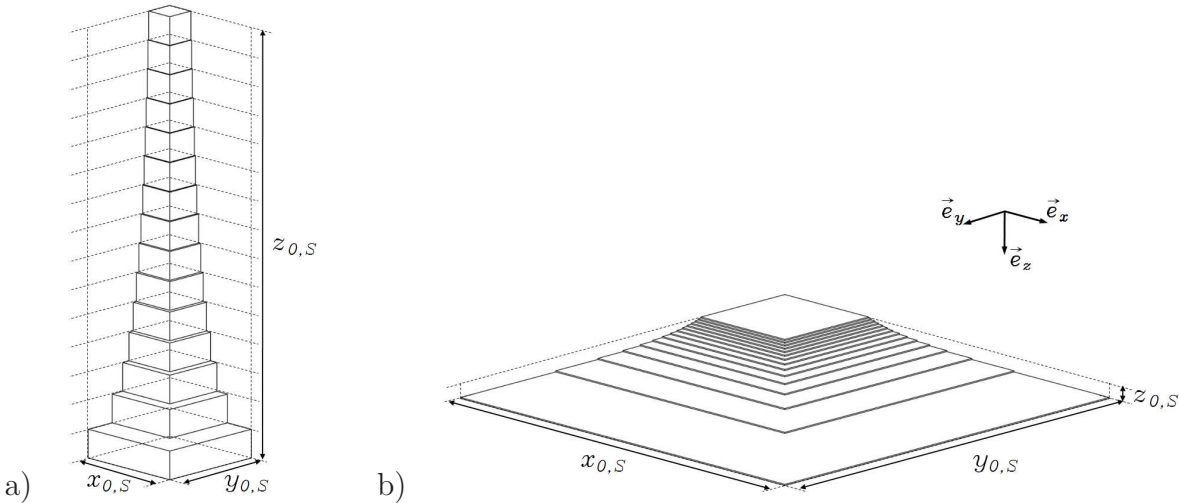
mit dem Elektrodenabstand  $z_0$ , der Elektrodenlänge  $x_0$  und der Elektrodenbreite  $y_0$ .

Für die nun folgenden Betrachtungen wird zur besseren Anschaulichkeit von quadratischen Elektrodenflächen  $x_0 \cdot y_0 = x_0^2$  ausgegangen. Damit folgt

$$V_0 = x_0^2 \cdot z_0 \quad (3.2)$$

### 3.1.1. Dominanz der Verformungsrichtungen

Die Annäherung der Elektroden wird positiv mit  $\Delta z$  beschrieben. Als Folge dieser Annäherung dehnt sich bei nachgiebigen Elektroden die quadratische Elektrodenfläche auf  $(x_0 + \Delta x)^2$ . Abbildung 3.2 veranschaulicht die beiden jeweils dominierenden Verformungsrichtungen.



**Abbildung 3.2.** Aktorkontraktion bei nachgiebigen Elektroden: a)  $\Delta x < \Delta z$ ; b)  $\Delta x > \Delta z$

Unter Berücksichtigung der Volumenkonstanz und Gleichung 3.2 sowie der Momentanwerte  $x_{0,S}$  und  $z_{0,S}$  folgt

$$\begin{aligned} V_0 &= x_0^2 \cdot z_0 \\ &= \underbrace{(x_0 + \Delta x)^2}_{x_{0,S}^2} \cdot \underbrace{(z_0 - \Delta z)}_{z_{0,S}} \\ &= x_{0,S}^2 \cdot z_{0,S}. \end{aligned} \quad (3.3)$$

Zur Darstellung der Abhängigkeiten der Verformung in Abbildung 3.3 wird  $z_{0,S}$  als Funktion von  $x_{0,S}$  und  $V_0$  formuliert.

$$z_{0,S} = \frac{V_0}{x_{0,S}^2} \quad (3.4)$$



### 3.1. Verformungseigenschaften eines DEA mit nachgiebigen Aktorelektroden

Neben der Abhängigkeit der Normalkontraktion in  $\vec{e}_z$ -Richtung und der Querdehnung in  $\vec{e}_x$ - und  $\vec{e}_y$ -Richtung zeigt Abbildung 3.3 den linearen Übergang zwischen den jeweils dominierenden Verformungsrichtungen.

Zur Ermittlung des Übergangs von dominierender Normalkontraktion zu dominierender Querdehnung ( $|\Delta x| < |\Delta z| \rightarrow |\Delta x| > |\Delta z|$ ) muss die Steigung der Kurve  $z' = f'(x) = -45^\circ$  betragen. Hieraus wird folgende Forderung abgeleitet:

$$\frac{dz}{dx} = -\frac{2 \cdot V_0}{x_{0,S}^3} \stackrel{!}{=} -1 \implies x_{0,S} = \sqrt[3]{2 \cdot V_0} \quad (3.5)$$

Um den Verlauf dieses Grenzwertes zu veranschaulichen, wird das Aktorvolumen  $V_0$  in Abbildung 3.3 variiert und anhand von Gleichung 3.4 der Wert für  $z_{0,S}$  berechnet. Als Ergebnis dieser Diskussion folgt für die Dominanz entsprechender Verformungsrichtungen:

- $|\Delta z| > |\Delta x|$  für  $x_0 < 2 \cdot z_0 \implies$  dominierende Normalkontraktion
- $|\Delta x| > |\Delta z|$  für  $x_0 > 2 \cdot z_0 \implies$  dominierende Querdehnung

Mit Bezug auf Abbildung 3.1.a) gilt für die absolute Normalkontraktion  $\Delta z$  und die Querdehnung  $\Delta x$ :

$$\Delta z = S_z \cdot z_0 \quad (3.6)$$

$$\Delta x = S_x \cdot x_0 \quad (3.7)$$

Abbildung 3.3 veranschaulicht diese Bereiche mit der linearen Grenze für  $|\Delta x| = |\Delta z|$ . Mit Bezug auf entsprechende Anwendungen ist für einen Stapelaktor (z. B. nach JUNGMANN [57]) die Dominanz der Normalkontraktion zu bevorzugen. Für einen Aktor zur Nutzung der Flächendehnung (z. B. nach PEI [91]) ist eine Auslegung zur Maximierung der Querdehnung anzustreben.

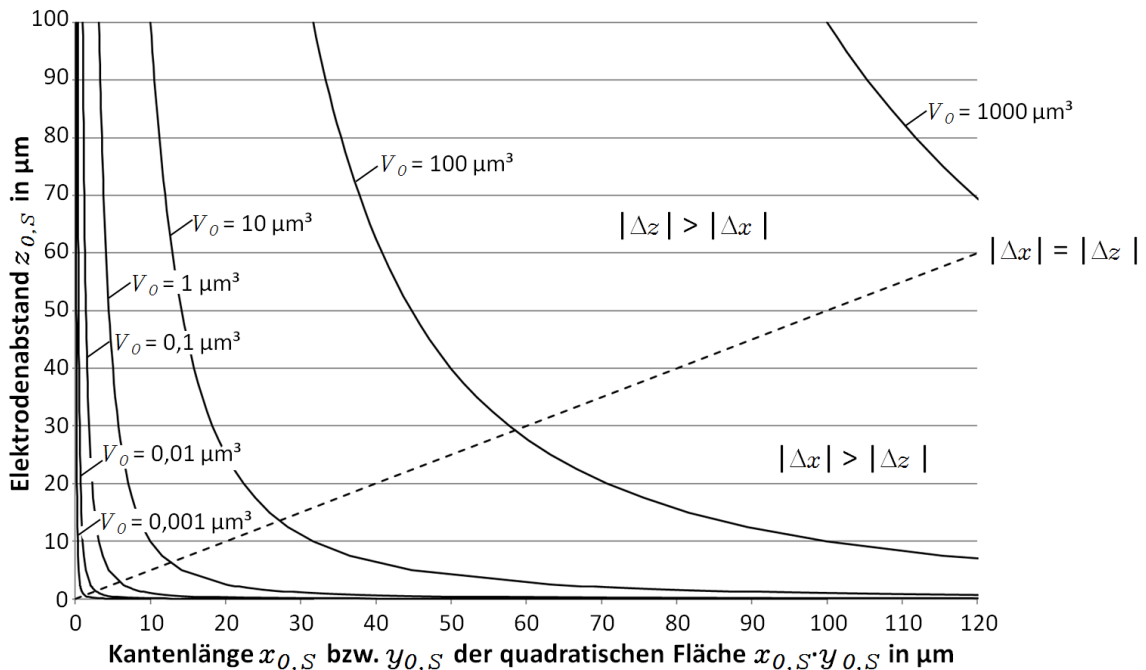


Abbildung 3.3. Übergang zwischen den dominierenden Verformungsrichtungen

### 3. Systemkonzept für einen abwinkelbaren DE-Schlauchaktor

#### 3.1.2. Bauraumausnutzung

Unter Verwendung der relativen Längenänderungen aus Gleichung 3.6 und 3.7 in Kombination mit der Annahme der Volumenkonstanz aus Gleichung 3.3 soll die Längskontraktion  $S_z$  in Abhängigkeit zur Querdehnung  $S_x$  betrachtet werden.

$$V_0 = z_0 \cdot (1 - S_z) \cdot x_0^2 \cdot (1 + S_x)^2 \quad (3.8)$$

$$S_z = 1 - \frac{1}{(1 + S_x)^2} \quad (3.9)$$

In diesem Abschnitt wird der vorteilhafte Nutzungsbereich der verschiedenen Verformungsrichtungen eines einzelnen Aktors aufgezeigt. Unter Berücksichtigung von Gleichung 3.9 wird hierzu das Gleichgewicht  $S_x = S_z$  definiert:

$$S_x = S_z = 0,618 \quad (3.10)$$

Daraus folgt, dass für  $S_z < 0,618$  der in Abbildung 3.4 dargestellte Effekt der Normalkontraktion in  $\vec{e}_z$ -Richtung gegenüber der Querdehnung in  $\vec{e}_x$ - und  $\vec{e}_y$ -Richtung unter der Annahme quadratischer Elektrodenflächen überwiegt.

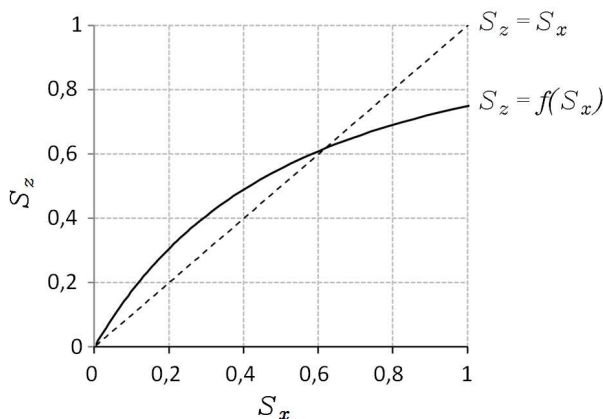


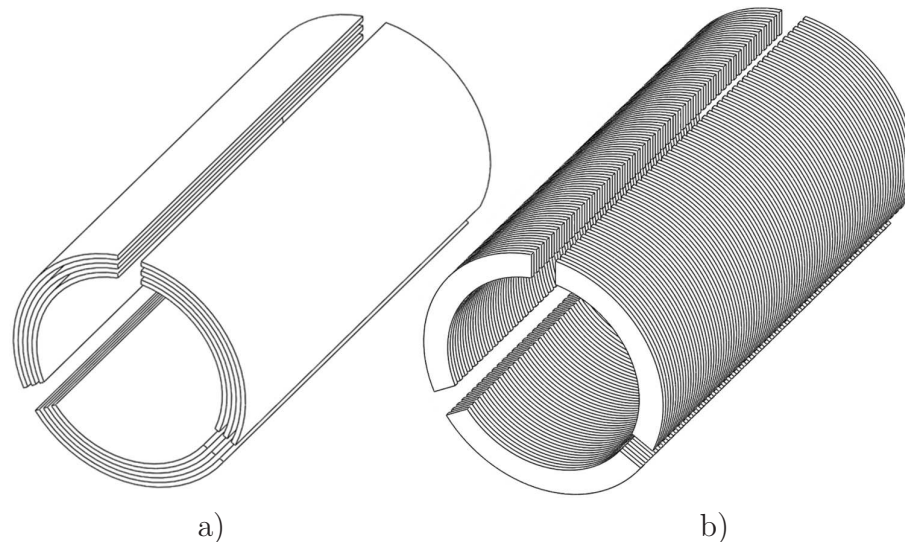
Abbildung 3.4 Definition der dominierenden Verformungsrichtungen

### 3.2. Elektrodenausrichtung

Die bisherigen Ergebnisse haben gezeigt, dass verschiedene Wirkrichtungen des Einzelaktors nutzbar sind. Hieraus werden zwei prinzipielle Anordnungen der Elektroden- und damit der schlauchförmigen Aktorstruktur abgeleitet:

- in radialer Richtung parallel angeordnete Elektroden nach Abbildung 3.5.a)
- in axialer Richtung parallel angeordnete Elektroden nach Abbildung 3.5.b)

Bei der Darstellung dieser Anordnungen in Abbildung 3.5 wird direkt eine azimutale Unterteilung in jeweils drei Aktorfilamente vorgenommen. Diese Unterteilung stellt die Minimal-konfiguration zur Erzeugung einer 3D-Bewegung dar. Die abgebildeten Geometrien verdeutlichen die unterschiedlich angeordneten Elektrodenflächen und die verschiedenen Wirkrichtungen der Einzelaktoren.



**Abbildung 3.5.** Grundlegende Ansätze der Elektrodenanordnung: a) radial-parallel  
b) axial-parallel

### 3.2.1. Radial-parallele Elektroden

Die Anordnung von radial-parallelen Elektroden ist bereits von z. B. ROSENTHAL [105, 106] bekannt. Abbildung 3.5.a) veranschaulicht die Übertragung dieses Ansatzes auf den angestrebten Schlauchaktor. Diese Gestaltungsvariante basiert auf nachgiebigen Elektroden mit Nutzung der Querdehnung. Durch radiale Kontraktion wird die Flächendehnung in axialer Richtung zur Gestaltänderung der schlauchförmigen Struktur genutzt. Damit wird zur Gestaltänderung eine Streckung angewendet. Da der Aktor sich jedoch nicht ausschließlich in axialer Richtung sondern auch in radialer Richtung dehnt, erfährt die schlauchförmige Struktur sowohl eine bereichsweise Verlängerung als auch eine Vergrößerung des Durchmessers. Ein Vorteil dieser Struktur liegt in der zunächst einfach erscheinenden Herstellung. Unter Berücksichtigung der Ergebnisse aus Kapitel 3.1.2 folgt, unter der Annahme quadratischer Elektroden, mit Abbildung 3.4 dass die relative Querdehnung bis  $S_x = 0,618$  geringer ist als die relative Kontraktion  $S_z$ . Die Gestaltänderung des Aktors wird somit nicht vorteilhaft genutzt. Eine Verbesserung dieses Verhaltens könnte z.B. durch Verwendung des *PolyPower* Materials der Firma DANFOSS [18] ermöglicht werden. Hierbei ist eine kombinierte Elektroden-Dielektrikums-Folie so gestaltet, dass durch eine wellenförmige Anordnung der Elektrodenlage die Verformung in axialer Richtung gesteigert werden kann. Prinzipbedingt ist bei dieser Gestaltungsform keine Stützstruktur als inhärenter Bestandteil in den Aktor integrierbar. Damit ist es für eine Anordnung aus radial parallelen Aktorelektroden erforderlich, zusätzlich zur eigentlichen Aktorstruktur eine Stützstruktur zu implementieren. Aufgrund der notwendigen Querdehnung ist diese Anordnung nicht als Aktorvariante mit starren Elektroden umsetzbar.

### 3.2.2. Axial-parallele Elektroden

Die Anordnung axial-paralleler Elektroden nach Abbildung 3.5.b) kann für einzelne Aktorgruppen (-felder) als Stapelaktor interpretiert werden. Solche Anordnungen werden, als Ausführung mit nachgiebigen Elektroden, von z. B. CARPI [13] beschrieben. Die Wirklich-

### 3. Systemkonzept für einen abwinkelbaren DE-Schlauchaktor

---

tung dieser Anordnung ist in  $\vec{e}_z$ -Richtung. Nach den vorangegangenen Betrachtungen aus Kapitel 3.1.2 folgt mit Abbildung 3.4, dass die relative Kontraktion bis  $S_z = 0,618$  gegenüber der Querdehnung  $S_x$  bei quadratischen Elektroden dominiert. Damit nutzt diese Anordnung den vorhandenen Bauraum vorteilhaft aus. Jedoch ist auch hier, prinzipbedingt, keine inhärente Stützstruktur nutzbringend integrierbar. Als Konsequenz folgt hieraus die Überlegung, die Aktorelektroden selbst als Stützstruktur auszuführen. Entsprechende Anordnungen, basierend auf starren Aktorelektroden, werden bisher nur durch die vorliegende Arbeit und die zugehörigen Veröffentlichungen und Patentanmeldungen diskutiert. Im Vorgriff auf die Herleitung des Druckmoduls  $Y_c$  in Kapitel 4.2.2 wird bereits die Erkenntnis vorweggenommen, dass sich durch die Verwendung starrer Aktorelektroden die Nachgiebigkeit in  $\vec{e}_z$ -Richtung verringert. Dort wird jedoch auch dargestellt, dass eine Optimierung der Nachgiebigkeit durch eine entsprechende Aktorgeometrie möglich ist.

#### 3.2.3. Auswahl der favorisierten Gestaltungsvariante

Durch Anwendung der Anordnung aus radial-parallelen, nachgiebigen Elektroden kann der gegebene Bauraum nicht optimal ausgenutzt werden. Hinzu kommt eine weitere Einschränkung des Bauraumes durch die benötigte mechanische Stützstruktur.

Mit der axial-parallelen Anordnung starrer Aktorelektroden wird die Wirkrichtung des Aktorprinzips vorteilhaft genutzt. Durch die hierdurch berücksichtigte inhärente mechanische Stützstruktur kann der Bauraum vollständig durch die Aktorstruktur belegt werden. Als kritisch ist jedoch das gehemmte Verformungsverhalten aufgrund der unterdrückten Querdehnung zu bewerten.

Durch die Möglichkeit zur Schaffung einer inhärenten Aktor-Stützstruktur überwiegen die Argumente der besseren Bauraumausnutzung der axial-parallelen Elektrodenanordnung. Damit beziehen sich alle folgenden Betrachtungen auf die Anwendung *Dielektrischer Elastomere mit starren Aktorelektroden* unter Nutzung der Elektrodenanziehung in  $\vec{e}_z$ -Richtung.

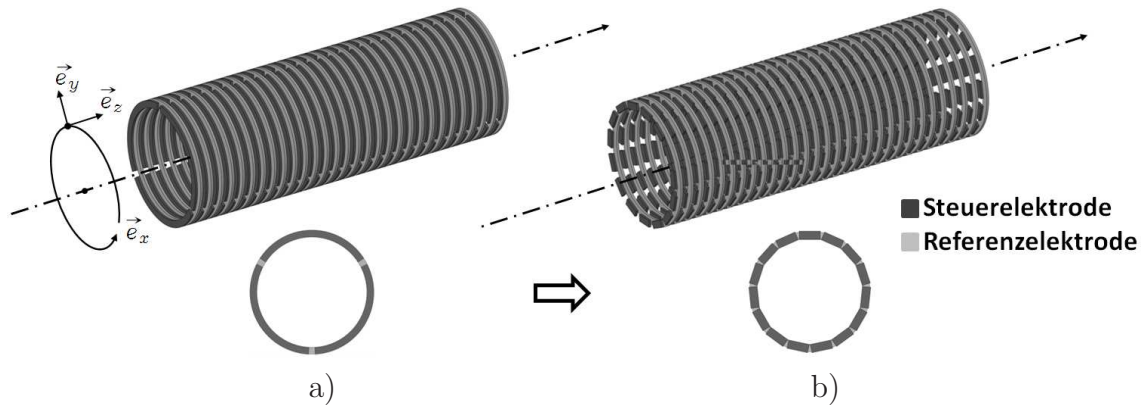
In Abbildung 3.6.a) ist die ausgewählte Elektrodenanordnung nochmals mit der Minimalkonfiguration von drei Aktorfilamenten dargestellt. Zur Verringerung der mechanischen Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Filamenten wird deren Anzahl in Abbildung 3.6.b) erhöht. Hierdurch ist eine Beschreibung der ursprünglich kreisförmig dargestellten Elektrodenflächen durch eine rechteckige Geometrie möglich. In Abbildung 3.6.b) ist ein Beispiel für die Elektrodenanordnung eines Schlauchaktors mit 15 Aktorfilamenten dargestellt.

### 3.3. Aufbau des Schlauchaktors

Der Schlauchaktor wird in die folgenden vier funktionalen Gruppen untergliedert:

- Einzelaktor
- Aktorfeld
- Aktorfilament
- Aktormatrix

Abbildung 3.7 veranschaulicht die im Folgenden erklärten Bezeichnungen zur Gliederung der Aktorstruktur. Die funktionale Basis des gesamten Aktorsystems bildet der Einzelaktor.



**Abbildung 3.6.** Abwinkelbarer DE-Schlauchaktor: a) drei Aktorfilamente mit kreisförmigen Elektrodenflächen b) 15 Aktorfilamente mit rechteckigen Elektrodenflächen

Dieser besteht aus einem einzigen Elektrodenpaar mit Steuerelektrode ( $SE$ ) und Referenzelektrode ( $RE$ ). Durch Anlegen einer elektrischen Spannung zwischen diesen Elektroden wirkt die elektrostatische Kraft  $F_{el}$  auf diese Elektroden. Dies führt zu einer Kontraktion des elastischen Dielektrikums im Bereich zwischen diesen Elektroden.

Durch abwechselndes Stapeln von  $RE$  und  $SE$  erhält man ein Aktorfeld. Die Summe der Kontraktionen der Einzelaktoren ergibt die Kontraktion eines gesamten Aktorfeldes. Die Kontraktion der verschiedenen Aktorfelder wirkt in axialer Richtung der Schlauchorientierung. Um die einzelnen Aktorfelder unabhängig voneinander anzusteuern ist eine Verschaltung der Elektroden gleicher Art ( $SE$  oder  $RE$ ) innerhalb dieser Aktorfelder erforderlich. Durch axiales Aneinanderreihen einzelner Aktorfelder können in axialer Richtung verschiedene Bereiche unabhängig voneinander kontrahiert werden. Diese Anordnung wird als Aktorfilament bezeichnet.

Um nun ein Abwinkeln des Schlauchaktors in verschiedene radiale Richtungen zu ermöglichen, ist eine azimutale Verteilung mehrerer Aktorfilamente innerhalb des Wandbereichs erforderlich. Hierdurch entsteht eine schlauchförmige Matrix aus einer Anzahl an axial und azimutal unabhängig steuerbaren Aktorfeldern. Damit wird die gesamte Aktorstruktur auch als Aktormatrix bezeichnet.

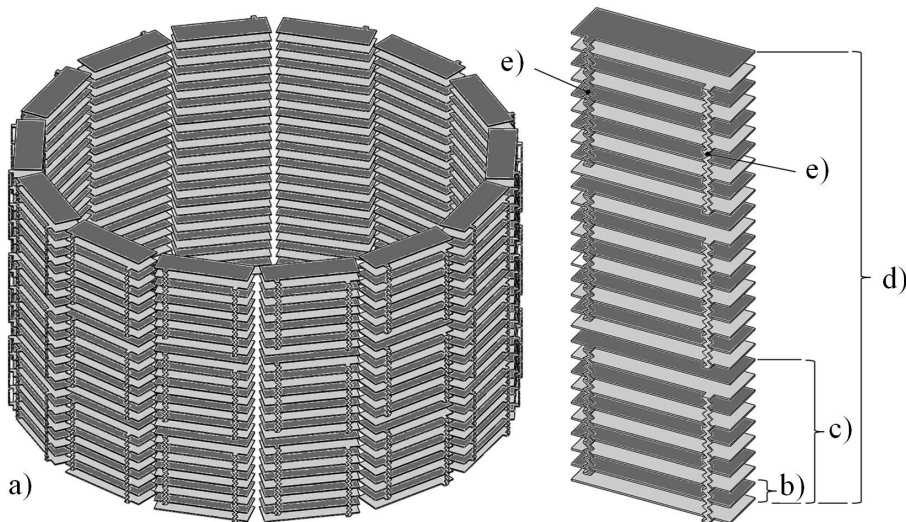
Die grundlegenden kinematischen Zusammenhänge zwischen der Längenänderung eines Aktorfilamentes und der Gestaltänderung einer vollständigen Aktorstruktur sowie die Anordnung der Aktorfilamente werden bereits in Kapitel 2.3 aufgeführt. Ergänzend wird nun speziell der Einfluss der Elektrodendicke  $z_{el}$  innerhalb eines Aktorfilamentes diskutiert.

Zur Erzeugung einer Gestaltänderung der schlauchförmigen Aktorstruktur ist die relative Kontraktion eines gesamten Aktorfeldes erforderlich. Damit stellt das elastische Dielektrikum zwischen den Elektroden den eigentlichen Verformungskörper dar. Die starren Aktorelektroden hingegen verschlechtern als passive Komponenten die Bauraumausnutzung. Zielstellung für eine optimale Bauraumausnutzung ist daher eine Maximierung des Dielektrikumanteils bei gleichzeitiger Minimierung des Elektrodenanteils am eingenommenen Bauraum. Die folgende Gleichung 3.11 bringt diese Zusammenhänge durch den axialen Füllfaktor  $w_z$  zum Ausdruck.

$$w_z = \frac{z_0}{z_0 + z_{el}} \xrightarrow{!} \text{maximieren}, \quad (3.11)$$

mit der Elektrodendicke  $z_{el}$  und dem Elektrodenabstand  $z_0$ .

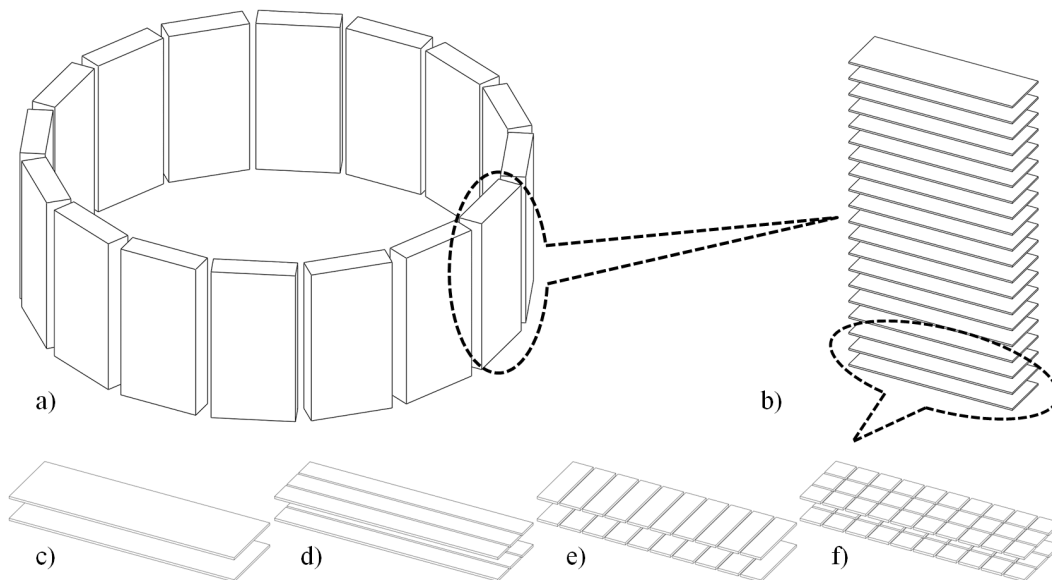
### 3. Systemkonzept für einen abwinkelbaren DE-Schlauchaktor



**Abbildung 3.7.** Teilkomponenten des Schlauchaktors: ■ Steuerelektrode / ■ Referenzelektrode a) Aktormatrix; b) Einzelaktor; c) Aktorfeld; d) Aktorfilament; e) Elektrodenverbindungen/-verschaltung

### 3.4. Elektrodenteilung

Nachdem bereits die Elektrodenanordnung festgelegt wurde, soll nun betrachtet werden, ob eine Teilung der Elektroden vorteilhaft genutzt werden kann, um die Aktoreigenschaften zu verbessern. Zur Veranschaulichung der zugrundeliegenden Gestaltungsvarianten zeigt Abbildung 3.8 unterschiedlich geteilte Elektroden. Eine azimutale oder radiale Unterteilung der



**Abbildung 3.8.** Grundlegende Ansätze der Elektrodengestaltung: a) Filamente eines Schlauchaktors; b) Elektroden eines Aktorfilamentes; c) einstückige Elektroden; d) radial unterteilte Elektroden; e) azimutal unterteilte Elektroden; f) radial und azimutal unterteilte Elektroden

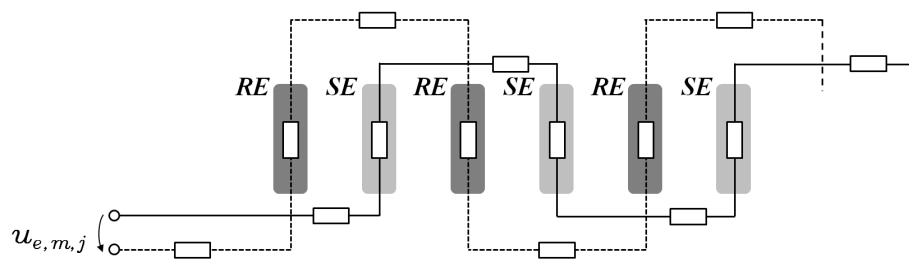
Elektroden nach Abbildung 3.8.d), e) und f) steht im Widerspruch zur geforderten Stabilisierungsfunktion und erhöht zusätzlich signifikant die Komplexität der Aktorstruktur. Daher

werden diese Ansätze von vornherein verworfen.

Die einstückige Aktorelektrode nutzt die Elektrodenfläche bei gegebenem Bauraum am besten aus. Im Vergleich zu den weiteren dargestellten Anordnungen lassen sich damit die höchsten axialen Kräfte erzielen. Aufgrund der geringsten Komplexität ist auch der geringste Fertigungsaufwand für eine zusätzliche Verschaltung der Elektrodenflächensegmente für diese einstückige Aktorelektrode zu erwarten.

## 3.5. Elektrische Verschaltung der Elektroden

Die Gruppierung von Einzelaktoren zu Aktorfeldern erfordert die Bereitstellung einer unabhängigen elektrischen Steuerspannung  $u_{e,m,j}$  für jeden individuell zu kontrahierenden Bereich. Abbildung 3.9 stellt hierzu eine vollständig serielle Beschaltung eines Aktorfeldes dar. Diese Anordnung der Elektroden im Strompfad würde zusätzlich den Längswiderstand der Elektroden mit in den Schaltkreis des Steuersignals einbeziehen. Hierbei summieren sich die Längswiderstände der eingebundenen Elektroden auf. Dies bewirkt eine verzögerte Aktorauslenkung mit fortschreitender Leitungslänge und Anzahl eingebundener Elektroden.



**Abbildung 3.9.** Serielle Beschaltung der Elektroden eines Aktorfeldes

Daher ist eine Parallelschaltung der Aktorelektroden einer Serienschaltung für die gegebene Anwendung vorzuziehen. Innerhalb individueller Aktorfelder wird daher für die Steuerelektroden eine parallele Beschaltung festgelegt. Für die Beschaltung der Referenzelektroden sind drei verschiedene Varianten nach Abbildung 3.10 vorstellbar.

- Variante a) berücksichtigt jeweils eine individuelle Zuleitung für die parallele Beschaltung der Referenzelektroden eines Aktorfeldes. Damit wird für jedes Aktorfeld eine separate Steuerleitung sowie eine separate Referenzleitung benötigt.
- Variante b) verbindet alle Referenzelektroden eines Aktorfilamentes elektrisch parallel miteinander. Hierdurch wird für jedes Aktorfeld eine separate Steuerleitung sowie für jedes Aktorfilament eine separate Referenzleitung benötigt.
- Variante c) verbindet alle Referenzelektroden der gesamten Aktoranordnung elektrisch axial-parallel und azimuthal-seriell miteinander. Hierdurch wird für jedes Aktorfeld eine separate Steuerleitung sowie für den gesamten Schlauchaktor eine einzige Referenzleitung benötigt.

Aufgrund des geringsten Beschaltungsaufwandes und der Möglichkeit zur Kombination mit der mechanischen Stützstruktur gilt Variante c) als favorisierter Lösungsansatz. Die parallele elektrische Verschaltung der Referenzelektroden bildet damit eine sehr gute Grundlage zur Integration mechanisch stabilisierender Komponenten.

### 3. Systemkonzept für einen abwinkelbaren DE-Schlauchaktor

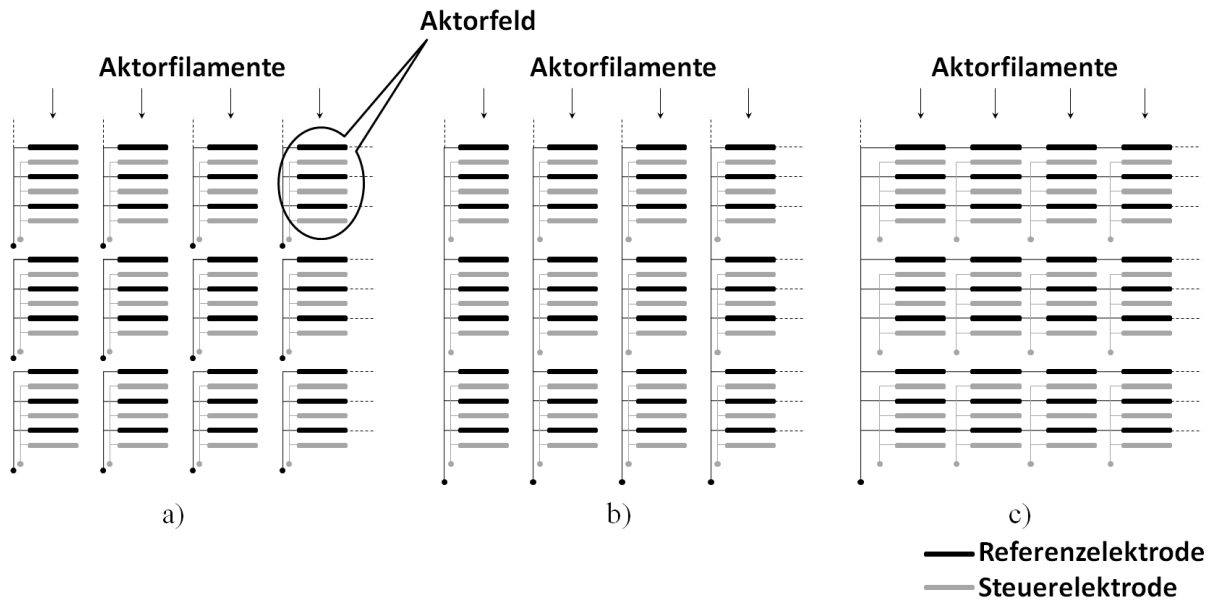


Abbildung 3.10. Verschaltungsvarianten der Elektroden und Aktorfilamente

## 3.6. Mechanische Stützstruktur

Für die Gestaltung der Stützstruktur sollen Vorbilder aus der Natur vorteilhaft als Designbeispiele dienen. In Anhang B *Bionik - Technische Lösungen der Natur* werden hierzu verschiedene relevante Lösungen aus der Tierwelt vorgestellt. Dabei wird zwischen Lage und Gestaltung unterschieden.

Aus Knochen oder laminatähnlichen Komponenten bestehende Stützstrukturen werden nach ihrer Lage im Körper wie folgt unterschieden:

- Exoskelett - auf der Körperraußenseite
- Endoskelett - im Körperinneren

Stützstrukturen, welche rein auf die Abstützung durch Muskulatur basieren, werden als muskuläres Hydrostat oder auch Hydroskelett bezeichnet.

Das favorisierte Lösungskonzept lehnt sich an das Exoskelett nach dem Vorbild des Tausendfüßlers an. Die Muskulatur, also der eigentliche Aktor, wirkt hierbei in axialer Richtung, vergleichbar mit den Längsmuskeln des Regenwurms aus Anhang B.5. Gegenüber anderen Skelettvarianten bietet dieser Lösungsansatz den Vorteil optimaler Raumausnutzung bei gleichzeitig maximaler Biegsamkeit der schlauchförmigen Anordnung.

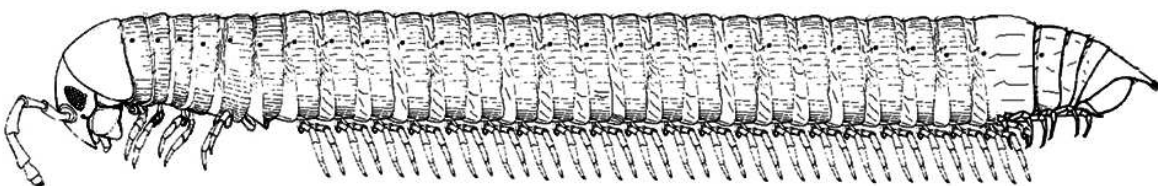
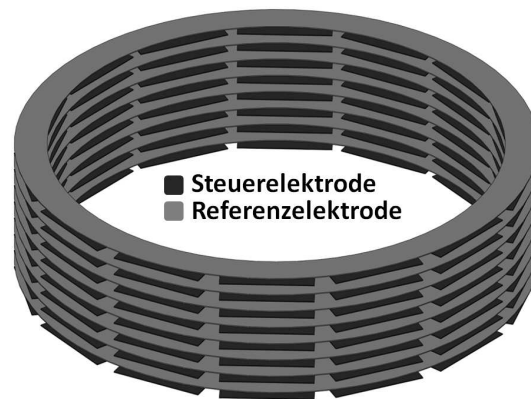


Abbildung 3.11. Tausendfüßler [126]



Im vorangegangenen Abschnitt 3.5 wurde festgestellt, dass es aus elektrischer Sicht vorteilhaft ist, die individuellen Referenzelektroden zu einer elektrischen Einheit zu verbinden. Dieser Gedanke lässt sich mit der manschettenartigen Stützstruktur des Tausendfüßlers vorteilhaft kombinieren. Durch Zusammenschluss der Referenzelektroden innerhalb einer axialen Elektrodenlage wird eine starre, ringförmige Elektrode gebildet. Wie in Abbildung 3.12 dargestellt, setzt sich der Schlauchaktor damit aus axial parallel abwechselnden Ringelektroden (Referenzelektroden) und azimuthal verteilten Einzelelektroden (Steuerelektroden) zusammen.



**Abbildung 3.12.** Gestaltung der mechanischen Stützstruktur mittels ringförmiger Referenzelektroden



---

## 4. DEA-Design für abwinkelbare Endoskope

Der Lösungsraum zur Gestaltung eines schlauchförmigen, abwinkelbaren Endoskopschaftes wurde bereits auf das Prinzip *Dielektrischer Elastomeraktor (DEA)* eingegrenzt. Aufgrund der geforderten Integration einer mechanischen Stützstruktur stellt die Betrachtung einer Aktoranordnung mit starren Elektroden den Schwerpunkt der Forschungsarbeit dar. Entgegen Ausführungsformen mit nachgiebigen Elektroden (z. B. von CARPI [13] oder SCHLAAK [107]) wird bei der angestrebten starren Elektrodenkopplung des Dielektrikums ein ungünstiger Einfluss auf das Druckmodul  $Y_c$  erwartet. Aus der unterdrückten Querdehnung folgt, dass die Wirkrichtung dieses Aktors in  $\vec{e}_z$  liegt. Damit muss die Elektrodenanordnung, speziell das eingebettete Dielektrikum, bestmögliche Verformungseigenschaften aufweisen. Zunächst liegt die Vermutung nahe, dass die neuartige Elektrodenstruktur den Aktor vollständig in seiner Wirkung behindert. Mit dem Ziel ein Versagen des Konzeptansatzes frühzeitig auszuschließen erfolgt daher im ersten Schritt die Bestätigung der grundsätzlichen Funktion durch einen elektrisch angesteuerten Einzelaktor. Zur mathematischen Beschreibung des Einflusses starrer Elektroden auf das Verformungsverhalten des Einzelaktors wird anschließend das geometrie- und verformungsabhängige Druckmodul sowie eine Definition des maximal zulässigen Arbeitsbereiches hergeleitet. Unter Berücksichtigung potentieller Anwendungen in der Endoskopie sind, im Gegensatz zu beispielsweise Braille Displays [78], keine hohen Ansteuerfrequenzen zu erwarten. Daher ist die Betrachtung des stationären Verformungszustandes ausreichend. Ergänzend werden Ansätze zur weiteren Optimierung der Aktorkontraktion diskutiert.

### 4.1. Grundlegende Bestätigung des Konzeptansatzes

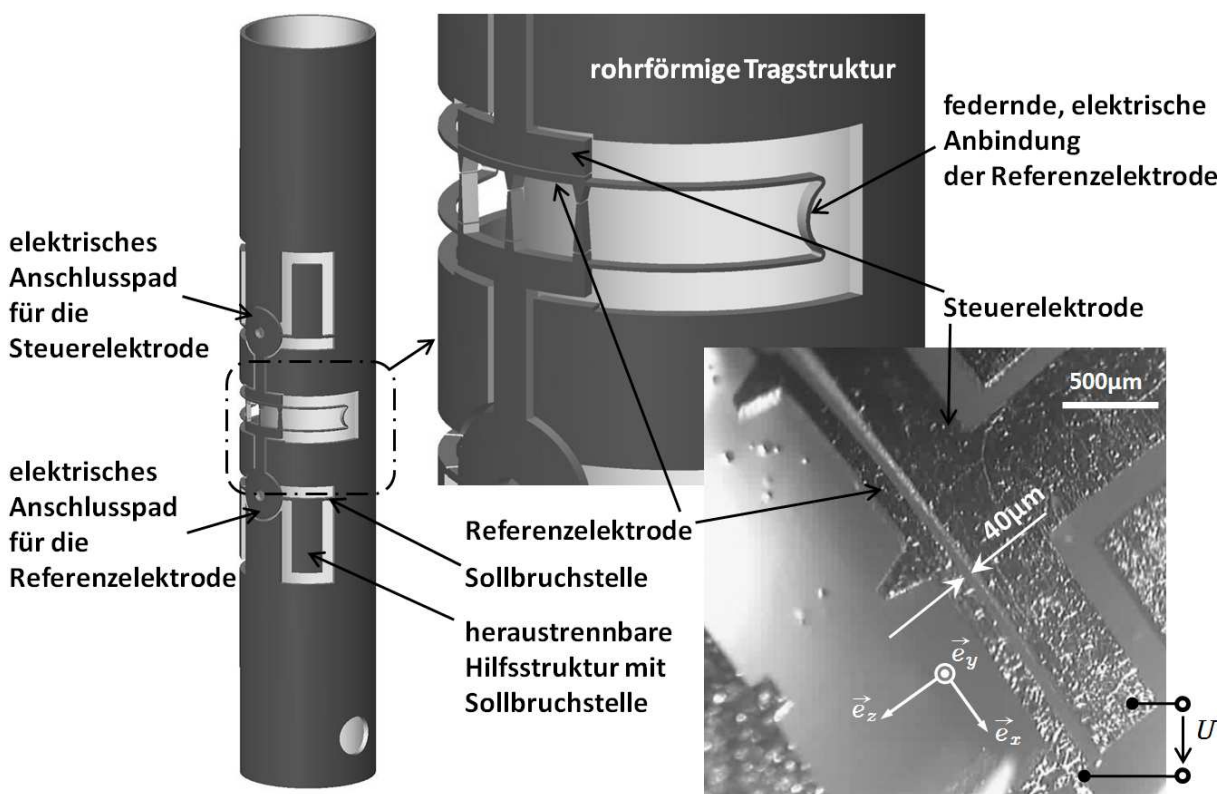
Entgegen den verbreiteten Bauformen sind die starren Aktorelektroden nicht mehr in der Lage, der Querdehnung des Dielektrikums zu folgen. Dies führt zu einer Behinderung der eigentlichen Aktorfunktion. Um auszuschließen, dass diese Behinderung derart ausgeprägt ist, dass sie die Elektrodenanziehung vollständig verhindert, wird anhand eines ersten vereinfachten Versuchsaufbaus die prinzipielle Aktortätigkeit belegt. Abbildung 4.1 zeigt das Versuchsmuster mit Kennzeichnung der Aktorelektroden und des Elektrodenabstandes  $z_0$ . Aus den Ergebnissen von LOTZ [74] und JUNGSMANN [57] ist bekannt, dass die elektrische Durchbruchfeldstärke von WACKER *Elastosil P7670*  $E_D = 30 \text{ kV/mm}$  beträgt. Mit dem Elektrodenabstand  $z_0 = 40 \text{ }\mu\text{m}$  folgt hieraus eine theoretisch maximale elektrische Steuerspannung von 1200 V. Im Rahmen des durchgeführten Versuches liegt die maximale angelegte Steuerspannung bei 1900 V. Dies lässt vermuten, dass die bestimmte Durchbruchfeldstärke von 30 kV/mm nicht auf die vorliegende Anordnung anwendbar ist. Es ist als positiv zu bewerten, dass die tatsächliche Durchbruchfeldstärke offensichtlich höher ist als die angenommene.

## 4. DEA-Design für abwinkelbare Endoskope

Tabelle 4.1 zeigt die für den Aufbau gewählte Dimensionierung und Materialauswahl.

**Tabelle 4.1.** Dimensionierung und Materialauswahl zum Nachweis der prinzipiellen Aktorfunktion

Elektrodenabstand	$z_0 = 40 \mu\text{m}$
Elektrodenhöhe	$y_0 = 200 \mu\text{m}$
Elektrodenbreite	$x_0 = 2000 \mu\text{m}$
Elektrodenmaterial	Edelstahl 1.4301
Dielektrikum	WACKER <i>Elastosil P7670</i>

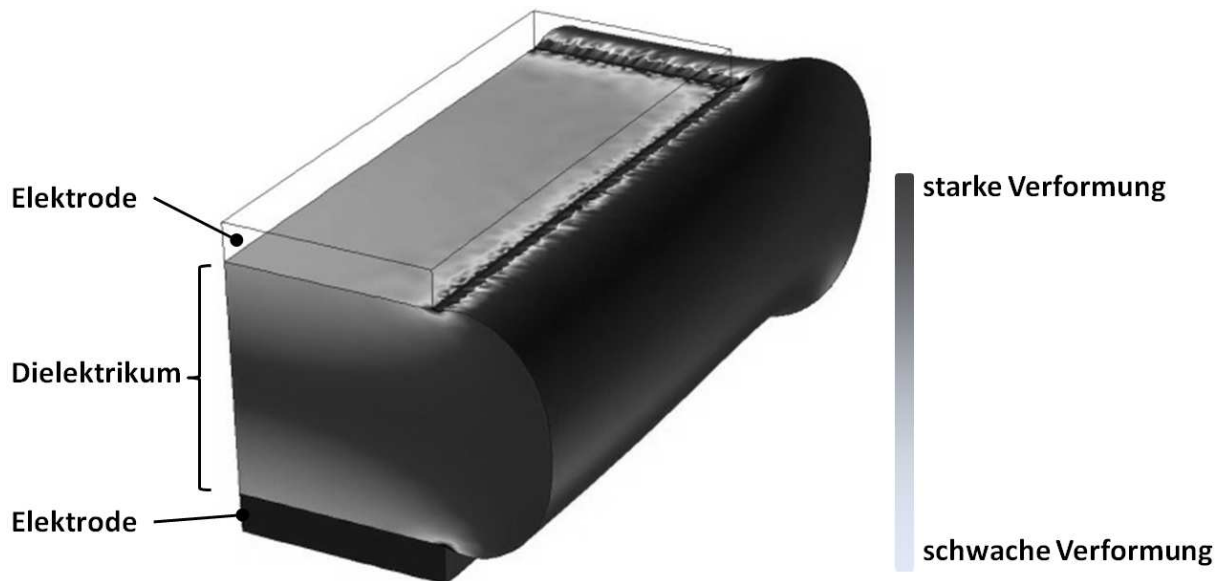


**Abbildung 4.1.** Versuchsmuster zur grundlegenden Machbarkeitsbestätigung

Nach JUNGSMANN [57] bewirkt die durch die Verformung des Dielektrikums hervorgerufene Ausrichtung der Polymerketten quer zur Kontraktionsrichtung eine Erhöhung der Durchbruchfeldstärke. Am Beispiel von Silikon *NuSil-CF19-2186* wurde eine Durchbruchfeldstärke von  $E_D = 160 \text{ kV/mm}$  bei 15 % Vordehnung und von  $E_D = 350 \text{ kV/mm}$  bei 45 % Vordehnung ermittelt. Dieses Verhalten kommt bei einer Anordnung mit starren Aktorelektroden besonders zum Tragen. Wie in der *FEA*-Darstellung (Finite-Elemente-Analyse) in Abbildung 4.2 deutlich wird, liegt in diesem Fall eine inhomogene Materialverformung vor. In der Ebene im Zentrum des Dielektrikums findet die größte Verformung statt. Daraus folgt, dass in diesem Bereich die Ausrichtung der Polymerketten quer zur Kontraktionsrichtung am größten sein muss. Es liegt die Vermutung nahe, dass die Durchbruchfeldstärke ein inhomogenes Verhalten im aktiven Aktorzustand aufweist und in der zentralen Ebene zwischen zwei benachbarten Elektroden ihr Maximum erreicht. Weiter wird durch YILMAZ [137] am Beispiel von Polymerfilmen belegt, dass bei ungereckten (unverformten) Proben die Durchbruchfeldstärke

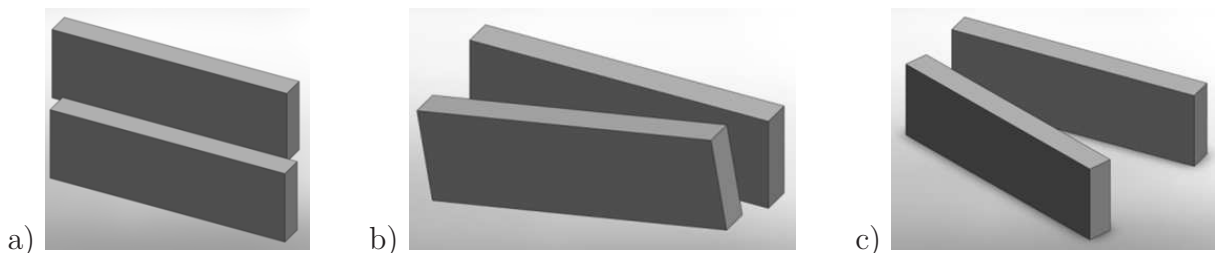
## 4.1. Grundlegende Bestätigung des Konzeptansatzes

mit sinkendem Elektrodenabstand ansteigt. Beispielsweise bewirkt die Verringerung einer Polyesterschicht von  $z_0 = 200 \mu\text{m}$  auf  $z_0 = 50 \mu\text{m}$  eine Erhöhung der Durchbruchfeldstärke von  $E_D = 160 \text{ kV/mm}$  auf  $E_D = 235 \text{ kV/mm}$ .



**Abbildung 4.2.** Verformung des Dielektrikums in x-Richtung im kontrahierten Zustand, mit starren Elektroden; *FEA*- Simulationsergebnis

Die elektrische Ansteuerung der Anordnung aus Abbildung 4.1 erfolgt mit einer Frequenz von 2 Hz. Es wurden Annäherungen der Aktorelektroden von  $S_z > 0,05$  beobachtet. Hierbei muss angemerkt werden, dass diese Ergebnisse bereits mit einem nicht ideal aufgebauten Aktor erzielt wurden. Neben den in Abbildung 4.3 dargestellten Ausrichtungsfehlern der Elektroden behindert zusätzlich das passive Dielektrikum auf der Rohrrinnen- und -aussenseite die Aktorkontraktion.



**Abbildung 4.3.** Ausrichtungsfehler der starren Elektroden: a) paralleler Versatz; b) parallele Verkipfung; c) nicht parallele Elektrodenflächen

Basierend auf den vorgestellten Versuchsergebnissen wird somit ein vollständiges Versagen des Ansatzes starrer Aktorelektroden ausgeschlossen.

### 4.2. Geometrieabhängiger Druckmodul

Das Dielektrikum wird für die folgenden Betrachtungen weiter als inkompressibel angenommen. Damit ist das ursprüngliche Volumen  $V_0$  des Dielektrikums konstant und wird durch die unbelastete Geometrie eines einzelnen Elektrodenpaares definiert.

$$V_0 = x_0 \cdot y_0 \cdot z_0 = \text{konstant} \quad (4.1)$$

Die relative Kontraktion  $S_z$  eines einzelnen Elektrodenpaares in Abhängigkeit zur absoluten Annäherung  $\Delta z$  sowie zu dem ursprünglichen Abstand  $z_0$  zwischen den einzelnen Elektrodenflächen wird wie folgt definiert:

$$S_z = \frac{\Delta z}{z_0}, \quad (4.2)$$

Der Elektrodenbereich kennzeichnet das zwischen zwei Elektroden eingeschlossene Volumen. Durch die Anziehung der Elektroden verringert sich dieses Volumen. Das verdrängte Dielektrikum befindet sich nun, wie in Abbildung 4.4 dargestellt, außerhalb des Elektrodenbereiches.

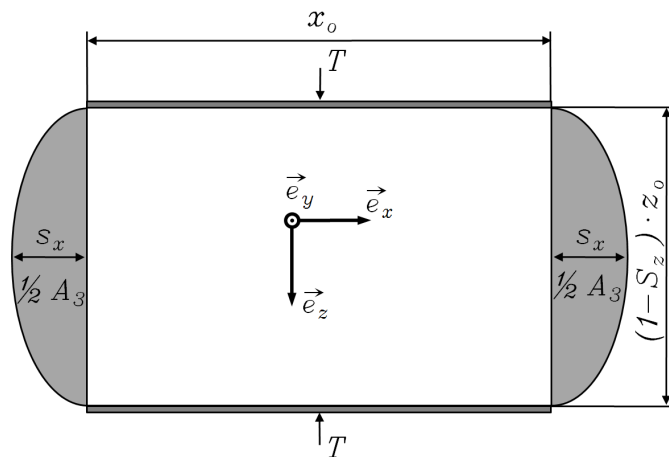


Abbildung 4.4. Verdrängtes Dielektrikum

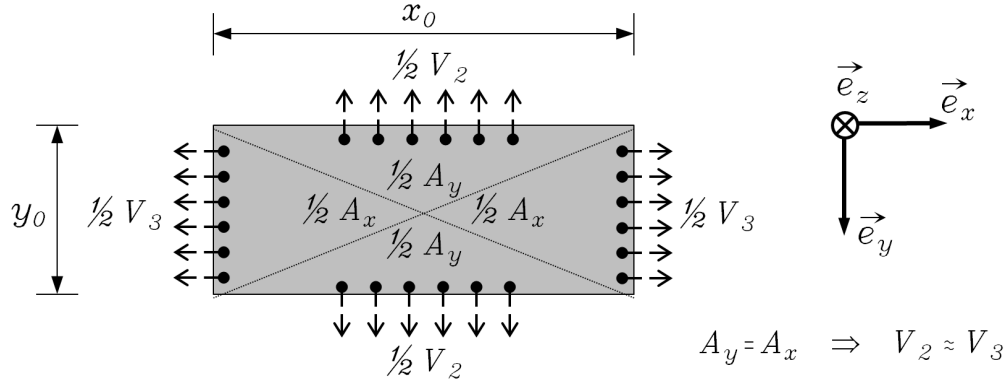
#### 4.2.1. Maximal zulässiger Verformungsbereich

Wie in Abbildung 3.1 b) dargestellt ist, bewegt sich das durch Krafteinwirkung verdrängte Dielektrikum in alle Richtungen der  $xy$ -Ebene. Damit befindet sich das gesamte verdrängte Elastomervolumen in den richtungsabhängigen Bereichen  $V_2$  und  $V_3$ . Das über die Eckbereiche verdrängte Volumen wird bei dieser Betrachtung vernachlässigt. Die Auswirkung dieser Annahme stellt eine zusätzliche Verschärfung des abzuleitenden Designkriteriums dar. Weiter werden, wie in Abbildung 4.5 skizziert, die verdrängten Volumina  $V_2$  und  $V_3$ , aufgrund identischer Druckflächenanteile, als gleich angenommen.

$$\begin{aligned} V_2 &\approx V_3 & (4.3) \\ A_2 \cdot x_0 &\approx A_3 \cdot y_0 \\ &\approx \frac{1}{2} \cdot x_0 \cdot y_0 \cdot z_0 \cdot S_z \end{aligned}$$

Für den Fall  $x_0 \geq y_0$  gilt  $A_3 \geq A_2$ . Hieraus folgt, dass der Überstand  $s_x$  in  $\vec{e}_x$ -Richtung größer ist als  $s_y$  in  $\vec{e}_y$ -Richtung. Um den Überstand für diesen Fall zu ermitteln, muss die Querschnittsfläche  $A_3$  betrachtet werden. Für den Fall  $y_0 \geq x_0$  muss demzufolge die Querschnittsfläche  $A_2$  betrachtet werden.

Praktische Tests haben gezeigt, dass bei fortschreitender Aktorkontraktion die verdrängte Dielektrikumsmasse über die Ebene der Elektrodenflächen in  $\vec{e}_x$ -Richtung und  $\vec{e}_y$ -Richtung hinaustritt. Dieses Verhalten wird in Abbildung 4.6 in Abhängigkeit der relativen Kontraktion  $S_z$  dargestellt. Unter Berücksichtigung weiterer angrenzender Elektroden bzw. Einzelaktoren führt dies zu einer gegenseitigen Behinderung angrenzender Aktoren.



**Abbildung 4.5.** Abhängigkeit der verdrängten Dielektrikavolumen  $V_2$  und  $V_3$  von den Elektrodenflächensegmenten  $A_x$  und  $A_y$

Um einen Grenzwert festzulegen, innerhalb welchem eine solche gegenseitige Behinderung nicht stattfindet, wird der geometrische Querschnitt des verdrängten Dielektrikums als parabelförmig angenommen. Diese Annahme wird durch die Ausführungen von GENT [32] gestützt, welcher einen parabolischen Ansatz zur Beschreibung dieser Geometrie aufführt. Der Überstand des Dielektrikums wird, wie in Abbildung 4.4 gekennzeichnet, im Folgenden mit  $s_x$  beschrieben. Das verdrängte Volumen  $V_3$  in Richtung des maximalen Überstandes wird mittels der Querschnittsfläche  $A_3$  beschrieben. Hierbei wird bereits die Erkenntnis vorweggenommen, dass der Überstand in Richtung der längeren Elektrodenkante größer ist als der Überstand in Richtung der kleineren Elektrodenkante. Entsprechend Abbildung 4.4 wird für die folgenden Betrachtungen festgelegt, dass die Kantenlänge  $x_0$  größer oder gleich der Kantenlänge  $y_0$  ist.

Durch Beschreibung der parabelförmig begrenzten Fläche nach MERZIGER [81] sowie durch Einsetzen der Fläche  $A_3$  aus Gleichung 4.3 gilt für die Querschnittsfläche  $A_3$ :

$$A_3 = \frac{4}{3} \cdot z_0 \cdot (1 - S_z) \cdot s_x = \frac{1}{2} \cdot x_0 \cdot z_0 \cdot S_z, \quad (4.4)$$

mit

$$s_x = \frac{3}{8} \cdot \frac{x_0 \cdot S_z}{(1 - S_z)}. \quad (4.5)$$

Eine detaillierte Herleitung der Parabelgleichung sowie der parabelförmig begrenzten Fläche des verdrängten Dielektrikums ist in Anhang C aufgeführt.

## 4. DEA-Design für abwinkelbare Endoskope

Der relative Überstand  $s_{x,rel}$  wird wie folgt definiert:

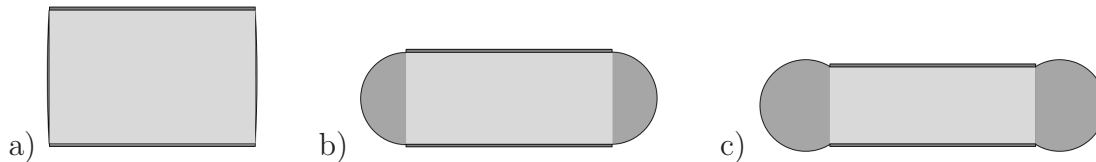
$$s_{x,rel} = \frac{s_x}{z_0 \cdot (1 - S_z)} \quad (4.6)$$

Der näherungsweise angenommene Übergang der parabelförmigen Geometrie in eine Halbkreisform stellt den maximal zulässigen Verformungszustand dar. Nach Abbildung 4.6 kollidieren für  $s_{x,rel} > 0,5$  die verdrängten Dielektrika axial (in  $\vec{e}_z$ -Richtung) angrenzender Einzelaktoren miteinander und verursachen somit zusätzliche Verluste. Aus Gleichung 4.6 sowie Abbildung 4.6 wird somit die folgende Forderung festgelegt:

$$s_{x,rel} \stackrel{!}{\leq} 0,5 \quad (4.7)$$

Aus Gleichung 4.6 und Gleichung 4.7 folgt der maximal zulässige Überstand  $s_{x,max}$  mit:

$$s_{x,max} = \frac{1}{2} \cdot z_0 \cdot (1 - S_z). \quad (4.8)$$



**Abbildung 4.6.** Verdrängtes Dielektrikum vs. relative Verdrängung  $s_{x,rel}$  mit Darstellung der Querschnittsgeometrie; a)  $s_{x,rel} < 0,5$  (parabelförmig); b)  $s_{x,rel} = 0,5$  (halbkreisförmig); c)  $s_{x,rel} > 0,5$  (Überschneidung mit angrenzenden Elektroden)

Das Ziel der vorliegenden Betrachtung ist die Herleitung eines geometrieabhängigen Designkriteriums zur Dimensionierung geometrischer Aktorparameter. Durch Kombination von Gleichung 4.8 mit Gleichung 4.5 erhält man eine entsprechende Forderung in Abhängigkeit des Aspektverhältnisses  $\frac{x_0}{z_0}$ . Diese Forderung berücksichtigt die maximale Kantenlänge  $x_0$  der Elektrodenfläche, den ursprünglichen Elektrodenabstand  $z_0$  sowie die angestrebte maximale relative Aktorkontraktion  $S_{z,max}$ .

$$\frac{x_0}{z_0} \stackrel{!}{\leq} \frac{4}{3} \cdot \frac{(1 - S_{z,max})^2}{S_{z,max}} \quad (4.9)$$

Durch Umstellung von Gleichung 4.9 erhält man abschließend die maximal zulässige Kontraktion  $S_{z,max}$  in Abhängigkeit einer gegebenen Aktorgeometrie.

$$S_{z,max} \stackrel{!}{\leq} 1 + \frac{3}{8} \cdot \frac{x_0}{z_0} - \sqrt{\frac{3}{8} \cdot \frac{x_0}{z_0} \left( 2 + \frac{3}{8} \cdot \frac{x_0}{z_0} \right)} \quad (4.10)$$

### 4.2.2. Versuchsbeschreibung und Approximation

Gegenüber den Anordnungen mit nachgiebiger Elektrodenfläche stellt die Beschreibung des Druckmoduls  $Y_c$  der Einzelaktoranordnung bei starren Elektrodenflächen eine besondere Aufgabe dar. Im vorangegangenen Abschnitt wurde bereits deutlich, dass die starren Elektroden



eine Flächendehnung des Dielektrikums behindern. Dies resultiert in einer Ausbeulung der seitlichen Dielektrikumflächen unter Krafteinwirkung auf die Elektroden. Es wurde ebenfalls bereits deutlich, dass das Maß der Ausbeulung von der Länge der jeweiligen Elektrodenkante abhängig ist. Damit liegt die Vermutung nahe, dass neben dem Abstand der Elektroden auch deren Geometrie einen Einfluss auf die Nachgiebigkeit der Anordnung ausübt. Der vorliegende Abschnitt befasst sich daher mit der messtechnischen Charakterisierung sowie der Definition einer mathematischen Beschreibung der Geometrieabhängigkeit des Druckmoduls  $Y_c$  eines *DEA* mit starren Elektroden für den stationären Zustand. Zunächst wird anhand eines Versuchsaufbaus die Kraft-Weg Kennlinie verschiedener geometrischer Variationen ermittelt. Aus den aufbereiteten Messdaten wird das verformungsabhängige Druckmodul für jede Probe berechnet. Durch Approximation einer Oberflächenfunktion über alle ausgewerteten Messdaten erfolgt die Beschreibung des Zusammenhangs zwischen Druckmodul  $Y_c$ , Kontraktion  $S_z$ , einem materialspezifischen Elastizitätsmodul  $Y_0$  sowie einem geometrieabhängigen Formfaktor  $K_f$ . Abschließend erfolgt durch eine Gegenüberstellung der Messergebnisse mit einer Extrapolation der Approximation die Darstellung der relativen Abweichung.

Aufgrund der sehr kleinen angestrebten Elektrodenabmessungen von  $x_0 \leq 1000 \mu\text{m}$ ,  $y_0 \leq 300 \mu\text{m}$  und  $z_0 \leq 40 \mu\text{m}$  ist ein Hochskalieren der Elektrodenabmessungen in den mm-Bereich erforderlich um hierbei zuverlässige Messergebnisse zu erzielen. Bei den untersuchten Geometrien werden die Variationen mit der Elektrodenfläche  $A_{el} = x_0 \cdot y_0$  und dem Elektrodenabstand  $z_0$  nach Tabelle 4.2 betrachtet.

**Tabelle 4.2.** Probenabmessungen zum Druckversuch

$z_0$ (mm)	$x_0$ (mm)	$y_0$ (mm)	$x_0$ (mm)	$y_0$ (mm)	$x_0$ (mm)	$y_0$ (mm)
8	8	8	14	5,6	24	4,8
16	16	16	28	11,2	48	9,6
24	24	24	42	16,8	72	14,4
4	8	8	14	5,6	24	4,8
8	16	16	28	11,2	48	9,6
12	24	24	42	16,8	72	14,4
2	8	8	14	5,6	24	4,8
4	16	16	28	11,2	48	9,6
6	24	24	42	16,8	72	14,4
1	8	8	14	5,6	24	4,8
2	16	16	28	11,2	48	9,6
3	24	24	42	16,8	72	14,4

Von jeder Geometrievariante werden jeweils vier gleiche Proben erstellt und vermessen. Hierdurch ist es möglich, zufällige Fehler bei der Durchführung der Messung sowie bei der Herstellung der Proben zu erkennen. In Summe wurden 144 Proben vermessen. Die Proben bestehen aus 1 mm dicken Edelstahlplatten (AISI 1.4310) als Elektroden sowie dem zwischen die Elektroden verfüllten Dielektrikum WACKER *Silpuran 2400*. Die Elektrodenplatten werden in der angegebenen Materialstärke ausgelegt, um eine Flächendehnung oder ein Verbiegen derselben ausschließen zu können. Die Proben werden einzeln mithilfe eines speziell hierfür entworfenen Testadapters vermessen. Durch Entwicklung eines in einem Kugelkopf aufgehängten Druckstempels können Ausrichtungsfehler zwischen der Probenoberfläche und

#### 4. DEA-Design für abwinkelbare Endoskope

dem Druckstempel vollständig verhindert werden. Dieser Testadapter sowie ein Probenbeispiel sind in Abbildung 4.7 dargestellt. Zur Durchführung der Messung wird der Testadapter an der Zug- und Druckmessmaschine *Zwicki* der Firma ZWICK/ROELL befestigt.

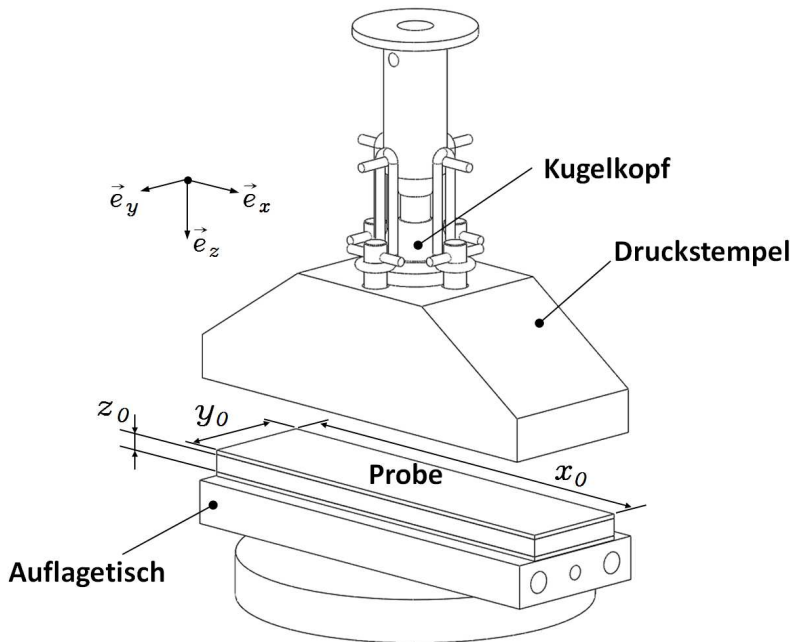


Abbildung 4.7 Testadapter

Aus der Literatur [8, 32] ist bereits ein Formfaktor für Elastomerelemente bekannt. Dieser beschreibt die Abhängigkeit des Druckmoduls vom Verhältnis der druckeinleitenden Fläche zur frei verformbaren Mantelfläche des elastischen Verformungskörpers. Im Zuge der Auswertung der Messergebnisse wird dieser Formfaktor an die vorliegende Geometrie angepasst und um das Verhältnis der Elektrodenkantenlängen  $x_0$  und  $y_0$  erweitert. Hierdurch wird zusätzlich das Verhalten langgestreckter Elektrodenflächen berücksichtigt. Daraus folgt, dass eine rechteckige Elektrode gegenüber einer quadratischen Elektrode mit identischer Elektrodenfläche und identischem Elektrodenabstand einen kleineren Formfaktor  $K_f$  aufweist. Für die vorliegende Aktorgeometrie mit  $x_0 \geq y_0$  wird der Formfaktor  $K_f$  wie folgt definiert:

$$K_f = \frac{\text{einfache Elektrodenfläche}}{\underbrace{2 \cdot (x_0 + y_0)}_{\text{einfache Elektrodenumrandung}} \cdot \underbrace{z_0}_{\text{Elektrodenabstand}}} \cdot \underbrace{\left(\frac{y_0}{x_0}\right)^{1/16}}_{\text{Kantenverhältnis}} \quad (4.11)$$

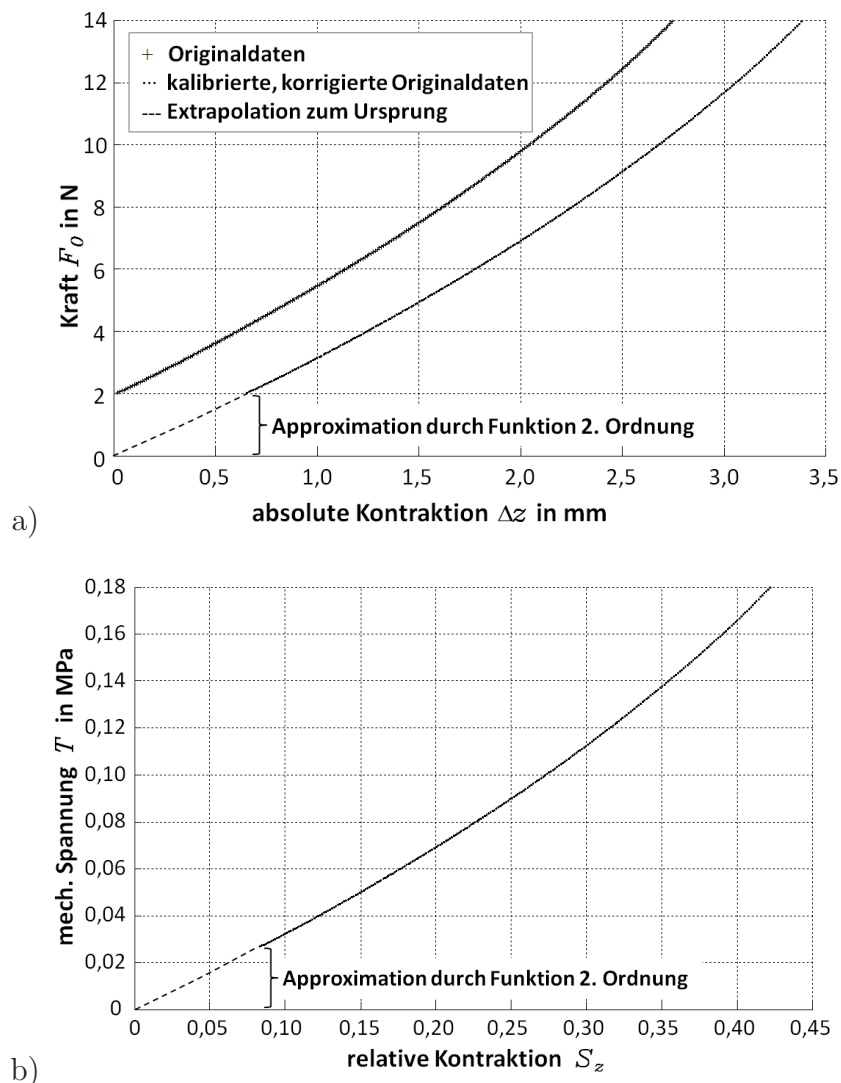
Bei der Dimensionierung der Proben wird speziell dieser Formfaktor  $K_f$  berücksichtigt. Mit den aufgeführten Varianten sind die Formfaktoren im Bereich um  $K_f = 0,25$ ,  $K_f = 0,5$ ,  $K_f = 1$  sowie  $K_f = 2$  umgesetzt.

In Abbildung 4.8 a) ist ein Beispiel der ermittelten Kraft-Weg-Kennlinien einer Probe mit  $x_0 = 14$  mm,  $y_0 = 5,6$  mm und  $z_0 = 8$  mm dargestellt. Aufgrund der durch den Versuchsaufbau festgelegten Kraftschwelle für den Start der Messdatenerfassung beginnt die abgebildete Originalkurve bei  $F_0 = 2$  N. Die Verformung des Messgerätes sowie des Adapters werden in einem separaten Versuch ohne eingelegte Probe ermittelt. Im ersten Schritt der Auswertung wird die Messkurve des Prüflings mit der Verformungskurve des Messaufbaus kalibriert. Anschließend erfolgt eine abschnittsweise quadratische Approximation der Messkurve. Ausgehend vom

Nulldurchgang dieser Approximation wird die kalibrierte Messkurve korrigiert, d.h. auf der Wegachse (absolute Kontraktion  $\Delta z$ ) verschoben. Die beschriebene Korrektur dieser Achse wird aufgrund des verzögerten Beginns der Wegaufzeichnung, ab der 2 N-Kraftschwelle, erforderlich. Damit erhält man die tatsächliche absolute Verformung der Probe in Abhängigkeit der einwirkenden Kraft. Neben der durchgeführten Kalibrierung und Korrektur der Messdaten wurden alle Proben einzeln geometrisch vermessen und mittels Gleichung 4.11 deren tatsächlicher Formfaktor  $K_F$  berechnet. Aus den kalibrierten und korrigierten Messdaten wird im nächsten Schritt die relative Kontraktion  $S_z$  nach Gleichung 4.2 sowie die mechanische Spannung  $T$  berechnet mit:

$$T = \frac{F}{x_0 \cdot y_0} \quad (4.12)$$

Damit lässt sich die Spannungs-Kontraktions-Kennlinie der in Abbildung 4.8 a) skizzierten Messdaten durch die Kennlinie in Abbildung 4.8 b) darstellen.



**Abbildung 4.8.** Messergebnisse eines Ausführungsbeispiels mit  $x_0 = 14$  mm,  $y_0 = 5,6$  mm und  $z_0 = 8$  mm; Dielektrikum: WACKER *Silpuran 2400*: a) Kraft-Weg-Kennlinie, Originalmessdaten sowie kalibrierte und korrigierte Originalmessdaten b) Spannungs-Kontraktions-Kennlinie

#### 4. DEA-Design für abwinkelbare Endoskope

---

Aus der Steigung der Spannungs-Kontraktions-Kennlinie wird anschließend das Druckmodul  $Y_c$  als Funktion der relativen Kontraktion abgeleitet.

$$Y_c = \frac{dT}{dS} \quad (4.13)$$

Zielstellung der Betrachtung in diesem Abschnitt ist die Definition des Druckmoduls  $Y_c$  in Abhängigkeit von der relativen Kontraktion  $S_z$ , dem Formfaktor  $K_f$  sowie einem materialabhängigen Elastizitätsmodul  $Y_0$ . Um diese Abhängigkeit darzustellen, werden die Spannungs-Kontraktions-Kennlinien aller Geometriemuster mit zugehörigem Formfaktor in einem gemeinsamen Diagramm aufgetragen. Die Beschreibung der in Abbildung 4.9 dargestellten Messergebnisse für das Druckmodul erfolgt durch Approximation der Oberflächenfunktion mittels eines Polynoms zweiter Ordnung. Hierbei wird von einer linearen Abhängigkeit zur relativen Kontraktion  $S_z$  ausgegangen. Für die Beschreibung der Abhängigkeit zum Formfaktor  $K_f$  wird ein Polynom zweiter Ordnung angenommen. Das Ergebnis der Approximation für das Dielektrikum WACKER *Silpuran 2400* ergibt sich zu

$$Y_c = 0,2567 + 0,3250 \cdot S_z + 2,6204 \cdot S_z \cdot K_f^2 + 0,3648 \cdot K_f^2. \quad (4.14)$$

Diese Gleichung lässt sich zu folgendem Ausdruck vereinfachen:

$$Y_c = Y_0 \cdot f_1(S_z) \cdot (1 + f_2(S_z) \cdot K_f^2), \quad (4.15)$$

mit

dem materialspezifischen Elastizitätsmodul  $Y_0 = 0,257 \text{ MPa}$  (*Wacker Silpuran 2400*),

den kontraktionsabhängigen Funktionen  $f_1(S_z) = 1 + 1,266 \cdot S_z$

und  $f_2(S_z) = 1,421 \cdot \frac{1 + 7,183 \cdot S_z}{1 + 1,266 \cdot S_z}$

Abbildung 4.9 zeigt die Originalmessdaten sowie eine Extrapolation der Approximation aus Gleichung 4.15 auf den dargestellten Wertebereich.

Mit dem Ziel, die absolute Abweichung zwischen der Approximation und den Messdaten anschaulich darzustellen, zeigen die Diagramme in Abbildung 4.10 Schnittansichten durch die in Abbildung 4.9 dargestellte Oberflächenfunktion. Hierbei werden die Schnittebenen für  $S_z = 0,05$ ;  $S_z = 0,10$ ;  $S_z = 0,15$  und  $S_z = 0,20$  aufgezeigt.

Aufgrund der geometrischen Beschränkung durch die Auswahl der Prüfmuster hat die angegebene Funktion ausschließlich Gültigkeit im Bereich von:

- $x_0/y_0 \leq 5$ , mit  $x_0 \geq y_0$
- $K_f \leq 2$
- $S_z \leq 0,25$

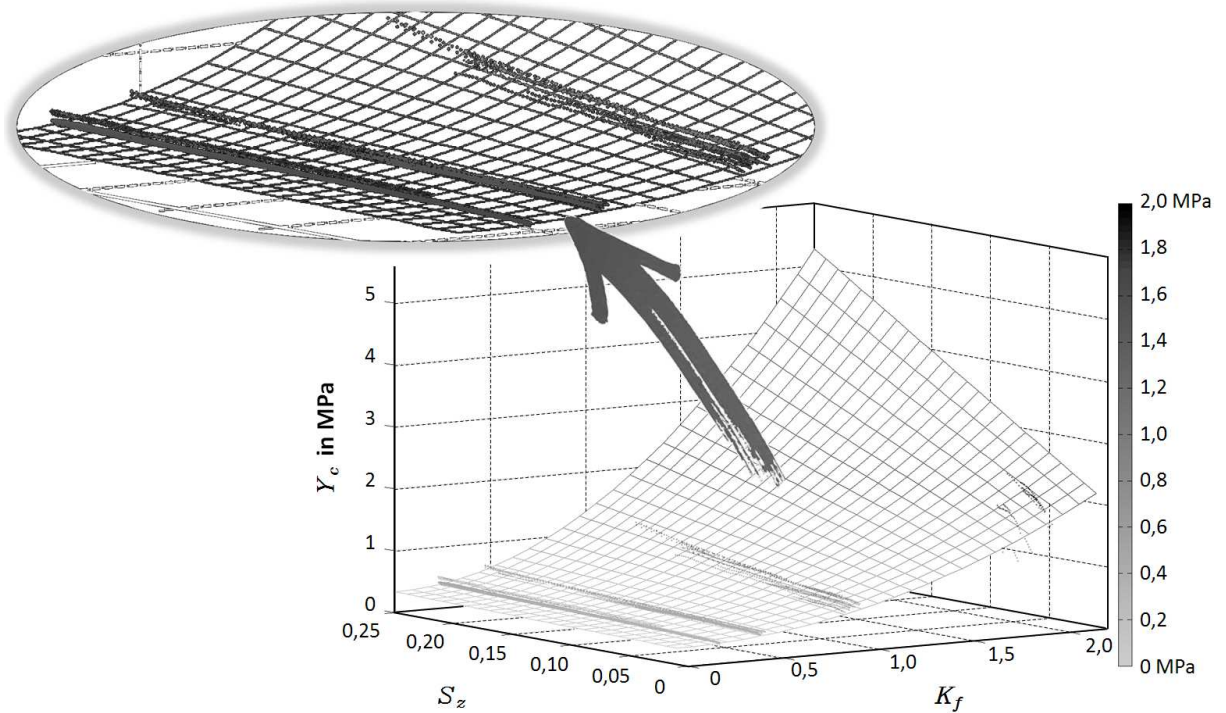


Abbildung 4.9. Druckmodul-Kontraktions-Punktewolken und Extrapolation der Approximation; Dielektrikum: WACKER *Silpuran 2400*

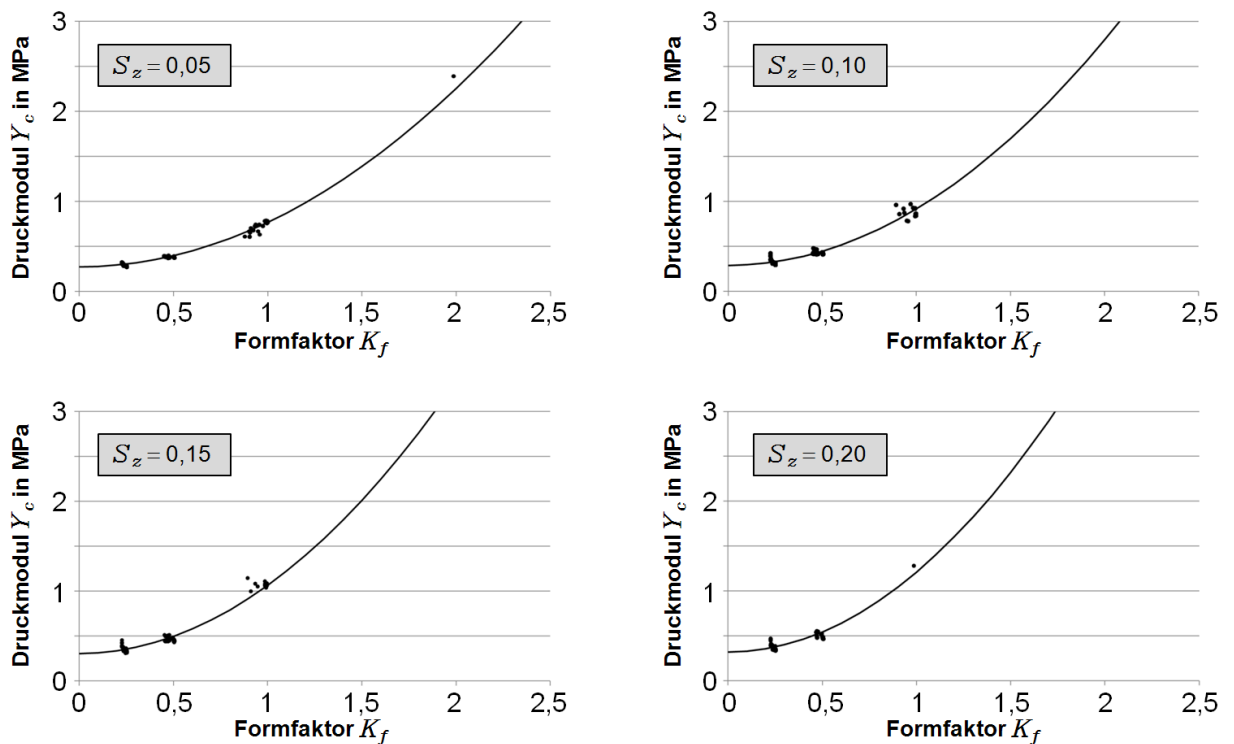


Abbildung 4.10. Schnittdiagramme durch die Messdaten sowie die Extrapolation der Druckmodul-Approximation bei  $S_z = 0,05$ ;  $S_z = 0,10$ ;  $S_z = 0,15$  und  $S_z = 0,20$ ; ● Messdaten; — Approximation

## 4. DEA-Design für abwinkelbare Endoskope

### 4.2.3. Fehlerbetrachtung

Zur Einschätzung der Aussagekraft der durchgeführten Approximation aus Gleichung 4.15 folgt eine Fehlerbetrachtung. Hierbei wird die relative Abweichung  $q$  der Approximation von den ausgewerteten einzelnen Messpunkten  $i$  der zuvor beschriebenen Probekörper berechnet.

$$q_i = \frac{Y_{c,Approx,i} - Y_{c,Mess,i}}{Y_{c,Mess,i}} \quad (4.16)$$

Als Ergebnis zeigt Abbildung 4.11 die Anzahl  $i$  zugeordneter Messpunkte zur jeweiligen relativen Abweichung  $q$ . Die Fehler mit  $q < -0,15$  sind auf Fertigungstoleranzen der referenzierten Prüfkörper mit  $K_f \approx 0,25$  zurückzuführen.

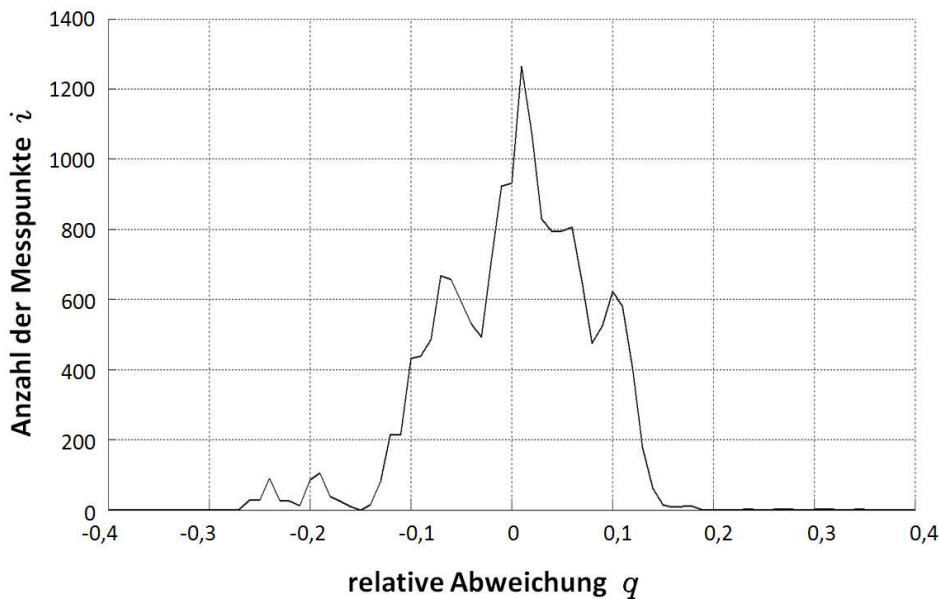


Abbildung 4.11. Relative Abweichung der Approximation für  $Y_c$

Abbildung 4.12 zeigt die relativen Fehler aufgrund der Messauswertung zur Ermittlung der probenspezifischen Druckmodule  $Y_{c,Mess}$ . Dieser Fehler wird aus dem vollständigen Differential der Beschreibung des Druckmoduls in Abhängigkeit der Aktorgeometrie für jede individuelle Probe nach Gleichung 4.17 berechnet. Aufgrund des ursprünglich hohen Fehlers von bis zu 18% wurden alle Proben nochmals einzeln geometrisch vermessen. Hierdurch kann der maximale Fehler der probenspezifischen Druckmodule  $Y_{c,Mess}$  weiter reduziert werden.

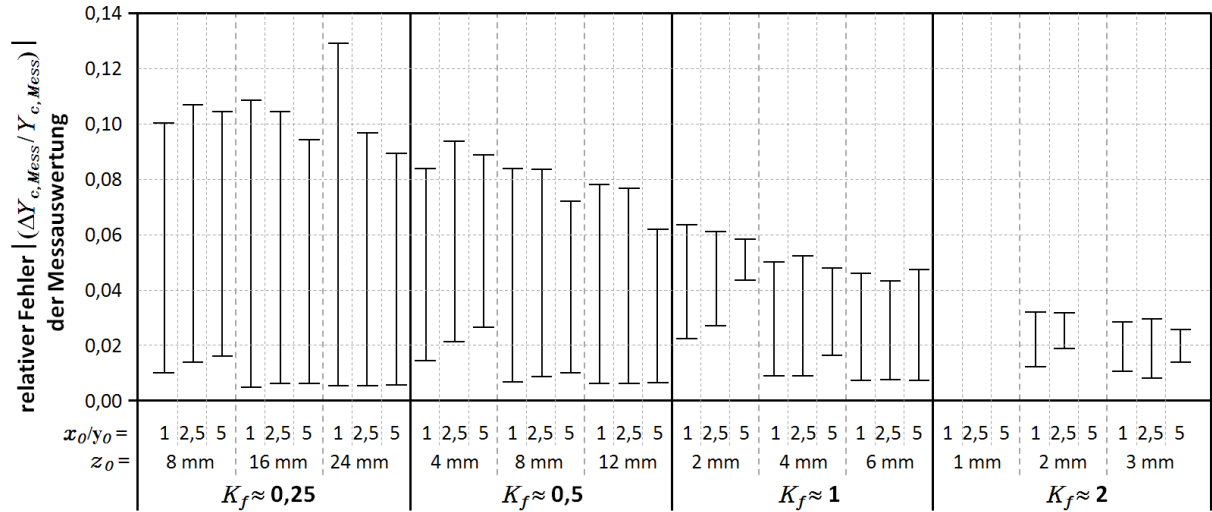
$$\begin{aligned} \left| \frac{\Delta Y_c}{Y_c} \right| &= \frac{1}{Y_c} \cdot \left[ \left| \frac{\partial Y_c}{\partial x_0} \right| \cdot (\Delta x_0)_{0,1mm} + \left| \frac{\partial Y_c}{\partial y_0} \right| \cdot (\Delta y_0)_{0,1mm} + \left| \frac{\partial Y_c}{\partial z_0} \right| \cdot (\Delta z_0)_{0,1mm} \right. \\ &\quad \left. + \left| \frac{\partial Y_c}{\partial F} \right| \cdot (\Delta F)_{0,25N} + \left| \frac{\partial Y_c}{\partial z_1} \right| \cdot (\Delta z_1)_{0,0002mm} \right] \end{aligned} \quad (4.17)$$

mit der absoluten Kontraktion  $z_1$  (Wegmessung an der Zug-Druckmessmaschine) und dem Druckmodul

$$Y_c = \frac{z_0 \cdot F}{x_0 \cdot y_0 \cdot z_1}. \quad (4.18)$$

Die gemessene Kraft wird mit  $F = 20 \text{ N}$  und die absolute Wegänderung  $z_1 = S_z \cdot z_0$  mit der relativen Wegänderung (Kontraktion)  $S_z = 0,2$  angenommen.

Abbildung 4.12 verdeutlicht das Ansteigen des relativen Fehlers mit sinkendem Formfaktor. Für die Approximation aus Abbildung 4.9 wird damit eine Genauigkeit von  $q = \pm 15\%$  ermittelt.



**Abbildung 4.12.** Relativer Fehler der Messauswertung und Berechnung individueller Druckmodule  $Y_{c, Mess}$  unter Berücksichtigung der Toleranzen der Prüflinge

### 4.2.4. Materialvergleich

Neben den Untersuchungen zu WACKER *Silpuran 2400* wird ebenfalls das Druckmodul für das Material WACKER *Elastosil P7670* betrachtet. In Abbildung 4.13 ist das geometrie- und verformungsabhängige Verhältnis  $\frac{Y_{c, Silpuran}}{Y_{c, Elastosil}}$  der Druckmodule dieser beiden Materialien dargestellt. Hieraus ist zu erkennen, dass das Druckmodul  $Y_{c, Silpuran}$  von WACKER *Silpuran 2400*, bei identischen Probengeometrien und Verformungsstatus, das bis zu 2,2-fache des Druckmoduls  $Y_{c, Elastosil}$  von WACKER *Elastosil P7670* beträgt.

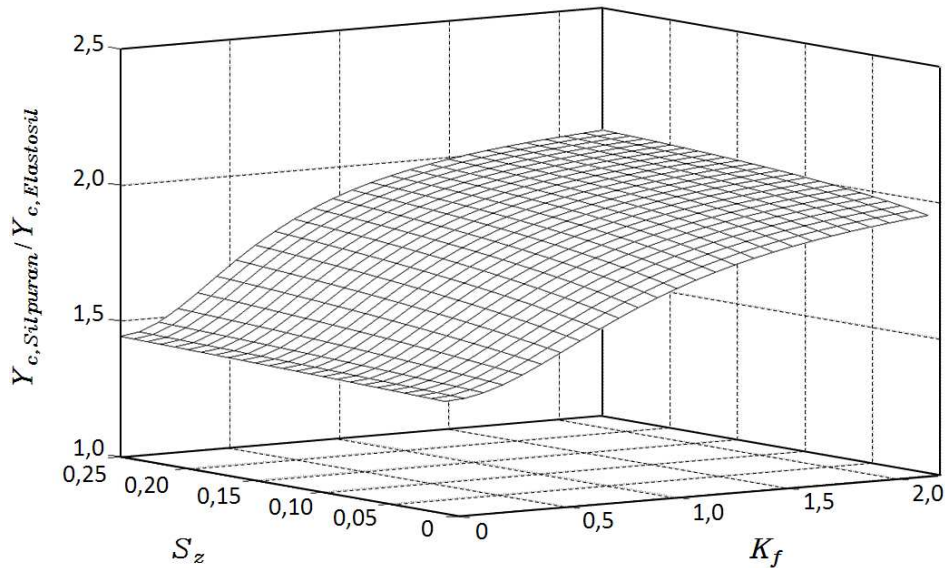
Für das Material WACKER *Elastosil P7670* werden folgende Approximationsparameter in Anlehnung an Gleichung 4.15 bestimmt:

$$Y_0 = 0,182 \text{ MPa (WACKER Elastosil P7670)}$$

$$f_1(S_z) = 1 + 1,147 \cdot S_z \quad \text{und} \quad f_2(S_z) = 1,421 \cdot \frac{1 + 6,832 \cdot S_z}{1 + 1,147 \cdot S_z}$$

Zur erweiterten Gegenüberstellung der beiden betrachteten Dielektrika sind in Tabelle 4.3 die Werte für das Elastizitätsmodul  $Y_0$  gemeinsam mit den elektrischen Parametern  $E_D$  und  $\epsilon_r$  dargestellt. Die elektrischen Parameter für das Material WACKER *Elastosil P7670* werden hierbei den Ergebnissen von LOTZ [75] entnommen. Die Beschreibung der Versuchsdurchführung zur Ermittlung der elektrischen Parameter für WACKER *Silpuran 2400* ist in Anhang D aufgeführt.

## 4. DEA-Design für abwinkelbare Endoskope



**Abbildung 4.13.** Verhältnis  $\frac{Y_{c,Silpuran}}{Y_{c,Elastosil}}$  der Druckmodule von WACKER *Silpuran 2400* und WACKER *Elastosil P7670*

**Tabelle 4.3.** Materialparameter für WACKER *Silpuran 2400* und WACKER *Elastosil P7670*

	<i>Silpuran 2400</i>	<i>Elastosil P7670</i>
Durchbruchfeldstärke $E_D$	50 kV/mm	30 kV/mm
elektrische Permittivität $\epsilon_r$	2,4	3,0
Elastizitäts Modul $Y_0$	0,257 N/mm <sup>2</sup>	0,182 N/mm <sup>2</sup>

## 4.3. Finite-Elemente-Analysen

Ziel des vorliegenden Abschnittes ist die Definition von Simulationsgrundlagen des mechanischen Aktorverhaltens für eine anschließende *Finite Elemente Analyse (FEA)* des elektrisch angesteuerten Einzelaktors.

### 4.3.1. Mechanisches Verhalten des Einzelaktors

Das für die *FEA* angenommene physikalische Verhalten des Einzelaktors wird im Folgenden durch Definition des mechanischen Spannungs-Dehnungsverhaltens für den stationären Zustand beschrieben. Die Berechnungsgrundlagen basieren auf folgenden Annahmen:

- Das Dielektrikum ist elastisch, nahezu inkompressibel und weist ein isotropes Spannungs-Dehnungs-Verhalten auf.
- Aufgrund kleiner angestrebter Verformungen  $S \leq 0.2$  wird von einem linearen Spannungs-Dehnungs-Verhalten ausgegangen.
- Dynamische (viskoelastische) Vorgänge werden vernachlässigt.
- Es wird von einem stationären Verformungszustand ausgegangen.
- Zur Berücksichtigung des symmetrischen Elektrodenaufbaus wird die simulierte Elektrodendicke  $z_{el}$  überdimensioniert.

Die folgenden Definitionen werden in Anlehnung an die Ausführungen von GROSS [38] sowie des COMSOL *Multiphysics Modeling Guide* [16] erstellt. Der Dehnungstensor  $\mathbf{S}$  zur Beschrei-



bung des Dielektrikums wird wie folgt definiert:

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} S_x & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{xy} & S_y & S_{yz} \\ S_{xz} & S_{yz} & S_z \end{bmatrix} \quad \text{mit} \quad \begin{array}{l} S_x = \frac{\partial u}{\partial x} \\ S_y = \frac{\partial v}{\partial y} \\ S_z = \frac{\partial w}{\partial z} \end{array} \quad \text{und} \quad \begin{array}{l} S_{xy} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \\ S_{yz} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \\ S_{xz} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \end{array} \quad (4.19)$$

Die Verformungskomponenten  $u$ ,  $v$  und  $w$  beschreiben die Verformungsanteile im 3D-Raum analog zu den Richtungskoordinaten  $x$ ,  $y$  und  $z$ .

Der mechanische Spannungstensor  $\mathbf{T}$  für das Dielektrikum wird wie folgt definiert:

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} T_x & T_{xy} & T_{xz} \\ T_{yx} & T_y & T_{yz} \\ T_{zx} & T_{zy} & T_z \end{bmatrix} \quad \text{mit} \quad \begin{array}{l} T_{xy} = T_{yx} \\ T_{xz} = T_{zx} \\ T_{yz} = T_{zy} \end{array} \quad (4.20)$$

Hierbei stellen  $T_x$ ,  $T_y$  und  $T_z$  die Normalspannungen dar. Ausgehend von oben angeführter Äquivalenz bezeichnen  $T_{xy} = T_{yx}$ ,  $T_{xz} = T_{zx}$  und  $T_{yz} = T_{zy}$  die Scherspannungen. Für die weitere Betrachtung werden diese Tensoren, aufgrund ihrer Symmetrieeigenschaften, wie folgt als Spaltenvektoren definiert:

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \\ T_{xy} \\ T_{yz} \\ T_{xz} \end{bmatrix} \quad \text{und} \quad \mathbf{S} = \begin{bmatrix} S_x \\ S_y \\ S_z \\ S_{xy} \\ S_{yz} \\ S_{xz} \end{bmatrix} \quad \text{und} \quad \mathbf{1} = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Für linear elastisches Material wird der Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung durch

$$\begin{aligned} \mathbf{T} &= \mathbf{D}\mathbf{S}_{\text{el}} + \mathbf{T}_0 \\ &= \mathbf{D}(\mathbf{S} - \mathbf{S}_{\text{th}} - \mathbf{S}_0) + \mathbf{T}_0 - \mathbf{1}p_i \end{aligned} \quad (4.21)$$

beschrieben. Für die verwendeten Variablen gilt:

$\mathbf{D}$	Elastizitätsmatrix
$\mathbf{S}$	Dehnungsvektor
$\mathbf{S}_{\text{th}}$	Temperaturausdehnung
$\mathbf{S}_0$	Initialdehnung
$\mathbf{T}_0$	Initialspannung
$\mathbf{1}p_i$	Initialdruck

Die 6x6-Elastizitätsmatrix  $\mathbf{D}$  wird entsprechend der Richtungsabhängigkeit des Elastizitätsverhaltens für isotropes Material mit der Poissonzahl  $\nu$  wie folgt definiert:

$$\mathbf{D} = \frac{Y_0}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (4.22)$$

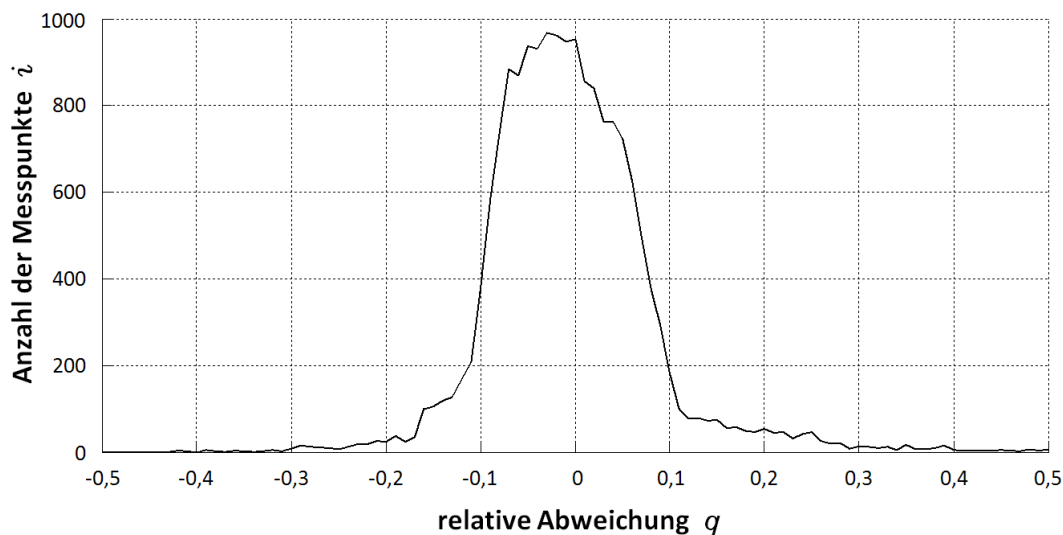
## 4. DEA-Design für abwinkelbare Endoskope

Anhand der dargelegten Annahmen und Definitionen werden die zuvor diskutierten Versuchsgeometrien mittels *FEA* (Finite Elemente Analyse) charakterisiert. Für die Materialmodelle der Elektroden sowie des Dielektrikums werden als beste Näherung die Einstellungen aus Tabelle 4.4 ermittelt.

**Tabelle 4.4.** *FEA*-Simulationsannahmen für die Materialmodelle der Elektroden sowie des Dielektrikums

<b>Dielektrikum</b>	<b>Wacker <i>Silpuran 2400</i></b>	linear-elastisches Material
	Elastizitätsmodul	$Y_0 = 0,201 \text{ MPa}$
	Poissonzahl	$\nu = 0,49$ (nahezu Inkompressibel)
	Initialdehnung	$\mathbf{S}_0 = 0$
	Initialspannung	$\mathbf{T}_0 = 0$
	Initialdruck	$\mathbf{l}_{p_i} = 0$
<b>Elektroden</b>	<b>1.4310 (Edelstahl)</b>	linear-elastisches Material
	Zugfestigkeit	$T = 1,5 \text{ GPa}$
	Elastizitätsmodul	$Y_0 = 180 \text{ GPa}$
	Poissonzahl	$\nu = 0,29$

Die Bewertung der Modellannahmen erfolgt durch Auswertung der relativen Abweichung der *FEA*-Ergebnisse von den gemessenen Versuchsmustern. Abbildung 4.14 zeigt eine Gegenüberstellung der relativen Fehlerhäufigkeit der *FEA* Simulationsergebnisse gegenüber den vorangegangenen Messergebnissen.

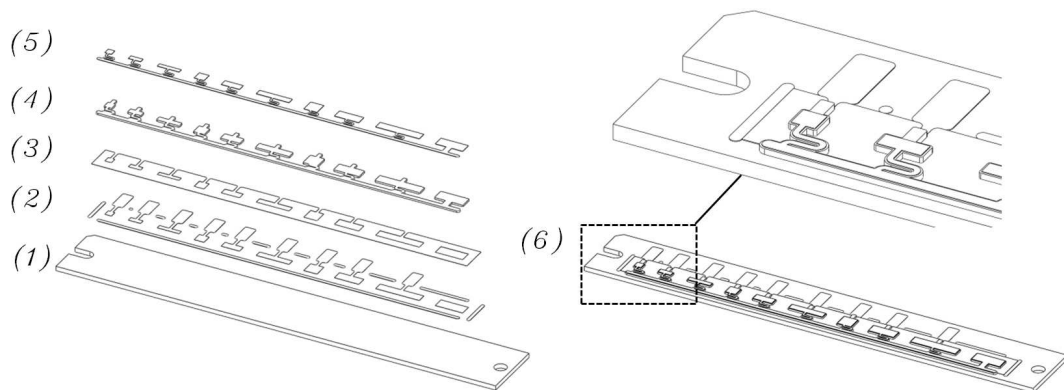


**Abbildung 4.14.** Relative Abweichung der *FE-Simulation*

### 4.3.2. Elektrisch angesteuerter Einzelaktor

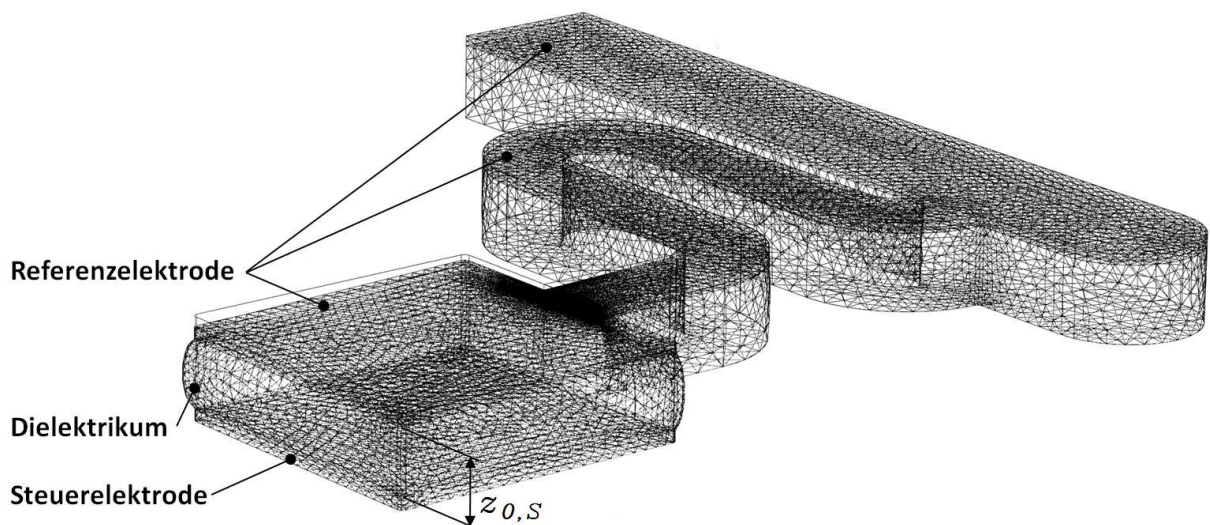
Mit dem Ziel die elektrische Anregung der Aktoren in die *FEA* einzubeziehen, erfolgte eine Messreihe mit verschiedenen Aktorgeometrien. Zur Diskussion werden die Messergebnisse

dem Modell des Druckmoduls  $Y_c$  sowie den *FEA*-Ergebnissen in Abbildung 4.17 gegenübergestellt. Durch Anlegen einer elektrischen Spannung an jeweils einem einzelnen Elektrodenpaar wird der Zusammenhang zwischen elektrischer Spannung und Aktorauslenkung berücksichtigt. Die Erfassung des Verformungszustandes erfolgt mittels eines Lasertriangulators durch Erfassung der Auslenkung im Zentrum der oberen Elektrode. Der schichtweise Aufbau der Aktoren ist in Abbildung 4.15 als Explosionsansicht dargestellt. Als Träger wird eine elektrisch isolierende  $Al_2O_3$ -Keramik verwendet. Hierauf werden mittels Siebdrucktechnik die individuellen Steuerelektroden strukturiert. Nach anschließendem Beschichten mit dem Dielektrikum wird die Referenzelektrode als lasergeschnittene Edelstahlfolie auf der Oberfläche abgelegt. Eine detaillierte Beschreibung des Herstellungsprozesses erfolgt in Kapitel 8.3.



**Abbildung 4.15.** Schichtaufbau von Aktorproben: (1)  $Al_2O_3$ -Substrat (2) Steuerelektroden (3) Silikonschicht im Bereich um die Steuerelektroden (4) Dielektrikum (5) lasergeschnittene Referenzelektroden (6) Hergestellte Versuchsmuster

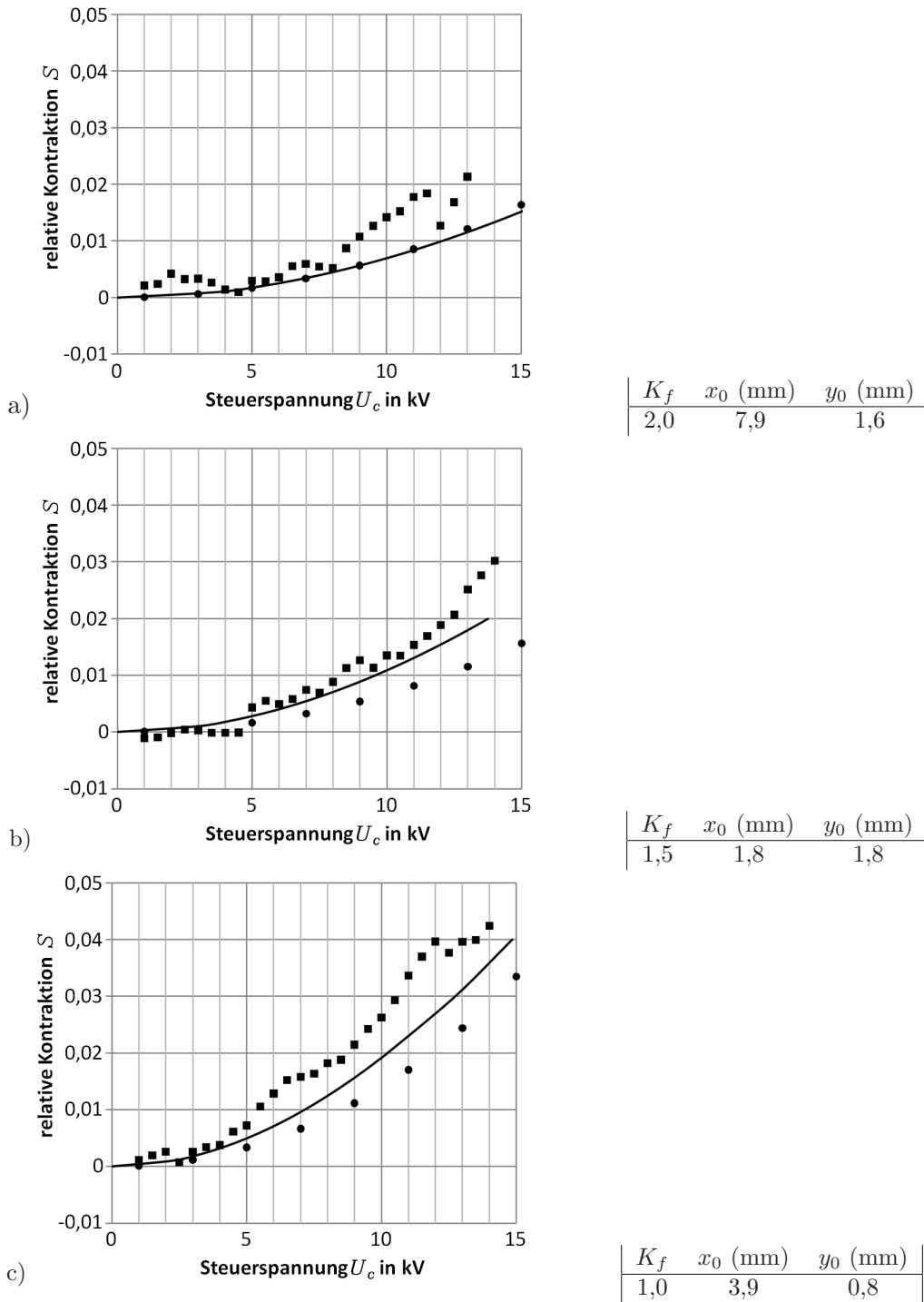
Zur Gegenüberstellung mit den zuvor definierten Modellbeschreibungen erfolgt eine *FEA* unter Berücksichtigung der Kopplung zwischen elektrischem Feldverhalten und mechanischer Wirkung. Für die Simulation werden die in Tabelle 4.4 aufgeführten Annahmen zugrunde gelegt. Abbildung 4.16 zeigt die Netzdarstellung einer Simulationsanordnung.



**Abbildung 4.16.** Netzdarstellung einer *FEA* Simulationsanordnung

#### 4. DEA-Design für abwinkelbare Endoskope

Die Modellgeometrie wird unter Berücksichtigung des Formfaktors  $K_f$  mit  $Y_0$  aus Gleichung 4.15 beschrieben. Abbildung 4.17 zeigt eine Gegenüberstellung der Messergebnisse mit Berechnungs- und Simulationsergebnissen. Aus dieser Gegenüberstellung ist die Übereinstimmung der Versuchsergebnisse mit den FEA-Simulationsergebnissen und der Modellbeschreibung durch  $Y_c$  zu erkennen.



**Abbildung 4.17.** Gegenüberstellung verschiedener Kontraktionskennlinien mit elektrischer Anregung (für alle Proben typen gilt:  $z_0 = 0,3$  mm); ● FEA Simulationsergebnis für  $\Delta z_{0,S}$ ; — Modell ( $K_f$  und  $Y_c$ ); ■ Messergebnisse

Zur zielgerichteten Dimensionierung und Gestaltung eignet sich damit das mathematische Modell aus Gleichung 4.15 unter Verwendung der Definition des Formfaktors  $K_f$ . Zur genaueren Analyse des Systemverhaltens sowie der Betrachtung von Anordnungen aus mehreren Einzelaktoren ist die *FEA* unter Verwendung der zuvor beschriebenen Modellannahmen einzusetzen. Hierdurch werden zusätzlich die Wechselwirkungen azimuthal angeordneter Aktorfelder berücksichtigt.

Eine weitere Optimierung des *FE*-Modells ist nach KOFOOD [64] und SCHMIDT [108] durch eine Modellbeschreibung als viskoelastisches Material möglich.

### 4.4. Topologie der Elektrodenfläche

Aus Abschnitt 2.2 ist bereits bekannt, dass die durch den Einzelaktor erzeugbare Kontraktion durch die einzelne Elektrodenfläche  $A_{el}$  beeinflusst wird. Der physikalische Zusammenhang

$$F_{el} = \frac{1}{2} \cdot \epsilon_0 \epsilon_r \cdot A_{el} \cdot \frac{u_c^2}{z_0^2} \quad (4.23)$$

verdeutlicht nochmals die Abhängigkeit der elektrostatischen Kraft  $F_{el}$  von der Elektrodenfläche  $A_{el}$ . Wie in Kapitel 4.2 gezeigt wurde, ist das Druckmodul  $Y_c$  des Dielektrikums abhängig von der relativen Kontraktion  $S_z$ , der Geometrie der Elektroden sowie vom Abstand  $z_0, S_z$  derselben. Mit

$$F_{mech} = A_{el} \cdot Y_c \cdot S_z \quad (4.24)$$

wird die Abhängigkeit der mechanischen Reaktionskraft  $F_{mech}$  von der Elektrodenfläche aufgezeigt.  $F_{mech}$  beschreibt die durch die elastische Verformung des Dielektrikums wirkende Gegenkraft zu  $F_{el}$ .

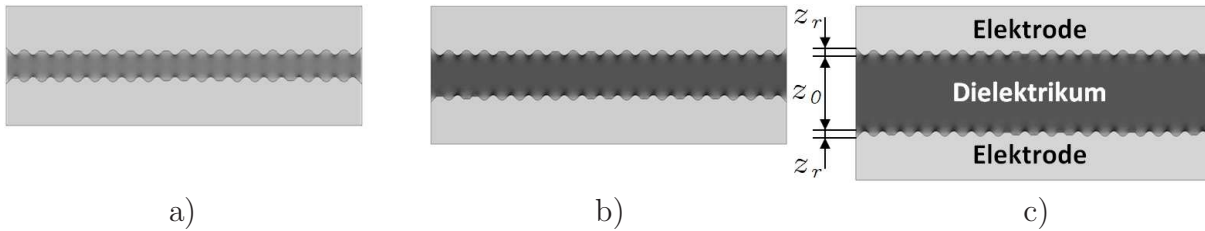
Betrachtet man die Gleichungen 4.23 und 4.24, so würde man zunächst vermuten, durch Erhöhung der elektrisch wirksamen Elektrodenfläche bei gleichzeitiger Beibehaltung der mechanisch wirksamen Elektrodenoberfläche eine Aktroptimierung bewirken zu können. Dies wäre z. B. durch eine raue Elektrodenoberfläche mit Mikroporen oder -gräben vorstellbar. Die folgende Betrachtung zeigt jedoch, dass durch derartige Maßnahmen keine Verbesserung der Aktoreigenschaften erzielt werden kann.

Nach Abbildung 4.18.a) liegt bei einem Rauheitsverhältnis  $r_{a,el} = \frac{z_0}{z_r} \leq 2$  eine inhomogene Verteilung des  $\mathbf{E}$ -Feldes vor. Wie Abbildung 4.18.b) und c) veranschaulichen, kann bereits ab einem Rauheitsverhältnis von  $r_{a,el} \geq 4$  von einem homogenen  $\mathbf{E}$ -Feld im Zentrum des Dielektrikums zwischen parallelen, benachbarten Elektroden ausgegangen werden.

Für einen anzunehmenden Elektrodenabstand  $y_0 = 20 \mu\text{m}$  müsste die Rauhtiefe  $y_r \geq 5 \mu\text{m}$  betragen um ein inhomogenes  $\mathbf{E}$ -Feld zu bewirken. Die Elektroden mit der jeweiligen Dicke  $z_{el}$  leisten als passive Aktorelemente keinen Verformungsbeitrag. Daher soll die Dicke auf bis zu  $z_{el} \leq 1 \mu\text{m}$  dimensioniert werden. Somit kann unter den angenommenen Geometrieparametern immer von einem homogenen  $\mathbf{E}$ -Feld im Bereich zwischen zwei Aktorelektroden ausgegangen werden.

Die Rauheit der Elektrodenoberfläche hat somit für die betrachtete Anordnung keinen Einfluss auf die in  $\vec{e}_z$ -Richtung wirkende  $\mathbf{E}$ -Feldstärke, da ausschliesslich die  $\vec{e}_z$  Komponente des  $\mathbf{E}$ -Feldes einen Beitrag zur Kraft  $\mathbf{F}_{el}$  in  $\vec{e}_z$ -Richtung liefert.

## 4. DEA-Design für abwinkelbare Endoskope



**Abbildung 4.18.**  $\mathbf{E}$ -Feldverteilung für verschiedene Rauheitsverhältnisse (Bereiche gleicher Farbe kennzeichnen eine gleiche elektrische Feldstärke): a) inhomogenes  $\mathbf{E}$ -Feld mit  $r_{a,el} = 2$ ; b) homogenes  $\mathbf{E}$ -Feld mit  $r_{a,el} = 4$ ; c) homogenes  $\mathbf{E}$ -Feld mit  $r_{a,el} = 8$

## 4.5. Leistungsbegrenzende Parameter

Zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit eines *dielektrischen Elastomeraktors* auf Basis elektrostatischer Kraftwirkung müssen drei materialabhängige Parameter betrachtet werden:

- die elektrische Durchbruchfeldstärke  $E_D$ ,
- die elektrische Permittivität  $\epsilon_r$  und
- das mechanische Elastizitätsmodul  $Y_0$ .

Aus Gleichung 2.7 geht hervor, dass der Einfluss der Durchbruchfeldstärke  $E_D$  quadratisch Einfluss auf den elektrostatischen Druck  $p_{el}$  nimmt. Eine gesteigerte elektrische Durchbruchfeldstärke  $E_D$  ermöglicht höhere elektrische Spannungen  $u_C$  zwischen den Aktorelektroden. Hierdurch können größere mechanische Spannungen am Aktor erzeugt werden.

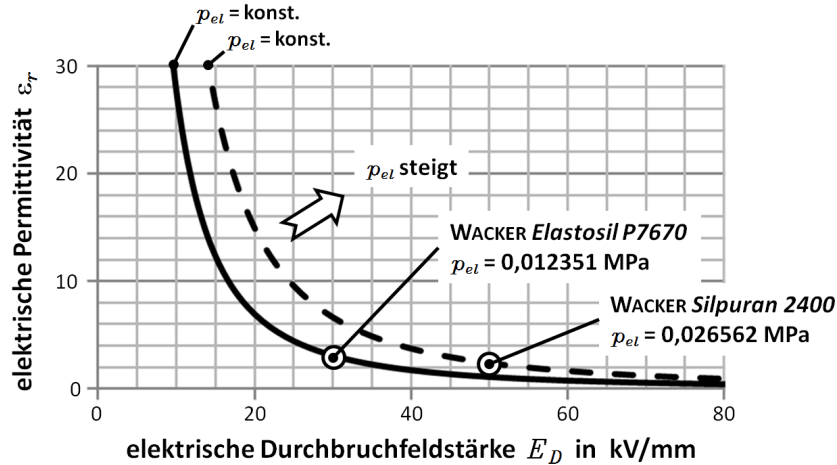
Die elektrische Permittivität  $\epsilon_r$  beschreibt den Einfluss der Schwächung des elektrischen Feldes bei anliegender elektrischer Spannung  $u_C$ .

Das Elastizitätsmodul  $Y_0$  beschreibt die materialabhängigen Verformungseigenschaften des Dielektrikums. Mit steigendem  $Y_0$  steigt der zur Verformung des Dielektrikums benötigte elektrostatische Druck  $p_{el}$ .

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit werden die Eigenschaften der beiden Materialien

- Wacker Silpuran 2400
- Wacker Elastosil P7670

betrachtet. Hierbei konnten die bereits in Tabelle 4.3 vorgestellten Wertebereiche ermittelt werden. Die folgende Abbildung 4.19 stellt nochmals den Zusammenhang zwischen der elektrischen Permittivität  $\epsilon_r$ , der elektrischen Durchbruchfeldstärke  $E_D$  und dem elektrostatischen Druck  $p_{el} = 0,5 \epsilon_0 \epsilon_r E_D^2$  grafisch dar. Die beiden Kurven zeigen die möglichen Kombinationen aus  $E_D$  und  $\epsilon_r$  für die beiden betrachteten Materialien für jeweils einen konstanten elektrostatischen Druck. Hieraus wird ersichtlich, welche Änderung dieser Parameter zu einer Steigerung des elektrostatischen Druckes führen kann.



**Abbildung 4.19.** Einfluss der elektrischen Permittivität  $\epsilon_r$  und der elektrischen Durchbruchfeldstärke  $E_D$  auf den elektrostatischen Druck  $p_{el}$

## 4.6. Einschätzung der maximal möglichen Kontraktion

Anhand der gewonnenen Erkenntnisse erfolgt nun eine Einschätzung der maximal zu erwartenden Kontraktion eines abwinkelbaren DE-Schlauchaktors. Hierzu wird betrachtet, ob der Pull-In Effekt [102] bei einer Aktorstruktur mit starren Elektroden eine Einschränkung darstellt.

Die Gleichgewichtsgrenze aus mechanischer Verformungskraft  $F_{mech}$  des Dielektrikums und der elektrostatischen Kraft  $F_{el}$  zwischen benachbarten Aktorelektroden beschreibt den zu erwartenden Betriebszustand des Einzelaktors im stationären Zustand. Äußere Kräfte werden hierbei nicht berücksichtigt. Aus Gleichung 2.7 und Gleichung 2.10 folgt:

$$\begin{aligned}
 F_{mech} &= F_{el} \\
 T \cdot A_{el} &= p_{el} \cdot A_{el} \\
 S_z \cdot Y_c &= \frac{1}{2} \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{U_c^2}{z_0^2 \cdot (1 - S_z)^2}
 \end{aligned} \tag{4.25}$$

Durch Berechnung der erforderlichen elektrischen Steuerspannung  $U_c$  zur Erzielung der relativen Kontraktion  $S_z$  in Abhängigkeit vom Formfaktor  $K_f$  erhält man die Oberflächenfunktion aus Abbildung 4.20.

Sobald die Steuerspannung  $U_c$  die Pull-In Grenze überschreitet, überwiegt die elektrostatische Kraft  $F_{el}$  gegenüber der mechanischen Gegenkraft  $F_{mech}$ . Dies führt zu einem Kollabieren des Aktors und kann dessen Zerstörung herbeiführen. Bezieht man jedoch die elektrische Durchbruchfeldstärke  $E_D$  mit in die Betrachtung ein, so begrenzt diese für das im Beispiel referenzierte Dielektrikum auf  $E_D = 50 \text{ kV/mm}$ . Bei  $z_0 = 40 \text{ }\mu\text{m}$  bedeutet dies für die maximal anzuliegende elektrische Steuerspannung  $U_{c,max} = 2000 \text{ V}$ . Damit wird dieser Aktor, selbst bei kleinsten Formfaktoren  $K_f$ , die Pull-In Grenze nicht überschreiten.

Der Pull-In Effekt stellt daher für Aktoren mit starren Aktorelektroden unter Verwendung des Dielektrikums WACKER *Silpuran 2400* keinen kritischen Betriebszustand dar.

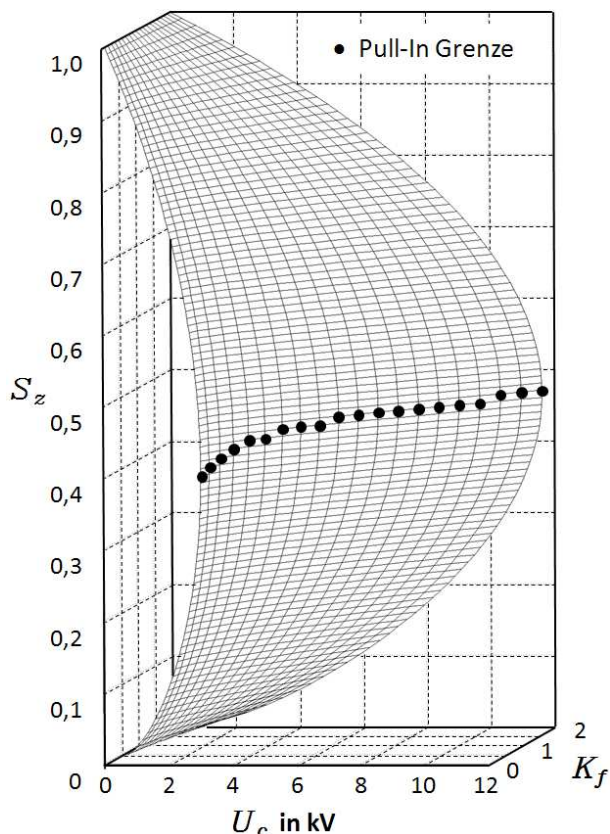


Abbildung 4.20. Spannungs-Kontraktions Kennlinie mit Pull-In Grenze

### 4.7. Dämpfungs- und Kriechverhalten

Alternative Anwendungen von *DEA*, mit nachgiebigen Elektroden, zeigen für vergleichbare Silikonwerkstoffe ein Dämpfungsverhalten ab einer mechanischen Eckfrequenz von  $f_{mech} \geq 120$  Hz [58]. Die maximale erforderliche mechanische Anregungsfrequenz des vorliegenden Systems mit starrer Elektrodenanordnung wird auf  $f_{mech} \leq 10$  Hz festgelegt. Aufgrund dieser vergleichsweise geringen Frequenz wird das Dämpfungsverhalten im Rahmen der Aufgabenstellung nicht weiter betrachtet.

Im angestrebten Anwendungsfall soll die Ansteuerung des Aktors gemeinsam mit einer Gestalterfassung einen Regelkreis bilden. Diese Positionsregelung soll auch die Möglichkeit bieten, mechanische Kriechvorgänge und Hystereseverhalten durch Anpassung der elektrischen Steuerspannung nachzuregeln. Von YANG [136] werden diese Materialeigenschaften für Silikonwerkstoffe beschrieben. Daher wird an dieser Stelle ebenfalls auf eine weitere Untersuchung verzichtet.



# 5. Elektrisches System

Ziel des vorliegenden Abschnittes ist die Beschreibung des elektrischen Systems als Netzwerk. Wechselwirkungen mit dem mechanischen System bleiben hierbei unberücksichtigt. In Abbildung 5.1 ist das elektrische Netzwerk der Aktoranordnung eines einzelnen Aktorfilamentes dargestellt. Die Widerstände  $R_{RE,Z}$  und  $R_{SE,m,j}$  kennzeichnen die Leitungswiderstände der Zuleitungen bis zum Ursprung des Aktorfilamentes  $m, j$ . Die Widerstände  $R_{SE,V}$  und  $R_{RE,V}$  kennzeichnen die weiterführenden Leitungswiderstände zu den Einzelaktoren.  $R_E$  beschreibt den Elektrodenwiderstand vom Ursprung des Anschlusspunktes bis zum Übergang an die anschließende Elektrode gleicher Art. Alle Steuerelektroden  $SE$  und alle Referenzelektroden  $RE$  stellen innerhalb ihrer funktionalen Zuordnung Elektroden gleicher Art dar. Der elektrische Widerstand des Dielektrikums ist mit  $R_{DE}$  gekennzeichnet. Die Kapazität des jeweils einzelnen Elektrodenpaares beschreibt  $C_n$ .

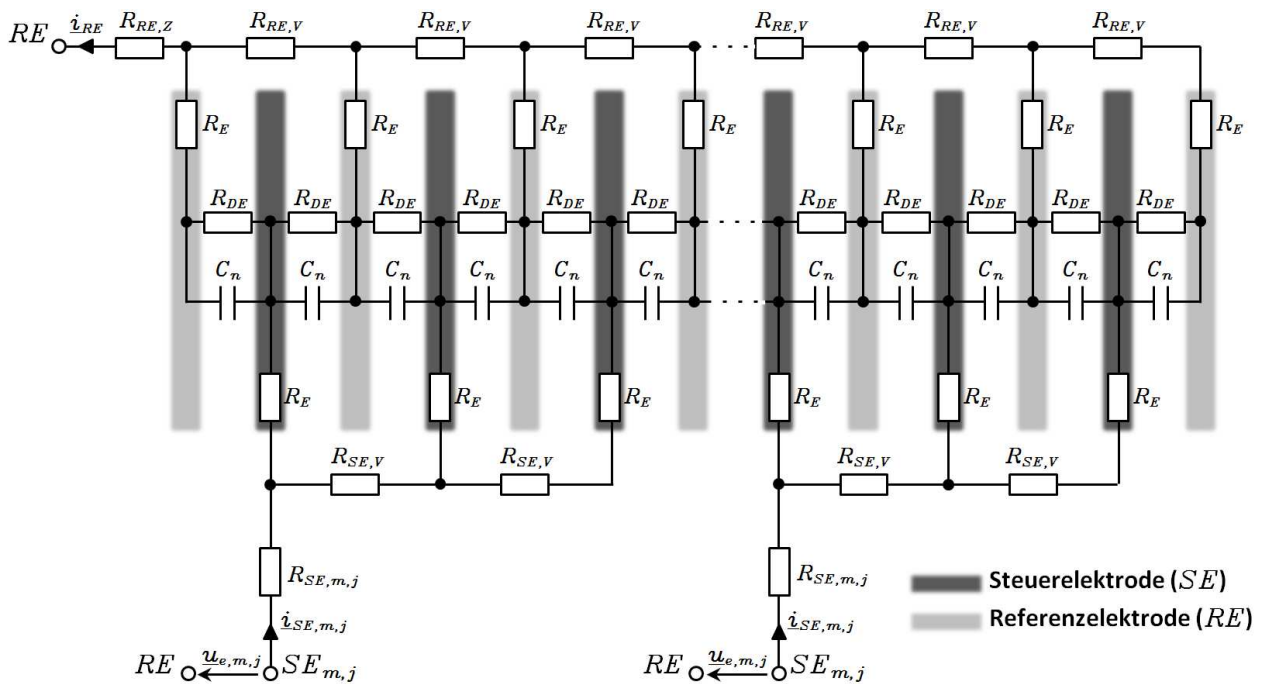


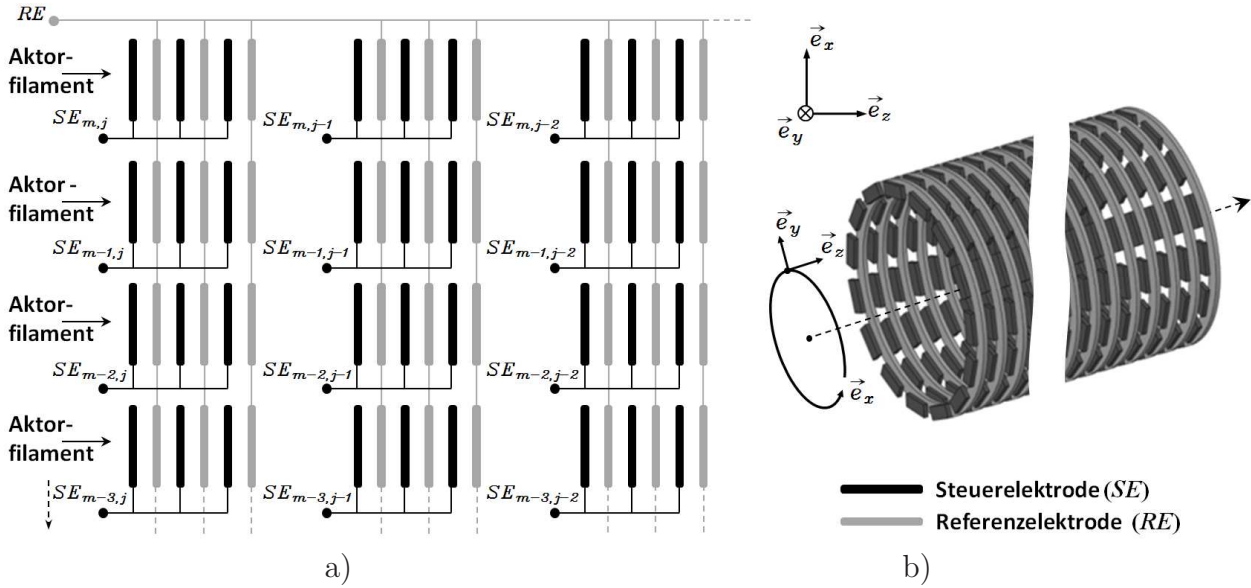
Abbildung 5.1. Elektrisches Ersatzschaltbild eines Aktorfilamentes

## 5.1. Elektrische Übertragungsfunktion des einzelnen Aktorfeldes

Das zu definierende Modell bezieht sich ausschließlich auf ein einzelnes Aktorfeld. In Abbildung 5.2 ist eine Skizze der prinzipiellen Elektrodenanordnung und -verschaltung dargestellt.

## 5. Elektrisches System

Diese Skizze zeigt den abgewickelten Abschnitt eines Schlauchaktors mit Kennzeichnung einzelner Aktorfilamente.



**Abbildung 5.2.** Anordnung der Elektroden und Aktorfilamente: a) Elektrodenverschaltung; b) Elektrodenanordnung im Schlauchaktor

Es wird angenommen, dass  $R_{SE,V}$  und  $R_{RE,V}$ , aufgrund ihres geringeren Anteils an der Leitungslänge, für jeweils ein einzelnes Aktorfeld, deutlich kleiner sind als  $R_{RE,Z}$  und  $R_{SE,m,j}$ . Jedoch ist die Betrachtung der Gesamtwirkung dieser Widerstände zur Abschätzung maximal zulässiger Leitungswiderstände erforderlich. Daher werden diese vier Widerstände zu einem Serienwiderstand  $R_z$  zusammengefasst.

$$R_z = R_{RE,Z} + R_{SE,m,j} + 1/2 \cdot q_{max} (R_{SE,V} + R_{RE,V}) \quad (5.1)$$

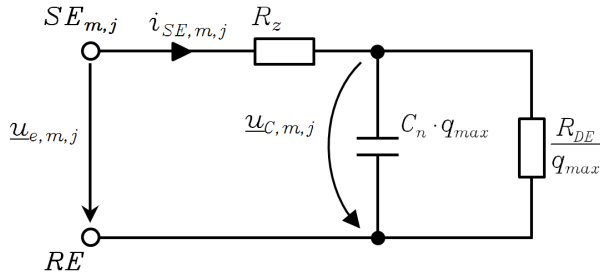
Die Zuleitungen sind in der Realität mit einer frequenzabhängigen Leitungsimpedanz [70] behaftet. Diese können das Einschaltverhalten sowie das Verhalten bei Wechsignalen beeinflussen. In den technischen Bereichen der elektrischen Energie- und Signalübertragung erfolgt eine Anpassung der Leitungsimpedanz, um Reflexionen an den Leitungsenden zu verhindern. Da dieses Verhalten sowohl von der Geometrie, der Leitungsführung sowie von der Materialauswahl der unterschiedlichen Leitungen abhängt, ist eine ausführliche Betrachtung des Einflusses an dieser Stelle noch nicht sinnvoll. Aufgrund der angenommenen elektrischen Arbeitsfrequenz von  $f \leq 10$  Hz kann die Leitungslänge jedoch bereits als unkritisch für Wellenstörbeeinflussungen bewertet werden [40]. Bei einer Arbeitsfrequenz von  $f = 1$  kHz werden Leitungslängen unter 300 m als kritisch angenommen. Mit sinkender Arbeitsfrequenz steigt die kritische Leitungslänge.

Dennoch ist es für eine spätere Auswahl von Fertigungstechnologien wichtig, eine Einschätzung des rein ohmschen Widerstandes dieser Leitungen zu treffen. Auf diesen Annahmen basierend wird aus dem zuvor dargestellten Ersatzschaltbild für ein einzelnes Aktorfilament aus Abbildung 5.1 das vereinfachte Ersatzschaltbild für ein einzelnes Aktorfeld in Abbildung 5.3 abgeleitet.

Die Eingangsspannung  $u_{e,m,j}(t)$  wird als sinusförmiger Verlauf mit der Amplitude  $\hat{u}_e$  und der Frequenz  $\omega_{el} = 2\pi f_{el}$  angenommen.

$$u_{e,m,j}(t) = \hat{u}_e \cdot \sin(\omega_{el}t) \quad (5.2)$$

## 5.1. Elektrische Übertragungsfunktion des einzelnen Aktorfeldes



**Abbildung 5.3** Vereinfachtes elektrisches Ersatzschaltbild eines Aktorfeldes

Die elektrische Impedanz dieses Systems wird damit wie folgt definiert:

$$\underline{Z}_{m,j} = R_z + \frac{1}{q_{max}} \cdot \frac{1}{j\omega_{el}C_n + \frac{1}{R_{DE}}}, \quad (5.3)$$

mit der Anzahl  $q_{max}$  Einzelaktoren pro Aktorfeld.

Für die Übertragungsfunktion  $\underline{G}_{el}(j\omega_{el})$  des elektrischen Systems eines Aktorfeldes folgt hieraus:

$$\begin{aligned} \underline{G}_{el}(j\omega_{el}) &= \frac{u_{C,m,j}}{u_{e,m,j}} = \frac{\frac{1}{q_{max}} \cdot \frac{1}{j\omega_{el}C_n + \frac{1}{R_{DE}}}}{R_z + \frac{1}{q_{max}} \cdot \frac{1}{j\omega_{el}C_n + \frac{1}{R_{DE}}}} \\ &= \frac{\frac{1}{1 + \frac{q_{max}R_z}{R_{DE}}}}{1 + j\omega_{el} \frac{C_n q_{max} R_z}{1 + \frac{q_{max}R_z}{R_{DE}}}} \\ &= \frac{\left(1 + q_{max} \cdot \frac{R_z}{R_{DE}}\right) - j(\omega_{el}C_n q_{max} R_z)}{\left(1 + q_{max} \cdot \frac{R_z}{R_{DE}}\right)^2 + (\omega_{el}C_n q_{max} R_z)^2} \end{aligned} \quad (5.4)$$

Zur Herleitung der Bodediagramme für den Betrag  $|\underline{G}_{el}(j\omega_{el})|$  und die Phasenverschiebung  $\varphi_{el}$  der Übertragungsfunktion  $\underline{G}_{el}(j\omega_{el})$  wurde Gleichung 5.4 bereits nach Real- und Imaginärteil aufgelöst.  $|\underline{G}_{el}(j\omega_{el})|$  wird wie folgt beschrieben:

$$|\underline{G}_{el}(j\omega_{el})| = \frac{\sqrt{\left(1 + q_{max} \cdot \frac{R_z}{R_{DE}}\right)^2 + (\omega_{el}C_n q_{max} R_z)^2}}{\left(1 + q_{max} \cdot \frac{R_z}{R_{DE}}\right)^2 + (\omega_{el}C_n q_{max} R_z)^2} \quad (5.5)$$

## 5. Elektrisches System

Die Phasenverschiebung  $\varphi_{el}$  folgt mit

$$\varphi_{el} = \arctan \left( -\frac{\omega_{el} C_n q_{max} R_z}{1 + q_{max} \cdot \frac{R_z}{R_{DE}}} \right) \quad (5.6)$$

Aus der Herleitung von Gleichung 5.4 ist zu erkennen, dass die Übertragungsfunktion ein  $PT_1$ -Glied (Tiefpass) beschreibt. Durch Umstellen von Gleichung 5.4 zur allgemein gültigen Darstellung von  $PT_1$  Gliedern nach FROHNE [31] und UNBEHAUEN [129] kann direkt die elektrische Zeitkonstante  $\tau_{el}$  eines einzelnen Aktorfeldes abgelesen werden.

$$\underline{G}_{el}(j\omega_{el}) = \frac{K_{p,el}}{1 + j\omega_{el}\tau_{el}} = \frac{1}{1 + j\omega_{el} \frac{C_n q_{max} R_z}{1 + \frac{q_{max} R_z}{R_{DE}}}} \quad (5.7)$$

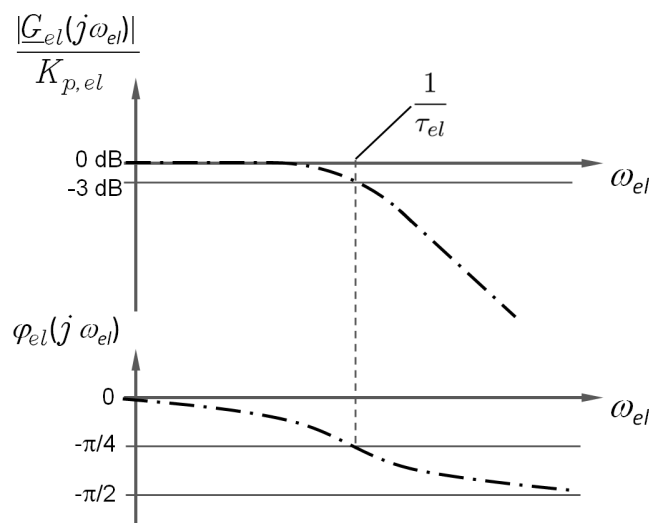
mit

$$K_{p,el} = \frac{1}{1 + \frac{q_{max} R_z}{R_{DE}}} \quad \text{und} \quad \tau_{el} = \frac{C_n q_{max} R_z}{1 + \frac{q_{max} R_z}{R_{DE}}} \quad (5.8)$$

Die Eckfrequenz  $\omega_{e,el}$  des Verlaufs von  $|\underline{G}_{el}(j\omega_{el})|$  wird aus dem Kehrwert der elektrischen Zeitkonstanten  $\tau_{el}$  berechnet.

$$\omega_{e,el} = \frac{1}{\tau_{el}} \quad (5.9)$$

Damit lassen sich die Bodediagramme zur Beschreibung des frequenzabhängigen Verhaltens der Übertragungsfunktion des elektrischen Systems wie folgt, in Abbildung 5.4, skizzieren.



**Abbildung 5.4.** Bodediagramme zur Beschreibung des frequenzabhängigen Verhaltens der Übertragungsfunktion  $\underline{G}_{el}(j\omega_{el})$  des elektrischen Systems

## 5.2. Approximation der Eckfrequenz

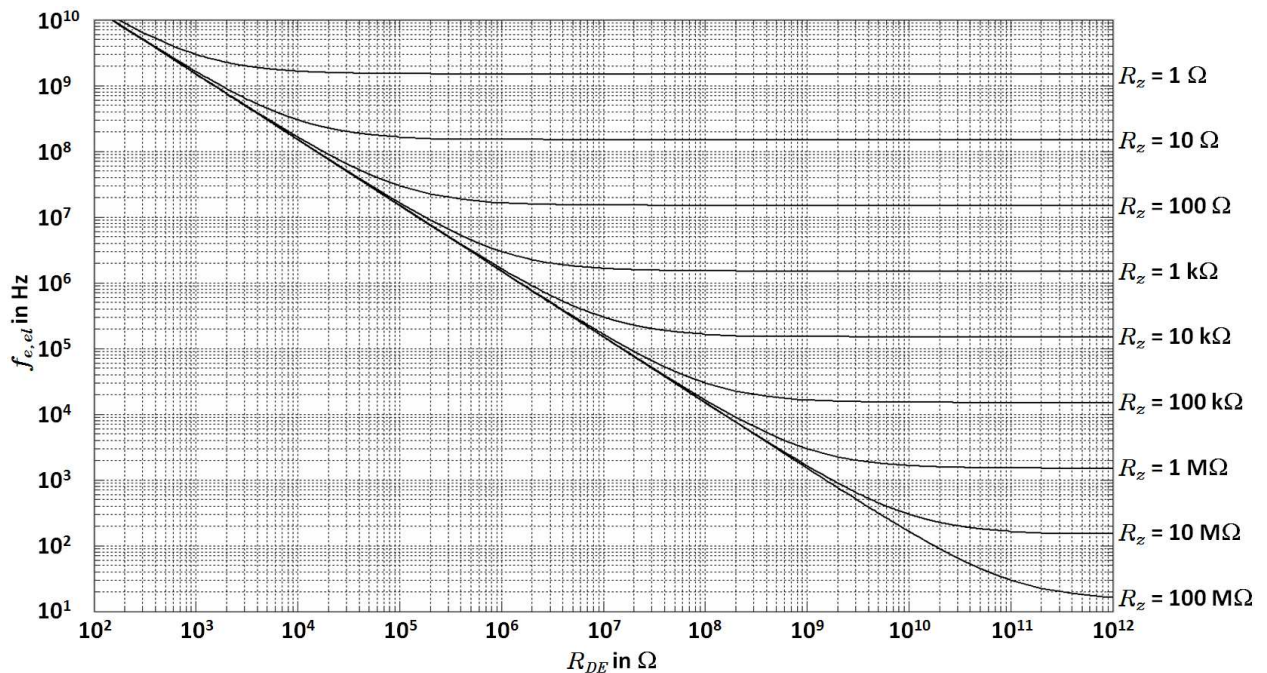
Folgende Betrachtung definiert den Einfluss der Zuleitungswiderstände  $R_z$  und des Parallelwiderstandes  $R_{DE}$  auf die Eckfrequenz  $f_{e,el}$ . Hierbei werden das Ersatzschaltbild aus Abbildung 5.3 sowie folgende Annahmen zur Aktorgeometrie und elektrischen Parametern festgelegt:

<b>Geometrisch</b>	Elektroden Dicke	$z_{el} = 5 \mu\text{m}$
	Elektrodenlänge	$x_0 = 1000 \mu\text{m}$
	Elektrodenbreite	$y_0 = 200 \mu\text{m}$
	Elektrodenabstand	$z_0 = 40 \mu\text{m}$
	Anzahl an Einzelaktoren pro Aktorfeld	$q_{max} = 1000$
<b>Elektrisch</b>	Permittivität	$\epsilon_r = 2,4$
	Zuleitungswiderstand	$R_z = 10 \text{ k}\Omega$
	Widerstand des Dielektrikums	$R_{DE} = 1 \text{ G}\Omega$
<b>Dielektrikum</b>	WACKER <i>Silpuran 2400</i>	

Durch Einsetzen dieser Parameterbeispiele in Gleichung 5.9 folgt für die Eckfrequenz  $f_{e,el}$ :

$$f_{e,el} = \frac{\omega_{e,el}}{2 \cdot \pi} \approx 150 \text{ kHz} \quad (5.10)$$

Abbildung 5.5 stellt die Abhängigkeit der Eckfrequenz  $f_{e,el}$  vom Zuleitungswiderstand  $R_z$  und vom Parallelwiderstand  $R_{DE}$  dar. Dieses Diagramm ermöglicht eine Einschätzung des Einflusses dieser Größen auf Auslegung, Design und Fertigungsverfahren für die Zuleitungen sowie die Verschaltung der Elektroden.



**Abbildung 5.5.** Abhängigkeit der Eckfrequenz  $f_{e,el}$  vom Zuleitungswiderstand  $R_z$  und vom Parallelwiderstand  $R_{DE}$

## 5. Elektrisches System

---

Anhand verschiedener Probengeometrien wurde der gemessene Widerstand des Dielektrikums mit  $R_{DE} = 3,7 \dots 20 \text{ G}\Omega$  ermittelt. Hierbei entspricht der größere Wert einem Elektrodenabstand  $z_0 = 16 \text{ mm}$  und der kleinere Wert einem Elektrodenabstand  $z_0 = 1 \text{ mm}$ . Aufgrund der real noch kleineren Abmessungen ist im Anwendungsfall ein nochmals geringerer Widerstandswert zu erwarten.

---

## 6. Gestalterfassung und Arbeitsraumanalyse

Um eine gezielte Bewegungssteuerung des Aktorschlauches zu ermöglichen, ist es erforderlich dessen aktuellen Verformungszustand zu erfassen. Das vorliegende Kapitel befasst sich mit der Diskussion zur Anwendbarkeit verschiedener Methoden zur Erfassung des Verformungszustandes einzelner Aktorbereiche. Die anschließende mathematische Beschreibung der Schlauchgestalt erfolgt hierbei in Abhängigkeit des Verformungszustandes der Einzelaktoren. Weiter werden anhand verschiedener Modelle zur Arbeitsraumanalyse die erreichbaren Verformungszustände des Schlauchaktors dargestellt.

### 6.1. Gestalterfassung

Im Folgenden wird die Anwendbarkeit verschiedener Methoden zur Ermittlung des Verformungszustandes des Schlauchaktors diskutiert. Geeignet scheinen zunächst

- gedruckte Dehnungsmessstreifen (*DMS*) und
- die Messung der Impedanzänderung.

#### 6.1.1. Gedruckte DMS

Dehnungsmessstreifen stellen in der strukturellen Überwachung von Bauteilen eine etablierte Messmethode dar. Überträgt man eine solche Struktur auf den vorgestellten Schlauchaktor, so stellt sie eine zusätzliche Verformungslast dar. Hinzu kommt noch die Vielzahl an elektrischen Versorgungsleitungen, um eine ausreichende Auflösung der Gestalterfassung zu gewährleisten. Die kleinste Bauform, der aufgedampfte Dünnschicht DMS, ist nach HOFFMANN [49] auf die Aufnehmerproduktion beschränkt und hat bislang keine weitere Verbreitung gefunden. Daher wird der Ansatz gedruckter DMS-Strukturen als nicht geeignet bewertet und findet keine weitere Berücksichtigung.

#### 6.1.2. Messung der Impedanzänderung

Nach den Ausführungen in Kapitel 5 kann ein Aktorfeld des Schlauchaktors näherungsweise als elektrische Impedanz durch ein elektrisches Ersatzschaltbild aus Kapazität, Parallel- und Serienwiderstand abgebildet werden. Aufgrund des Aktoraufbaus aus einer Vielzahl an Einzelkapazitäten bietet die Messung und Auswertung der Kapazitätsänderung gute Voraussetzungen für eine inhärente Gestalterfassung. Die messtechnische Auswertung der Kapazitätsänderung findet bereits in zahlreichen industriellen Bereichen vielfältige Anwendung. Neben Füllstandsensoren [112] veranschaulichen die Materialdickenmessung bei der Waferherstellung [50] sowie die Anwendung als Beschleunigungssensor [2] das breite Einsatzgebiet

## 6. Gestalterfassung und Arbeitsraumanalyse

---

dieses Messverfahrens. Darüber hinaus erkennt man bereits Bestrebungen, dieses Verfahren auf Dielektrische Elastomeraktoren anzuwenden [79].

Mit der Anordnung des vorgestellten Aktorkonzeptes kann jedoch nicht von idealen Rahmenbedingungen zur Anwendung dieses Messverfahrens ausgegangen werden. So müssen bei der Berechnung des Kontraktionszustandes, basierend auf der Kapazitätsänderung definierter Aktorbereiche, ergänzend folgende Einflüsse berücksichtigt werden:

- Durch die Biegung des Aktorschlauches im aktiven Zustand verlieren die Kondensatorplatten (Aktorelektroden) ihre parallele Ordnung. Diese V-förmige Ausrichtung ist jedoch berechenbar und findet somit Berücksichtigung.
- Es wird vermutet, dass elektrische Streufelder im Randbereich der Elektroden zusätzlich Einfluss auf die Kontraktion  $S$  nehmen können. Dieses Verhalten ist an realen Gestaltungsvarianten zu untersuchen und zu bewerten.
- Aufgrund der Leitungsführung und Verschaltung der Elektroden können zwischen diesen weitere unerwünschte elektrische Streufelder wirken. Der Einfluss dieser Streufelder ist für jede individuelle Gestaltungsvariante zu simulieren.

Hinzu kommen noch Leitungswiderstände, -induktivitäten und -kapazitäten. Diese sind primär durch die Leitungslänge, Geometrie, Materialauswahl und Leitungsführung bestimmt. Da die genannten Einflüsse individuell von der realen Aktorgestaltung abhängig sind, ist eine verallgemeinerte Beschreibung an dieser Stelle nicht möglich.

Trotz der genannten, zurzeit noch nicht beschreibbaren, Einflussgrößen stellt der Ansatz der Messung der Impedanzänderung eine vorteilhafte Methode zur Gestalterfassung des Aktors in Aussicht.

### 6.2. Kinematisches Berechnungsmodell

Nachdem davon ausgegangen wird, dass der Verformungszustand eines Aktorfeldes, z. B. durch Auswertung der Änderung der elektrischen Impedanz eines Aktorfeldes, ermittelt werden kann, soll aus dieser Information auf den Zustand des vollständigen Schlauchaktors geschlossen werden. Hierzu wurde forschungsbegleitend im Rahmen einer Masterarbeit [122] ein Berechnungsmodell aufgestellt.

Zielsetzung hierbei ist die Darstellung des erreichbaren Arbeitsraumes sowie der darin ansteuerbaren Blickrichtungen in Abhängigkeit der Anzahl axial unabhängiger Aktorfelder sowie der Anzahl der Filamente. Der Kern dieser Darstellungen konzentriert sich auf die Berechnung möglicher Verformungszustände des Gesamtschlauches basierend auf den Verformungszuständen der Einzelaktoren und der Vorgabe der Aktorgeometrie. Hierzu wird die bereits in Gleichung 4.10 definierte maximal zulässige relative Kontraktion  $S_{z,max}$  des Einzelaktors als Grenzwert der Kontraktion zugrunde gelegt.

$$S_{z,max} \leq 1 + \frac{3}{8} \cdot \frac{x_0}{z_0} - \sqrt{\frac{3}{8} \cdot \frac{x_0}{z_0} \left( 2 + \frac{3}{8} \cdot \frac{x_0}{z_0} \right)}$$

Die betrachtete Abwinkelung  $\varphi_n$  der einzelnen Bereiche wird in Anlehnung an Gleichung 2.13 durch

$$\varphi_n = \frac{S_{z,max} \cdot q_{max} \cdot z_0}{d_S} \quad (6.1)$$



mit dem Schlauchdurchmesser  $d_S$  und der Anzahl  $q_{max}$  an Einzelaktoren pro Aktorfeld berechnet.

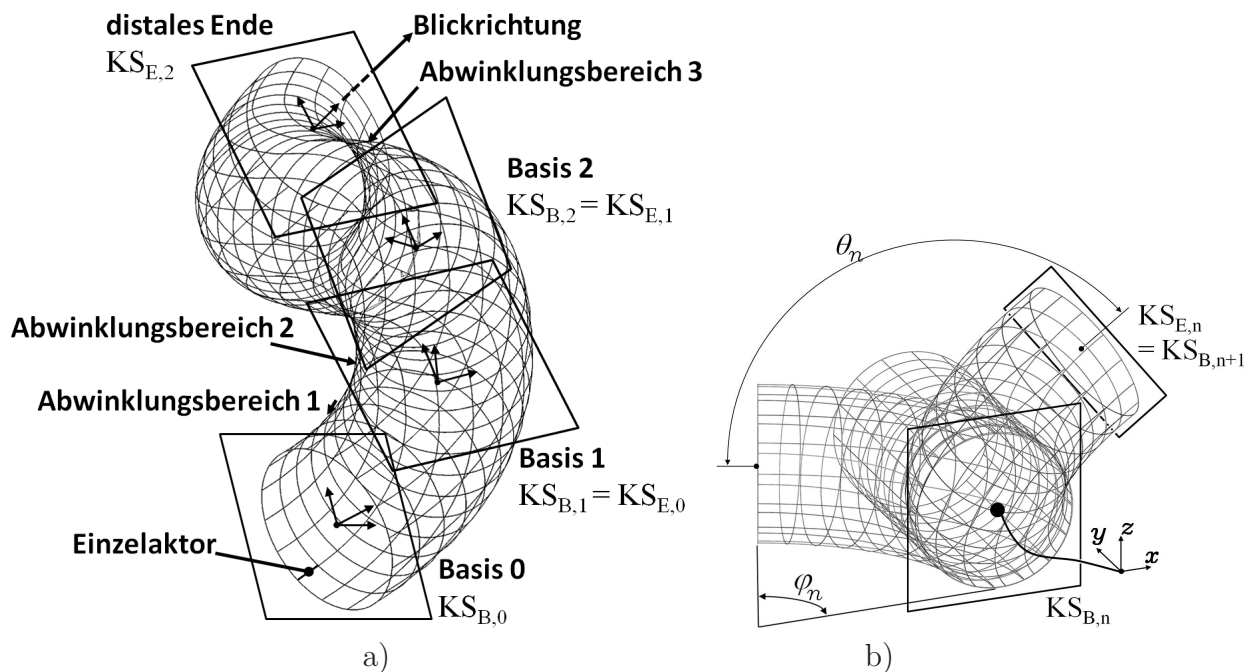
Zur vollständigen Definition sind die Eingangsgrößen aus Tabelle 6.1 erforderlich. Die elektrischen Materialeigenschaften bleiben hierbei unberücksichtigt.

**Tabelle 6.1.** Eingangsgrößen zur Gestaltapproximation

Elektroden Dicke	$z_{el}$	Elektrodenabstand	$z_0$
Elektrodenlänge	$x_0$	Elektrodenbreite	$y_0$
Einzelaktoren pro Aktorfeld	$q_{max}$	Anzahl an Filamenten	$m_{max}$
Schlauchdurchmesser	$d_S$		

Abbildung 6.1 zeigt anhand einer Netzdarstellung den geometrischen Ansatz für die Berechnung des Verformungszustandes. Im gegebenen Beispiel werden in axialer Richtung drei aufeinanderfolgende Aktorfelder angenommen. Die axialen Netzlinien stellen hierbei die verformbaren Einzelaktoren dar. Als grundlegende Bezugsebene wird die *Basis 0* festgelegt. Das Inertialkoordinatensystem  $KS_{B,0}$  hat seinen Ursprung im Zentrum der *Basis 0*. Die körperfesten Basiskoordinatensysteme  $KS_{B,1}$  und  $KS_{B,2}$  der folgenden Abwinkelungsbereiche bewegen sich mit dem Körper als jeweilige Endeffektorbasis des vorangegangenen Abwinkelungsbereiches. Als Endeffektorebene wird die distale Endfläche jedes Abwinkelungsbereiches verstanden. Damit bildet die Endeffektorbasis  $KS_{E,n-1}$  des vorangegangenen Systems das Basiskoordinatensystem  $KS_{B,n}$  des nachfolgenden Abwinkelungsbereiches.

Zur Berechnung und Darstellung der verformten Schlauchgestalt wird jeder Abwinkelungsbereich getrennt betrachtet. Hierbei werden für jeden individuellen Abwinkelungsbereich die in Abbildung 6.1.b) skizzierten Gelenkvariablen mit  $\mathbf{q}_a = (\theta_0, \varphi_0, \theta_1, \varphi_1, \theta_2, \varphi_2)^T$  definiert.



**Abbildung 6.1.** a) Netzdarstellung einer dreistufigen Abwinkelung; b) Definition der einzelnen Abwinkelung

## 6. Gestalterfassung und Arbeitsraumanalyse

Durch schrittweise Transformation des Endeffektorkoordinatensystems  $KS_{E,2}$  des distalen Endes in das Inertialkoordinatensystem  $KS_{B,0}$  erfolgt eine Beschreibung der Position und Blickrichtung der distalen Endfläche des Aktors. Für die Transformation der Endeffektorkoordinatensysteme in die Basiskoordinatensysteme der einzelnen Abwinklungsbereiche sind die folgenden drei Schritte zu verknüpfen:

1. Rotation um  $\theta_n$  zum Drehen des Basiskoordinatensystems in Abwinklungsrichtung
2. Haupttransformation des Endeffektorkoordinatensystems
3. Rotation um  $-\theta_n$  um die initiale Drehung des Basiskoordinatensystems zurückzudrehen

Damit gilt für die Abbildung der Koordinaten des Endeffektorkoordinatensystems  $KS_{E,n}$  auf das Basiskoordinatensystem  $KS_{B,n}$  eines einzigen Abwinklungsbereiches:

$$KS_{B,n} = {}^{B,n}\mathbf{T}_{E,n} \cdot KS_{E,n} \quad (6.2)$$

Entsprechend gilt unter der Annahme von drei seriell angeordneten Abwinklungsbereichen für die Abbildung der Koordinaten des Endeffektorkoordinatensystems  $KS_{E,2}$  auf das Inertialkoordinatensystem  $KS_{B,0}$  in Abhängigkeit der Gelenkvariablen  $\mathbf{q}_a$ :

$$KS_{B,0} = {}^{B,0}\mathbf{T}_{E,2}(\mathbf{q}_a) \cdot KS_{E,2} \quad (6.3)$$

Für die Rotation  $\theta_n$  des Koordinatensystems  $KS_{B,n,\theta}$  um die  $y$ -Achse von  $KS_{B,n}$  mit dem Winkelversatz  $\theta_n$  zwischen der Richtung der Abwinkelung und dem zugehörigen Basiskoordinatensystem  $KS_{B,n}$  wird die homogene Transformationsmatrix  ${}^{B,n}\mathbf{T}_{B,n,\theta}(\theta_n)$  wie folgt definiert:

$${}^{B,n}\mathbf{T}_{B,n,\theta}(\theta_n) = \begin{pmatrix} \cos \theta_n & 0 & \sin \theta_n & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta_n & 0 & \cos \theta_n & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.4)$$

Der Ortsvektor des Endeffektorkoordinatensystems  $KS_{E,n}$  für die Rotation  $\varphi_n$  um die  $z$ -Achse des Basiskoordinatensystems  $KS_{B,n,\theta}$  folgt mit:

$${}^{B,n}\mathbf{r}_{E,n}(\varphi_n) = \begin{pmatrix} (\cos \varphi_n - 1) \left( \frac{l_n}{\varphi_n} - \frac{d_S}{2} \right) \\ \sin \varphi_n \left( \frac{l_n}{\varphi_n} - \frac{d_S}{2} \right) \\ 0 \end{pmatrix} \quad (6.5)$$

Die Position und Orientierung des Endeffektorkoordinatensystems  $KS_{E,n}$  mit Bezug zum Basiskoordinatensystem  $KS_{B,n,\theta}$  wird mit der homogenen Transformationsmatrix  ${}^{B,n,\theta}\mathbf{T}_{E,n}(\varphi_n)$  in Abhängigkeit der Rotation  $\varphi_n$  um die  $z$ -Achse des  $KS_{B,n,\theta}$  beschrieben. Der translatorische Anteil zur Definition der Lage des Koordinatensystems  $KS_{E,n}$  wird durch  ${}^{B,n,\theta}\mathbf{r}_{E,n}$  berücksichtigt.

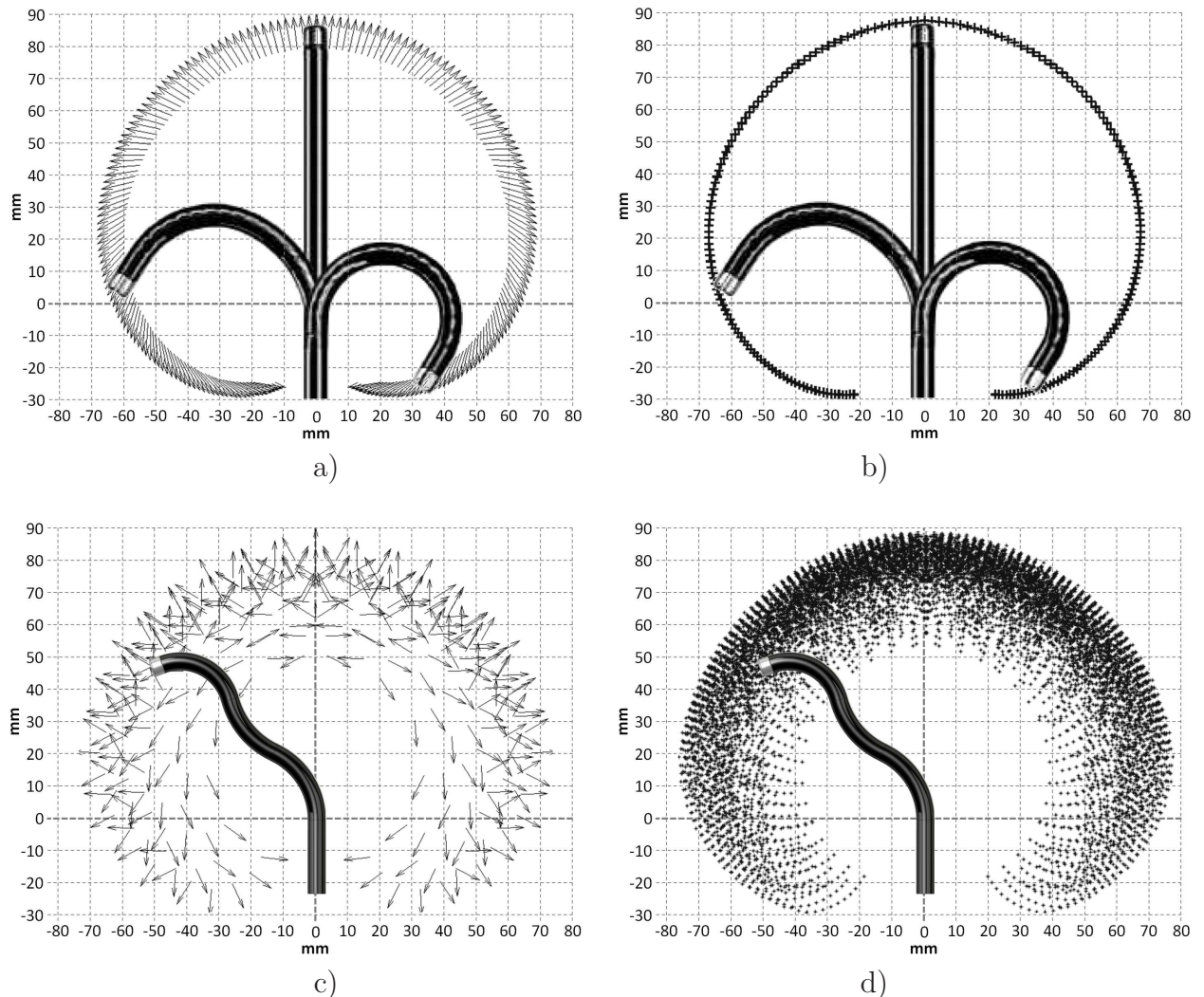
$${}^{B,n,\theta}\mathbf{T}_{E,n}(\varphi_n) = \begin{pmatrix} \cos \varphi_n & -\sin \varphi_n & 0 & (\cos \varphi_n - 1) \left( \frac{l_n}{\varphi_n} - \frac{d_S}{2} \right) \\ \sin \varphi_n & \cos \varphi_n & 0 & \sin \varphi_n \left( \frac{l_n}{\varphi_n} - \frac{d_S}{2} \right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.6)$$

Für einen Schlauchaktor mit drei Abwinkelungsbereichen folgt durch Multiplikation der Beziehungen  ${}^{B,n}\mathbf{T}_{E,n}$  der einzelnen Koordinatensysteme die Gesamttransformationsmatrix

$${}^{B,0}\mathbf{T}_{E,2}(\mathbf{q}_a) = \prod_{n=0}^2 \underbrace{{}^{B,n}\mathbf{T}_{B,n,\theta}(\theta_n)}_{\text{Rotation } \theta_n} \underbrace{{}^{B,n,\theta}\mathbf{T}_{E,n,\theta}(\varphi_n)}_{\text{Haupttransformation}} \underbrace{{}^{E,n,\theta}\mathbf{T}_{E,n}(-\theta_n)}_{\text{Rotation } -\theta_n}. \quad (6.7)$$

Zur Auswertung der erreichbaren Positionen der distalen Endfläche sowie der daraus resultierenden Blickrichtung eines vorgegebenen Schlauchaktors werden verschiedene Darstellungsvarianten entwickelt (Abbildung 6.2). Aufgrund der Rotationssymmetrie werden diese in der  $x, y$ -Ebene des Basiskoordinatensystems dargestellt.

Neben den in Abbildung 6.2.a) und c) skizzierten Darstellungen der aktuellen Blickrichtung sind weitere Analysen des Einflusses vordefinierter Aktorparameter möglich. So werden in den Abbildungen 6.2.b) und d) Punkte im erreichbaren Arbeitsraum dargestellt.



**Abbildung 6.2.** Simulationsergebnisse zur Arbeitsraum- und Blickrichtungsanalyse: a) Blickrichtungsanalyse (klassisches Endoskop mit einem Abwinkelungsbereich); b) Arbeitsraumanalyse (klassisches Endoskop mit einem Abwinkelungsbereich); c) Blickrichtungsanalyse (drei Abwinkelungsbereiche); d) Arbeitsraumanalyse (drei Abwinkelungsbereiche);

## 6. Gestalterfassung und Arbeitsraumanalyse

---

Damit können die Verformungseigenschaften eines angenommenen Schlauchaktorsystems beschrieben und die Eignung für vorgegebene Anwendungsszenarien überprüft werden. Die Darstellung durch diskrete Punkte, bzw. Pfeile hat ihre Ursache in der schrittweisen Variation der Berechnungsparameter. Die in Abbildung 6.2 dargestellte Arbeitsraum- und Blickrichtungsanalyse veranschaulicht deutlich die gesteigerte Arbeitsraumausnutzung und die Erweiterung der möglichen Blickrichtungen eines Schlauchaktors mit drei Abwinkelungsbereichen, c) und d), gegenüber klassischen Abwinkelungen mit nur einem Abwinkelungsbereich, a) und b).

### 6.3. Darstellungsformen des Endoskopstatus

Zur Diskussion möglicher Darstellungsformen des Endoskopstatus erfolgt eine Unterscheidung nach visuellen und haptischen Lösungsansätzen.

#### 6.3.1. Visuell - Überlagerte Darstellung

In stark verzweigten Körperbereichen, wie z. B. der Lunge oder dem Arteriensystem, ist eine Navigation endoskopischer Instrumente oder Katheter zurzeit nur unter direkter Sicht oder Röntgenkontrolle möglich. Diese Vorgehensweise stellt bislang keine zufriedenstellende Lösung dar. Der vorgestellte Schlauchaktor kann unter dem Aspekt permanenter Kenntnis der aktuellen Gestalt hierbei eine Verbesserung bewirken.

Die zu betrachtende Methode basiert auf einem elektronischen 3D-Modell des Operationsgebietes. Solche Modelle können unter Anwendung der Magnetresonanztomographie (*MRT*) erstellt werden. Damit ist es möglich einen Routenplan für verzweigte Passagen zu erstellen. Unter der Annahme permanenter Kenntnis des Verformungszustandes sowie der Ausrichtung und der vorgeschobenen Länge des Endoskopes ist eine Überlagerung der *MRT*-Abbildung mit einer Abbildung des verformten Endoskopes vorstellbar. Auch eine Kombination mit einer akustischen Ansage des nächsten Richtungswechsels und der Entfernung bis dorthin kann, ähnlich der verbreiteten Fahrzeugnavigation, positiven Nutzen für den Anwender bewirken. Weiter könnte eine dosierte Steuerung der benötigten Abwinkelungen in die entsprechenden Richtungen einen reibungsreduzierten Vorschub des Instrumentes ermöglichen. Aufgrund von Bewegungen im Körper unterliegt die beschriebene überlagerte Darstellung einer dynamischen Abweichung. Hierdurch wird eine weitere Überlagerung oder parallele Kontrolle mittels des Endoskopbildes erforderlich.

#### 6.3.2. Haptisch - Ertasten von Hindernissen

Aus Katheteranwendungen ist bereits die Integration von Kraftsensoren in die distale Spitze durch KERN [59] und ENDOSENSE [27] bekannt. Überträgt man deren Ansätze auf Bereiche der Endoskopie, so kann, durch Integration eines distalen Kraftsensors, der zusätzliche Tastsinn Vorteile für Patient und Anwender bringen. Durch haptische Rückmeldung der distal am Endoskop wirkenden Kräfte kann eine Perforation von Gefäßen vermieden werden. Mit der Kenntnis des Verformungszustandes ist damit durch gezielte Korrektur des Abwinkelungsstatus die Reduzierung der Reibung an Gefäßwänden oder in Abzweigungen vorstellbar. Hierdurch werden operationsbedingte Verletzungen vermieden und eine schnellere Genesung des Patienten unterstützt.

# 7. Elektroden und Verschaltung

Zielstellung der Designentwicklung für die Aktorelektroden und deren Verschaltung ist die gestalterische Umsetzung der im Systemkonzept erarbeiteten Teilaspekte. Als besondere Teilgebiete stellen die Anordnung der Elektroden und die Elektrodenverschaltung wesentliche Kernaufgaben dar. Im vorliegenden Abschnitt wird das entworfene Aktordesign vorgestellt sowie systembedingtes Verhalten und umgesetzte konstruktive Aspekte hierzu diskutiert. Aufgrund der Abhängigkeit verschiedener Designvarianten von speziellen Fertigungstechnologien führt das vorliegende Kapitel bereits grundlegende fertigungsrelevante Aspekte auf. Eine detaillierte Beschreibung betrachteter Fertigungstechnologien erfolgt in Kapitel 8. Aus den Ergebnissen zum Einzelaktor sowie aus dem Systemkonzept werden die folgenden Parameter in Tabelle 7.1 für die weiteren Betrachtungen zugrunde gelegt.

**Tabelle 7.1.** Parameterspezifikation für einen DE-Schlauchaktor

Benennung	Parameter	Anforderung
<b>Steuerelektrode</b>	Elektroden Dicke	$z_{el} = 1 \dots 10 \mu\text{m}$
	Elektrodenlänge	$x_0 = 200 \dots 1000 \mu\text{m}$
	Elektrodenbreite	$y_0 = 100 \dots 400 \mu\text{m}$
<b>Referenzelektrode</b>	Elektroden Dicke	$z_{el} = 1 \dots 10 \mu\text{m}$
	Elektrodenlänge	$x_0 = 200 \dots 1000 \mu\text{m}$
	Elektrodenbreite	$y_0 = 100 \dots 400 \mu\text{m}$
<b>Dielektrikum</b>	Elektrodenabstand	$z_0 = 10 \dots 40 \mu\text{m}$
	relative Kontraktion in $\vec{e}_z$	$S = 0 \dots 20 \%$
	Elastizitätsmodul	$Y_0 = 0,200 \dots 0,400 \text{ MPa}$
<b>Aktorfeld</b>	Anzahl an Einzelaktoren	$n_{max} = 10 \dots 1000$
<b>Aktorfilament</b>	Anzahl an Aktorfeldern	$j_{max} = 1 \dots 5$
<b>Aktorringsegment</b>	Anzahl an Aktorfilamenten	$m_{max} = 6 \dots 30$
	Aussendurchmesser	$d_S = 2 \dots 6 \text{ mm}$

## 7.1. Anordnung der Aktorelektroden

Aus dem Systemkonzept werden für Steuer- und Referenzelektroden unterschiedliche Gestaltungsregeln abgeleitet. Die Steuerelektroden sollen als individuelle, einstückige Elektrodenbereiche mit rechteckiger Fläche ausgelegt werden. Die Referenzelektroden sollen den ringförmigen Aktorquerschnitt möglichst vollständig überdecken, um von aussen radial angreifenden Kräften entgegenzuwirken. Durch die Aufgabe der mechanischen Stabilisierung kann die Referenzelektrode dicker als die Steuerelektrode ausgelegt werden. Aufgrund des passiven Bauraumanteils ist jedoch für beide Elektrodenarten die Dicke  $z_{el}$  zu minimieren.

## 7. Elektroden und Verschaltung

Für die Gestaltung der Elektrodenanordnung werden im Folgenden drei Varianten vorgestellt. Hierbei wird zwischen

- dem *Stacked-Layer*-Konzept,
- dem *Rolled-Up*-Konzept und
- dem *Coil-Shape-Lamination*-Konzept unterschieden.

### 7.1.1. Stacked-Layer-Konzept

Das *Stacked-Layer*-Konzept basiert auf einer, in axialer Richtung schichtweise laminierten Elektrodenstruktur. Zur Realisierung der mechanischen Stützfunktion werden die starren Referenzelektroden *RE* als axial parallele, geschlossene Ringe ausgelegt. Zur Trennung der Aktorfilamente werden die Steuerelektroden *SE* als Ringsegmente kreisförmig zwischen jeweils zwei Referenzelektroden angeordnet. Die elektrische Verschaltung der Referenzelektroden wird durch mindestens eine axiale Verbindung zwischen allen benachbarten Referenzelektroden gewährleistet. Konzepte für die Verschaltung der Elektrodenanordnung zu Aktorfeldern werden im anschließenden Kapitel 8 vorgestellt und diskutiert. Der Aufbau einer Elektrodenstruktur nach dem *Stacked-Layer*-Konzept ist in Abbildung 7.1 dargestellt.

Versuchsergebnisse und die Diskussion der Möglichkeiten zur Herstellung einer solchen Struktur werden im folgenden Kapitel 7.2 vorgestellt. Im Anschluss an die Fertigung der Elektrodenstruktur muss die Elektrodenverschaltung hinzugefügt werden.

Das *Stacked-Layer*-Konzept erfordert aufgrund der großen Anzahl an Handhabungsvorgängen einen hohen Automatisierungsgrad. Die folgende Diskussion soll einen ersten Eindruck der hohen Anforderungen an die Herstellung einer entsprechenden Elektrodenstruktur vermitteln.

Es wird von einem Elektrodenabstand  $z_0 = 40 \mu\text{m}$ , einer Elektrodendicke  $z_{el} = 5 \mu\text{m}$  und einem Aktorfeld  $z_{feld} = 30 \text{mm}$  ausgegangen. Zunächst wird das Stapeln der Einzelaktoren eines Aktorfeldes mit  $n$  Einzelaktoren betrachtet.

$$n = \frac{z_{feld}}{z_0 + z_{el}} = 666.6 \approx 666 \quad (7.1)$$

Mit Bezug auf IEF WERNER GMBH [53] und ASYRIL SA [4] liegen die Zykluszeiten typischer Pick-and-Place Roboter bei  $t_p = 200 \dots 400 \text{ms}$ . Hieraus folgt eine Stapelzeit von  $t_{s,feld} = 133,2 \dots 266,4 \text{s}$  für dieses eine Aktorfeld. Nun wird von einer Anzahl  $j_{max} = 2$  axial angeordneter Aktorfelder und  $m_{max} = 16$  azimuthal verteilter Aktorfilamente ausgegangen.

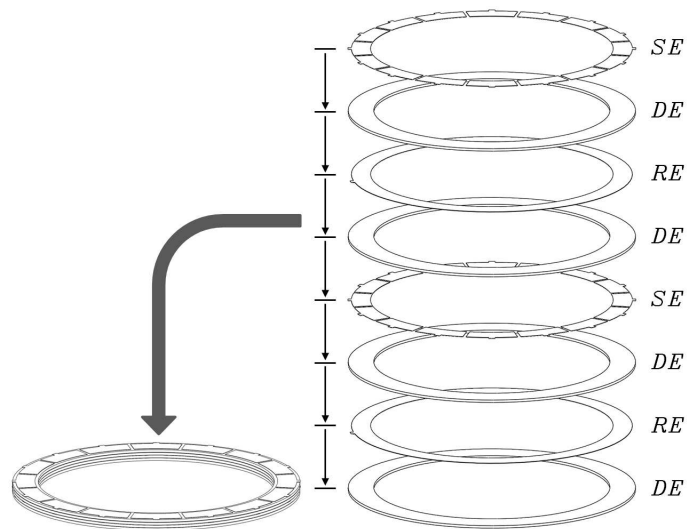


Abbildung 7.1. Elektrodenanordnung *Stacked-Layer*-Konzept

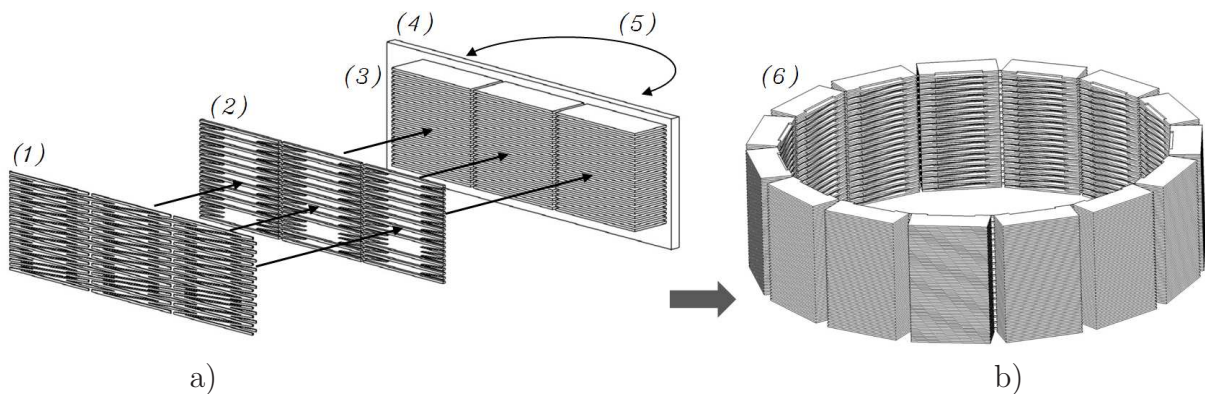
Damit folgt für die gesamte Stapelzeit eines solchen Schlauchaktors:

$$t_{s,aktor} = t_{s,feld} \cdot j_{max} \cdot m_{max} \approx 1\text{h } 11\text{min} \dots 2\text{h } 22\text{min} \quad (7.2)$$

Zudem kommen noch Vor- und Nachbehandlungsschritte sowie die Erzeugung der Einzelschichten und die elektrische Verschaltung der Elektroden hinzu. Unter den betrachteten Konzepten wird das *Stacked-Layer*-Konzept als aufwändigste zu fertigende Anordnung eingestuft.

### 7.1.2. Rolled-Up-Konzept

Gegenüber dem zuvor dargestellten Konzept basiert das in Abbildung 7.2 dargestellte *Rolled-Up*-Konzept nicht aus Einzelsegmenten, sondern auf einer monolithischen Aktorstruktur. Abbildung 7.2 zeigt eine solche Struktur am Beispiel eines flach strukturierten und anschließend zum Schlauch geformten Elektrodenaufbaus. Die Darstellung berücksichtigt ebenfalls bereits eine Andeutung für eine Elektrodenverschaltung auf der Schlauchaussenseite. Hierbei werden die Elektroden, deren mechanische Verbindung sowie deren elektrische Verschaltung in einem einzelnen Bauteil abgebildet. Der Aufbau erfolgt abschnittsweise als planare Struktur. Diese wird anschließend zur schlauchförmigen Aktorstruktur gebogen und vergossen. Aufgrund des Biegevorgangs entsteht auf dem Umfang des Aktors in axialer Richtung eine Verbindungs- oder auch Stoßstelle. Diese Stoßstelle unterbricht die ringförmige Struktur der Referenzelektroden und stellt somit eine Schwachstelle dar. Gegenüber dem *Stacked-Layer*-Konzept ist daher für das *Rolled-Up*-Konzept eine geringere azimuthale Stabilität zu erwarten.



**Abbildung 7.2.** Elektrodenanordnung *Rolled-Up*-Konzept (1) Elektrodenverschaltung; (2) Abstandhalter; (3) Elektrodenstruktur; (4) Trägersubstrat; (5) Aufrollrichtung zur Herstellung der Schlauchstruktur; (6) Schlauchaktor

Dieses Konzept bietet damit den Vorteil, dass z. B. mittels eines kombinierten Herstellungsprozesses, Photolithographie und Galvanik, ohne zusätzliche Handhabungsmaßnahmen, die gesamte Aktorstruktur inklusive Verbindungsleitungen hergestellt werden kann. Der abschließende Bearbeitungsaufwand, für z. B. Verguss und Fügen zur Schlauchstruktur, ist aufgrund der bereits integrierten Verbindungsleitungen am geringsten im Vergleich zu den anderen Konzepten. Jedoch wird aufgrund der entstehenden Fügenaht eine Schwachstelle und mechanische Unsymmetrie verursacht.

### 7.1.3. Coil-Shape-Lamination-Konzept

Kern des *Coil-Shape-Lamination*-Konzept bildet die einstückige Referenzelektrode. Diese wird als Bandmaterial bereitgestellt und in einer Prozesskette mit dem Dielektrikum und den segmentierten Steuerelektroden beschichtet. Anschließend erfolgt die in Abbildung 7.3 dargestellte helixförmige Laminierung des somit hergestellten Elektrodenbandes zu einer Aktorstruktur.

Die einstückige Referenzelektrode bietet den Vorteil einer sehr guten Steifigkeit. Weiter kann durch diese Bauweise auf eine zusätzliche elektrische Verschaltung innerhalb der *RE*-Struktur verzichtet werden. Der dargestellte helixförmige Aufbau ist auf verschiedene Aktorgeometrien übertrag-

bar und gewährleistet eine gute Anpassung an variierende Aktorparameter. Mit dem *Coil-Shape-Lamination*-Konzept kann voraussichtlich die schnellste Fertigungszeit erreicht werden. Die Fertigung als Band ermöglicht die zeitgleiche Anwendung verschiedener Fertigungsschritte an seriell angeordneten Arbeitsstationen. Sobald das Band die gesamte Fertigungslinie einmal passiert hat, kann ein fließender axialer, helixförmiger Austrag erfolgen. Jedoch ist auch bei diesem Ansatz die Anbringung der elektrischen Verbindungsleitungen in separaten Arbeitsschritten erforderlich.

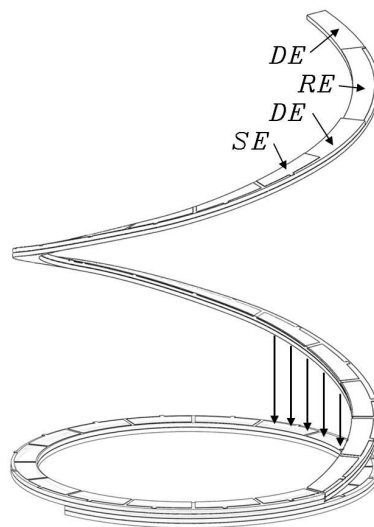


Abbildung 7.3. Elektrodenanordnung  
*Coil-Shape-Lamination*-Konzept

## 7.2. Gestaltung der elektrischen Verbindungsleitungen

Aus den bereits in Kapitel 3.5 beschriebenen Konzepten zur elektrischen Elektrodenverschaltung und der mechanischen Stützfunktion der Referenzelektroden folgt die Notwendigkeit der Gestaltung einer nachgiebigen Elektrodenverschaltung in  $\vec{e}_z$ -Richtung. Das Kontraktionsvermögen jedes einzelnen Aktorfeldes ist stark beeinflusst durch die elastischen Verformungseigenschaften, welche in axialer Richtung  $\vec{e}_z$  auf die Elektroden wirken. Die beiden zu berücksichtigenden einflussnehmenden Systemkomponenten hierbei sind

- das Dielektrikum mit dem Druckmodul  $Y_c$  sowie
- die elektrische Verbindungsleitung zwischen den einzelnen Elektroden mit der Federkonstanten  $K_c$ .

Bei der folgenden Betrachtung wird das Konzept für die elektrische Verschaltung der Elektroden innerhalb eines Aktorfeldes vorgestellt. Reibung und Dämpfungseffekte der elektrischen Leiter werden hierbei vernachlässigt. Zielsetzung der Designentwicklung für die Elektrodenverschaltung ist es, das Aktorverhalten nur möglichst gering nachteilig zu beeinflussen. Unter diesem Aspekt sind die drei folgenden Kriterien von besonderer Bedeutung:



- Zur Maximierung der zwischen benachbarten Elektroden wirksamen elektrostatischen Kraft ist die Elektrodenfläche  $x_0 \cdot y_0$  so wenig wie möglich durch die Verbindungsstruktur zu verringern.
- Zur Minimierung mechanischer Verluste ist der durch die Verbindungsstruktur zusätzlich entstehende, passive Bereich des Aktorquerschnitts so gering wie möglich zu halten.
- Die Reaktionskraft der Elektrodenverschaltung soll möglichst gering gegenüber der Reaktionskraft des Dielektrikums sein.

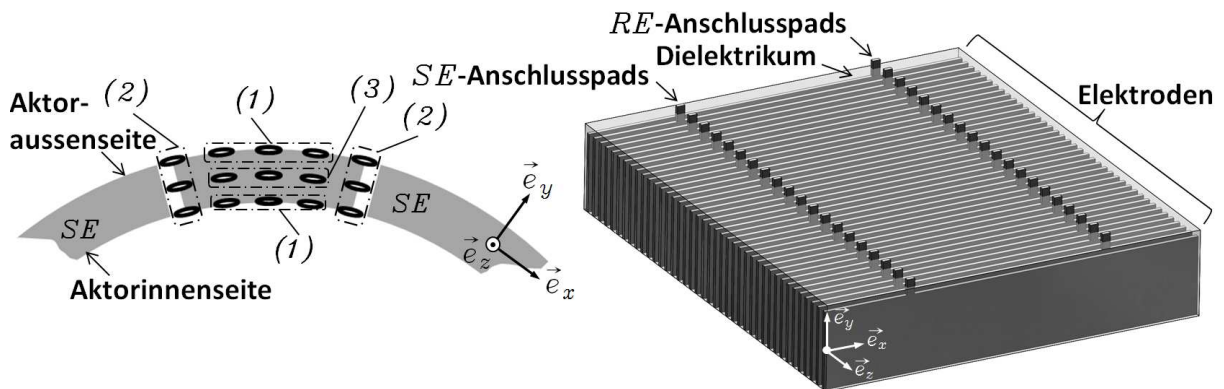
Unter Reaktionskraft ist die sich durch die relative Kontraktion  $S_z$  einstellende Verformungskraft der entsprechenden Aktorkomponenten zu verstehen. Die folgende Betrachtung gliedert sich nach *Ort* der Verbindung und *Art* der Verbindung.

### 7.2.1. Ort der Verbindung

Betrachtet man eine einzelne Steuerelektrode, so sind verschiedene Positionen zur Anbringung von Elektrodenverbindungen vorstellbar. Diese können

- auf der Außenseite der schlauchförmigen Aktorstruktur (1),
- innerhalb des azimuthalen Zwischenraums angrenzender Elektroden (2),
- innerhalb des Bereichs der Elektroden (3) oder
- auf der Innenseite der schlauchförmigen Aktorstruktur (1)

implementiert werden. Abbildung 7.4 veranschaulicht diese Positionen durch Kennzeichnung mit den Ziffern (1)...(3).



**Abbildung 7.4.** Links: mögliche Verbindungsstellen innerhalb eines Aktor- bzw. Elektrodenquerschnittes; rechts: DEA-Elektrodenanordnung eines Aktorfeldes mit Kennzeichnung der Anschlusspads nach Position (1); *RE*: Referenz Elektrode; *SE*: Steuerelektrode

Eine Anknüpfung der Elektrodenverbindung im Bereich der mit (3) gekennzeichneten Positionen wird direkt ausgeschlossen. Die Reduzierung der Elektrodenfläche sowie der Zuwachs passiver Aktorbereiche ist deutlich höher im Vergleich zu den anderen Positionen (1) und (2).

Die Verbindungsstellen (2), im Zwischenraum azimuthal angrenzender Elektroden, werden als sinnvoll bewertet. Jedoch benötigt diese Art der Anknüpfung Bereiche, welche idealerweise durch die Elektrodenfläche beansprucht würden. Dies wirkt sich negativ auf die erzeugbaren Kräfte und damit auf das Kontraktionsvermögen des Gesamtaktors aus.

## 7. Elektroden und Verschaltung

---

An den Positionen (1) angebrachte Verbindungsleitungen ermöglichen die Nutzung der maximalen Elektrodenfläche. Zudem benötigen Sie einen mit den Positionen (2) vergleichbaren passiven Aktorbereich. Damit stellen die Positionen (1) die favorisierten Bereiche dar. Diese befinden sich bevorzugt auf der Aktoraussenseite oder Aktorinnenseite.

Der Hauptteil der aktuellen Betrachtung geht daher von der in Abbildung 7.4 (rechts) dargestellten Anordnung auf der Außenseite der Aktorstruktur nach Position (1) aus. Getrennt nach Art der Elektrode (*SE* oder *RE*) sind diese mit Anschluss pads versehen, welche in getrennten Ebenen in axialer Richtung  $\vec{e}_z$  angeordnet sind. Diese Anschluss pads dienen als Abstandhalter zur Gewährleistung eines Isolationsabstandes zwischen Leitungen und Elektroden unterschiedlicher Art.

### 7.2.2. Art der Verbindung

Nachdem nun die favorisierte Position der Elektrodenverbindung auf die Aktorinnen- oder außenseite festgelegt ist, gilt es eine Lösung für die Art der Verbindung zu gestalten.

Das anvisierte Aktorprinzip basiert auf der Anziehung benachbarter Elektroden. Damit muss eine elektrische Verbindung derselben dieser Bewegung folgen können, ohne das Aktorverhalten wesentlich zu beeinflussen. Hierzu werden im vorliegenden Abschnitt zwei Lösungsansätze diskutiert:

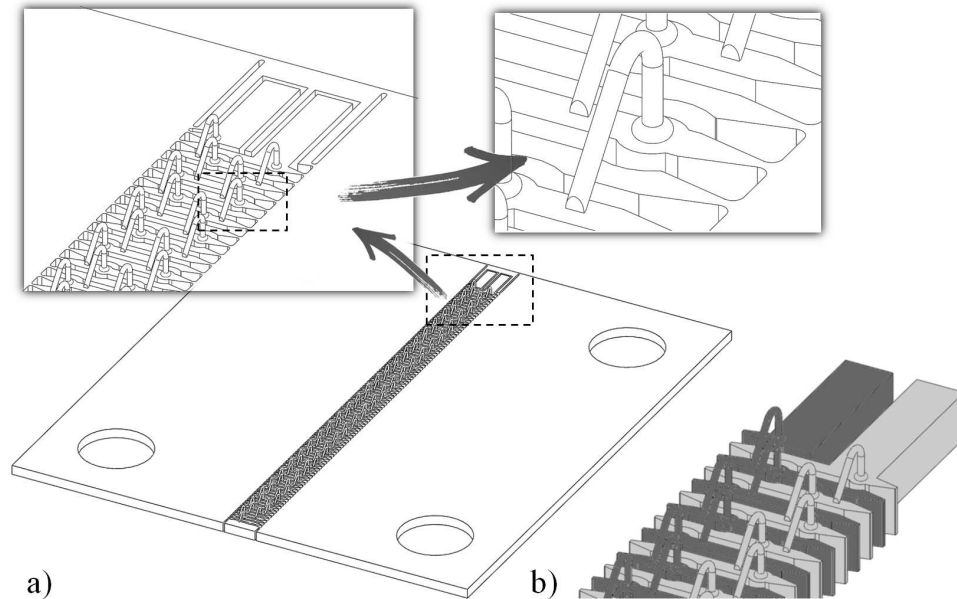
- Verbindung durch Kontaktierung mittels Bonddrähten
- Verbindung durch eine optimierte Federstruktur

#### Bondverbindung

Zur Untersuchung der Anwendbarkeit einer Bond-Technologie wird das Ball-Wedge-Verfahren ausgewählt. Der Aufbau der Versuchsmuster erfolgt unter Verwendung des Bonders DELVOTEC 5330 [20]. Das Verfahren basiert auf einer Verbindung des Bonddrahtes mittels Ultraschall-Reibschweißens mit der Zieloberfläche. Im gegebenen Fall wird die Zieloberfläche durch die Stirnfläche der Aktorelektrode dargestellt. Abbildung 7.5 veranschaulicht anhand verschiedener Skizzen die angestrebte Zielstruktur mit Kennzeichnungen der Elektrodenarten. Da die Einzelelektroden zum Bonden fixiert werden müssen, verbleiben diese zunächst in einem gemeinsamen Trägerrahmen. Dieser soll nach vollständiger Verschaltung der Elektroden abgetrennt werden. Abschließend ist die freistehende Elektrodenstruktur mit einem Dielektrikum zu verfüllen.

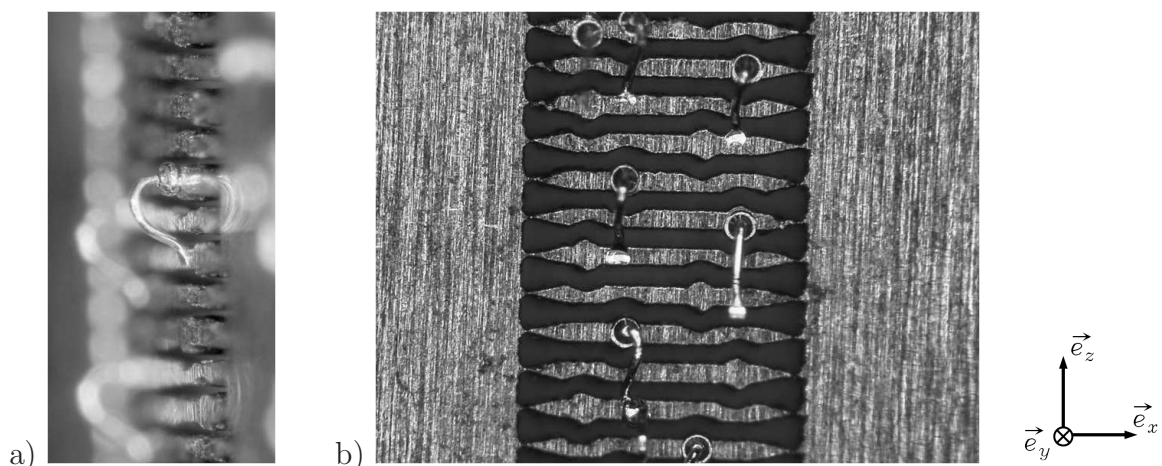
Aufgrund der erforderlichen Startfläche zum Setzen des Balls ist es erforderlich, die Elektrode an einer Stelle auf eine entsprechende Pad-Größe zu erweitern. Um einen gleichmäßigen Abstand zwischen benachbarten Elektroden zu gewährleisten müssen diese im Bereich der Pads entsprechend verjüngt werden. Der verwendete Bonddrahtdurchmesser beträgt 25  $\mu\text{m}$ . Als Material wird Gold gewählt. Hieraus ergibt sich ein Paddurchmesser von 60  $\mu\text{m}$ . In der Detailansicht aus Abbildung 7.5 a) ist diese Anordnung dargestellt. Hieraus folgt für die Elektrodendicke eine deutlich größere Dimensionierung als in den vorangegangenen Kapiteln angestrebt wird. Mit Bezug auf die bestmögliche Nutzung der Aktorlänge als aktiv verformbarer Bereich stellt diese Gestaltung einen signifikanten Nachteil dar.

Nach ersten Vorversuchen werden die zunächst unbehandelten Edelstahlstrukturen (1.4310) mit einer Goldschicht < 1  $\mu\text{m}$  beschichtet. Diese Lage ist zum Verschweissen des Balls auf der



**Abbildung 7.5.** Konzeptskizzen zur Herstellung von Bondverbindungen zwischen Aktorelektroden: a) Ansichten der gebondeten Elektrodenstruktur mit Trägerrahmen b) freigeschnittene, gebondete Elektrodenstruktur mit farbiger Kennzeichnung der Elektrodenarten (■ Steuerelektrode / ■ Referenzelektrode)

Elektrodenstirnfläche erforderlich. Die in Abbildung 7.6 dargestellten Versuchsergebnisse zeigen, dass eine Anwendung des Drahtbondens auf die beschriebene geometrische Anordnung grundsätzlich möglich ist. Eine reproduzierbare Herstellung der einzelnen Verbindungen kann jedoch nicht belegt werden. Als Ursache für die teilweise unzureichende Verbindung zwischen Ball und Elektrodenstirnfläche wird das Schwingen der Elektroden beim Ultraschallreißschweißen identifiziert. Durch Variation der Schweißfrequenz kann dieses Verhalten zwar verbessert, jedoch nicht abschliessend zuverlässig eingestellt werden. Damit wird das Drahtbonden nicht weiter als Möglichkeit zur Elektrodenverbindung verfolgt.



**Abbildung 7.6.** Hergestellte Bondverbindung zwischen Aktorelektroden a) Seitenansicht b) Draufsicht

## 7. Elektroden und Verschaltung

### Optimierte Federstruktur

Unterstützt durch eine forschungsbegleitende Masterarbeit [80] wird im Rahmen der vorliegenden Dissertation ein Konzept für eine federnde Elektrodenverbindung zur individuellen elektrischen Verbindung von Aktorelektroden erarbeitet. Als Ergebnis einer schrittweisen Optimierung der zunächst theoretisch erarbeiteten Federstruktur wird die in Abbildung 7.7 dargestellte Formgebung vorgestellt. Ausgehend von einer V-Form wird diese zunächst als U-Form gestaltet und abschließend zur Schlüssellochform optimiert. Die zugrundeliegenden theoretischen Betrachtungen, Berechnungen und Simulationen stützen sich auf eine Verifizierung praktischer Versuchsmuster. Zwei Versuchsmusterbeispiele sind in Abbildung 7.7.b) dargestellt. Als ein Ergebnis der Untersuchungen wird eine maximale Belastung im Bereich um den Umkehrpunkt festgestellt.

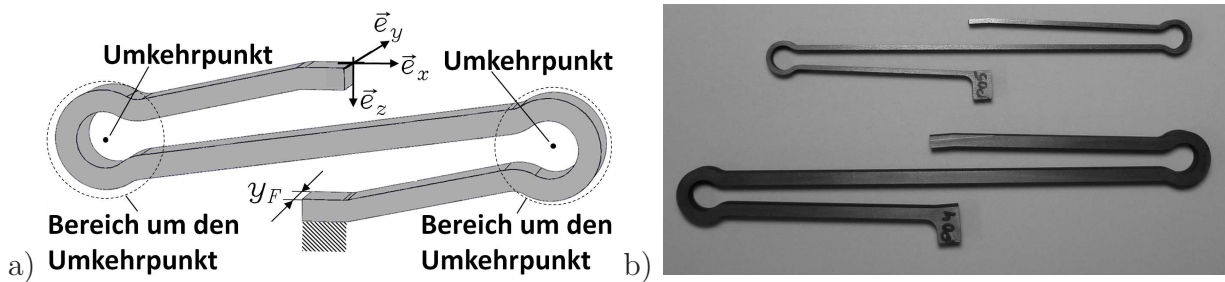


Abbildung 7.7. Optimiertes Design für eine Druckfeder: a) CAD; b) Versuchsmusterbeispiele

Eine Variante der Schlüssellochgestalt der Feder wurde in ein reales Aktorfeld integriert. Mittels Laserschneiden eines Edelstahlrohres (1.4310) konnte die Struktur aus Abbildung 7.8 hergestellt werden.

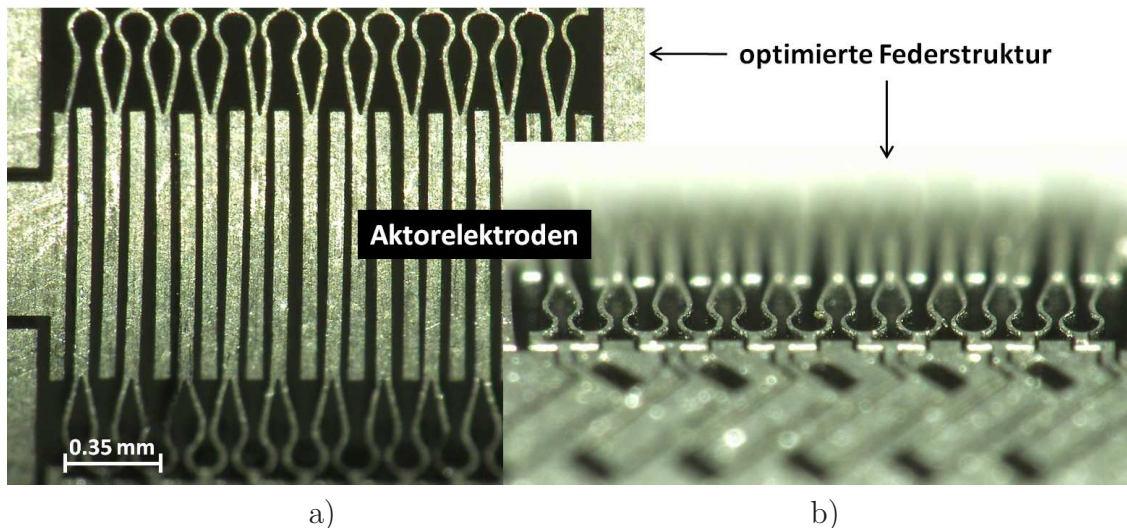
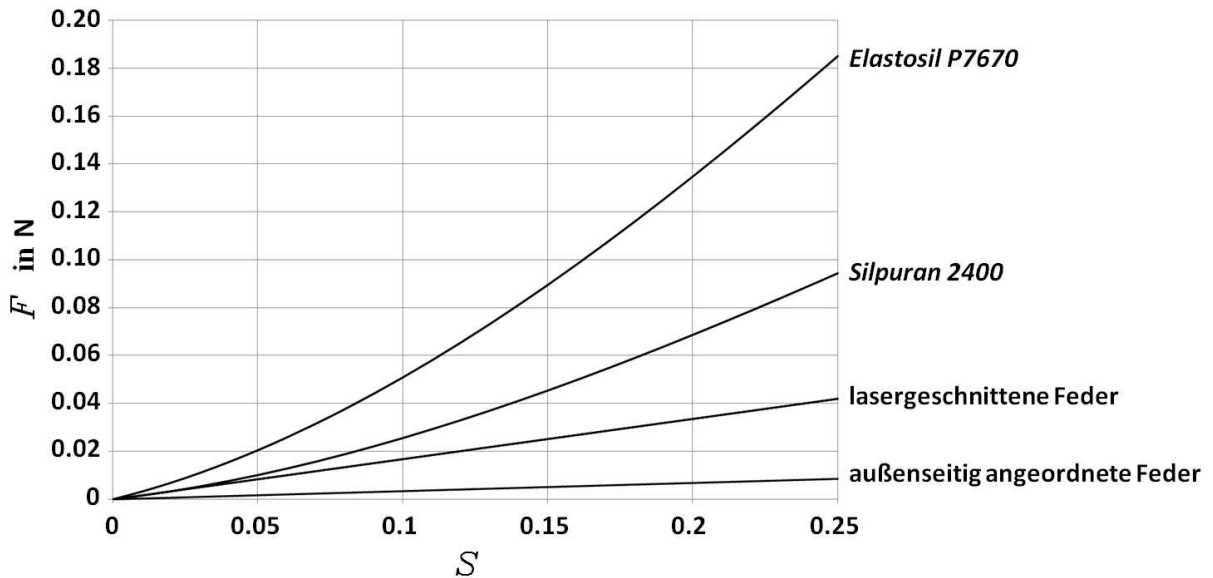


Abbildung 7.8. Rohrformige Anordnung einer optimierten Federstruktur, hergestellt mittels Laserschneiden; a) Blickrichtung zur Rohrachse b) tangentialer Blick auf die Rohroberfläche

Die lineare Federkonstante der einzelnen Verbindung wird anhand einer weiteren *FEA*-Simulation für die Federdicke  $y_F = 200 \mu\text{m}$  zu  $K_c = 4,2 \text{ mN}/\mu\text{m}$  ermittelt. Die Federdicke ent-

## 7.2. Gestaltung der elektrischen Verbindungsleitungen

spricht in diesem Fall der Wandstärke des Edelstahlrohres. Als Reaktionskräfte zur elektrostatischen Aktorkraft wirken die Verformungskraft des Dielektrikums sowie die Druckkraft der Verbindungsfeder. Das Diagramm aus Abbildung 7.9 veranschaulicht, dass die Reaktionskraft der lasergeschnittenen Feder gegenüber dem Dielektrikum einen erheblichen Anteil zur gesamten Reaktionskraft des Aktors beiträgt. Als Optimierungsmaßnahme bewirkt eine Verringerung der Federdicke von  $y_F = 200 \mu\text{m}$  auf  $y_F = 40 \mu\text{m}$  bereits eine Verringerung der Federkonstanten auf  $K_c = 0,84 \text{ mN}/\mu\text{m}$ .



**Abbildung 7.9.** Gegenüberstellung der kontraktionsabhängigen Verformungskräfte der Federverbindung aus Abbildung 7.8 und dem Dielektrikum für WACKER *Silpuran 2400* sowie WACKER *Elastosil P7670* mit der Aktorgeometrie: Elektrodenbreite  $x_0 = 1 \text{ mm}$ , Elektrodentiefe  $y_0 = 0,2 \text{ mm}$  und Elektrodenabstand  $z_0 = 0,04 \text{ mm}$

Durch symmetrische Anordnung einer geometrisch vergleichbaren Federstruktur auf der Aktoraußenseite mit reduzierter Federdicke können nochmals geringere Verformungskräfte bei gleichzeitig besserer Bauraumausnutzung erzielt werden. Abbildung 7.10 veranschaulicht einen solchen Entwurf anhand eines hochskalierten Rapid-Prototyping Modells. Zum Aufbau dieses Designmusters wurde die *Perfactory*® Technologie der Firma ENVISIONTEC GMBH eingesetzt. Eine Beschreibung dieser Technologie ist in Anhang E aufgeführt.

Durch Anwendung des Konzeptes der federnden Elektrodenverbindung auf der Aktoraussenseite können gute elastische Eigenschaften erzielt werden. Der Anteil der Reaktionskraft  $F_{mech,el}$  der Elektrodenverbindung hat gegenüber dem Anteil der Reaktionskraft  $F_{mech,DE}$  durch Verformung des Dielektrikums mit

$$\frac{F_{mech,el}}{F_{mech,DE} + F_{mech,el}} < 0,1 \quad (7.3)$$

einen geringen Anteil an den Reaktionskräften. Auch der Einfluss der relativen Aktorkontraktion auf die elektrischen Leitereigenschaften ist aufgrund der geringeren Verformung, als gering einzustufen. Damit stellt die federnde Elektrodenverbindung das zu favorisierende Konzept zur Verschaltung der Einzelelektroden dar.

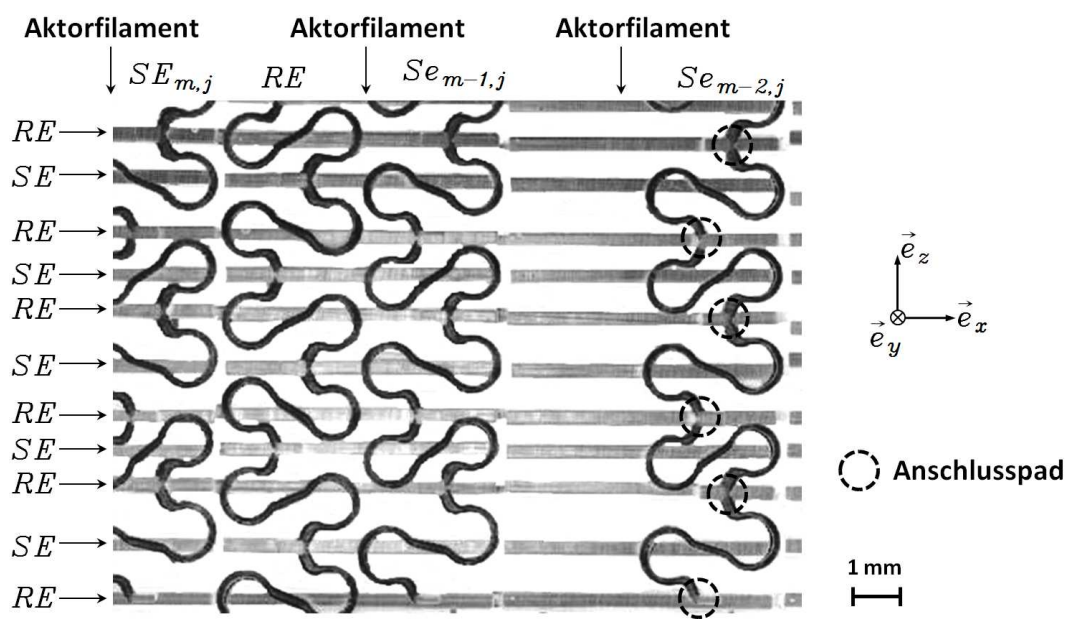


Abbildung 7.10. Designmuster für eine aussenseitig angeordnete federnde Elektrodenverbindung; hergestellt unter Anwendung der ENVISIONTEC Perfactory<sup>©</sup> Technologie

---

## 8. Aufbau und experimentelle Ergebnisse

Anhand der Ausführungen in Kapitel 7 wird ein erster Eindruck der zu erwartenden Komplexität des Herstellungsprozesses für einen DEA-Schlauchaktor vermittelt. Hierbei ist die Übertragbarkeit der einzusetzenden Technologien auf eine Serienfertigung von besonderer Bedeutung.

Als eine wichtige Anforderung an den vorgestellten Schlauchaktor gilt es, den verfügbaren Bauraum bestmöglich auszunutzen. Dies bedeutet, dass der Anteil der passiven Aktorkomponenten gegenüber aktiv verformter Bereiche zu minimieren ist. Um das Anwendungsspektrum sowie die Gestaltungsfreiheit und den Durchmesser der Abwinkelung so wenig wie möglich einzuschränken, ist bei der Auswahl eines geeigneten Fertigungsverfahrens eine gute Anpassbarkeit an variierende Aktorgeometrien zu berücksichtigen. Hierbei ist die Realisierbarkeit der geometrischen Anforderungen mit minimalem technischem Risiko anzustreben. Das vorliegende Kapitel bietet hierzu eine Übersicht der Eigenschaften potentiell anwendbarer Herstellungsverfahren. Darüber hinaus werden eigene praktische Erfahrungen zu einzelnen Technologien mit Bezug auf einen *DEA*-Schlauchaktor vorgestellt. Für das maskenlose Druckverfahren *OPTOMECA AerosolJet*, das Laserschneiden und das Siebdruckverfahren konnten erste anwendungsspezifische Erfahrungen mit Bezug auf die beschriebenen Konzepte gesammelt werden. Neben theoretischen Betrachtungen der übrigen Fertigungstechnologien sind in den folgenden Abschnitten weitere Beschreibungen erzielter Versuchsergebnisse dargestellt. Die abschließend getroffene Auswahl wird als vollständiges Fertigungskonzept für einen *DEA*-Schlauchaktor dargestellt.

Bei einzelnen Betrachtungen finden folgende Technologien Berücksichtigung:

- Laserschneiden
- Laserablation
- Maskenloses Druckverfahren *OTOMECA AerosolJet*
- Siebdruck
- Photolithographie und Galvanoformung

### 8.1. Laserschneiden

Die Lasertechnologie wird anhand unterschiedlicher Bearbeitungsrichtungen diskutiert. Ergänzend hierzu wird das technologieverwandte Verfahren der Laserablation aufgeführt.

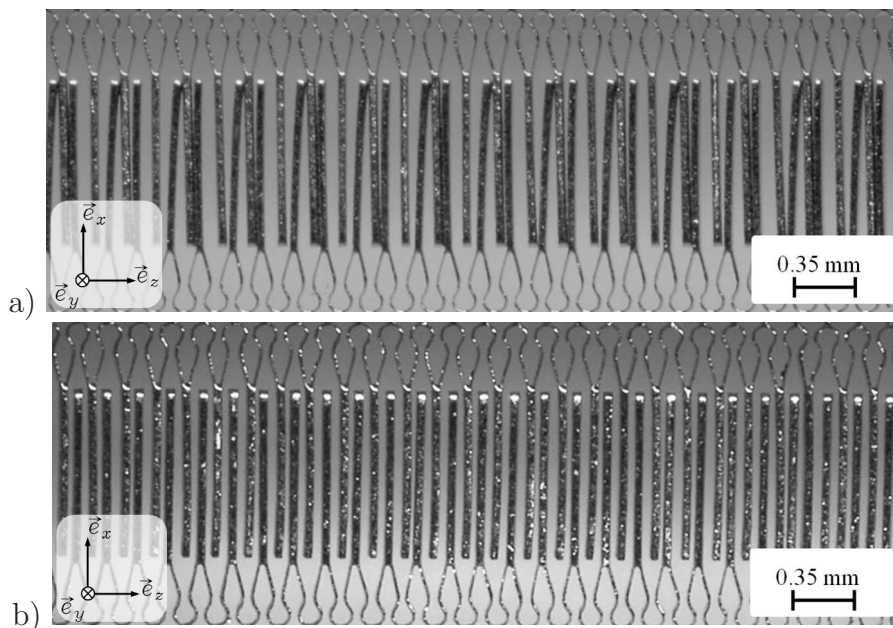
#### 8.1.1. Stehende Elektroden

Die Herstellung einer stehenden Elektrodenanordnung mittels Laserschneiden basiert auf dem Heraustrennen der Elektrodenzwischenräume durch Schmelzen mittels Laserstrahl. Zur

## 8. Aufbau und experimentelle Ergebnisse

Erstellung der Testgeometrie aus Abbildung 8.1 wird ein gepulster Nd-YAG Laser verwendet. Der erreichbare kleinste Schnittspalt ist abhängig vom zu schneidenden Material und der Materialdicke. Die Testgeometrie wird aus dem Material AISI 1.4310 (Edelstahl) mit einer Dicke von 200  $\mu\text{m}$  und einem Schnittspalt von 18...20  $\mu\text{m}$  hergestellt. Die Schnittgeschwindigkeit beträgt hierbei  $\approx 3\text{ mm/s}$ . Vor dem Laserschneiden wird das Rohmaterial einer Temperaturbehandlung unterzogen, um vorhandene Materialspannungen zu minimieren. Dennoch werden starke Fehlstellungen der geschnittenen Elektrodenstruktur festgestellt. Als Ursache hierfür werden die Schwankungen der verbleibenden Stegbreiten der Elektrodenverbindungen identifiziert. Da diese die zurzeit feinsten mit dieser Technologie herstellbaren Strukturen darstellen, ist zur Reduzierung der Fehlstellungen eine Weiterentwicklung der Laserschneidtechnologie erforderlich.

Das Schmelzen des Metalls verursacht Verbrennungsrückstände auf der Bauteiloberfläche. Diese können später zu elektrischen Kurzschlüssen und schlechten Haftungseigenschaften des Dielektrikums führen. Daher werden die geschnittenen Einzelteile anschließend durch Beizen von diesen Rückständen befreit und gereinigt. Abbildung 8.1.a) zeigt einen Teil eines Aktorfeldes nach dem Laserschneiden sowie anschließender Reinigung. Durch manuelles Ausrichten konnte die Position der Elektroden, wie in Abbildung 8.1.b) dargestellt, verbessert werden. Dennoch kann auf diese Fabrikationsweise keine zuverlässige, gleichmäßige Aktorstruktur hergestellt werden.

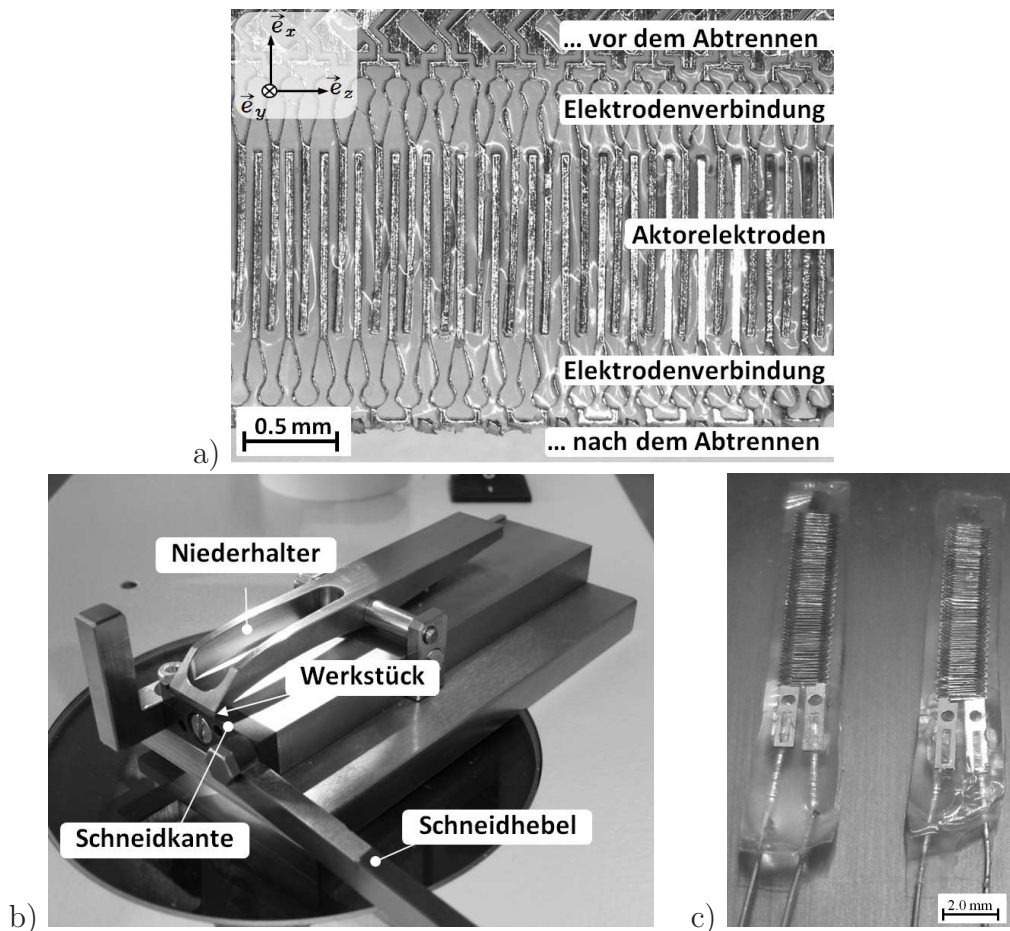


**Abbildung 8.1.** Lasergeschnittene Elektrodenstruktur - stehende Elektroden: a) Verformung der Elektroden nach dem Laserschneiden und Beizen; b) manuell korrigierte Elektrodenstruktur

Nach der Korrektur der Elektrodenausrichtung werden die offenen Zwischenräume mit Silikon gefüllt. Dieses wird bei 100  $^{\circ}\text{C}$  für 15 min im Wärmeofen vernetzt. Im nächsten Schritt wird der Halterahmen nach Abbildung 8.2.a) mittels einer hierfür speziell entwickelten Hebel-schere nach Abbildung 8.2.b) abgetrennt. Abschließend werden die elektrischen Anschlussleitungen befestigt und die Gesamtstruktur nochmals mit Silikon bedeckt. Abbildung 8.2.c) zeigt zwei Beispiele der hergestellten Aktorfelder.



Mittels dieses Verfahrens können verwertbare Elektrodendicken mit  $z_{el} \approx 40 \mu\text{m}$  hergestellt werden. Eine weitere Reduzierung dieser Dicke hat eine Steigerung der Elektrodenfehlstellen zur Folge. Dies hat seine Ursache in den stärker zum Tragen kommenden Werkstoffspannungen sowie den zunehmend kritischer werdenden Bearbeitungstoleranzen. Die Kantenlängen der Elektrodenfläche betragen in diesem Fall  $x_0 = 1000 \mu\text{m}$  und  $y_0 = 200 \mu\text{m}$ . Mittels *FEA* wird für die einzelne, schlüssellochförmige Verbindungsfeder eine Federkonstante von  $K_c = 4,2 \text{ mN}/\mu\text{m}$  berechnet. Eine Diskussion möglicher Verbesserungsmaßnahmen hierzu wird bereits im vorangegangenen Kapitel 7.2 aufgeführt. Aufgrund der großen Schwankungen der Elektrodenabstände von  $z_0 = 40 \pm 15 \mu\text{m}$ , auch nach dem manuellen Ausrichten, kann die theoretisch maximale elektrische Steuerspannung nicht erreicht werden. Durch einzelne Abstände an der unteren Toleranzgrenze treten vorzeitig elektrische Durchbrüche auf.



**Abbildung 8.2.** Fertigungsschritte einer lasergeschnittenen Aktorgruppe: a) mit Silikon gefüllte Elektrodenstruktur mit einem abgetrennten Halterahmenbereich; b) Hebelschere; c) gefertigte Aktorgruppen

In Abbildung 8.3 sind die Messergebnisse zur elektrischen Ansteuerung einer solchen Aktoranordnung aus Abbildung 8.2.c) dem berechneten Modellverhalten gegenübergestellt. Das Diagramm zeigt, dass die ermittelten Kontraktionen etwas über den erwarteten theoretischen Werten liegen.

Dieses Verhalten kann anhand eines weiteren Versuchsaufbaus mit elektrischer Ansteuerung bestätigt werden. Hierzu wird das Kontraktionsverhalten des in Abbildung 8.4 dargestellten lasergeschnittenen, rohrförmigen Aktors in Abhängigkeit der elektrischen Steuerspan-

## 8. Aufbau und experimentelle Ergebnisse

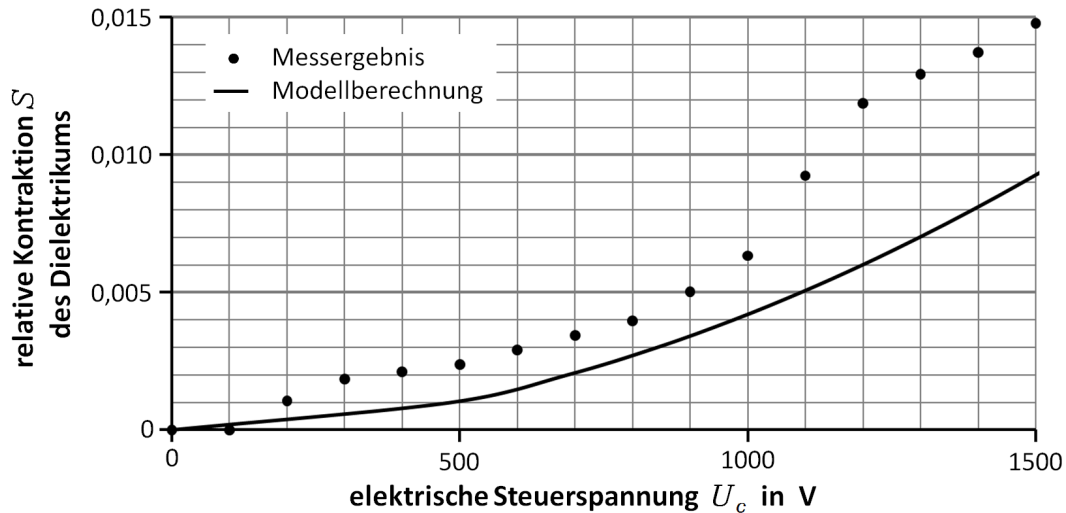


Abbildung 8.3. Messergebnis zur elektrischen Ansteuerung eines Aktorfeldes

nung ermittelt. Das in Abbildung 8.5 dargestellte Messergebnis zeigt ein vergleichbares Kontraktionsverhalten zum vorangegangenen Versuch.

Abschließend soll nochmals unterstrichen werden, dass das manuelle Ausrichten der Elektroden keine zuverlässige Möglichkeit zur Korrektur des durch das Laserschneiden verursachten Verzugs bietet. Um die Anwendbarkeit dieses Verfahrens in Aussicht zu stellen, ist es erforderlich, den Prozess hinsichtlich einer Minimierung des Materialverzugs zu optimieren.

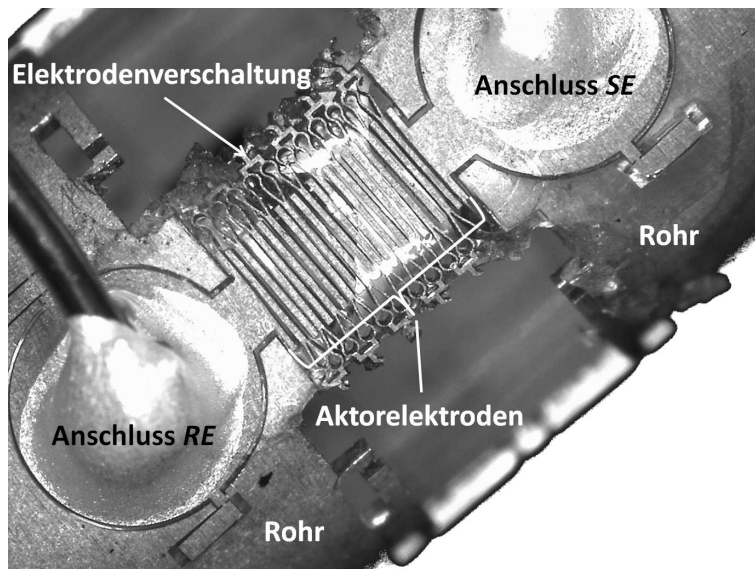


Abbildung 8.4. Rohrförmiger Aktoraufbau mit Aktorfeld

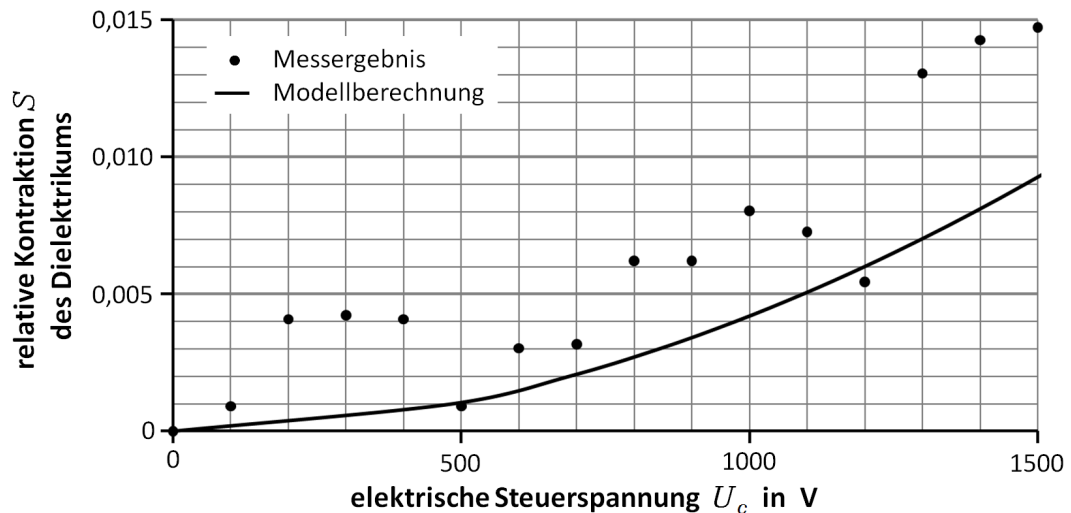


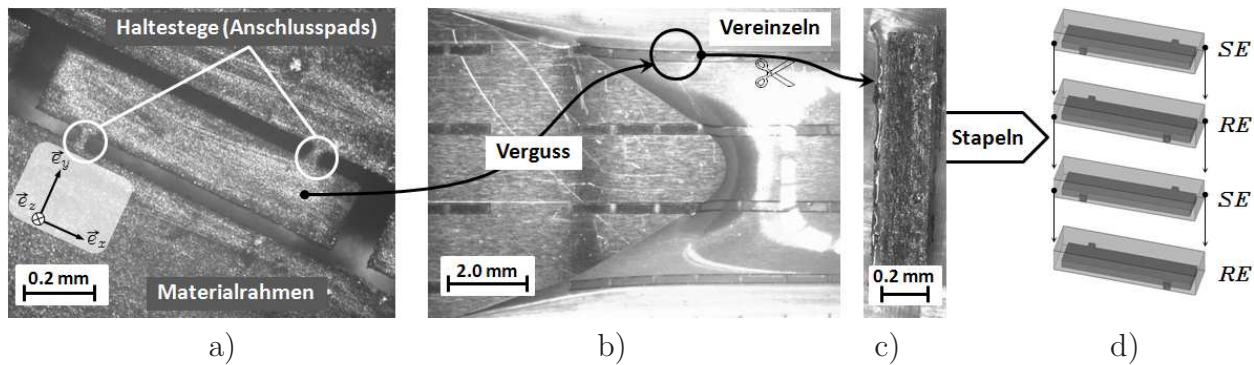
Abbildung 8.5. Messergebnis zur elektrischen Ansteuerung eines Aktorfeldes als Rohraktor

### 8.1.2. Liegende Elektroden

Um die Elektrodendicke zu reduzieren, erfolgt die Strukturierung der Elektroden nun in liegender Anordnung. Mit dem Konzept eines laminierten Aufbaus liegender Elektroden wird damit das Ziel verfolgt, die bereits realisierte Elektrodendicke von  $z_{el} = 40 \mu\text{m}$  auf Dicken von  $z_{el} \leq 5 \mu\text{m}$  zu optimieren. Bei diesem Aufbau wird die Elektrodendicke maßgeblich durch das verwendete Elektrodenthalfzeug bestimmt. Im Vergleich zu dem bereits vorgestellten Konzept des monolithischen, stehenden Elektrodenaufbaus berücksichtigt die Laminatestruktur noch keine Elektrodenverschaltung. Abbildung 8.6 veranschaulicht den Schichtaufbau der Elektrodenstruktur.

Im ersten Herstellungsschritt werden die Einzelelektroden aus  $5 \mu\text{m}$  dicker Edelstahlfolie (AISI 1.4310) durch Laserschneiden in liegender Position vorstrukturiert. Mittels feiner Stege werden die Elektroden im Materialrahmen festgehalten und können somit später leicht herausgetrennt werden. Diese Stege dienen im Anschluss als Kontaktierungsflächen für die Anbringung der elektrischen Elektrodenverbindung. Der Schnittspalt am Umfang der Elektroden definiert die Isolationsstärke zwischen Elektroden und den darüber verlaufenden Elektrodenverschaltungen. Nach der anschließenden Reinigung der lasergeschnittenen Strukturen mittels Beize wird die Maske zur Strukturierung des Dielektrikums aufgelegt und ausgerichtet. Die Dicke dieser Maske entspricht dem späteren Elektrodenabstand  $z_0$ . Abbildung 8.6.b) veranschaulicht das Füllen der Elektroden- und Maskenstruktur mit Silikon. Nach dem Befüllen wird das überschüssige Silikon mit einer Klinge von der Maskenoberfläche abgezogen. Anschließend wird das Silikon im Ofen bei  $100^\circ\text{C}$  für 15 min vernetzt. Zur Vereinzelung der Elektroden werden die feinen Haltestege manuell durchtrennt. Abbildung 8.6.c) zeigt eine solche beschichtete und vereinzelte Aktorelektrode. Abschließend müssen diese Einzelelektroden zu Aktorstapeln nach Abbildung 8.6.d) angeordnet werden. An dieser Stelle erweist sich die manuelle Handhabung und Ausrichtung der Einzelelektroden als unpraktikabel. Die dargelegten Ergebnisse belegen die Machbarkeit einer DEA-Struktur basierend auf dem beschriebenen laminierten Elektrodenaufbau. Als wesentlicher Vorteil wird die geringe Elektrodendicke von  $z_{el} \leq 5 \mu\text{m}$  hervorgehoben. Aufgrund der großen Anzahl exakter Handhabungsschritte ist ein automatisierter Ablauf zwingend erforderlich.

## 8. Aufbau und experimentelle Ergebnisse



**Abbildung 8.6.** Schrittweiser Aufbau einer Aktorgruppe: a) lasergeschnittene Elektrode im Bearbeitungsrahmen; b) Aufbringen des Dielektrikums; c) Vereinzelte Elektrode; d) Laminierungskonzept

### 8.1.3. Elektrodenverbindung

Die zuvor beschriebenen Ergebnisse aus den Versuchsmustern sowie der Nachteil der hohen Federkonstante der hergestellten Strukturen von  $K_c = 4,2 \text{ mN}/\mu\text{m}$  weisen auf die unzureichende Eignung dieser Technologie zur Herstellung der Elektrodenverbindung hin. Daher wird die Technologie des Laserschneidens hierfür nicht weiter verfolgt.

#### Laserablation

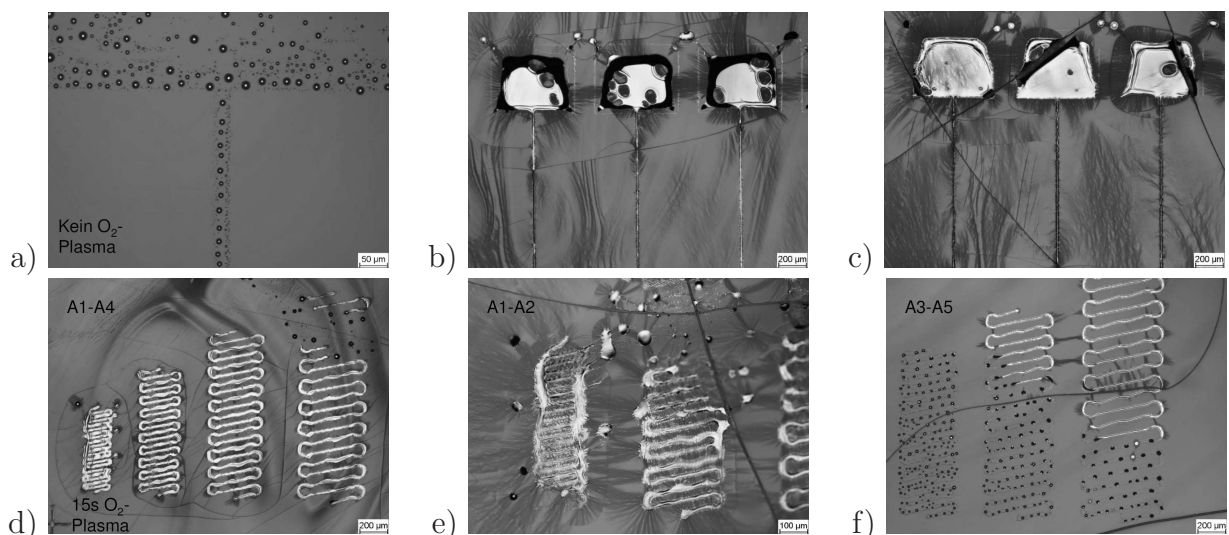
Als Variante des *Laserschneidens* bietet die *Laserablation* die Möglichkeit selektiv Oberflächenbereiche mit einer definierbaren Eindringtiefe zu verdampfen [131]. In Anlehnung an die Ausgangssituation in Abbildung 7.4 wird angenommen, dass die Oberfläche im Bereich der Anschlusspads vollständig mit einer Metallschicht versehen ist. Durch selektives Verdampfen dieser Metallschicht kann unter idealen Bedingungen eine Struktur nach Abbildung 7.10 erzeugt werden. Jedoch ist die Lage der Anschlusspads in der Realität toleranzbehaftet und nicht regelmäßig. Da es sich hier um ein subtraktives Verfahren handelt und "blind" verdampft wird, ist eine Korrektur der zu entfernenden Struktur zurzeit noch nicht möglich. Daher wird diese Technologie zur Herstellung der Elektrodenverbindungen zunächst ebenfalls nicht weiter verfolgt.

## 8.2. Maskenloses Druckverfahren - Optomec AerosolJet

Um eine Herstellbarkeit verschiedener Schlauchaktorgeometrien in Aussicht zu stellen, wird eine gute Anpassungsfähigkeit der Fertigungstechnologien an unterschiedliche Geometrien angestrebt. Als naheliegende Option bietet sich daher die Anwendung eines direkten Druckverfahrens an. In den Fertigungsbereichen *Rapid-Prototyping* und *Rapid-Manufacturing* haben sich bereits verschiedene direkte 3D-Druckverfahren etabliert. Als repräsentative Beispiele können die Verfahren OBJET *PolyJet* [87] und ZCORPORATION *ZPrinter* [138] jedoch die angestrebten Schichtstärken und Strukturauflösungen nicht erreichen. Zudem sind mit diesen Verfahren zurzeit noch keine elektrisch leitfähigen Strukturen herstellbar. Als potentiell geeignet hebt sich das Verfahren OPTOMEC *AerosolJet* [90] heraus. Hiermit können Strukturen ab einer Auflösung  $\geq 10 \mu\text{m}$  und Schichtstärken  $\leq 50 \text{ nm}$  erzeugt werden. Für das Bedrucken von Silikonstrukturen lagen hierfür bislang keine Erfahrungswerte vor. Daher werden in

Zusammenarbeit mit dem HSG-IMAT in Stuttgart Untersuchungen zum Bedrucken von Silikonsubstraten mit Silbertinte durchgeführt. Ziel der Untersuchung ist die Erzeugung von Teststrukturen in Anlehnung an das Elektroden- und Elektrodenverbindungsdesign. Hierzu werden Silikonsubstrate aus WACKER *Silpuran 2400* mit Silbertinte bedruckt.

Im Gegensatz zu den anderen vorgestellten Fertigungskonzepten wird mit dem gegenwärtigen Ansatz ein vorhandenes Silikonsubstrat mit Elektroden und Leiterbahnen beschichtet. Die in Abbildung 8.7.a) bis f) dargestellten Testergebnisse zeigen das kritische Benetzungsverhalten der Silbertinte auf dem Silikonsubstrat. Hierdurch kommt es zu der in Abbildung 8.7.a) und f) dargestellten Inselbildung. Weiter wird beobachtet, dass eine Vorbehandlung durch  $O_2$ -Plasma zwar die Benetzungseigenschaften verbessert, jedoch auch Risse in der Substratoberfläche bewirkt. Abbildung 8.7.b) bis e) zeigen hierzu das Ergebnis zur Herstellung von drei rechteckigen Elektroden in b) und c) und verschiedener Leiterbahnstrukturen in d) und e). Als Geometrie der Leiterbahnstrukturen werden die Ergebnisse aus der Designentwicklung in Kapitel 7.2 angewendet. Die in den Darstellungen abgebildeten Risse führen zu einer Durchtrennung der zu erzeugenden Oberflächen. Als Ergebnis konnten keine geschlossenen Elektroden- oder Leiterbahnstrukturen hergestellt werden.



**Abbildung 8.7.** Testergebnisse mit dem OPTOMEc *AerosolJet* Verfahren: a) keine Plasma-Vorbehandlung; b) 30 s  $O_2$ -Plasma-Vorbehandlung; c) 60 s  $O_2$ -Plasma-Vorbehandlung; d) 15 s  $O_2$  Plasma-Vorbehandlung, e) 60 s  $O_2$  Plasma-Vorbehandlung und f) 2 min  $O_2$  Plasma-Vorbehandlung

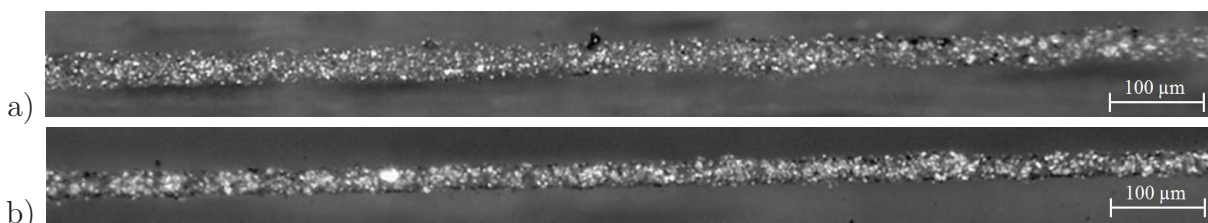
Da keine geometrieabhängigen Zusatzwerkzeuge benötigt werden und eine einfache Anpassung an verschiedenste geometrische Zielstrukturen möglich scheint, wird dieses Verfahren dennoch als aussichtsreich bewertet. Im Rahmen der vorliegenden Dissertation konnte noch keine erweiterte Betrachtung möglicher Optimierungen durchgeführt werden. Der noch offene Maßnahmenbereich zu Vorbehandlungsmethoden der Substratoberfläche sowie einer Variation des Druckmediums stellt jedoch eine Anwendbarkeit in Aussicht. Daher wird für weiterführende Arbeiten das OPTOMEc *AerosolJet* Verfahren Berücksichtigung finden.

### 8.3. Siebdruckverfahren

Das untersuchte Siebdruckverfahren basiert auf der Beschichtung eines Silikonsubstrates unter Verwendung einer lasergeschnittenen Edelstahlmaske (AISI 1.4310). Die zu erstellende Geometrie wird durch die Öffnungen in der Maske definiert. Mit dem Ziel der Minimierung der Elektrodendicke wird eine Maske aus 5 µm dickem Bandmaterial hergestellt. Als zu druckendes Leitermaterial wird der Epoxid-basierte Silberleitkleber POLYTEC EPO-TEK® H20E verwendet. Die maximale Partikelgröße wird mittels eines *Hegman Grindometers* zu 5 µm bestimmt.

Der Druckvorgang beginnt mit dem Auflegen und Fixieren der Maske auf dem Silikonsubstrat. Anschließend wird auf einem der Maskenenden ausreichend Silberleitkleber aufgetragen um alle Öffnungen vollständig zu füllen. Im nächsten Schritt wird dieser mittels einer flachen Klinge ähnlich einer Spachtelbewegung über die Maskenoberfläche gezogen und in alle Maskenöffnungen gepresst. Hierbei ist ein wiederholtes Abziehen der Oberfläche zu vermeiden. Die Versuchsergebnisse zeigen, dass schon nach dem zweiten Abziehen Silberleitkleber unter die Maske gedrückt wird. Damit ist keine Abbildungstreue mehr zu gewährleisten. Ebenso ist der Druck auf die Maske möglichst gering zu wählen. Bei zu hohem Druck wird das Silikonsubstrat in die Maskenöffnung gedrückt und verringert die Schichtstärke derart, dass eine diskontinuierliche Leiterstruktur entsteht. Abbildung 8.8.a) zeigt eine solche Struktur. Die Leiterstruktur in Abbildung 8.8.b) wurde mit reduziertem Druck auf die Rakelklinge hergestellt. Diese weist eine geschlossene Struktur der Silberpartikel auf. Die elektrische Leitfähigkeit der Leiterbahnen aus Abbildung 8.8.b) wird mit  $5,25 \cdot 10^{12} \Omega \text{ mm}^2/\text{m}$  bestimmt. Dieser Wert ist unerwartet hoch gegenüber der Herstellerangabe mit  $40 \cdot 10^6 \Omega \text{ mm}^2/\text{m}$  [103] sowie der Leitfähigkeit von reinem Silber mit  $16 \cdot 10^{-3} \Omega \text{ mm}^2/\text{m}$  [68]. Als Ursache für den hohen Widerstandswert werden zu geringe Kontaktflächen an den Übergängen zwischen den einzelnen Silberpartikeln aufgrund deren Größe im Verhältnis zur erzeugten Schichtstärke vermutet. Unmittelbar nach dem Rakeln wird die Maske mit einer Schälbewegung abgehoben. Die hergestellte Struktur wird anschließend im Ofen bei 120 °C für 15 min vernetzt. Die in Abbildung 8.9 dargestellten Strukturen berücksichtigen sowohl feine Leiterbahnen mit 25 µm Breite und 5 µm Dicke als auch größere Anschlusspads mit einem Durchmesser von 2 mm. Die Länge der hergestellten Leiterbahnen beträgt 35 mm.

Aufgrund der sehr guten Abbildungsgenauigkeit wird dieses Verfahren für weitere Versuchsaufbauten zur Herstellung eines einzelnen Aktors angewendet. Hierbei gilt es neben den Aktorelektroden auch das Dielektrikum formgenau zu strukturieren. Abbildung 8.10 zeigt die Masken zur Erzeugung der verschiedenen funktionalen Schichten *Steuerelektrode* und *Dielektrikum*.



**Abbildung 8.8.** a) Leiterbahn mit Unterbrechungen; b) geschlossene Leiterbahn

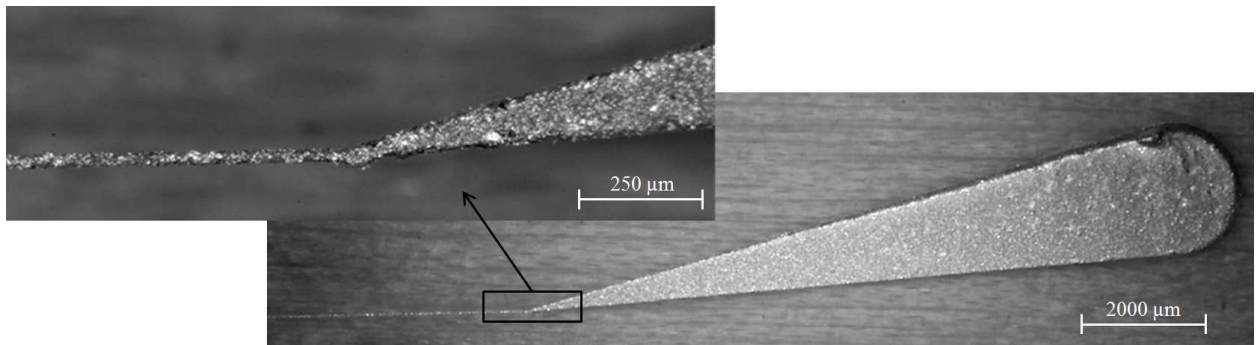


Abbildung 8.9. Teststruktur mit Leiterbahn und Anschlusspad

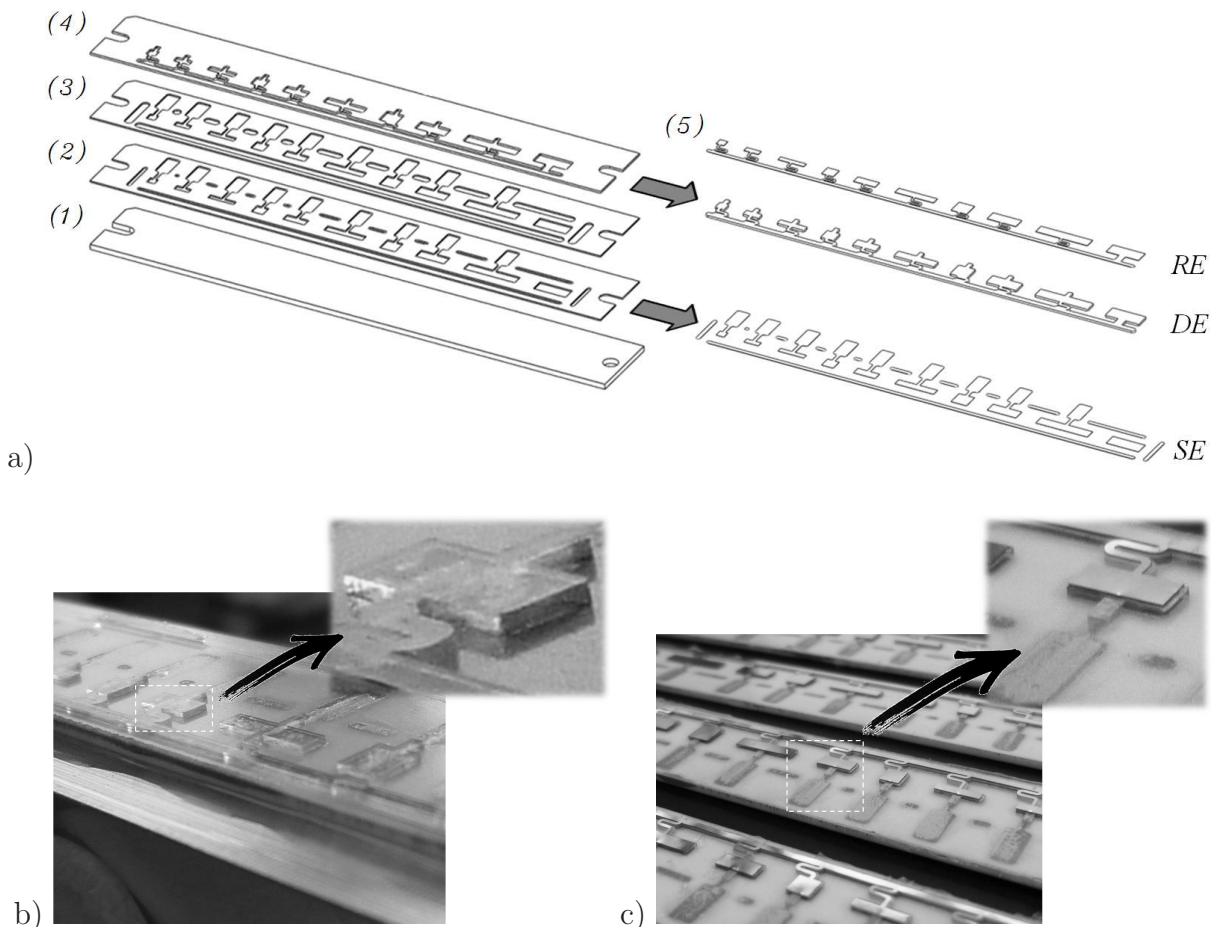
Als Trägermaterial für diesen Versuchsaufbau wird eine Platte aus elektrisch isolierender  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Keramik verwendet. Das Maskensystem besteht aus drei unterschiedlichen Masken:

- Die erste Maske (*SE*-Maske) definiert die Geometrie der Anschlüsse und die Flächen der Steuerelektroden direkt auf dem Keramiksubstrat. Als Leitermaterial wird POLYTEC EPO-TEK<sup>®</sup> H20E verwendet. Nach dem Auflegen und Ausrichten der Maske erfolgt das Auftragen und Rakeln wie bereits zuvor beschrieben. Nach dem Entfernen der Maske wird die gesamte Struktur im Ofen bei 120 °C für 15 min vernetzt.
- Durch das Abschälen der *SE*-Maske wird Elektrodenmaterial an den Randbereichen nach oben gezogen. Dieses würde bei einem späteren Verguss mit Silikon einen Kurzschluss zur Referenzelektrode bilden. Daher wird die *SE*-Oberfläche unter Verwendung einer speziellen Schleifmaske plangeschliffen. Nach dem Entfernen der Schleifmaske wird die Oberfläche mit Aceton gereinigt und vollständig mit Silikon (WACKER Silpuran 2400) beschichtet. Durch Abziehen des überschüssigen Silikons über mitstrukturierte Hilfsstege wird die Schichtstärke auf die Elektrodendicke begrenzt. Die Hilfsstege sind in Abbildung 8.10 a) innerhalb der mit *SE* gekennzeichneten Baugruppe dargestellt.
- Nach 10 min Vernetzen im Ofen bei 100 °C erfolgt die Herstellung der Dielektrikumstruktur. Die *DE*-Maske wird auf die zuletzt erzeugte Silikonschicht aufgelegt und ausgerichtet. Unmittelbar nach dem Befüllen der Maskenöffnungen mit ausreichend Silikon wird diese mit einer 5 µm dicken Edelstahlfolie abgedeckt. Anschließend wird das überschüssige Silikon durch Abziehen mittels einer Klinge über die Folienoberfläche herausgestreift. Gleichzeitig verhindert die Folie das Wegsacken des flüssigen Silikons. Die Vernetzung des Silikons erfolgt im Ofen bei 100 °C für 10 min. Noch im heißen Zustand werden die Folie und die Maske mit einer vorsichtigen Schälbewegung abgehoben. Abbildung 8.10.b) zeigt beispielhaft die hohe Abbildungsgenauigkeit der hergestellten Dielektrikumstrukturen.

Alle beschriebenen Masken werden aus Edelstahl (AISI 1.4310) mittels Laserschneiden gefertigt. Da die hergestellte Teststruktur eine freistehende Aktorstruktur darstellt, wird abschließend die Referenzelektrode als einteilige laserstrukturierte Folie auf dem vorbereiteten Dielektrikum abgelegt.

Bei Anwendung des Siebdruckverfahrens ist die herstellbare minimale Schichtstärke durch die Partikelgröße des Leitsilbers sowie die verfügbare Maskendicke begrenzt. Gegenüber der bisher verwendeten Silberpaste mit Partikelgrößen bis zu 5 µm werden z. B. von der HARIMA CHEMICALS INC. [42] Pasten mit Partikelgrößen ab  $d_{Ag} \geq 8 \text{ nm}$  hergestellt. Der spezifische

## 8. Aufbau und experimentelle Ergebnisse



**Abbildung 8.10.** Versuchsaufbau mit verschiedenen Aktorgeometrien: a) Übersicht der Masken sowie der erzeugten Strukturen: (1) Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Keramiksubstrat; (2) SE-Maske; (3) Schleifmaske; (4) DE-Maske; (5) lasergeschnittene RE-Struktur; b) abgeformtes Dielektrikum; c) hergestellte Aktorstrukturen

Widerstand dieser Pasten wird mit  $300 \Omega \text{ mm}^2/\text{m}$  angegeben. Entsprechende Maskenfolien können nach Bedarf durch verschiedene Abscheidungsprozesse (z. B. PVD, CVD oder Galvanik) hergestellt werden. Unter Berücksichtigung der genannten Möglichkeiten bietet dieses Verfahren geeignete Voraussetzungen zur Herstellung verschiedenster Elektrodengeometrien. Die hergestellten Leiterbahnen weisen mit einer Dicke von  $5 \mu\text{m}$ , einer Breite von  $25 \mu\text{m}$  und einer Länge von  $35 \text{ mm}$  gute Eigenschaften für die angestrebte Leiterstruktur auf.



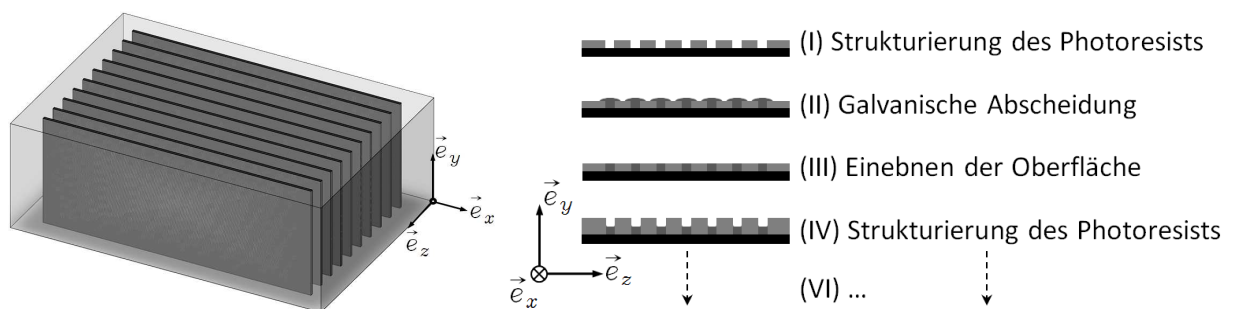
## 8.4. Photolithographie und Galvanoformung

Die folgende Diskussion zur Photolithographie mit Galvanoformung orientiert sich an unterschiedlichen Richtungen der galvanischen Abscheidung für die Elektroden und Elektrodenverbindungen.

### 8.4.1. Stehende Elektroden

Motiviert durch das Designkonzept aus Kapitel 7.1.2, einen *DE*-Schlauchaktor als hybrides Zweikomponentenbauteil herzustellen, wird im vorliegenden Abschnitt die Anwendung der Photolithographie in Kombination mit galvanischer Abscheidung (*LiG*) [33, 131] auf eine solche Struktur diskutiert. Durch diesen Ansatz entfallen aufwändige Vor- und Nachbehandlungsschritte zur Bereitstellung verschiedener Einzelkomponenten.

Mit diesem Konzept werden die Elektroden in einer Ebene angeordnet senkrecht ausgetragen. Hierzu ist zunächst auf einem elektrisch leitfähigen Opfersubstrat Photolack aufzubringen, über eine Maske zu belichten und anschließend zu entwickeln. Durch galvanische Abscheidung werden die Öffnungen in der Lackschicht mit dem Elektrodenmaterial, z. B. Nickel, aufgefüllt. Aufgrund des großen Aspektverhältnisses der Einzelelektroden von  $y_0/z_{el} = 10 \dots 400$  (Tabelle 7.1) ist dieser Vorgang nach MICROCHEM [82] in bis zu 40 Einzelschritte zu teilen. Hierdurch wird der Vorteil der geringeren Vor- und Nachbehandlungsschritte wieder aufgehoben. Zudem wirken sich die Toleranzen beim wiederholten Ausrichten der Belichtungsmaske (z. B.  $3 \mu\text{m}$  nach SUSS MICROTEC AG [116]) auf die Oberflächenbeschaffenheit der Elektroden aus. Daher wird der Ansatz der stehenden Herstellung von Aktorelektroden mittels Photolithographie und galvanischer Abscheidung zunächst nicht weiter verfolgt.



**Abbildung 8.11.** Konzept zur Elektrodenherstellung durch Photolithographie und galvanische Abscheidung

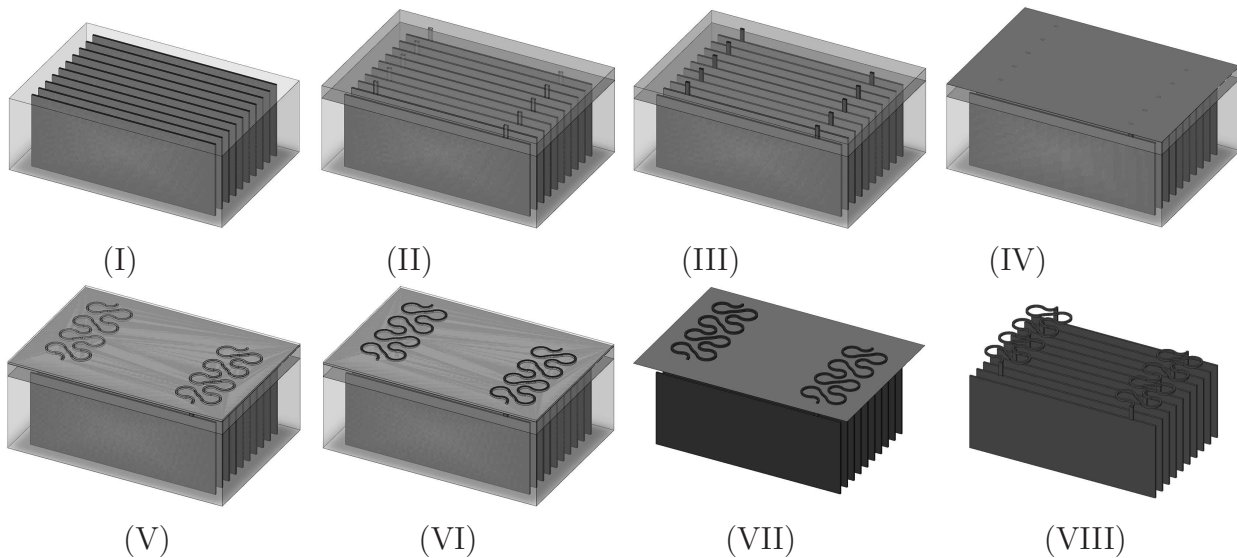
### 8.4.2. Liegende Elektroden

Neben dem beschriebenen Ansatz der Herstellung stehender Elektrodenstrukturen ist auch die Fertigung eines strukturierten Elektrodenbandes zu berücksichtigen. Bei diesem Verfahren wird in einem Durchlaufprozess ein Metallband mit Photolack beschichtet, belichtet, entwickelt und geätzt [73]. Hierbei handelt es sich um ein bereits industriell etabliertes Verfahren (z. B. MICROMETAL GmbH), das die Anforderungen an Schichtstärke und Strukturauflösungen erfüllt.

### 8.4.3. Elektrodenverbindung

Im Folgenden wird die Anwendbarkeit der *Photolithographie* in Verbindung mit einer galvanischen Abscheidung auf die Herstellung der Elektrodenverbindung diskutiert. Dabei ist von einer bereits vorhandenen Elektrodenstruktur nach Abbildung 8.12.(I) auszugehen. Die Elektrodenverschaltung soll als flaches Bauteil auf der  $yz$ -Ebene der Elektrodenstruktur hergestellt werden. Nach anschließendem Vergießen des gesamten Bauteils mit Dielektrikum erfolgt das Biegen zum angestrebten Schlauchfaktor. Die folgende Übersicht beschreibt die einzelnen Prozessschritte mit Bezug auf Abbildung 8.12.

- (I) Ausgangszustand: die Elektrodenzwischenräume der Elektrodenstruktur sind mit Dielektrikum verfüllt, die Elektrodenkanten sind zugänglich
- (II) Definieren der Distanzstücke: Beschichtung der zugänglichen Elektrodenseitenflächen mit Fotoresist, Belichtung und anschließendes Entwickeln
- (III) Abscheiden und anschließendes Einebnen der erzeugten Distanzstücke
- (IV) Abscheiden der Start-Schicht für die Federstrukturen
- (V) Definieren der Federstrukturen: Beschichtung der Startschicht mit Fotoresist, Belichtung und anschließendes Entwickeln
- (VI) Abscheiden und Einebnen der erzeugten Federstrukturen
- (VII) Entfernen des gesamten Fotoresists
- (VIII) Entfernen der freistehenden Startschicht der Federstrukturen



**Abbildung 8.12.** Konzept zur Elektrodenverschaltung durch Photolithographie und galvanische Abscheidung

Das Aspektverhältnis der dargestellten Strukturen wird mit  $y_{sp}/z_{sp} = 0.25 \dots 8$  angenommen. Hierbei ist  $y_{sp} = 10 \dots 40 \mu\text{m}$  der angenommene Bereich möglicher Strukturhöhen. Die angenommene Strukturbreite  $z_{sp}$  in der  $xy$ -Ebene liegt im Bereich  $z_{sp} = 5 \dots 40 \mu\text{m}$ . Diese Aspektverhältnisse sind nach dem aktuellen Stand der Technik [82, 116] realisierbar und werden damit als machbar bewertet. Explizite Versuchsergebnisse hierzu werden im Rahmen der vorliegenden Dissertation nicht erarbeitet.

## 8.5. Auswahl

Die nachfolgende Auswahl der favorisierten Fertigungstechnologien erfolgt systemspezifisch nach den herzustellenden Aktorkomponenten.

### 8.5.1. Herstellung der Elektrodenstruktur

Unter Berücksichtigung der folgenden Zielstellungen erfolgt eine erste Bewertung der beschriebenen Fertigungstechnologien:

- Die Elektrodendicke soll minimiert werden.
- Aufgrund der geforderten Stabilisierungsfunktion der Elektroden soll deren Steifigkeit maximiert werden.
- Das technische Risiko des anzuwendenden Herstellungsprozesses soll minimiert werden.
- Der anzuwendende Herstellungsprozess soll eine gute Anpassbarkeit an verschiedene Geometrievarianten gewährleisten.

Tabelle 8.1 dokumentiert die Bewertung der vorgestellten Fertigungstechnologien anhand einer Gegenüberstellung (modifizierte Variante der Methode des Paarvergleichs nach SCHWEIZER [111]). Mit Ausnahme des Laserschneidens stehender Elektroden (*F1*) können mit allen genannten Technologien Elektrodendicken von  $z_{el} \leq 5 \mu\text{m}$  erreicht werden. Als Austragungsrichtung wird hierbei jeweils die Elektrodendicke in  $e_z$ -Richtung angenommen.

Die betrachteten Fertigungstechnologien werden wie folgt deklariert:

- F1* Laserschneiden - stehende Elektroden
- F2* Laserschneiden - liegende Elektroden
- F3* Maskenloses Druckverfahren - Optomec AerosolJet
- F4* Siebdruckverfahren
- F5* Lithographie und Galvanik (*LiG*) - liegende Elektroden

Die maximale Elektrodensteifigkeit kann durch Anwendung des Laserschneidens (*F1*) und (*F2*) und *LiG* liegender Elektroden (*F5*) erreicht werden. Das Laserschneiden stehender Elektroden wird aufgrund der mangelhaften Miniaturisierungsmöglichkeiten der Elektrodendicke nicht weiter verfolgt.

Das maskenlose Druckverfahren (*F3*) bietet aufgrund der geringen Werkzeugabhängigkeit die beste Anpassbarkeit an variierende Geometrievarianten. Jedoch ist dieses Verfahren zurzeit mit dem höchsten technischen Risiko behaftet und wird damit ebenfalls zunächst nicht weiter betrachtet.

Nach eigener Einschätzung, basierend auf den gewonnenen Versuchsergebnissen, läßt sich das Siebdruckverfahren (*F4*) mit dem geringsten technischen Risiko anwenden und ermöglicht die Herstellung geringster Elektrodendicken.

Abschließend werden die folgenden drei Verfahren als geeignete Fertigungsverfahren für die vorgestellten Elektrodenstrukturen ausgewählt:

- F2* Laserschneiden - laminiertes Elektrodenaufbau
- F4* Siebdruckverfahren
- F5* Lithographie und Galvanik (*LiG*) - liegende Elektroden

## 8. Aufbau und experimentelle Ergebnisse

**Tabelle 8.1.** Gegenüberstellung und Bewertung verschiedener Fertigungstechnologien:  
2 ⇒ besser; 1 ⇒ gleich; 0 ⇒ schlechter

		<i>F1</i>	<i>F2</i>	<i>F3</i>	<i>F4</i>	<i>F5</i>
<i>minimale</i> <i>Elektroden Dicke</i>	<i>F1</i>	1	<b>2</b>	<b>2</b>	<b>2</b>	<b>2</b>
	<i>F2</i>	0	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>
	<i>F3</i>	0	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>
	<i>F4</i>	0	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>
	<i>F5</i>	0	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>
<i>maximale</i> <i>Elektrodensteifigkeit</i>	<i>F1</i>	<b>1</b>	<b>1</b>	0	0	0
	<i>F2</i>	<b>1</b>	<b>1</b>	0	0	0
	<i>F3</i>	<b>2</b>	<b>2</b>	1	1	2
	<i>F4</i>	<b>2</b>	<b>2</b>	1	1	2
	<i>F5</i>	<b>2</b>	<b>2</b>	0	0	1
<i>minimales</i> <i>technisches</i> <i>Risiko</i>	<i>F1</i>	1	1	0	<b>2</b>	1
	<i>F2</i>	1	1	0	<b>2</b>	1
	<i>F3</i>	2	2	1	<b>2</b>	2
	<i>F4</i>	0	0	0	<b>1</b>	0
	<i>F5</i>	1	1	0	<b>2</b>	1
<i>gute Anpassbarkeit</i> <i>an verschiedene</i> <i>Geometrievarianten</i>	<i>F1</i>	1	1	<b>2</b>	1	1
	<i>F2</i>	1	1	<b>2</b>	1	1
	<i>F3</i>	0	0	<b>1</b>	0	0
	<i>F4</i>	1	1	<b>2</b>	1	1
	<i>F5</i>	1	1	<b>2</b>	1	1
$\Sigma$		18	<b>23</b>	18	<b>21</b>	<b>20</b>

### 8.5.2. Herstellung der Elektrodenverbindung

Das Maskenlose Druckverfahren OPTOMEK *AerosolJet* wird als potentiell geeignetes Verfahren für die außenseitig angeordnete, federnde Elektrodenverbindung bewertet. Diese Technologie benötigt keine Masken oder sonstige geometrieabhängige Komponenten. Hierdurch wird eine gute Anpassung an verschiedene Leitergeometrien ermöglicht. Die Druckdüse kann an verschiedenen Kinematiken, z. B. einem Roboterarm, befestigt werden. Hierdurch ist eine Bedruckung von 3D-Bauteilen und rohrförmigen Strukturen vorstellbar. Aufgrund der bereits beschriebenen schlechten Benetzungseigenschaften ist eine Anwendung dieser Technologie mit den angegebenen Materialkombinationen jedoch zurzeit noch nicht möglich.

Die Technologien *Laserschneiden* und *Laserablation* werden für die Herstellung der Leiterstrukturen als ungeeignet bewertet und werden nicht weiter verfolgt.

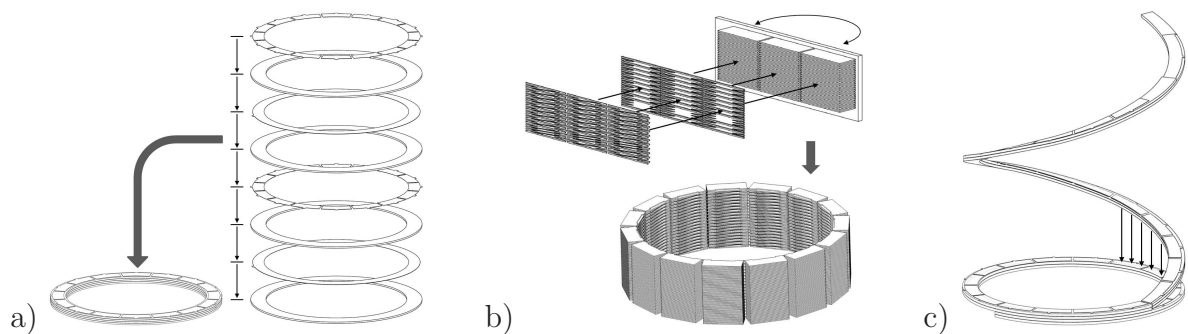
Eine Herstellung der Elektrodenverbindung mittels *Photolithographie* und galvanischer Abscheidung ist abhängig von den Toleranzen der Positionen der Aktorelektroden. Entgegen der Bewertung zur Anwendung auf die Herstellung stehender Elektrodenstrukturen scheint eine kombinierte Herstellung mit der Elektrodenstruktur sinnvoll und geeignet. Daher ist die Anwendung dieser Technologie im Falle einer Serienfertigung neu zu bewerten.

Die Testergebnisse zum *Siebdruckverfahren* belegen die Machbarkeit für Leiterstrukturen mit einer Dicke von 5  $\mu\text{m}$  und einer Strukturbreite von 25  $\mu\text{m}$ . Als Ergebnis dieser Betrachtung wird das *Siebdruckverfahren* daher als favorisierte Fertigungstechnologie für die Elektrodenverschaltung weiterverfolgt.

## 8.6. Favorisiertes Fertigungskonzept für einen DE-Schlauchaktor

Als Grundlage zur Definition eines favorisierten Fertigungskonzeptes werden zunächst die Elektrodenanordnungen aus Kapitel 7.1 als Aufbauvarianten interpretiert und bewertet. Abbildung 8.13 gibt nochmals eine Übersicht der drei hierzu erarbeiteten Konzeptvorschläge. Die folgenden vier Kriterien werden bei der anschließenden Bewertung der Konzeptvorschläge berücksichtigt. Die Bewertungsergebnisse hierzu sind in Tabelle 8.2 dargestellt.

- Die Anzahl serieller Prozessschritte soll möglichst gering sein.
- Das technische Risiko soll minimal sein.
- Eine Anpassung an variierende Aktorgeometrien soll einfach möglich sein.
- Die herstellbare Elektrodendicke soll so gering wie möglich sein.



**Abbildung 8.13.** Elektrodenanordnungen (Aufbauvarianten): a) *Stacked-Layer-Konzept*; b) *Rolled-Up-Konzept*; c) *Coil-Shape-Lamination-Konzept*

**Tabelle 8.2.** Gegenüberstellung und Bewertung verschiedener Aufbauvarianten:  
2 ⇒ besser; 1 ⇒ gleich; 0 ⇒ schlechter

		stacked-layer	rolled-up	coil-shape
<i>geringe Anzahl an seriellen Prozessschritten</i>	stacked-layer	1	2	2
	rolled-up	0	1	2
	coil-shape	0	0	1
<i>minimales technisches Risiko</i>	stacked-layer	1	1	1
	rolled-up	1	1	1
	coil-shape	1	1	1
<i>gute Anpassbarkeit an verschiedene Aktorgeometrien</i>	stacked-layer	1	0	1
	rolled-up	2	1	2
	coil-shape	1	0	1
<i>minimale Elektrodendicken</i>	stacked-layer	1	0	1
	rolled-up	2	1	2
	coil-shape	1	0	1
$\Sigma$		12	8	16

Als Ergebnis dieser Bewertung bietet das *Coil-Shape-Lamination-Konzept* die besten Voraussetzungen für die Herstellung eines *DEA-Schlauchaktors* mit starren Elektroden. Aufgrund

## 8. Aufbau und experimentelle Ergebnisse

des fließbandartigen Fertigungsablaufes wird die Aufbaugeschwindigkeit maßgeblich durch den zeitaufwändigsten Prozessschritt, das thermische Vernetzen des Silikons, bestimmt. Das technische Risiko wird für alle vorgestellten Konzepte zum aktuellen Zeitpunkt als gleich hoch eingestuft.

Anhand der in Abbildung 8.14 dargestellten Schlauchaktorstruktur werden nochmals einzelne Systemkomponenten der abschließend ausgewählten Aufbauvariante dargestellt. Die Elektroden sind innerhalb einer Helixform angeordnet. Als mechanisch stabilisierendes Bauteil läuft die einstückige Referenzelektrode durch die gesamte Aktorstruktur. Im Gang der Referenzelektrode befinden sich, in Silikon eingebettet, die segmentierten Steuerelektroden. Diese werden über einzelne Anschlusspads mittels einer federnden Leiterbahn elektrisch zu individuellen Aktorgruppen verbunden.

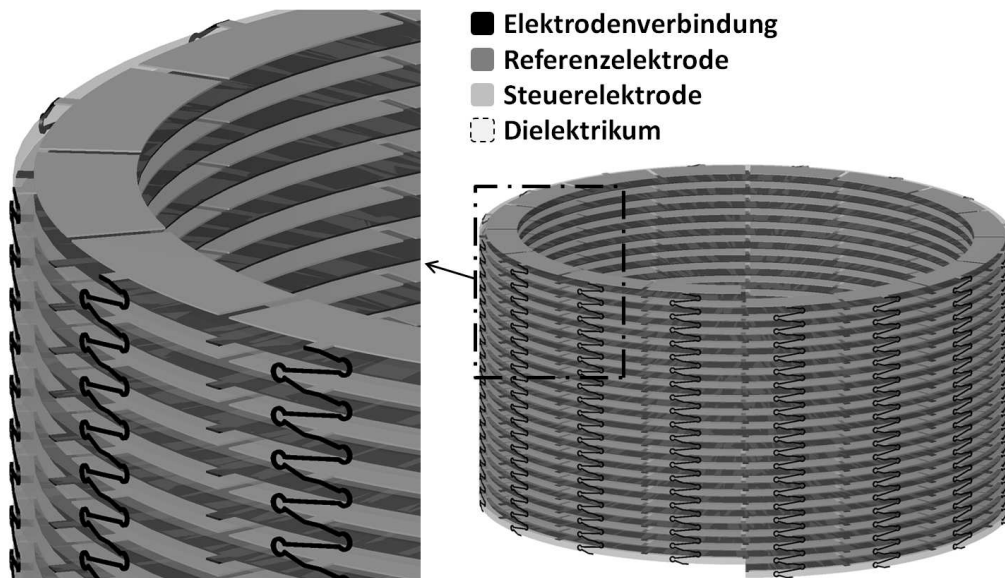


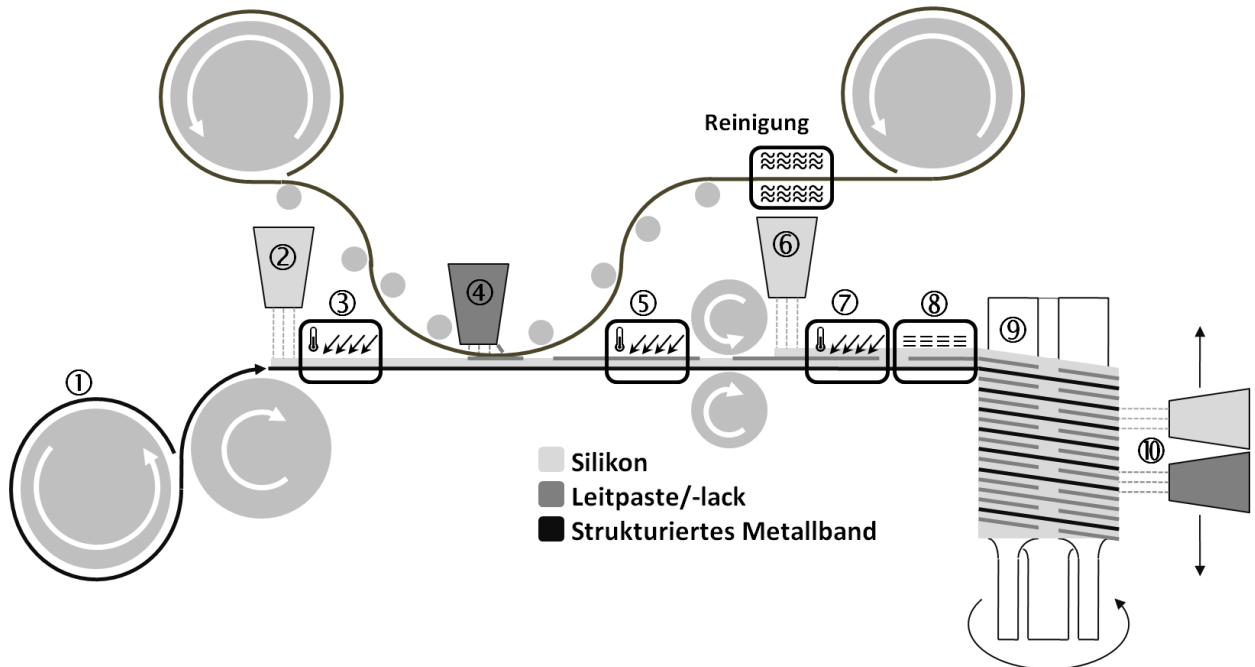
Abbildung 8.14. Favorisiertes Designkonzept für den DEA Schlauchaktor

Unter Berücksichtigung der vorangegangenen Diskussion verschiedener Fertigungstechnologien und des Ergebnisses aus der Bewertung der Aufbauvarianten wird das folgende Konzept für einen Gesamtfertigungsablauf hergeleitet. Die Darstellung der einzelnen Prozessschritte erfolgt in Abbildung 8.15. Ein Ausschnitt des vorstrukturierten *RE*-Bandes sowie den darauf abgeschiedenen Schichten ist in Abbildung 8.16 dargestellt.

Als Tragstruktur wird zunächst ein vorstrukturiertes Metallband ① der Prozesskette zugeführt. Die Herstellung des Metallbandes kann mittels eines Reel-to-Reel Verfahrens, z. B. nach LOPEZ [73], durch Anwendung nasschemischen Ätzens erfolgen. Das Band wird anschließend mittels Druck- oder Maskierungstechnik ② mit einem elastischen Dielektrikum (z. B. 2K-Silikon WACKER *Silpuran 2400*) beschichtet und anschließend thermisch vernetzt ③. Mit Ausnahme der Unterseite des Bandes wird dieses allseitig mit Silikon bedeckt. Die Generierung und Strukturierung ④ der Steuerelektroden erfolgt im nächsten Schritt durch Anwendung des Siebdruckverfahrens. Hierbei werden bereits die Anschlusspads der elektrischen Verbindungsleitung bis zum äußeren Rand der vorliegenden Bandstruktur gedruckt. Anschließend wird die aufgetragene Elektrodenstruktur gesintert oder thermisch vernetzt ⑤. Eine weitere Dielektrikumschicht wird wiederum mittels direktem Drucken oder Siebdruckverfahren ⑥ aufgebracht und anschließend thermisch vernetzt ⑦. Die seitliche Fläche der zuvor gedruckten Anschlusspads müssen hierbei frei bleiben um nach dem Aufwickeln

## 8.6. Favorisiertes Fertigungskonzept für einen DE-Schlauchaktor

⑨ der Elektrodenstruktur mittels weiterer Druckverfahren ⑩ mit der elektrischen Verbindungsstruktur kontaktiert zu werden. Vor dem helixförmigen Aufwickeln ⑨ des erzeugten Elektrodenbandes wird die Silikonoberfläche mittels Plasmabehandlung ⑧ aktiviert und mit dem vorangegangenen Gang verklebt.



**Abbildung 8.15.** *Coil-Shape-Lamination-Fertigungskonzept:* ① vorstrukturiertes Metallband, ② Aufbringen der ersten Dielektrikumschicht, ③ thermisches Vernetzen, ④ Generierung und Strukturierung der Steuerelektroden, ⑤ thermisches Vernetzen, ⑥ Aufbringen der zweiten Dielektrikumschicht, ⑦ thermisches Vernetzen, ⑧ Plasmabehandlung, ⑨ Aufwickeln der Elektrodenstruktur, ⑩ Drucken der elektrischen Verbindungsstruktur

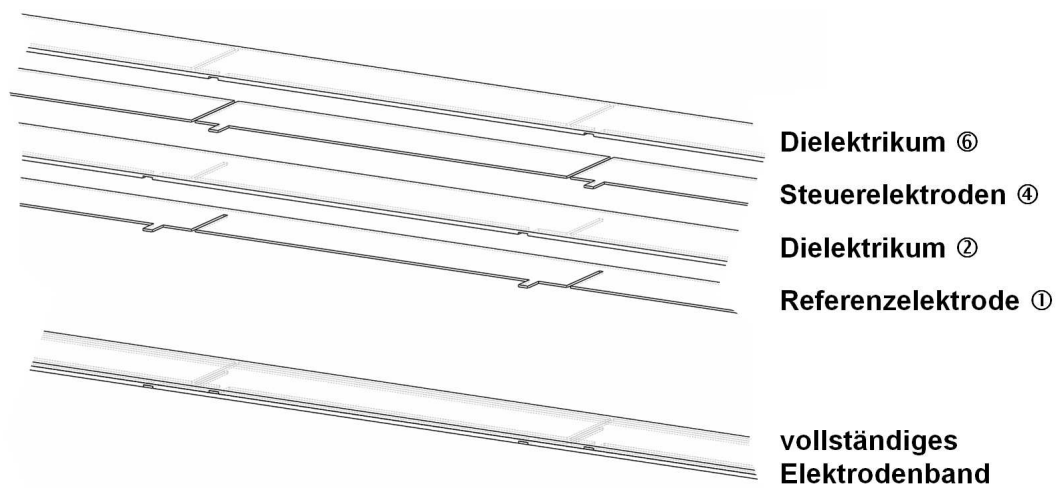


Abbildung 8.16. Ausschnitt des *RE*-Bandes mit Folgeschichten



---

## 9. Zusammenfassung der Ergebnisse

Anhand der vorliegenden Dissertation werden die Ergebnisse zur Untersuchung der Anwendbarkeit *Dielektrischer Elastomeraktoren (DEA)* auf endoskopische Abwinkelungen präsentiert. Diese beschreiben das optimale Design sowie die Eigenschaften der einzelnen Aktorkomponenten und Gestaltungsvarianten derselben. Durch Darstellung verschiedener Varianten und Versuchsergebnissen wird damit ein weltweit erstes Konzept für einen **dielektrischen Elastomer Schlauchaktor mit starren Elektroden** vorgestellt. Gestützt wird die Besonderheit dieser Ausführungsform durch die umfangreichen internationalen Patentanmeldungen im Rahmen der Forschungsarbeiten.

Als übergeordnete **Motivation** steht das Bestreben, den aktuellen Bewegungsraum verfügbarer Endoskope zu erweitern. Hierdurch sollen Probleme in der Handhabung und Orientierung gelöst werden sowie zukunftsweisende technische Grundlagen für neue Therapie- und Diagnoseverfahren eröffnet werden.

Die entwickelte **Schlauchkinematik** basiert auf der Unterteilung des Aktorschlauches in eine Vielzahl individuell steuerbarer Kontraktionsbereiche. Hierdurch ist eine flexible Bewegungssteuerung in beliebige radiale Richtungen möglich. Die individuellen Kontraktionsbereiche werden als Aktorfelder bezeichnet. Eine axiale Anordnung dieser Aktorfelder bildet ein Aktorfilament. Der vollständige Schlauchaktor wird durch die ringförmige Verteilung der Aktofilamente gebildet.

Die technischen **Anforderungen** orientieren sich an dem stark eingeschränkten Bauraum schlauchförmiger Abwinkelungen als Bestandteil aktueller, medizinischer Endoskope. Hieraus leitet sich die Forderung nach der Integration einer Aktorstruktur mit mechanischer Stützstruktur in die Schlauchwand eines Endoskopes ab. Das ausgewählte Aktorprinzip *Dielektrischer Elastomeraktor* bietet hervorragende Voraussetzungen zur Gestaltung eines solchen *Schlauchaktors mit integrierter Stützstruktur*. Die Aktorelektroden übernehmen hierbei neben ihrer elektrischen Aufgabe zeitgleich die Aufgabe der mechanischen Stabilisierung in radialer Richtung. Gegenüber dem verbreiteten Ansatz von nachgiebigen Aktorelektroden gewährleistet die Integration der Stützstruktur als Bestandteil der Aktorelektroden eine optimale Raumausnutzung und bestmögliche Miniaturisierungseigenschaften.

Abbildung 9.1 zeigt das entwickelte **Schlauchaktorkonzept**. Die Referenzelektrode wird aus einem einstückigen Band helixförmig angeordnet. In dem entstehenden Gang zwischen zwei Windungen sind die Steuerelektroden segmentiert angeordnet und folgen der Helixstruktur. Zur elektrischen Kontaktierung führen Anschlusslaschen von den Steuerelektroden zur Schlauchaußenseite. Auf den Stirnflächen dieser Laschen wird die elektrische Verschaltung angeordnet. Diese ist als meanderförmige Federstruktur ausgelegt und folgt der Kontraktionsbewegung des Aktors. Für die Referenzelektrode ist keine gesonderte Verschaltung erforderlich, da diese einstückig ausgeführt ist. Die gesamte Elektroden- und Verschaltungs-

## 9. Zusammenfassung der Ergebnisse

struktur ist in Silikon eingebettet. Hierbei sind alle Abstände nach der elektrischen Durchbruchfeldstärke dieser Isolation ausgelegt.

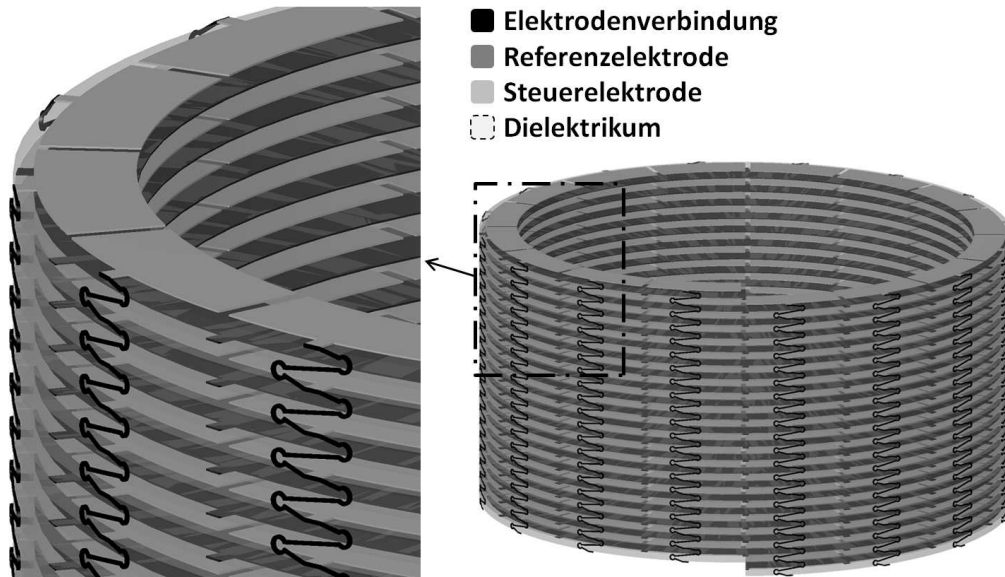


Abbildung 9.1. DEA-Schlauchaktor

Ergänzend zu bereits bekannten Dielektrika wird erstmalig das bisher unbekannte WACKER *Silpuran 2400* als geeigneter **biokompatibler Werkstoff für DEA** charakterisiert. Der elektrostatische Druck ist mit 26,6 kPa etwa 2,2 mal so hoch wie der des bekannten WACKER *Elastosil P7670*. Trotz des etwas höheren Elastizitätsmoduls können mit WACKER *Silpuran 2400* vergleichsweise größere Kontraktionen erreicht werden.

Aus der Gegebenheit, dass die starren Aktorelektroden das Dielektrikum in ihrem Bestreben nach Querdehnung behindern, entsteht die Notwendigkeit den Einfluss dieses Verhaltens näher zu betrachten. Die **Beschreibung des Verformungsverhaltens** dieser Aktorstruktur erfolgte grundlegend durch die Herleitung eines mathematisch-physikalischen Modells. Dieses Modell stützt sich auf eine materialabhängige Approximation von Versuchsergebnissen zum elastischen Verhalten unterschiedlicher Elektrodenanordnungen. Zur Bestätigung des Modells erfolgten Finite-Elemente-Analysen mit Bezug auf das rein mechanische Verhalten sowie den elektrisch angesteuerten Einzelaktor. Als Ergebnis wurde die Definition für das Druckmodul

$$Y_c = Y_0 \cdot f_1(S) \cdot (1 + f_2(S) \cdot K_f^2)$$

in Abhängigkeit verschiedener Parameter aufgestellt. Diese Definition setzt sich aus dem verformungsunabhängigen, materialspezifischen Elastizitätsmodul  $Y_0$ , zwei durch eine Versuchsreihe zu bestimmender, kontraktionsabhängiger Funktionen  $f_1(S)$  und  $f_2(S)$  sowie dem geometrieabhängigen Formfaktor

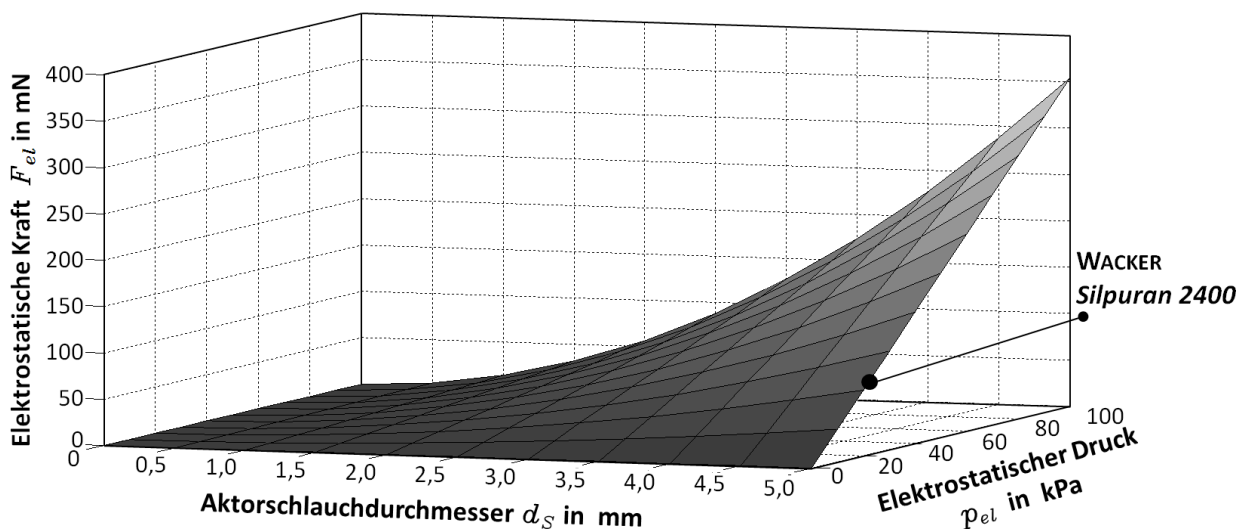
$$K_f = \frac{\overbrace{x_0 \cdot y_0}^{\text{einfache Elektrodenfläche}}}{\underbrace{2 \cdot (x_0 + y_0) \cdot z_0}_{\text{Mantelfläche}}} \cdot \overbrace{\left(\frac{y_0}{x_0}\right)^{1/16}}^{\text{Kantenverhältnis}}$$

zusammen. Der Formfaktor berücksichtigt das Produkt aus dem Kantenverhältnis der Einzelelektrode und dem Verhältnis aus Elektrodenfläche zur frei verformbaren Mantelfläche des Einzelaktors. Hierdurch ist es möglich, unterschiedliche Gestaltungsvarianten mit Bezug auf einen vorgegebenen Bauraum zu bewerten. Ein Ziel dieser Beschreibung ist die möglichst effektive Betrachtung eines sinnvollen Arbeitsbereiches für den Einzelaktor. Aufgrund der starren Elektroden ist es hierzu notwendig den maximal zulässigen Verformungszustand

$$S_{z,max} \stackrel{!}{\leq} 1 + \frac{3}{8} \cdot \frac{x_0}{z_0} - \sqrt{\frac{3}{8} \cdot \frac{x_0}{z_0} \left( 2 + \frac{3}{8} \cdot \frac{x_0}{z_0} \right)}$$

zu definieren. Diese Definition ist ausschließlich abhängig vom Elektrodenabstand  $z_0$  und von der längeren Elektrodenkante  $x_0$ . Damit kann effektiv und anschaulich eine erste Einschätzung maximaler Gestaltänderungen sowie maximal erzeugbarer Kräfte bei vorgegebenem Bauraum erfolgen.

Das Diagramm in Abbildung 9.2 zeigt die zu erwartende maximale axiale Kraft eines vollständigen Aktorschlauches für verschiedene Schlauchgeometrien und unterschiedliche elektrostatische Drücke.

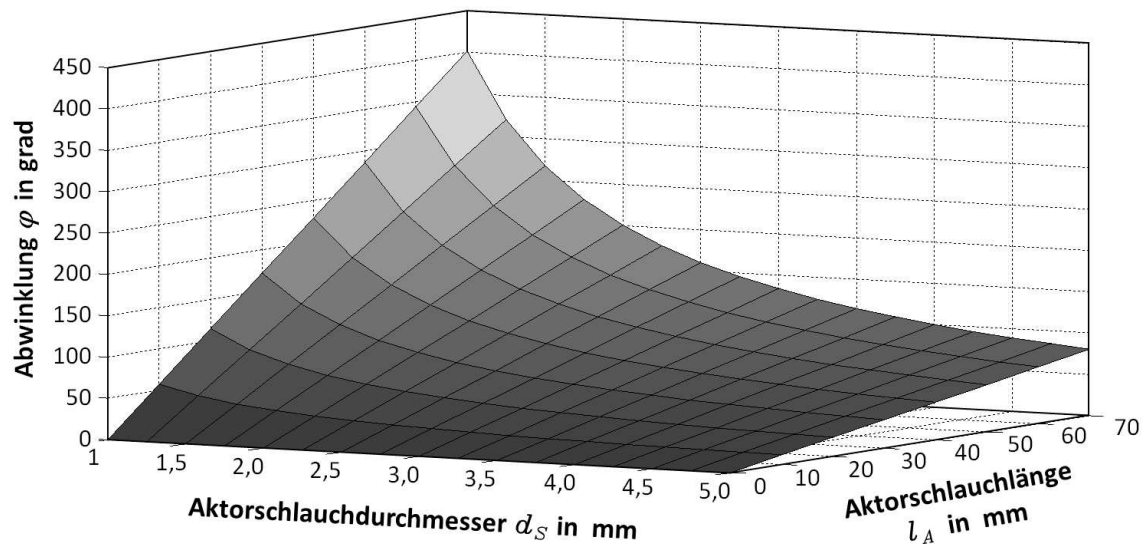


**Abbildung 9.2.** Aktorkraft vs. Schlauchgeometrie und elektrostatischen Druck; Annahmen:  $y_0 = 0,05 \cdot d_S$  sowie ein geschlossener Elektrodenring mit koradialem Füllfaktor 0,95

Für einen Schlauchaktor in Anlehnung an den Abwinkelungsbauraum eines aktuellen Cystoskops mit einem Aktorschlauchdurchmesser  $d_S = 5$  mm wird für das erprobte Material WACKER *Silpuran 2400* mit  $p_{el} = 26,6$  kPa die **maximale axiale Kraft zu 95 mN** ermittelt. Ergänzend hierzu veranschaulicht Abbildung 9.3 die theoretisch erreichbaren Abwinkelungen in Abhängigkeit des Schlauchdurchmessers sowie der Schlauchlänge für das Material WACKER *Silpuran 2400*. Unter der Annahme eines Schlauchdurchmessers von  $d_S = 5$  mm und einer Aktorschlauchlänge von  $l_A = 70$  mm wird die **maximale Abwinkelung zu 90°** berechnet.

Aus der Interpretation der Modellbildung ist damit ein *Dielektrischer-Elastomer-Schlauchaktor* für endoskopische Abwinkelungen in Kombination mit z. B. einer distalen LED oder

## 9. Zusammenfassung der Ergebnisse



**Abbildung 9.3.** Maximale Abwinklung vs. Aktorschlauchdurchmesser und Aktorschlauchlänge, ausgehend von WACKER *Silpuran 2400* mit  $p_{el} = 26,6 \text{ kPa}$  und einem axialen Elektrodenanteil von 5 %

einem Kameramodul für Beleuchtungs- und Beobachtungszwecke prinzipiell geeignet. Als Einschränkung können jedoch aufgrund der verhältnismäßig geringen, absoluten axialen Kräfte, unter Verwendung des untersuchten Dielektrikums, keine Instrumente durch das Innere des Aktors geführt werden. Dies würde aufgrund der Biegesteifigkeit dieser Instrumente zu einer Streckung der Abwinklung führen. Im Vergleich hierzu beträgt die Zugkraft des Steuerseils eines flexiblen Cystoskops 10 N. Tabelle 2.3 führt weitere geeignete Werkstoffe für Polymeraktoren auf. Hiernach kann z. B. mit den Silikon DOWCORNING *Sylgard 186* ein 10-fach höherer elektrostatischer Druck  $p_{el}$  erreicht werden. Dies entspricht bei dem gegebenen Bauraum einer axialen Kraft von 1 N. Um das Verwertungspotential alternativer Materialien zu ergründen ist eine Bewertung des Einflusses der geringeren Nachgiebigkeit der aufgeführten Materialien durch weitere Versuchsaufbauten erforderlich. Der elektrostatische Druck  $p_{el}$  kann als geometrieunabhängiger Indikator für die Leistungsfähigkeit des eingesetzten Dielektrikums betrachtet werden. Wie das Diagramm in Abbildung 9.4 verdeutlicht, ist durch ein Material mit entsprechend höherer Permittivität  $\epsilon_r$  und einer höheren elektrischen Durchbruchfeldstärke  $E_d$  das Erreichen größerer elektrostatischer Drücke, und damit erzeugbarer Kräfte möglich. Damit ist durch die Verwendung alternativer Dielektrika die Anwendbarkeit des aufgestellten Konzeptes auf endoskopische Abwinkelungen weiterhin in Aussicht gestellt.

Weiter werden im Rahmen der Forschungsarbeit verschiedene Fertigungstechnologien für die Elektrodenstruktur und deren elektrische Verschaltung untersucht. Hierbei wurde die Eignung dieser Technologien anhand einer Vielzahl von Musteraufbauten praktisch untersucht. Als Ergebnis werden die Erfahrungen aus den Teilbereichen zu dem in Abbildung 9.5 dargestellten **Gesamtfertigungskonzept** zusammengeführt. Bei der Betrachtung der einzelnen Technologien wurde neben den technischen Anforderungen an die Struktur die Wirtschaftlichkeit für den konkreten Anwendungsfall berücksichtigt. Der Aufbau der Schlauchaktorstruktur als helixförmige Anordnung wird als zu favorisierendes Fertigungskonzept vorgestellt. Besonders vorteilhaft ist hierbei der serielle Herstellungsprozess einer Elektroden-

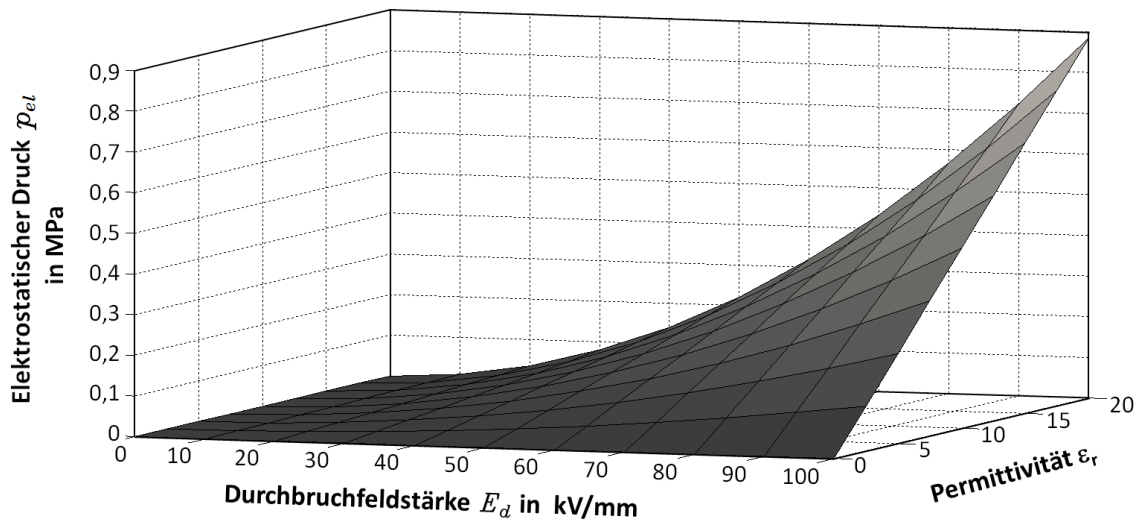


Abbildung 9.4. Darstellung des elektrostatischen Druckes  $p_{el}$  in Abhängigkeit der Permittivität  $\epsilon_r$  und der elektrischen Durchbruchfeldstärke  $E_d$

bandsstruktur, welche anschließend kontinuierlich zu einer Helixstruktur laminiert wird. Für die wesentlichen Fertigungsschritte wurde das Siebdruckverfahren als geeignet bewertet. Dem direkten Druckverfahren OPTOMEK *AerosolJet* wird ein großes Potential zugesprochen. Aufgrund der, durch eine Versuchsreihe ermittelten schlechten Benetzungseigenschaften, kann jedoch noch keine Anwendbarkeit bestätigt werden.

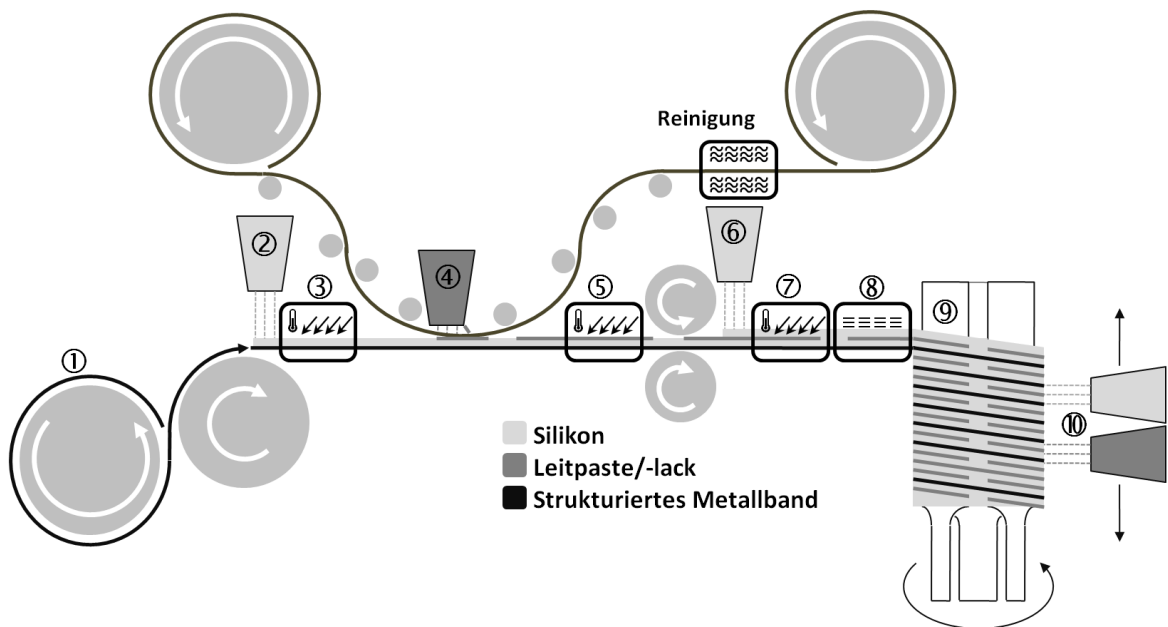


Abbildung 9.5. *Coil-Shape-Lamination*-Fertigungskonzept: ① vorstrukturiertes Metallband, ② Aufbringen der ersten Dielektrikumschicht, ③ thermisches Vernetzen, ④ Generierung und Strukturierung der Steuerelektroden, ⑤ thermisches Vernetzen, ⑥ Aufbringen der zweiten Dielektrikumschicht, ⑦ thermisches Vernetzen, ⑧ Plasmabehandlung, ⑨ Aufwickeln der Elektrodenstruktur, ⑩ Drucken der elektrischen Verbindungsstruktur

## 9. Zusammenfassung der Ergebnisse

---

Mit Blick auf weiterführende Arbeiten wird im anschließenden Kapitel 10 ein Konzept zur Optimierung der Aktoreigenschaften vorgestellt. Hierbei wird der Ansatz von *dielektrischen Elastomeraktoren* mit nachgiebigen Elektroden mit dem Ansatz starrer Aktorelektroden vorteilhaft zu einem **Hybridaktor** kombiniert. Zusätzlich wird das vorgestellte Aktorprinzip neben dem primär betrachteten Aktorschlauch auf **alternative Anwendungen** übertragen. Als vielversprechende Varianten für schlauchförmige Anordnungen werden daher im Rahmen der Arbeit auch Konzepte für eine elektrisch verstellbare, optische Linse und einen Peristaltikschlauch vorgestellt. Weiter wird anhand des Konzeptes für einen Mikrogreifer die Übertragbarkeit eines einzelnen Aktorfeldes auf ebene Strukturen veranschaulicht.

Die Schlussfolgerungen der vorliegenden Dissertation basieren auf praktischen Versuchsergebnissen und theoretischen Betrachtungen zu Einzelaktoren und Aktorfeldern. Diese werden durch weitere theoretische Betrachtungen auf das Verhalten des vollständigen Schlauchaktors übertragen. Um diese Aussagen weiter zu untermauern ist der Aufbau eines solchen vollständigen Schlauchaktors anzustreben.

Abschließend wird nochmals das große Potential des erarbeiteten Aktorkonzeptes unterstrichen. Die Vereinigung aus Stützfunktion und kontrahierendem Aktor ermöglicht den Aufbau eines kompakten Aktors unter optimaler Raumausnutzung. Durch die vollständige Integration in die Schlauchwand eines Endoskopes können hiermit hochbewegliche, steuerbare Beobachtungs- und Beleuchtungsinstrumente realisiert werden. Als Besonderheit kann gesagt werden, dass der entwickelte Aktorschlauch nicht angetrieben wird, sondern aus eigener Kraft kontrahiert. Der Wegfall sämtlicher mechanischer Getriebe- oder Übertragungselemente stellt dabei einen herausragenden Vorteil gegenüber den meisten anderen Antriebsprinzipien dar.

---

# 10. Ausblick - Weiterführende Konzepte und alternative Anwendungen

Im Rahmen der vorangegangenen Kapitel werden das Systemkonzept, die elektromechanische Modellbeschreibung sowie das Design und potentielle Fertigungstechnologien anhand verschiedener Demonstratoren beschrieben. Das vorliegende Kapitel stellt darüber hinaus einen Ansatz zur Optimierung der Aktoreigenschaften und ergänzende Anwendungsmöglichkeiten des Lösungskonzeptes vor. Hierbei wird nicht nur die schlauchförmige Gestalt des vollständigen Aktors berücksichtigt, sondern ebenso die Nutzung des einzelnen Aktorfeldes als isoliertes Lösungskonzept vorgestellt. Die folgenden Abschnitte zeigen alternative Lösungen für

- einen Hybridaktor,
- eine verstellbare Elastomerlinse,
- einen Mikrogreifer und
- eine peristaltische Mikropumpe.

## 10.1. Hybridaktor

Das folgende Konzept ergänzt den bereits dargestellten Aufbau des Schlauchaktors mit axial-parallelen starren Elektroden um radial-parallele nachgiebige Elektroden. Aufgrund der neuartigen Kombination wird dieser Aktor als Hybridaktor bezeichnet. Hierbei sollen die Eigenschaften der Kontraktion axial paralleler Elektroden vorteilhaft durch die Flächendehnung radial-paralleler Elektroden erweitert werden.

Abbildung 10.1 zeigt ein Ausführungsbeispiel eines Schlauchabschnittes mit einer solchen integrierten, hybriden Polymeraktorstruktur nach der im Rahmen der vorliegenden Dissertation veröffentlichten Patentanmeldung [134]. Hierbei wird, der Übersicht halber, auf die Darstellung des elastischen Dielektrikums verzichtet. Das Dielektrikum füllt alle dargestellten Hohlräume und bildet, die Elektroden umschließend, eine schlauchförmige Struktur. Bei erwünschter Biegung des Aktorschlauches in eine bestimmte Richtung wird die im Bereich des inneren Radius befindliche, axial parallele, Aktorstruktur durch Anlegen einer elektrischen Spannung kontrahiert. Die radial parallele Elektrodenstruktur bleibt in diesem Bereich passiv. Die im Bereich des äußeren Radius befindliche, radial parallele, Aktorstruktur wird zeitgleich, durch Anlegen einer elektrischen Spannung, axial gedehnt. Die axial parallele Elektrodenstruktur bleibt in diesem Bereich passiv.

Zudem soll es möglich sein, innerhalb ein und desselben Aktorfeldes beide unterschiedlichen Aktoranordnungen zeitgleich so anzusteuern, dass eine Stabilisierung des entsprechenden Schlauchbereiches gegen einwirkende Zug- und Druckkräfte innerhalb auslegungsspezifischer Grenzen erfolgt. Eine azimutale, starre Verbindung (Stützstruktur) der Referenzelektroden innerhalb der axial parallelen Elektrodenstruktur stabilisiert die gesamte Schlauchstruktur

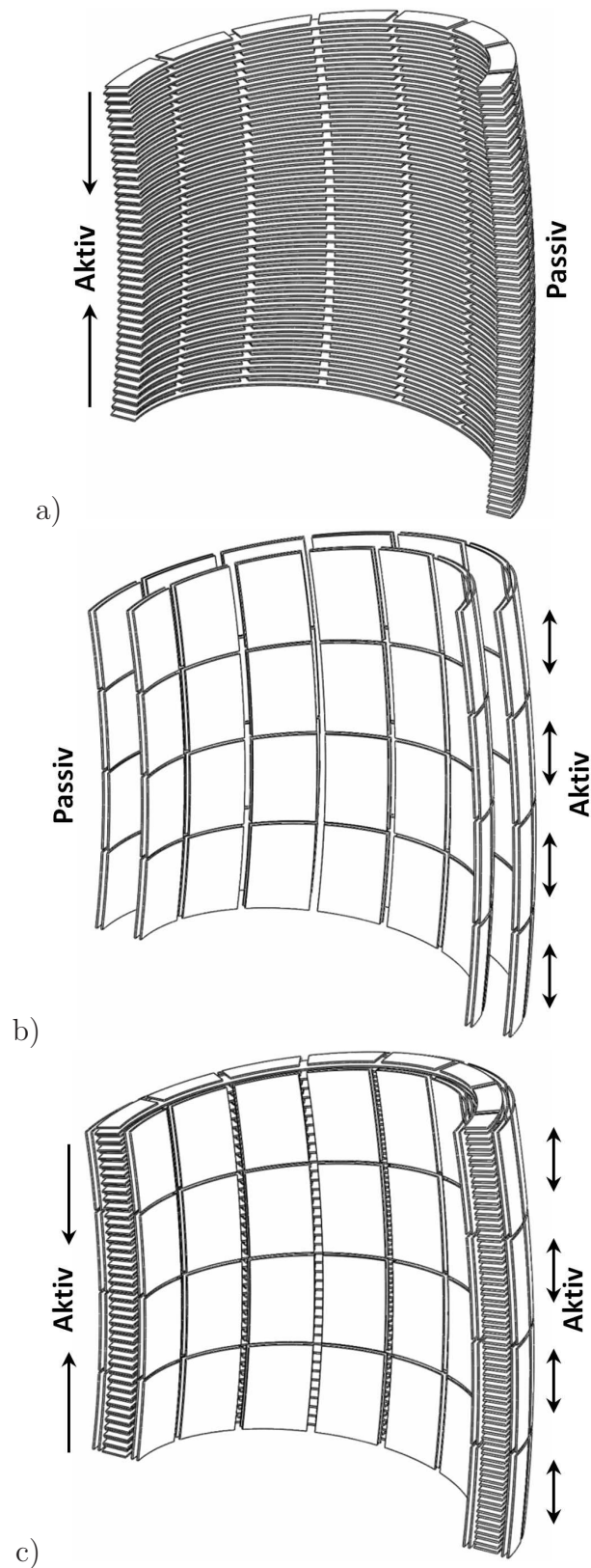


Abbildung 10.1. Hybridaktor [134] (Schnittansicht); a) Kontraktion der axial parallelen Elektrodenanordnung; b) Streckung der radial parallelen Elektrodenanordnung; c) Anordnung und Zusammenwirken der verschiedenen Elektrodenanordnungen



azimutal und unterdrückt damit eine Querschnittsausdehnung der Schlauchstruktur, welche durch die radial parallele, nachgiebige Elektrodenstruktur bewirkt würde. Aufgrund des vergleichsweise höheren Aktorvolumens ist dieses Konzept besonders für Anwendungen mit unkritischen Bauraumeinschränkungen von Interesse.

Dieser Ansatz stellt eine zweckmäßige Erweiterung des entwickelten Schlauchaktors dar und bietet eine Möglichkeit zur Verbesserung der Aktoreigenschaften der Gesamtstruktur.

Abbildung 10.1 zeigt anhand eines Schnittes durch die Aktorstruktur die wirksamen Komponenten sowie deren Zusammenspiel. Abbildung 10.1.a) kennzeichnet die axial parallele Elektrodenanordnung mit axialer Verformungsrichtung (Kontraktion). Abbildung 10.1.b) kennzeichnet die radial parallele Elektrodenanordnung mit axialer Verformungsrichtung (Streckung). Abbildung 10.1.c) veranschaulicht das Zusammenwirken der unterschiedlichen Elektrodenanordnungen an einer Schnittansicht der vollständigen Schlauchaktor.

## 10.2. Elastomerlinse

Steuert man alle azimutal angeordneten Aktorfelder gleichermaßen an, so kontrahiert der gesamte Aktorschlauch in axialer Richtung. Dieses Verhalten kann vorteilhaft zur Gestaltung einer elektrisch steuerbaren Elastomerlinse basierend auf einem *dielektrischen-Elastomer-Schlauchaktor* angewendet werden. Das Design basiert auf der Nutzung optischer Eigenschaften von Elastomeren [76]. Durch Zwangsführung und kontrollierte Verformung werden die optischen Eigenschaften der Strahlführung sowie der Ein- oder Auskopplung eines optischen Elastomerzylinders gezielt beeinflusst. Die in Abbildung 10.2 dargestellte einseitige Linse erfährt eine Verformung einer einzelnen Stirnfläche des Elastomerzylinders. Das Glasplättchen auf der gegenüberliegenden Zylinderseite verhindert eine Verformung der zweiten Stirnfläche. Hierdurch stellt die Linse ein Bauteil dar, welches in einem optischen System frei angeordnet werden kann.

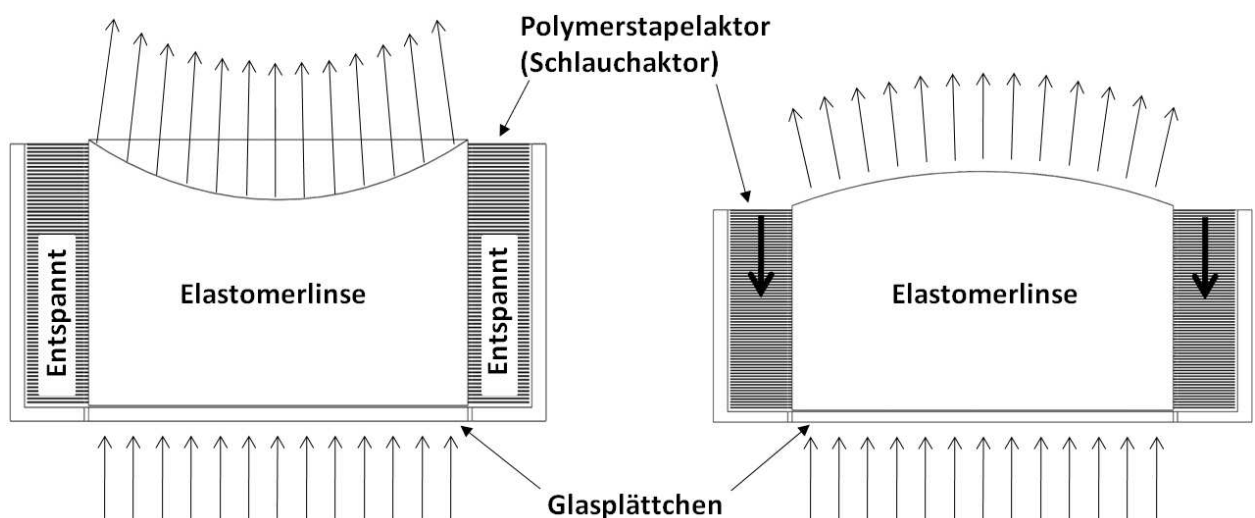
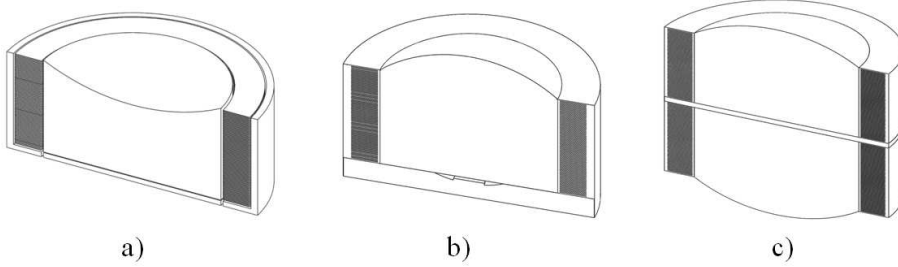


Abbildung 10.2. Wirkprinzip der Elastomerlinse

Wird die Linse direkt mit einem optischen Bauteil, wie z. B. einer LED oder einem Bildsensor, verbunden, so entfällt das Glasplättchen (siehe Abbildung 10.3.b)).

## 10. Ausblick - Weiterführende Konzepte und alternative Anwendungen

Als weitere Variante ist in Abbildung 10.3.c) eine doppelte Linse dargestellt. Diese ist eine Kombination aus zwei autarken, einseitigen und individuell steuerbaren Linsen. An der Verbindungsstelle wird nur ein einzelnes Glasplättchen verwendet.



**Abbildung 10.3.** Ausführungsbeispiele für Elastomerlinsen, Schnittansicht; a) einfache Linse, b) Linse mit direkter Ankopplung an eine LED, c) doppelte Linse

Das folgende Berechnungsbeispiel veranschaulicht einen möglichen Verformungsbereich der Anordnung aus Abbildung 10.4. Hierbei werden die in Tabelle 10.1 aufgeführten Parameter zu Grunde gelegt. Anhand der angegebenen Parameter soll die erforderliche Bauhöhe  $z_{0,Feld}$  der Elastomerlinse berechnet werden.

**Tabelle 10.1.** Parameterbeispiel für eine Elastomerlinse nach Abbildung 10.4

max. relative Kontraktion des Aktorbereichs	$S_z = 0,05$
axialer Füllfaktor	$w_z = 0,5$
Linsendurchmesser	$d_l = 2 \text{ mm}$
Radius der Auswölbung	$r_l = 4 \text{ mm}$
Linsenvolumen	$V_l = \text{konstant}$

Zum Erreichen der geforderten Auswölbung  $r_l$  ist bei gegebenem Linsendurchmesser  $d_l$  das Linsenvolumen  $V_{l,S}$  durch Kontraktion des *DEA* Schlauchaktors zu verdrängen. Dieses zu verdrängende Volumen  $V_{l,S}$  des Linsenkörpers lässt sich wie folgt in Abhängigkeit der relativen Aktorkontraktion  $S$  beschreiben.

$$V_{l,S} = \pi \cdot \frac{d_l^2}{4} \cdot z_{0,Feld} \cdot S_z \cdot w_z \quad (10.1)$$

Zum Zweck der vorliegenden Abschätzung wird angenommen, dass dieses Volumen der Gestalt eines Kugelabschnittes nach GIECK [34] entspricht.

$$V_{l,S} = \pi \cdot h_l^2 \cdot \left( r_l - \frac{h_l}{3} \right) \quad (10.2)$$

Durch Kombination und Auflösen nach  $z_{0,Feld}$  erhält man

$$z_{0,Feld} = 4 \cdot \frac{h_l^2 \cdot \left( r_l - \frac{h_l}{3} \right)}{d_l^2 \cdot S_z \cdot w_z} \quad (10.3)$$

Aus der Schnittansicht durch das Zentrum des Kugelabschnittes folgt mit

$$r_l = \frac{h_l}{2} + \frac{d_l^2}{8 \cdot h_l} \quad (10.4)$$

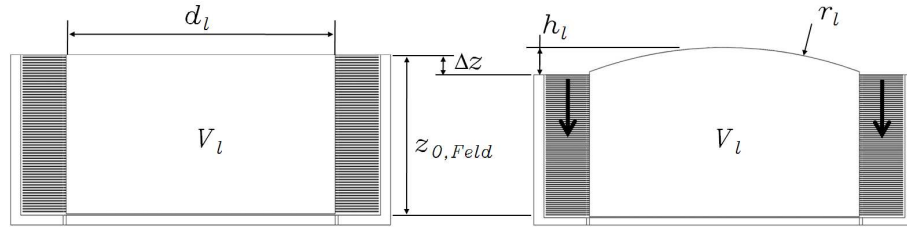


Abbildung 10.4. Geometriedefinition der Elastomerlinse

nach GIECK [34]  $h_l = 0,13$  mm. Durch Einsetzen aller nun bekannter Werte in Gleichung 10.3 erhält man für die erforderliche Bauhöhe  $z_{0,Field} = 1,20$  mm.

Der wesentliche Vorteil der vorgestellten Elastomerlinse ergibt sich aus der bereits integrierten mechanischen Stützstruktur. Hierdurch ist keine weitere Gehäusung der Linse aus mechanischen Gründen erforderlich. Der Herstellungsprozess einer solchen Linse basiert auf der Verwendung von zunächst flüssigem Elastomer, welches in eine Form gegossen wird. Dies erlaubt eine direkte Verbindung mit optischen Komponenten wie z. B. *LEDs* oder Bildsensoren. Als potentielle Anwendung sind Objektive in Endoskopen und Digitalkameras sowie Handykameras vorstellbar.

### 10.3. Mikrogreifer

Basierend auf einem einzelnen Aktorfeld kann ein planarer Mikrogreifer realisiert werden. Abbildung 10.5 zeigt die Konzeptskizze für einen solchen Greifer. Die Abstützung der Greifbacken erfolgt mittels eines, den Aktor umrandenden, Rahmen. Der eingebettete Aktor betätigt den Greifer durch eine zentrale Zugbewegung an beiden Schenkeln der Greifarme. Potentieller Vorteil dieses Greifers ist die gute Dosierbarkeit der Greifkraft sowie groß dimensionierbare Schließwege der Greifbacken.

Für die Aktorkontraktion  $\Delta z$  zur Bewirkung des Schließweges  $\Delta s$  des einzelnen Greifbackens gilt unter Berücksichtigung der in Abbildung 10.6, c) definierten Geometrie

$$\Delta z = \frac{\Delta s}{\frac{l_1 - \Delta s}{l_2} + \frac{l_2}{l_1}}. \quad (10.5)$$

Der gesamte Schließweg  $\Delta s_G$  des Greifers wird wie folgt definiert:

$$\Delta s_G = 2 \cdot \Delta s \quad (10.6)$$

Damit folgt beispielsweise für einen geforderten Schließweg der Greifbacken von  $\Delta s_G = 1$  mm bei einem Verhältnis  $\frac{l_1}{l_2} = 3$ , unter der Annahme  $l_2 = 2$  mm, eine erforderliche absolute Aktorkontraktion von  $\Delta z_{ges} = 162 \mu\text{m}$ . Geht man nun weiter von einer maximalen relativen Aktorkontraktion  $S = 0,05$  aus so wird hierfür eine aktive Aktorlänge von  $z_{DE} = 3,24$  mm benötigt. Mit einem Elektrodenabstand von  $z_0 = 20 \mu\text{m}$  werden hierfür 162 Einzelaktoren benötigt. Damit ergibt sich unter Berücksichtigung der passiven Elektrodendicke  $z_{el} = 20 \mu\text{m}$  eine gesamte erforderliche Aktorlänge von  $z_{0,ges} \approx 6,5$  mm. Die Annahme der Elektrodendicke stützt sich auf die Herstellungsmöglichkeit mittels Laserschneiden. Durch Anwendung alternativer Fertigungstechnologien können auch Elektrodendicken  $< 5 \mu\text{m}$ , und damit deutlich kürzere Baulängen des Mikrogreifers, erreicht werden.

## 10. Ausblick - Weiterführende Konzepte und alternative Anwendungen

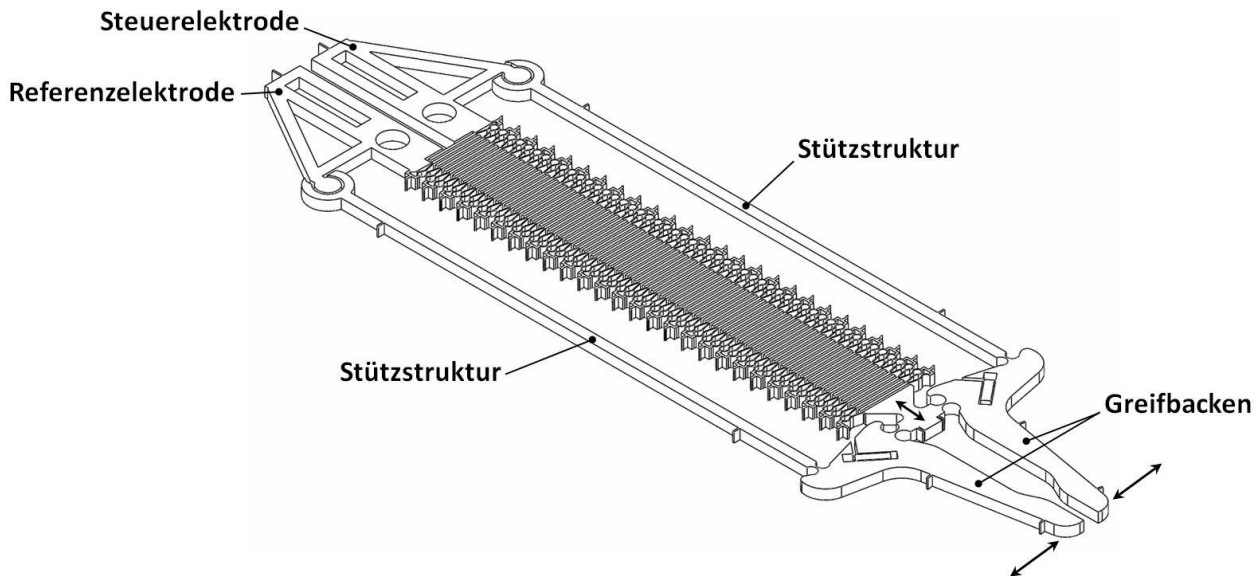


Abbildung 10.5. Konzeptskizze für einen DEA-Mikrogreifer

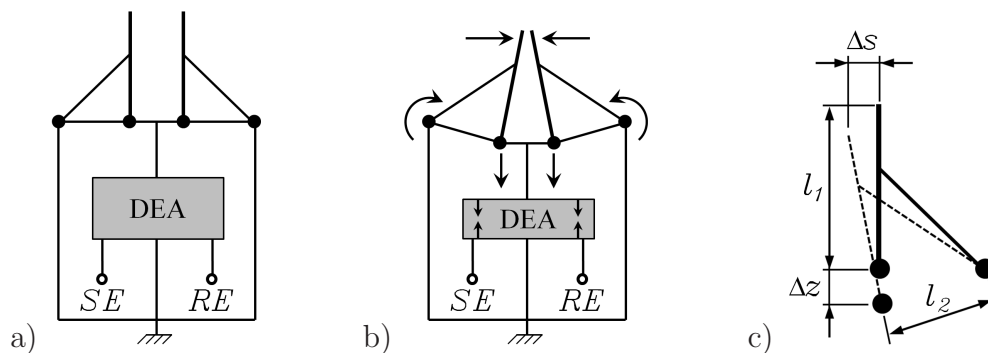
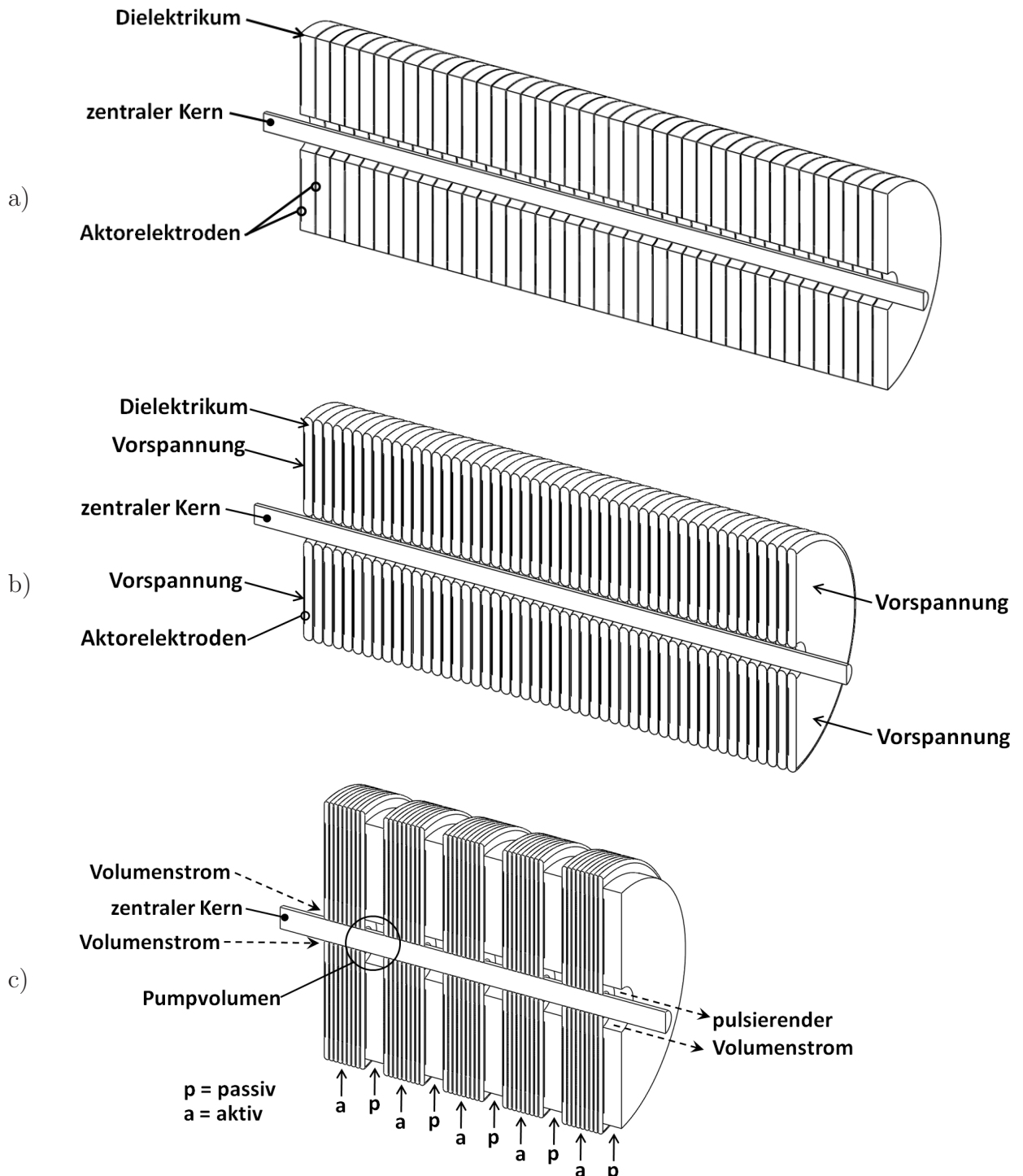


Abbildung 10.6. Kinematisches Wirkprinzip des DEA-Mikrogreifers; a) passiver Zustand, b) aktiver Zustand, c) Definition der Greifergeometrie

## 10.4. Mikropumpe

Der Transport und das Ansaugen einer Flüssigkeit erfolgt in Anlehnung an ein peristaltisches Wirkprinzip nach Abbildung 10.7. Die dargestellte Anordnung besteht aus kreisringförmigen, axial parallelen, starren Aktorelektroden, welche durch ein elastisches Dielektrikum gegeneinander elektrisch isoliert sind. Im Zentrum der Anordnung befindet sich ein längsausgedehnter Kanal um einen zentralen, starren Kern. Durch axiales Vorspannen der Anordnung wird das Dielektrikum aus dem Bereich zwischen den Elektroden radial nach aussen und innen verdrängt. Hierdurch wird der Kanal bereits nahezu verschlossen. Gezielte Kontraktion von z. B. 95 % aller Einzelaktoren bewirkt einen Verschluß des Kanals gegen den zentralen Kern. Gleichzeitig entsteht an mindestens einer Stelle ein Hohlraum. Dieser Hohlraum kann nun durch gezieltes Kontrahieren und Entspannen einzelner Aktorbereiche in Längsrichtung verschoben werden. Diese Verschiebung des eingeschlossenen Volumens durch eine wellenförmige Ansteuerung entspricht somit der Wirkungsweise einer peristaltischen Pumpe. In

den vorangegangenen Betrachtungen wurde das vorgestellte Schlauchaktorkonzept für einen Betriebsbereich bis 10 Hz für geeignet befunden. Nach LOTZ [74] und WOIAS [135] liegen Betriebsfrequenzen für peristaltisch wirkende Aktoren im Bereich von  $f_p = 1 \dots 15$  Hz. Dies stellt die prinzipielle Funktion der vorgestellten peristaltischen Mikropumpe in Aussicht.



**Abbildung 10.7.** Peristaltische Mikropumpe basierend auf einem DEA Schlauchaktor, Schnittansicht: a) alle Aktoren sind passiv und nicht vorgespannt; b) alle Aktoren sind mechanisch vorgespannt; c) Mikropumpe in Betrieb, Aktorbereiche sind vorgespannt und selektiv aktiv oder passiv



---

# A. Aktorprinzipien

Als Grundlage zur Auswahl des Wirkprinzips *Dielektrischer Elastomeraktor* werden verschiedene potentiell geeignete Aktorprinzipien betrachtet und bewertet. Der folgende Abschnitt A.1 beschreibt deren Eigenschaften und die berücksichtigten Ausführungsvarianten.

## A.1. Mikroaktoren - Eine Übersicht

### A.1.1. Fluidaktoren

Das zugrundeliegende Wirkprinzip von Fluidaktoren basiert auf der Änderung des Aktorvolumens. Hierbei erfolgt mittels einer richtungsabhängigen Einschränkung der Raumausdehnung eine Bewegung vordefinierter Schnittstellen des Aktorkörpers oder beweglicher Bestandteile desselben in festgelegte Richtungen. Durch Zuführen eines Kraftübertragungsmediums vergrößert sich das Aktorvolumen und der Aktor führt z. B. eine Streckbewegung aus. Entsprechend zieht sich der Aktor durch erzwungenes Abführen eines Kraftübertragungsmediums zusammen. Um eine solche Bewegung zu erzeugen, ist der Druck innerhalb des Aktors der Last und der gewünschten Geschwindigkeit anzupassen. Abbildung A.1 zeigt einen skizzierten Schnitt durch einen solchen Aktor in Zylinder-Kolben Bauform. Im nahezu statischen Lastfall ist der grundlegende physikalische Zusammenhang zunächst unabhängig von der Kompressibilität des Druckmediums. Die Aktorkraft  $F_{pn}$  ergibt sich aus dem Produkt der Druckdifferenz  $\Delta p_{pn}$  der beiden Aktorvolumen und der einseitigen Wirkfläche  $A_{pn}$  abzüglich der Reibungsverluste  $F_R$  des Druckmediums mit

$$F_{pn} = \Delta p_{pn} \cdot A_{pn} - F_R \quad (\text{A.1})$$

Als Druckübertragende Medien kommen Öle und Gase zum Einsatz. Im einfachsten Fall wird Raumluft mittels eines Kompressors zugeführt. Die Druckmedien Öl und Luft unterscheiden sich im Wesentlichen durch ihre Kompressibilität und Masse.

Hydraulikaktoren kommen dort zum Einsatz, wo hohe Kräfte erzielt werden müssen. Dies ist z. B. bei Baufahrzeugen oder Hebezeug der Fall. Ein wesentlicher Nachteil von Hydraulikaktoren ist die schlechte Dynamik. Aufgrund des durch die Viskosität verursachten hohen Fließwiderstandes und der vergleichsweise großen Masse des Öles sind diese Aktoren für schnelle Stellbewegungen ungeeignet.

Pneumatikaktoren hingegen weisen eine hohe Dynamik auf. Diese ist, im Gegensatz zur Hydraulik, primär durch die bewegte Masse, wie z. B. des Kolbens und der bewegten Anwendungsteile, bestimmt. Als Nachteil ist die aufgrund der Kompressibilität von Luft verursachte geringere Aktorkraft zu nennen. Jedoch bringt die Eigenschaft der Kompressibilität wiederum den Vorteil guter Dämpfungseigenschaften mit sich. Einen weiteren Vorteil stellt die sehr gute Bereitstellbarkeit des Druckmediums Luft dar. Miniaturkompressoren und Vakuumpumpen (z. B. *Schwarzer Precision GmbH + Co. KG* oder *Gardner Denver Thomas GmbH*) erlauben hier auch Anwendungen in der Mikrotechnik.

## A. Aktorprinzipien

### Zylinder-Kolben Bauform

Die Ausführungsformen mit der weitesten Verbreitung sind der Pneumatikzylinder und der Hydraulikzylinder. Hier kommt das Kolben-Zylinder-Prinzip zur Anwendung (siehe Abbildung A.1). Den gesamten Aktor bildet ein als bewegliche Achse ausgeführter Kolben mit zwei stirnseitlichen mechanischen Schnittstellen sowie ein umschließender Zylinder. Über die Schnittstellen des beweglichen Kolbens erfolgt die mechanische Fixierung und Ankopplung der relativ zu bewegenden Elemente. Bei langsamen Bewegungen stellt der auftretende *Stick-Slip Effekt* ein störendes Merkmal dar. Vorteilhaft ist die konstante Arbeitskraft über die gesamte Hublänge. Die Hauptanwendung ist in der Automatisierungstechnik zu finden. Die gute Verfügbarkeit von technischer Druckluft sowie geringe Betriebskosten gegenüber anderen Antriebsprinzipien (z. B. Elektromotor mit Lineareinheit) kommen hier besonders vorteilhaft zum Tragen.

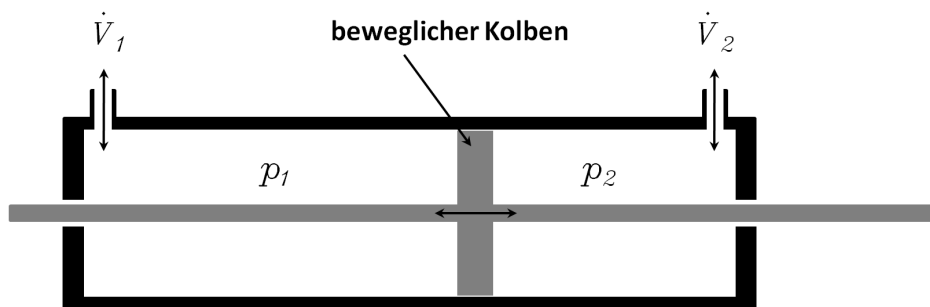


Abbildung A.1. Skizze eines Pneumatikzylinders

### Kissenform - MCKibben Aktor

Eine weitere Ausführungsform der Fluidaktoren stellt der McKibben-Aktor dar. Abbildung A.2 zeigt diesen Aktor in verschiedenen Ausführungsformen. Dieser ist im inaktiven Zustand ein zylinderförmiger Schlauch. Durch Variation des Druckes im Schlauch gegenüber dem Umgebungsdruck, ändert sich das Volumen im Aktor. Der Schlauchdurchmesser nimmt hierdurch zu und die stirnseitigen Enden führen eine Bewegung aus.

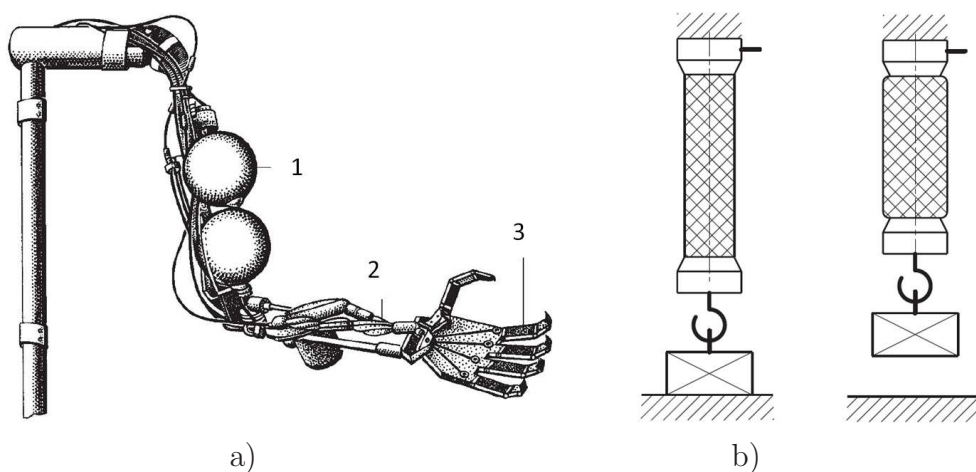


Abbildung A.2. a) MCKibben Aktor; b) Fluidic Muscle nach FESTO [45]

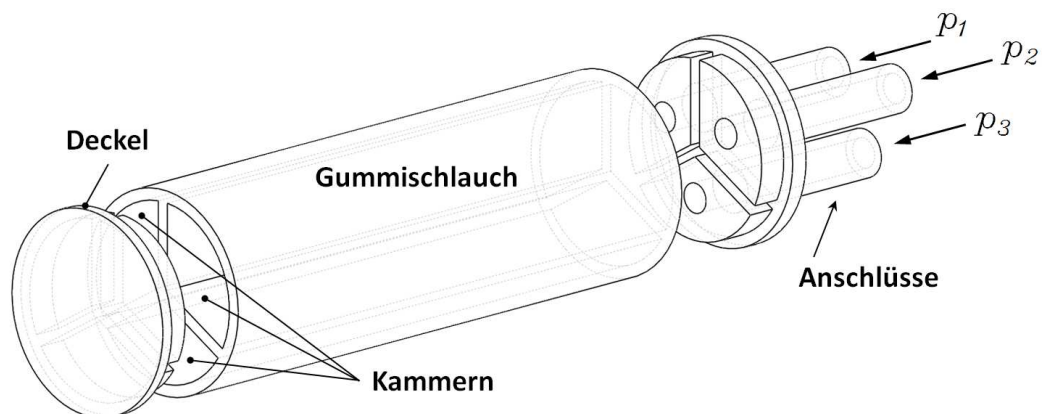


Eine aktuelle Anwendung dieses Prinzips ist mit dem Fluidic Muscle der Firma *FESTO* [45] zu finden. Diese Aktoren weisen, im Vergleich zur Zylinder-Kolben Bauform und bei gleichem Aktordurchmesser, eine sehr hohe Anfangskraft auf. Je nach Ausführungsform liegt die maximale relative Kontraktion bei ca. 0,2. Ein weiteres markantes Merkmal stellt die weiche, ruckfrei ausgeführte Bewegung dar.

### Flexible Mikroaktoren (FMA) - Mehrkammersystem

Entgegen den bereits vorgestellten Ausführungsformen ermöglichen sogenannte *Flexible Mikroaktoren* eine Biegebewegung. Dieses Prinzip wird zurzeit ausschließlich im Rahmen von Forschungsarbeiten untersucht und optimiert. Der in Abbildung A.3 dargestellte Aktor besteht aus einem Verformungskörper mit drei autonomen Kammern. Der interne Kammerdruck kann individuell gesteuert werden. Durch gezielte Variation des Innendruckes dieser Kammern können Gestaltänderungen wie Streckung, Stauchung und Biegung bewirkt werden.

Suzumori [117, 118] beschreibt den Aufbau und die Wirkungsweise solcher Aktoren. Weiter sind nach Angabe der Technischen Universität Ilmenau, Fachgebiet Mechatronik [124] verschiedene Ausführungsformen mit Durchmessern zwischen 1 mm und 20 mm bekannt, welche als Roboterfinger oder Laufmaschinen aufgebaut werden.



**Abbildung A.3.** Struktur eines pneumatisch angetriebenen FMA der Technischen Universität Ilmenau, Fachgebiet Mechatronik [124]

### A.1.2. Piezoantriebe

Piezoantriebe basieren auf der Anwendung des inversen piezoelektrischen Effektes. Durch Anlegen eines elektrischen Feldes verformen sich die Elementarzellen des piezoelektrischen Materials. Hierdurch ist der Aktorkörper bestrebt, sein Volumen zu ändern. Unter fester Einspannung des Aktors entsteht somit die auf die Einspannung wirksame Kraft  $F_p$  zwischen den Aktorelektroden. Unter der Annahme paralleler Elektroden mit gleicher Fläche  $A_p$  lässt sich dieser Zusammenhang vereinfacht beschreiben durch

$$F_p = C \cdot \frac{U_p}{d_p}. \quad (\text{A.2})$$

Der Inverse Piezoelektrische Effekt ist Richtungsabhängig. Dies wird durch die piezoelektrische Ladungskonstante  $d_p$  für individuelle Ausführungsformen berücksichtigt. Hierbei können

## A. Aktorprinzipien

---

sowohl Längs- als auch Querdehnungen beschrieben werden. Aufgrund der Reziprozität des jeweils genutzten Effektes eignet sich das Aktorprinzip gleichzeitig als inhärenter Sensor und stellt damit einen sogenannten *Smart Actuator* dar. Der geringen relativen Verformung von 0,1...0,2% stehen als positive Eigenschaften ein sehr guter Wirkungsgrad sowie eine hohe mechanische Stabilität gegenüber. Anhand der folgenden Beispiele werden mit Tabelle A.1 einige grundlegende Bauformen vorgestellt. Zu diesen zählen

- der Stapelaktor,
- der Streifenaktor,
- der Bimorph und
- der Rohraktor.

Darüber hinaus haben sich im vergangenen Jahrzehnt innovative Gestaltungsvarianten dieser Bauformen etabliert. Hierbei kommt besonders die sehr gute Miniaturisierbarkeit zum Tragen. Als herausragende Beispiele werden im Anschluss die folgenden Piezo-Miniaturantriebe vorgestellt:

- *Elliptec*<sup>©</sup>,
- *squiggle*<sup>®</sup> sowie
- *PiezoWave*<sup>®</sup> und
- *PiezoLeg*<sup>®</sup>

### Elliptec

Der *Elliptec*<sup>©</sup> Motor basiert auf einem mechanischen Resonator. Dieser verstärkt die Schwingungen des zentralen Piezoelementes und wandelt sie in nur wenige Mikrometer große Schritte um. Aufgrund der hohen möglichen Ansteuerfrequenzen können somit, im lastfreien Zustand, Verfahrensgeschwindigkeiten bis zu 350 mm/s erreicht werden. Das Piezoelement hat eine Baugröße von 5,05 x 2,95 x 2,45 mm<sup>3</sup> und besteht aus 180 Einzelschichten. Die typische Betriebsspannung liegt bei 5...54 V.

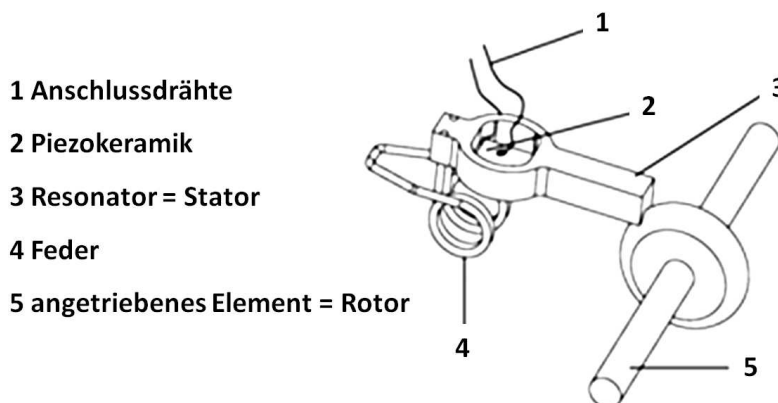


Abbildung A.4. ELLIPTEC<sup>©</sup> Motor X15G [25]

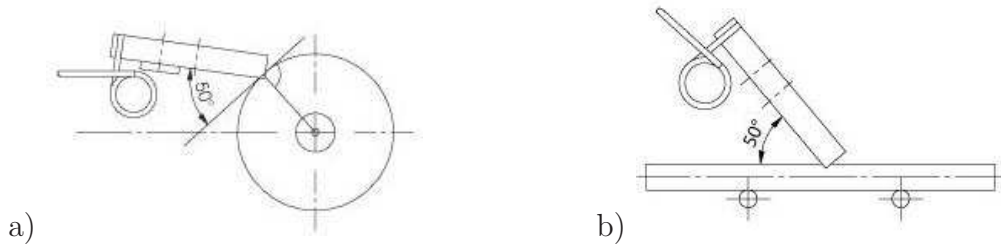
Nach Angabe des Datenblatts werden die Motoren mit einer maximalen Frequenz von 81...98 kHz angesteuert. Die maximale Arbeitskraft ist abhängig von der Verfahrgeschwindigkeit und beträgt bei 100 mm/s gleich 200 mN. Die Positioniergenauigkeit ist abhängig von der Verfahrgeschwindigkeit und der Auflösung des Positionssensors. Typische Werte liegen im Bereich von 5...100  $\mu\text{m}$ . Weitere Angaben können dem Datenblatt [24] entnommen werden.

**Tabelle A.1.** Übersicht verschiedener Piezoaktoren (modifizierte Darstellungen aus [95])

	<p>Der <b>Stapelaktor</b> ist schichtweise aus Keramikscheiben aufgebaut. Die Trennung der einzelnen Schichten erfolgt durch Metallelektroden. Mittels dieser Elektroden wird das elektrische Feld zur Ansteuerung des Aktors angelegt. Diese Bauform nutzt den Längseffekt. Stapelaktoren bieten die höchste Steifigkeit unter den Piezoaktoren. Sie können große Druckkräfte aufnehmen. Standardelemente erreichen Kräfte bis 100 kN. Typische axiale Auslenkungen liegen bei 0,15 %.[95, 96]</p>
	<p>Der <b>Streifenaktor</b> besteht aus parallel angeordneten Piezostreifen. Diese sind an ihren beiden Enden zusammengefasst. Durch Anlegen eines elektrischen Feldes kontrahiert der Aktor zwischen diesen Enden. Daher wird er auch alternativ als Piezokontraktor bezeichnet. Diese Bauform nutzt den Quereffekt. Die Steifigkeit und Krafterzeugung ist abhängig von der Streifenanzahl. Standardelemente erreichen Kräfte bis 10 N. Typische Kontraktionen liegen bei 0,10 %.[95, 96]</p>
	<p>Der <b>Bimorph</b> besteht aus einer parallelen Anordnung von zwei Piezostreifen. Diese sind individuell ansteuerbar und durch eine Metallelektrode voneinander getrennt. Durch entsprechende Ansteuerung kann der Aktor zur einen oder anderen Seite ausgelenkt werden. Diese Bauform ist eine Variante des Streifenaktors und nutzt den Quereffekt. Aufgrund der Anordnung lassen sich hiermit die größten Auslenkungen erzielen. Erzeugbare Kräfte liegen im Bereich einiger mN.[95, 96]</p>
	<p>Der <b>Rohraktor</b> besteht aus einem monolithisch gefertigten Rohr aus Piezokeramik. Die Elektroden zur Erzeugung des elektrischen Feldes befinden sich auf der Rohrinnen- und -aussenseite. Das Wirkprinzip beschreibt eine axiale und radiale Kontraktion des Rohrkörpers. Diese Bauform nutzt ebenfalls den Quereffekt. Die Steifigkeit sowie die erzeugbaren Kräfte sind geringer als die von Stapel- oder Streifenaktoren. Die axiale Kontraktion ist vergleichbar mit der von Streifenaktoren.[95, 96]</p>

## A. Aktorprinzipien

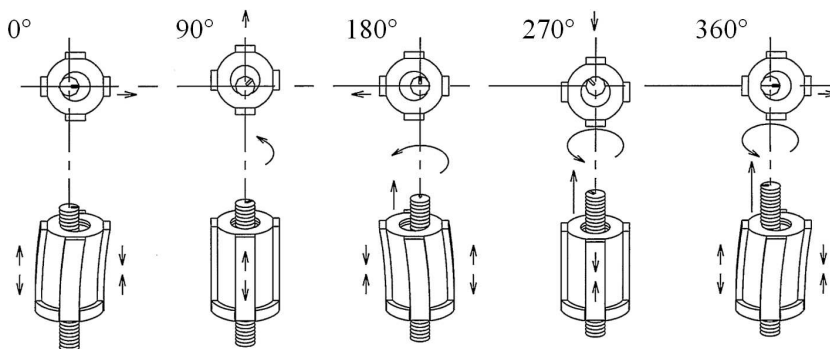
Durch Kombination des Motors mit Rädern oder Stangen können verschiedene Antriebssituationen realisiert werden. In Abbildung A.5 sind ein Rotations- sowie ein Linearantrieb vereinfacht dargestellt.



**Abbildung A.5.** Antriebssituationen mit Piezomotoren der Firma ELLIPTEC<sup>®</sup> RESONANT ACTUATOR AG [24]; a) Rotationsantrieb; b) Linearantrieb

### squiggle

Der *squiggle*<sup>®</sup> Motor basiert auf der Relativbewegung zwischen einer Gewindemutter und einer Gewindestange. Hierbei wird, wie in Abbildung A.6 dargestellt, die Gewindemutter, ähnlich der Bewegung eines Hula-Hoop Reifes, in einer taumelnden Bewegung um die Gewindestange geführt. Hierdurch wird die Gewindestange in Rotation versetzt und gleichzeitig linear vorgeschoben.



**Abbildung A.6.** Kinematisches Prinzip des *squiggle*<sup>®</sup> Motors nach HENDERSON [43]

Die Bewegung der Gewindemutter wird durch vier Streifenaktoren erzeugt. Diese sind zwischen den beiden Gewindemuttern azimuthal gleichmäßig verteilt (siehe Abbildung A.7). Aufgrund der hohen möglichen Ansteuerfrequenzen von bis zu 171 kHz können, im lastfreien Zustand, Verfahrgeschwindigkeiten bis zu 10 mm/s erreicht werden. Die Positioniergenauigkeit beträgt  $0,5 \mu\text{m}$ . Der Motor hat eine Baugröße von  $2,8 \times 2,8 \times 6 \text{ mm}^3$ . Die maximale Arbeitskraft wird bei geringsten Verfahrgeschwindigkeiten erreicht und entspricht der Haltekraft von 0,5 N. Weitere Angaben können dem Datenblatt [86] entnommen werden.

- 1 Gewindemutter
- 2 Gewindestange
- 3 Piezoaktoren

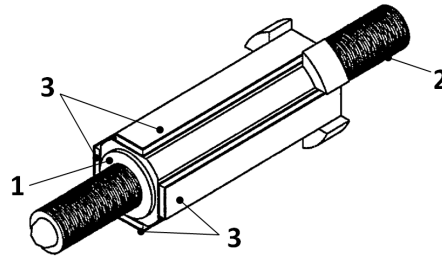


Abbildung A.7. Gesamtansicht eines SQUIGGLE<sup>®</sup> Motors nach HENDERSON [43]

### PiezoWave

Die funktionalen Hauptelemente des *PiezoWave*<sup>®</sup> Motors sind zwei parallele Piezoaktoren mit eingeschlossener Linearachse. Zwischen der zu verschiebenden Linearachse und den Piezoaktoren ist jeweils ein sogenanntes Drive-Pad angeordnet. Dieses überträgt die Bewegung (Verformung) der Piezoaktoren auf die Linearachse. Abbildung A.8 zeigt den prinzipiellen Aufbau eines solchen Motors.

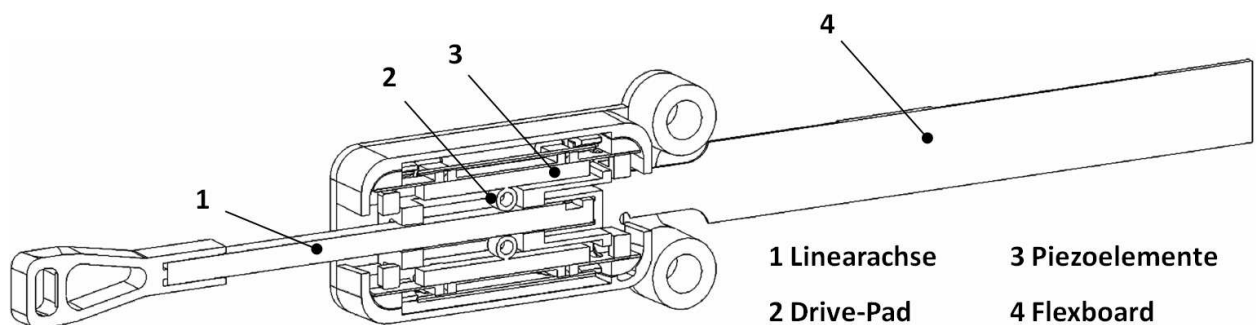


Abbildung A.8. Schnittansicht des Aufbaus eines *PiezoWave*<sup>®</sup> Motors nach PIEZOMOTOR UPPSALA AB [97]

In der folgenden Abbildung A.9 ist die Wirkungsweise der wellenförmigen Verformung des Piezoaktors skizziert. Aufgrund der Verschiebung und Deformation der Drive-Pads wird die Linearachse mit jedem Wellenberg um eine Schrittweite vorangeschoben. Die Schrittweiten variieren hierbei im Bereich von 0,5...1,0  $\mu\text{m}$ . Die Schwingungsanregung der Aktoren erfolgt

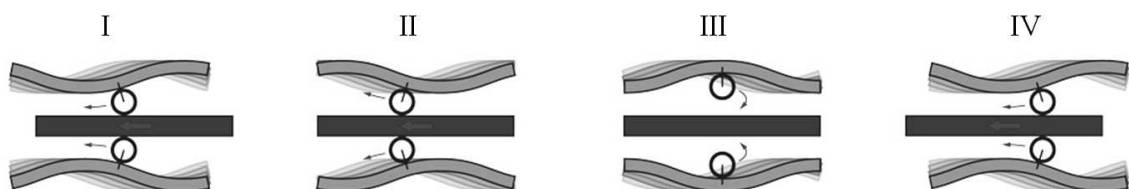


Abbildung A.9. Bewegungsabfolge eines *PiezoWave*<sup>®</sup> Motors [100]

mit einer Frequenz von 90...99 kHz. Analog hierzu können Verfahrensgeschwindigkeiten der Linearachse von 50...100 mm/s bei maximal 0,1 N Last realisiert werden. Die größte Haltekraft des Motors beträgt 0,4 N. Der Motor hat eine Baugröße von 14,0 x 7,2 x 4,4 mm<sup>3</sup>. Weitere Informationen sind dem entsprechenden Datenblatt [99] des *PiezoWave* Motors zu entnehmen.

## A. Aktorprinzipien

### PiezoLegs

Wie dem Namen des Motors bereits entnommen werden kann, basiert dieser auf Piezo-Beinen. Diese schieben in einer dem Gehen ähnlichen Laufbewegung eine Linearachse voran. Im Wesentlichen besteht der Motor aus einem Verbund von Piezoelementen, einer zu verschiebenden Linearachse sowie einem Gegenlager aus Rollen. Wie in Abbildung A.10 dargestellt, wirkt der Piezoaktor Einseitig auf die Linearachse. Von der Gegenseite wird mittels Rollen der notwendige Gegendruck erzeugt.

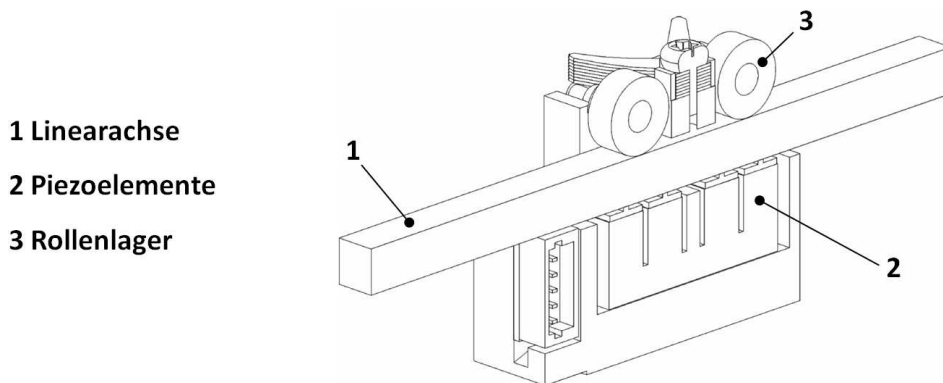


Abbildung A.10. Schnittansicht des Aufbaus eines *PiezoLegs*<sup>®</sup> Motors nach PIEZOMOTOR UPPSALA AB [97]

Abbildung A.11 veranschaulicht eine vollständige Bewegungsabfolge. Die Schrittweite definiert hierbei die kleinste mögliche Auflösung des Motors mit 1 nm. Besonderheit dieses Motors ist die bis zu 10 N einstellbare Haltekraft. Die maximale Verfahrgeschwindigkeit beträgt 20 mm/s. Mit  $22,0 \times 10,8 \times 18,7 \text{ mm}^3$  hat dieser Piezomotor die größten Abmessungen unter den dargestellten Bauformen. Weitere technische Informationen können dem Herstellerdatenblatt [98] entnommen werden.

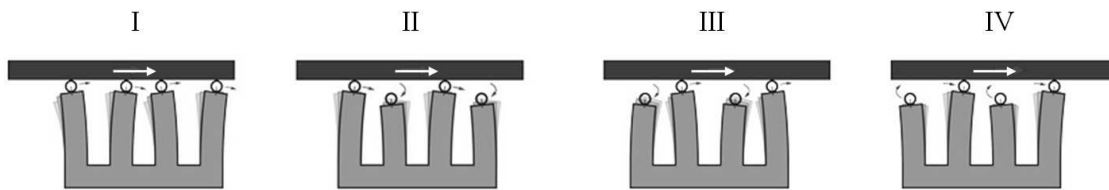


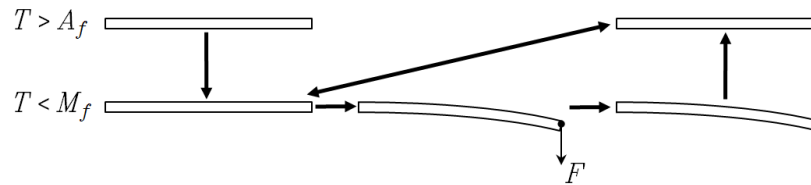
Abbildung A.11. Bewegungsabfolge eines *PiezoLegs*<sup>®</sup> Motors [97]

### A.1.3. Shape-Memory-Alloy Aktoren

Der vorliegende Abschnitt beschreibt Aktoren, welche auf dem Shape-Memory Effekt basieren. Prinzipiell ist zwischen dem Einwegeffekt, dem Zweiwegeffekt sowie der Pseudoelastizität zu unterscheiden [115].

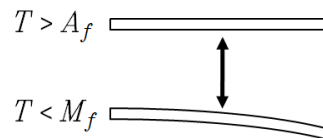
Beim **Einwegeffekt** wird ein Körper unterhalb der Martensit-Starttemperatur  $M_f$  durch gezielt eingeleitete äußere Kräfte verformt (siehe Abbildung A.12). Bei Erwärmung dieses Körpers über die Austenit-Starttemperatur  $A_f$  erinnert er sich an seine ursprüngliche Form

und nimmt diese wieder an. Ein erneutes Abkühlen unter  $M_f$  führt jedoch zu keiner weiteren Gestaltänderung. Die  $A_f$ -Werte können durch Legierungszusammensetzungen gezielt eingestellt werden.



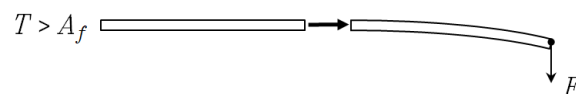
**Abbildung A.12.** Prinzipdarstellung des Einwegeffektes mit Austenit-Starttemperatur  $A_f$  und Martensit-Starttemperatur  $M_f$

Im Fall des **Zweiwegeffektes** erinnert sich der Körper zusätzlich an seine Gestalt unterhalb der Martensit-Starttemperatur  $M_f$  (siehe Abbildung A.13). Damit wechselt der Körper seine Gestalt reversibel in Abhängigkeit seiner Temperatur zwischen  $T > A_f$  und  $T < M_f$ .



**Abbildung A.13.** Prinzipdarstellung des Zweiwegeffektes mit Austenit-Starttemperatur  $A_f$  und Martensit-Starttemperatur  $M_f$

Die Umwandlung von der Austenit-Struktur zur Martensit-Struktur kann alternativ zur Variation der Körpertemperatur auch durch eine Schubspannung mechanisch erzwungen werden. Durch Überschreiten einer kritischen Spannung setzt die Umwandlung der Kristallstrukturen ein. Im Bereich unterhalb der kritischen Spannung wirkt die Verformung reversibel und gummiartig. Dieses Verhalten ist in Abbildung A.14 dargestellt und wird **Pseudoelastizität** genannt.



**Abbildung A.14.** Prinzipdarstellung der Pseudoelastizität mit Austenit-Starttemperatur  $A_f$

Für Shape-Memory-Alloy (SMA) Aktoren werden bevorzugt Nickel-Titan Legierungen sowie Legierungen auf Kupferbasis verwendet. Tabelle A.2 nach MUSOLFF [85] zeigt eine Übersicht der Eigenschaften verschiedener Shape-Memory-Alloys.

Eine beispielhafte Anwendung der genannten SMA-Wirkprinzipien ist der von HIROSE [48] zum Patent angemeldete durch SMA-Zugdrähte gesteuerte Katheter. Weiter sind neben medizinischen Gefäßstützen, endoskopischen Abwinkelungen und Zugelementen auch passive Elemente wie Zugdrähte in Zahnspannen oder Rohrkupplungen zu nennen. Die folgende Abbildung A.15 zeigt einige Beispiele verschiedener Ausführungsformen und Anwendungen für SMA-Bauteile.

## A. Aktorprinzipien

Tabelle A.2. Eigenschaften verschiedener Formgedächtnislegierungen nach MUSOLFF [85]

	NiTi	CuAlNi	CuZnAl
Umwandlungstemperaturen [°C]	-100...+100	-150...+200	-200...+120
Hysteresebreite [°C]	15...30	20...30	10...20
Anzahl der thermischen Zyklen	100000	5000	10000
max. Dehnung bei Einwegeffekt [%]	8	6	4
max. Dehnung bei Zweiwegeffekt [%]	5	1	0,8
Dichte [g/cm <sup>3</sup> ]	6,4...6,5	7,0...7,2	7,8...8,0
spez. elektr. Widerstand [10 <sup>-6</sup> Ω/m]	0,5...1,1	0,1...0,14	0,07...0,12
Elastizitätsmodul - Martensit [GPa]	70	80...100	70...100
Elastizitätsmodul - Austenit [GPa]	35	80...100	70...100
Zulässige Spannungen für zyklische Beanspruchung [MPa]	150	100	75
Zugfestigkeit [MPa]	800...1000	700...800	400...700
Bruchdehnung [%]	40...50	5...6	10...15
Korrosionsbeständigkeit	sehr gut	gut	befriedigend
Biokompatibilität	sehr gut	schlecht	schlecht

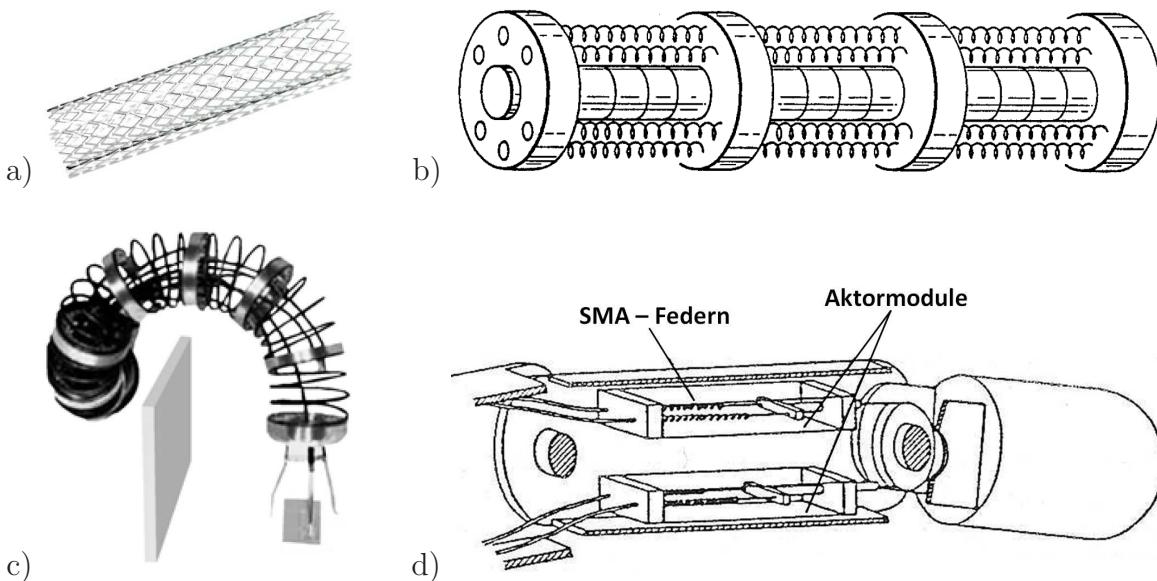


Abbildung A.15. Beispiele für Anwendungen von SMA-Bauteilen: a) lasergeschnittener NiTi-Stent [101]; b) endoskopische Abwinkelung nach TAKEHANA [120]; c) schlangenförmiger Roboter nach HIROSE [47]; d) Mikroroboter nach KORMOS [65]

### A.1.4. Polymeraktoren

Eine Übersicht zu Polymeraktoren wurde bereits in Kapitel 2.2 vorgestellt.



## A.2. Gegenüberstellung und Auswahl

Mit dem Ziel, ein zu favorisierendes Aktorprinzip für die angestrebte Anwendung auszuwählen, erfolgt nun eine Gegenüberstellung der zuvor aufgeführten Prinzipien. In Kapitel 1 *Einleitung* werden bereits wesentliche erforderliche Merkmale eines zutreffenden Aktorprinzips definiert. Ergänzend und in Anlehnung an diese Definitionen werden folgende Fragestellungen bei der Gegenüberstellung und anschließenden Bewertung berücksichtigt:

- (I) Kommt die Bauform ohne mechanische Kopplungs- oder Getriebeelemente aus?
- (II) Ist der Aktor in die Schlauchwand integrierbar?
- (III) Beschreibt die Aktorbewegung eine lineare Bewegung?
- (IV) Was ist die typische Energiedichte (Arbeitsdichte) des Wirkprinzips?
- (V) Was ist der typische relative Stellweg (Stellweg / Baulänge)?
- (VI) Ermöglicht das Wirkprinzip die Integration einer inhärenten Positionserfassung?

Aufgrund der unterschiedlichen Wichtigkeit der genannten Fragestellungen ist es erforderlich anhand eines Paarvergleiches in Tabelle A.3 Wichtungsfaktoren zu ermitteln. Zur anschließenden Auswertung der durchgeführten Bewertung erfolgt eine Diskussion der einzelnen Wirkprinzipien anhand der Wichtungsfaktoren.

**Tabelle A.3.** Paarvergleich der Bewertungskriterien zur Auswahl des am besten geeigneten Aktorprinzips

	(I)	(II)	(III)	(IV)	(V)	(VI)
(I)	1	1	0	0	0	0
(II)	1	1	0	0	0	0
(III)	2	2	1	0	0	0
(IV)	2	2	2	1	2	1
(V)	2	2	2	0	1	0
(VI)	2	2	2	1	2	1
$\Sigma$	10	10	7	2	4	2
$\approx \%$	0,28	0,28	0,20	0,06	0,12	0,06

Bei Betrachtung der Ergebnisse aus Tabelle A.4 werden durch nicht-Erfüllung von Kriterium I) und II) die Prinzipien Pneumatikzylinder und Hydraulikzylinder ausgeschlossen. Um eine endoskopische Anwendung des Ergebnisses in Aussicht zu stellen, sollte der Aktor eine relative Kontraktion, bzw. Längenänderung von mindestens 10 % ermöglichen. Hierdurch scheiden die piezoelektrischen Aktoren aus. Die abschließende Auswahl des *dielektrischen Elastomeraktors* ist mit der vorhandenen Integrationsfähigkeit einer inhärenten Messung des Verformungszustandes nach Kriterium VI) und der gegenüber dem elektrostriktiven DEA höheren Energiedichte begründet.

## A. Aktorprinzipien

**Tabelle A.4.** Qualitative und quantitative Bewertung der betrachteten Aktorprinzipien:  
 • Kriterium erfüllt! ◦ Kriterium *nicht* erfüllt!

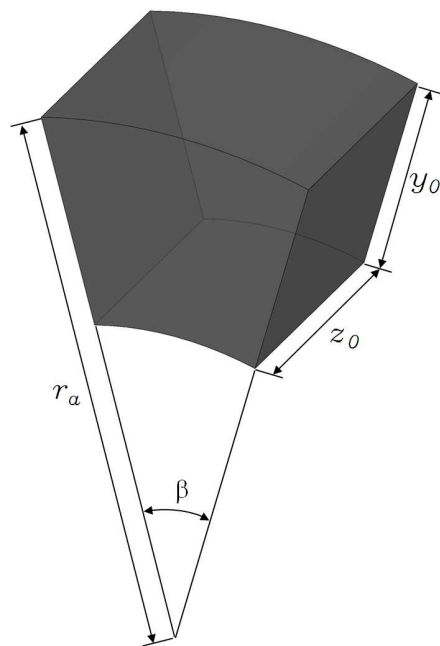
Kriterium	I)	II)	III)	IV)	V)	VI)
Wichtungsfaktor nach Tabelle A.3	0,28	0,28	0,20	0,06	0,12	0,06
Pneumatikzylinder	◦	◦	•	0,056 mJ/mm <sup>3</sup>	100 %	◦
Hydraulikzylinder	◦	◦	•	1 mJ/mm <sup>3</sup>	100 %	◦
Flexibler Mikroaktor (pneum.)	•	•	•	0,011 mJ/mm <sup>3</sup>	19 %	◦
Flexibler Mikroaktor (hydr.)	•	•	•	3,333 mJ/mm <sup>3</sup>	330 %	◦
SMA-Mäanderstruktur	•	•	•	0,012 mJ/mm <sup>3</sup>	8 %	◦
DEA (Maxwell-Spannung)	•	•	•	0,418 mJ/mm <sup>3</sup>	61 %	•
DEA (Elektrostriktion)	•	•	•	0,00001 mJ/mm <sup>3</sup>	2 %	•
piezoelektrischer Stapelaktor	•	•	•	71,633 mJ/mm <sup>3</sup>	0,15 %	•
piezoelektrischer Streifenaktor	•	•	•	0,005 mJ/mm <sup>3</sup>	0,1 %	•

### A.3. Energiedichten einzelner Aktorprinzipien

Als grundlegende Annahme wird von einem normierten Volumenelement  $V_0$  nach Abbildung A.16 ausgegangen. Aufgrund des zu untersuchenden Schlauchaktors hat dieser Körper die Gestalt eines Rohrausschnittes mit der Wandstärke  $y_0 = 1$  mm. Die Länge  $z_0 = 1$  mm entspricht der axialen Länge des aktiven Aktorvolumens. Der Winkel  $\beta = 30^\circ$ , sowie der Radius  $r_a = 2,5$  mm dienen der vollständigen Definition des Volumenkörpers mit der Stirnfläche  $A = 2,094$  mm<sup>2</sup> und dem Volumen  $V = 2,094$  mm<sup>3</sup>. Die zu berechnende Energiedichte (Arbeitsdichte) wird durch die innerhalb des definierten Aktorvolumens verrichtbare Arbeit definiert. Hierzu wird aus dem Produkt

$$W_z = \frac{\Delta z \cdot F_{z,max}}{V} \quad (\text{A.3})$$

der in Wirkrichtung  $\vec{\epsilon}_z$  erreichbaren Gestaltänderung  $\Delta z$  und der maximal erzeugbaren Kraft  $F_{z,max}$  in Wirkrichtung die Arbeitsdichte (Energiedichte)  $W_z$  berechnet. Das Diagramm in Abbildung A.17 veranschaulicht die Gegenüberstellung der Energiedichten aus Tabelle A.5 der betrachteten Mikroaktorprinzipien.



**Abbildung A.16.** Normierter Körper zur Energiedichteberechnung

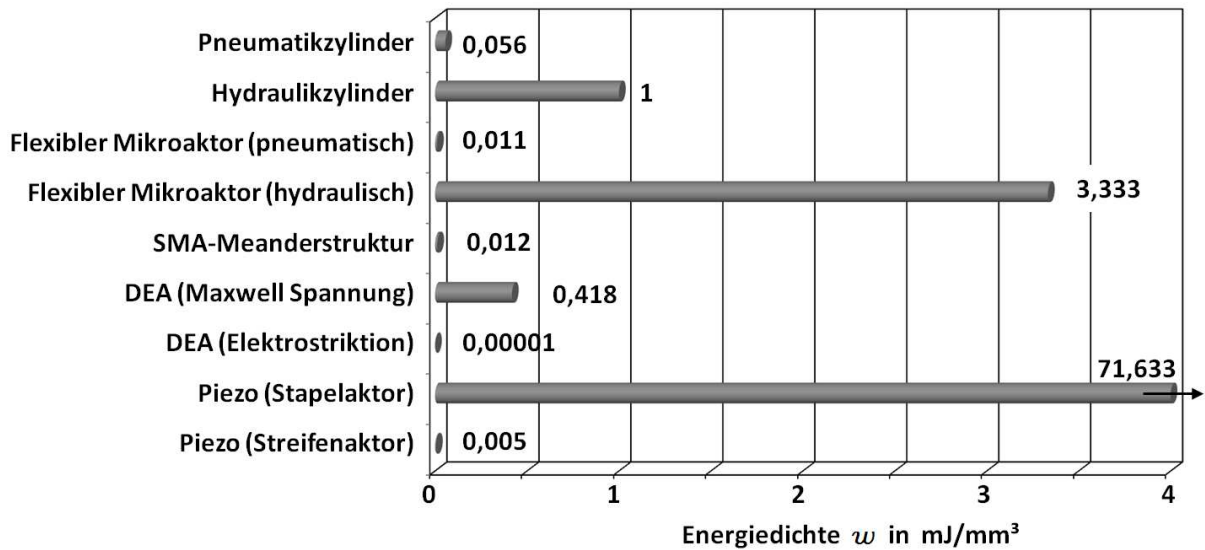


Abbildung A.17. Energiedichten verschiedener Mikroaktorprinzipien

Tabelle A.5. Definition und Berechnungsvorschrift der Energiedichten

<b>Pneumatikzylinder</b>	Mikrokompressor nach [109] mit $p_{max} = 560 \text{ mbar} = 0,056 \text{ MPa}$ $F_{z,max} = p_{max} \cdot A_{el} = 0,1173 \text{ N} \Rightarrow S = 1 \Rightarrow W_z = 0,056 \text{ mJ}/\text{mm}^3$
<b>Hydraulikzylinder</b>	Mikrohydraulikpumpe nach [132] mit $p_{max} = 10 \text{ bar} = 1 \text{ MPa}$ $F_{z,max} = p_{max} \cdot A_{el} = 2,094 \text{ N} \Rightarrow S = 1 \Rightarrow W_z = 1 \text{ mJ}/\text{mm}^3$
<b>Flexibler Mikroaktor (pneumatisch)</b>	Mikrokompressor nach [109] mit $p_{max} = 560 \text{ mbar} = 0,056 \text{ MPa}$ $F_{z,max} = p_{max} \cdot A_{el} = 0,1173 \text{ N}$ $T = S \cdot Y \Rightarrow F = A_{el} \cdot S \cdot Y \Rightarrow S = F_{z,max} / (A_{el} Y)$ Annahme: $Y = 0,3 \text{ MPa} \Rightarrow S = 0,1867 \Rightarrow W_z = 0,011 \text{ mJ}/\text{mm}^3$
<b>Flexibler Mikroaktor (hydraulisch)</b>	Mikrohydraulikpumpe nach [132] mit $p_{max} = 10 \text{ bar} = 1 \text{ MPa}$ $F_{z,max} = p_{max} \cdot A_{el} = 2,094 \text{ N}$ $T = S \cdot Y \Rightarrow F = A_{el} \cdot S \cdot Y \Rightarrow S = F_{z,max} / (A_{el} Y)$ Annahme: $Y = 0,3 \text{ MPa} \Rightarrow S = 3,3333 \Rightarrow W_z = 3,333 \text{ mJ}/\text{mm}^3$
<b>SMA-Mäanderstruktur</b>	$S_{max} = 0,08$ maximal zulässige Zugspannung $T_{max} = 150 \text{ MPa}$ [85] $\Rightarrow F_{max} = T_{max} \cdot A_{el} = 314,1 \text{ N} \Rightarrow W_z = 0,012 \text{ mJ}/\text{mm}^3$
<b>DEA [57, 11, 93] (Maxwell-Spannung)</b>	$S_{max} = 0,61$ und $\Delta z = 0,61 \text{ mm}$ $p_{el} = 685 \text{ kPa}$ $F_{z,max} = p_{el} \cdot A_{el} = 1,434 \text{ N} \Rightarrow W_z = 0,418 \text{ mJ}/\text{mm}^3$
<b>DEA [56, 62, 92, 125, 128] (Elektrostriktion)</b>	$S_{max} = 0,02$ und $\Delta z = 0,02 \text{ mm}$ $F_{z,max} = p_{el} \cdot A_{el} = 1,047 \text{ N} \Rightarrow W_z = 0,00001 \text{ mJ}/\text{mm}^3$
<b>Piezo-Stapelaktor [95, 96]</b>	$S_{max} = 0,0015$ und $F_{max} = 100 \text{ kN}$ $W_z = 0,0015 \text{ mm} \cdot 100 \text{ kN} / (2,094 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3) = 71,633 \text{ mJ}/\text{mm}^3$
<b>Piezo-Streifenaktor [95, 96]</b>	$S_{max} = 0,001$ und $F_{max} = 10 \text{ N}$ $W_z = 0,001 \text{ mm} \cdot 10 \text{ N} / (2,094 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3) = 0,005 \text{ mJ}/\text{mm}^3$



---

## B. Bionik - Technische Lösungen der Natur

Zu Bewegungsapparaten und Methoden der Körperbewegung liefert uns die Natur zahlreiche Beispiele mit unterschiedlichen Lösungen. Sie hat das Design ihrer Schöpfungen gezielt an die individuellen Lebensbedingungen unterschiedlicher Arten angepasst. Im Folgenden wird eine kurze Übersicht einiger Lösungen aus der Natur zu Wirkmechanismen von Stützstrukturen und längsausgedehnten Bewegungsapparaten vorgestellt.

Stützstrukturen haben die Aufgabe, einen Körper in einer definierten Gestalt zu führen und zu stabilisieren. Hierbei wird zwischen umschließenden (*Exoskelett*) und eingebetteten (*Endoskelett*) Stützstrukturen unterschieden. Neben diesen gibt es noch die Gruppe der muskelbasierten Stützstrukturen (*Hydroskelett*).

### B.1. Tausendfüßler (Exoskelett)

Der Körper des Tausendfüßlers wird, wie in Abbildung B.2 dargestellt, durch eine Vielzahl an einzelnen Beinen gestützt und bewegt. Im Inneren befinden sich in Längsrichtung orientierte Muskeln. Diese ermöglichen eine Biegung des Körpers in radiale Richtung. Um den Körper gegen äußere Einflüsse zu schützen und mechanisch zu stabilisieren, ist dieser mit einem Exoskelett versehen. Ein laminatähnlicher Aufbau aus drei unterschiedlichen Schichten umhüllt den Körper abschnittsweise manschettenartig und vollständig umschließend. Hierdurch ist eine abschnittsweise Stabilisierung der Querschnittstruktur gewährleistet. Abbildung B.1 zeigt einen Querschnitt durch einen solchen manschettenartig umschlossenen Körperbereich.

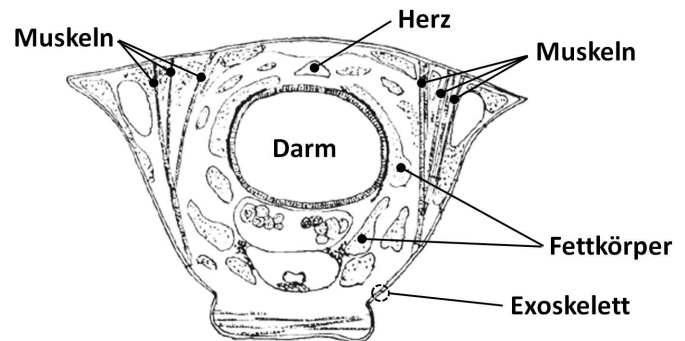


Abbildung B.1. Querschnitt eines Tausendfüßlers [22]

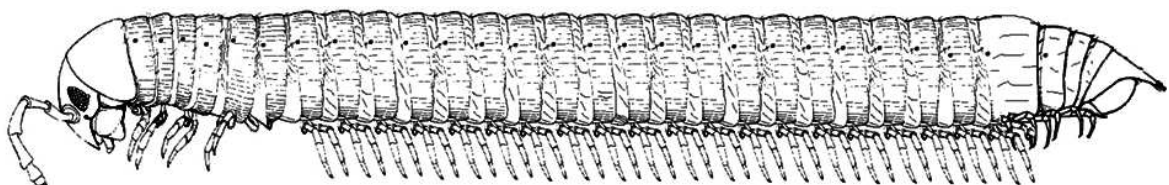


Abbildung B.2. Tausendfüßler [126]

## B.2. Schlange (Endoskelett)

Die Schlange besitzt eine Wirbelsäule in dezentraler Anordnung. Wie in Abbildung B.3 dargestellt ist, bilden bogenförmige Rippen beiderseitige Fortsätze der einzelnen Wirbel. Hierdurch wird der Körper sowohl in Längs- als auch in Radialrichtung stabilisiert. Gleichzeitig ist eine radiale Beweglichkeit der Struktur gewährleistet. Die dezentrale Position der Wirbelsäule bewirkt eine eingeschränkte Beweglichkeit in radialer Richtung derselben. Abbildung B.4 zeigt die Anordnung der einzelnen Muskeln. Diese sind in Längsrichtung kettenartig angeordnet und überspannen jeweils eine Anzahl an Wirbeln und Rippen. Hierdurch ist eine abschnittsweise, individuelle Steuerung des Bewegungsapparates möglich. Zudem verhindert die Überlappung das Abheben der Muskeln von der Skelettstruktur im Bereich des Innenradius einer Abwinkelung des Schlangenkörpers.

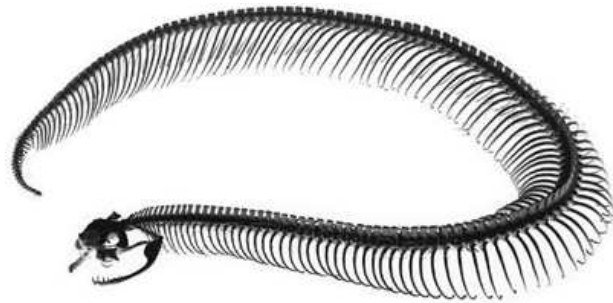


Abbildung B.3. Skelett einer Schlange

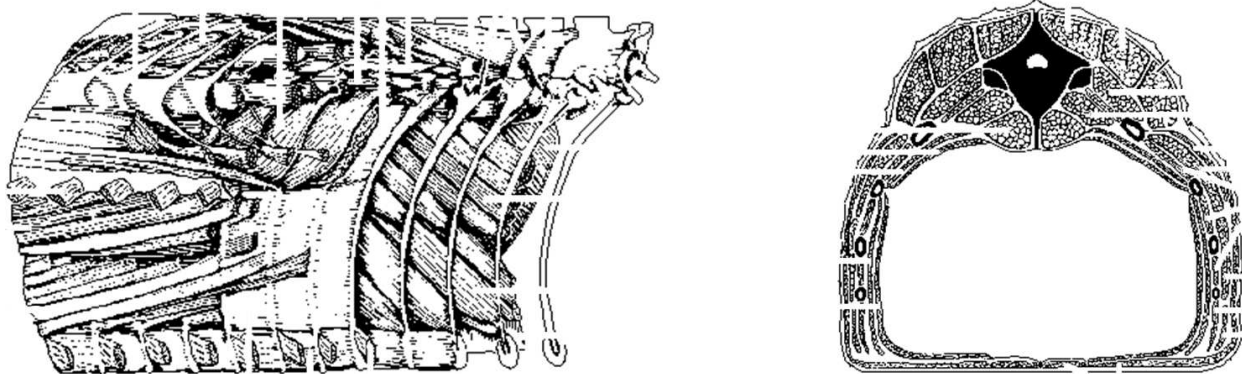


Abbildung B.4. Muskulatur einer Schlange nach MOON [83]

## B.3. Affenschwanz (Endoskelett)

Der Schwanz des Greifschwanzaffen *Ateles* wird als Fortsatz der Wirbelsäule gebildet. Aus Abbildung B.5 ist zu erkennen, dass die von der Schlange bekannte Rippenstruktur vollständig entfällt. Die Wirbel des Greifschwanzes wirken als nahezu zentral gelegene Stützstruktur. Zur Bewegungssteuerung sind in Längsrichtung segmental Muskeln angeordnet, welche jeweils zwischen zwei Wirbeln angreifen und in Sehnen enden. Hierbei werden jeweils mehrere Wirbel übersprungen. Nach MARTIN [77] ist die Anordnung der Muskeln bis zum distal gelegenen Schwanzwirbel sowohl dorsal als auch ventral. Damit ist eine Bewegungssteuerung innerhalb der durch diese Richtungen definierten Ebene möglich. Zur lateralen Auslenkung greifen weitere Muskeln seitlich am ersten bis vierten Schwanzwirbel an.

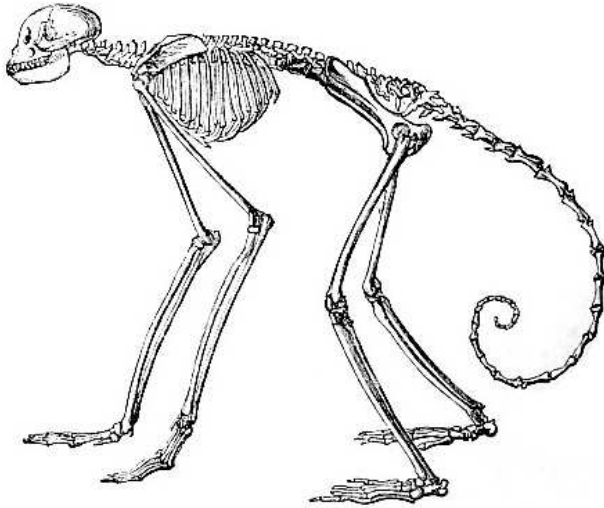


Abbildung B.5 Skelett des Greifschwanzaffen *Ateles* aus der 1902 ENCYCLOPEDIA [26]

## B.4. Elefantenrüssel (Hydroskelett)

Besonderheit des Elefantenrüssels ist der wirbellose Aufbau. Wie in Abbildung B.6 dargestellt ist, besteht der Rüssel aus Gruppen längs- und radial angeordneter Muskeln. Die Aufgabe der radial angeordneten Muskeln ist die Stabilisierung und Abstützung der Struktur um ein Kollabieren während der Bewegung zu verhindern. Mittels der sich in Längsrichtung erstreckenden Muskeln werden einzelne azimutale Abschnitte des Rüssels selektiv kontrahiert. Da sich diese Muskelgruppen im Außenbereich des Rüssels befinden, erfolgt eine Biegung, ähnlich der Wirkungsweise aktueller Endoskope. Der Vorteil der biologischen Anordnung liegt in der höheren Beweglichkeit. Eine umfangreiche Beschreibung des Aufbaus sowie der Wirkungsweise kann der Arbeit von MARTIN [77] entnommen werden.

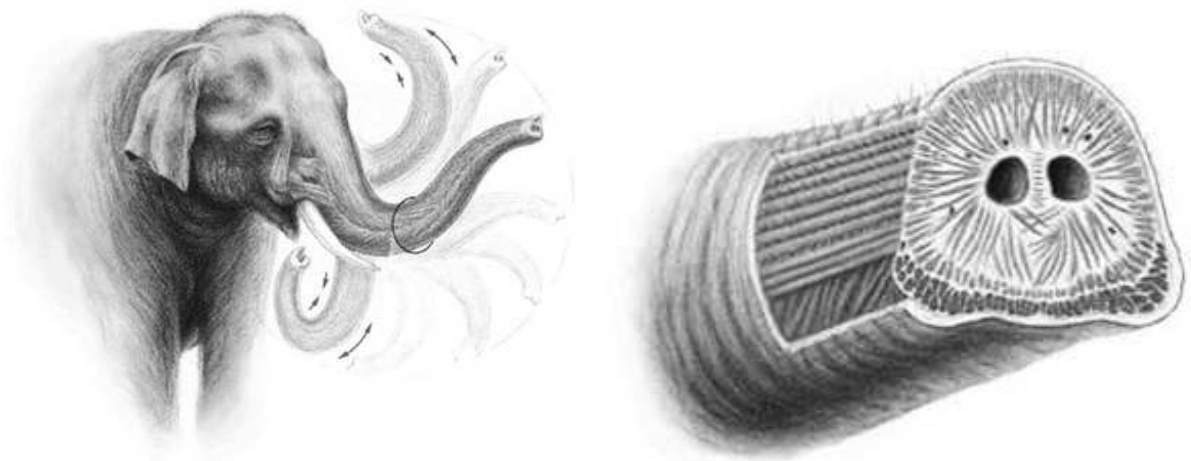
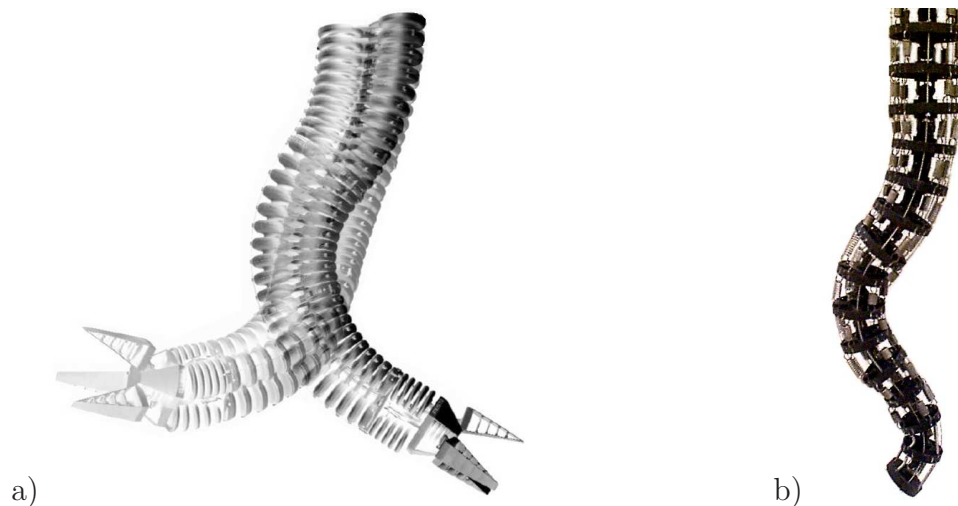


Abbildung B.6. Querschnitt des Rüssels eines Elefanten [23]

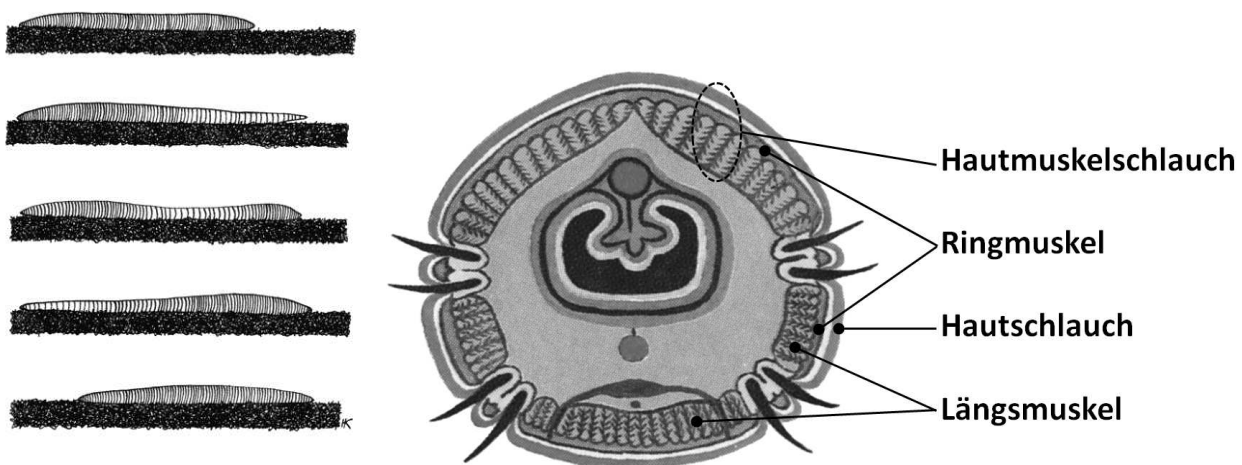
Technische Nachahmungen des Elefantenrüssels nach FESTO [29] und des *Elephant's Trunk* der CLEMSON UNIVERSITY [15] sind in Abbildung B.7 dargestellt.



**Abbildung B.7.** a) *Bionischer Handling Assistent* nach FESTO [29]  
b) *Elephant's Trunk* der CLEMSON UNIVERSITY [15]

### B.5. Regenwurm (Hydroskelett)

Die Muskulatur des Regenwurms bildet gemeinsam mit der Haut einen elastischen Hautmuskelschlauch. Dieser Schlauch umhüllt alle im inneren des Wurms gelegenen Organe. Hierbei sind, wie in Abbildung B.8 dargestellt ist, keine Skelettstrukturen vorhanden. Eine Anordnung von Ringmuskeln und Längsmuskeln ermöglicht die abschnittsweise radiale Kontraktion. Die aufgrund des eingeschlossenen Wurmolumens verdrängten Organe weichen in angrenzende Bereiche aus. Dieser Vorgang kann mit der Wirkungsweise peristaltischer Pumpen verglichen werden. In Abbildung B.8 ist der Fortbewegungsmechanismus des Regenwurms schrittweise skizziert. Mittels der Längsmuskeln können individuelle Bereiche des Hautmuskelschlauches in beliebige Richtungen abgewinkelt werden. Als wesentliches Unterscheidungsmerkmal zum muskulären Aufbau des Elefantenrüssels wirkt die Ringmuskulatur des Wurms nicht stabilisierend, sondern bewirkt eine gezielte Einschnürung der Querschnittstruktur.



**Abbildung B.8.** Fortbewegung und Muskelaufbau eines Regenwurmes nach KIFFE [61] und dem SCHWEIZER BUNDESAMT FÜR UMWELT [110]



## C. Parabelfunktion und Flächenberechnung

Nach Kapitel 4.2 wird von der in Abbildung C.1 skizzierten parabelförmigen Begrenzung des verdrängten Elastomervolumens ausgegangen. Für die Beschreibung der Parabelfunktion wird folgender Ansatz definiert:

$$x_p = a z_p^2 \quad (\text{C.1})$$

Der Parameter  $a$  wird durch Annahme der Kenntnis des maximalen Überstandes  $s_x$  ermittelt:

$$x_p \stackrel{!}{=} s_x \text{ für } z_p = \frac{1}{2} z_0 (1 - S_z) \implies s_x = a \frac{z_0^2 (1 - S_z)^2}{4} \implies a = \frac{4 s_x}{z_0^2 (1 - S_z)^2} \quad (\text{C.2})$$

Daraus folgt die vollständige Definition der Parabelfunktion aus Gleichung C.1 in Anlehnung an Abbildung C.1 durch:

$$x_p = \frac{4 s_x}{z_0^2 (1 - S_z)^2} z_p^2 \quad (\text{C.3})$$

Zur Berechnung der von der Parabel eingeschlossene Fläche  $A_p$  wird von der rechteckig umschließenden Fläche  $A_{\square}$  die Fläche unter der Parabel abgezogen.

$$\begin{aligned} A_p &= 2 z_0 (1 - S_z) s_x - 4 \int_0^{1/2 z_0 (1 - S_z)} \left( \frac{4 s_x}{z_0^2 (1 - S_z)^2} z_p^2 \right) dz_p \\ &= 2 z_0 (1 - S_z) s_x - \frac{4 \cdot 4}{8 \cdot 3} z_0 (1 - S_z) s_x \\ &= \frac{4}{3} z_0 (1 - S_z) s_x \end{aligned} \quad (\text{C.4})$$

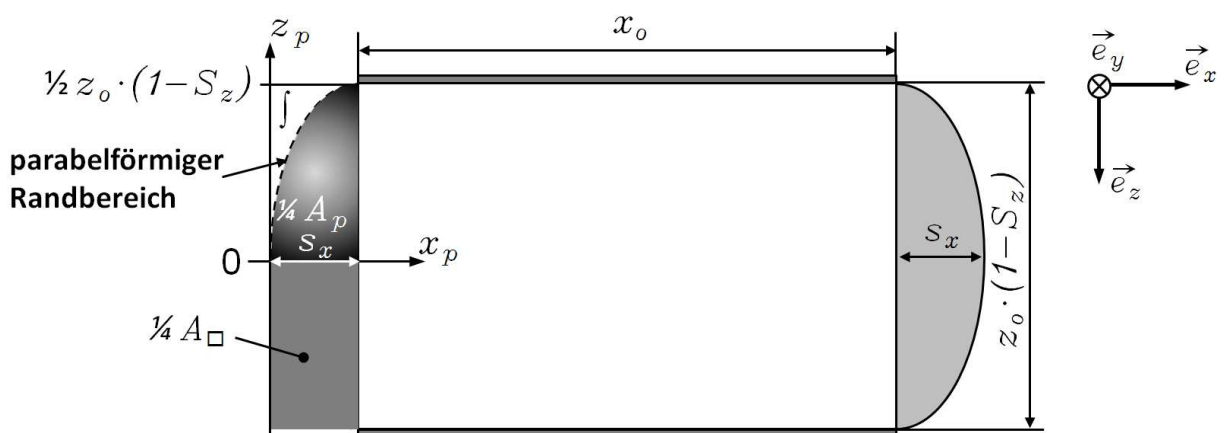


Abbildung C.1. Geometriedefinition zum parabelförmigen Randbereich



---

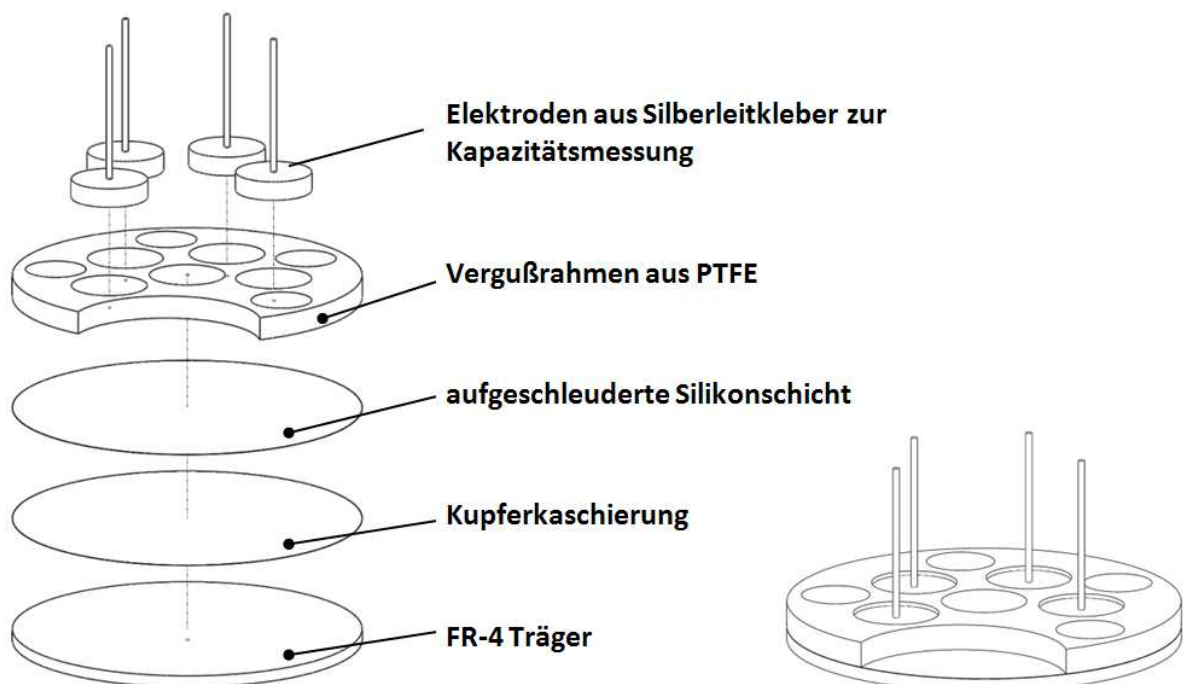
## D. Dielektrikum - Wacker Silpuran 2400

Das Silikon WACKER *Silpuran 2400* wird anhand der vorliegenden Versuchsbeschreibung auf die Eignung als Dielektrikum für *Dielektrische Elastomeraktoren* untersucht. Hierbei werden im Speziellen die elektrische Durchbruchfeldstärke  $E_D$  und die elektrische Permittivität  $\epsilon_r$  ermittelt.

Die Versuchsbeschreibung zur Ermittlung der mechanischen Eigenschaften wurde bereits in Kapitel 4.2 dargelegt. Als charakteristische Kenngröße für das mechanische Verhalten gilt das Elastizitätsmodul  $Y_0$  aus Gleichung 4.15 im stationären Verformungszustand.

### D.1. Versuchsaufbau

Auf kupferkaschierten *FR4* Trägern wurde das zu untersuchende Silikon in zwei unterschiedlichen Schichtstärken aufgeschleudert. Die Schleuderdrehzahlen betragen hierbei 1500 U/min und 2000 U/min. Die erzielten Schichtstärken lagen bei 45  $\mu\text{m}$  und 30  $\mu\text{m}$ . Zur Durchführung der Kapazitätsmessung werden mittels des Silberleitklebers *POLYTEC EPO-TEK H20E* Elektroden auf das Silikon gegossen. Zur Gewährleistung einer definierten Elektrodenfläche wurde ein spezieller Vergußrahmen angefertigt. Dieser Rahmen wurde während dem Verguss auf der Silikonoberfläche mittels Halteklammern fixiert. Der Aufbau der Prüfmuster ist in Abbildung D.1 dargestellt.



**Abbildung D.1.** Definition der Prüfmuster zur Bestimmung der Durchbruchfeldstärke  $E_D$  für das Material WACKER *SILPURAN 2400*

## D.2. Durchbruchfeldstärke $E_D$

Die elektrische Durchbruchfeldstärke  $E_D$  wird durch stufenweise Erhöhung der Spannungsamplitude  $\hat{u}$  einer sinusförmigen Wechselspannung bei einer Frequenz  $f_{mess} = 50$  Hz ermittelt. Als Startwert wird hierbei jeweils  $\hat{u} = 100$  V angenommen. Das Intervall der Spannungserhöhung beträgt  $u = 100$  V. Die letzte Spannung, welche mindestens 20 sec, vor dem elektrischen Durchbruch am Prüfling anlag gilt als Durchbruchspannung  $\hat{u}_D$ . Aus dem Zusammenhang von Silikonstärke  $z_0$  und Durchbruchspannung  $\hat{u}_D$  wird die Durchbruchfeldstärke  $E_D$  wie folgt berechnet:

$$E_D = \hat{u}_D \cdot z_0 \quad (D.1)$$

Zur Fehlerminimierung der Messergebnisse werden an jedem Prüfling vier Messstellen ausgewertet. Die elektrische Spannung wird mittels einer Messingelektrode mit abgerundeten Kanten direkt an der Silikonoberfläche angelegt.

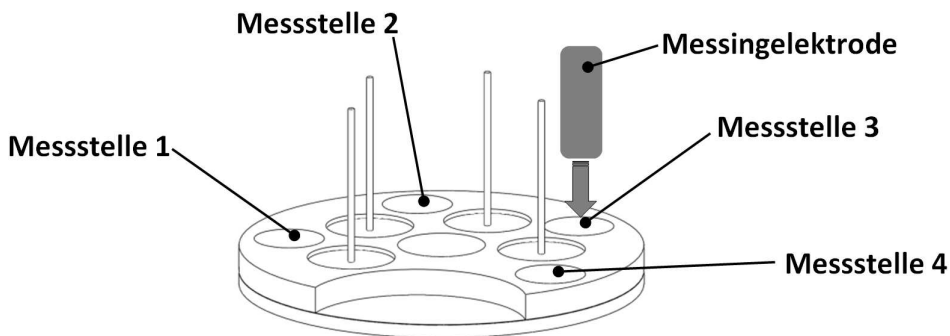


Abbildung D.2. Definition der Messstellen zur Bestimmung der Durchbruchfeldstärke  $E_D$  für das Material WACKER *SILPURAN 2400*

Die Messergebnisse der individuellen Probekörper sind im Diagramm der folgenden Abbildung D.3 dargestellt.

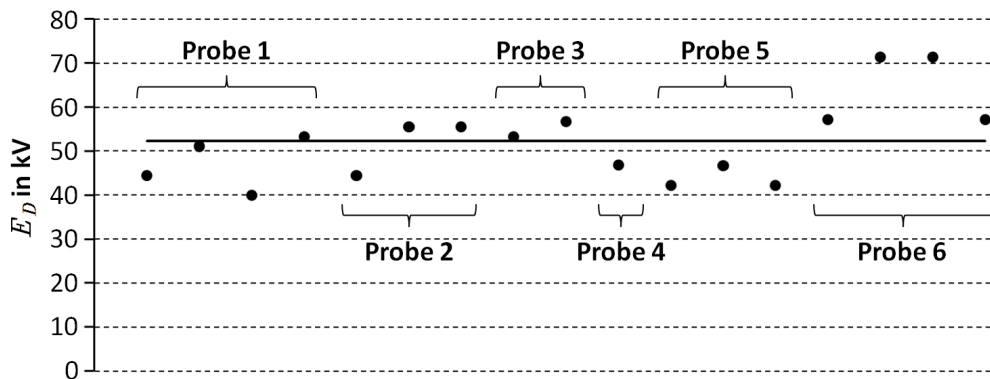


Abbildung D.3. Messergebnisse zur Durchbruchfeldstärke  $E_D$  für das Material WACKER *SILPURAN 2400*

Der berechnete Mittelwert beträgt  $\bar{E}_D = 52$  kV/mm. Für die elektrische Durchbruchfeldstärke wird daher für alle mit diesem Material durchgeführten Betrachtungen  $E_D = 50$  kV/mm angenommen.

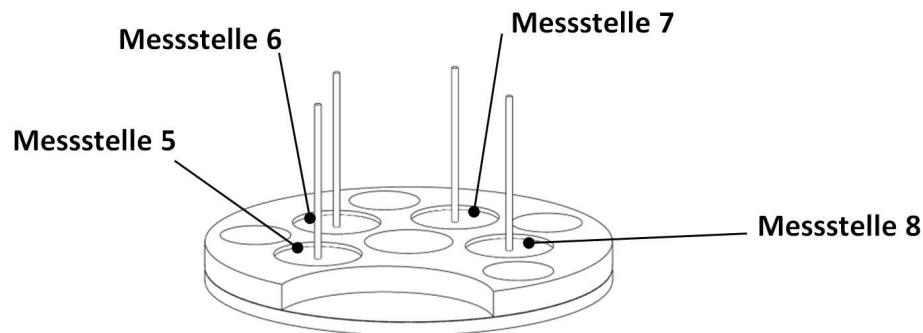
### D.3. Permittivität $\epsilon_r$

Zur Ermittlung der elektrischen Permittivität  $\epsilon_r$  wurde durch Messung der elektrischen Impedanz  $\underline{Z}$  zwischen einer Elektrode mit definierter Fläche  $A_{el}$  und dem Kupfersubstrat die Kapazität  $C$  der Anordnung bestimmt. Hierbei wurde die Kapazität aus dem Betrag  $|Z|$  und dem Phasenwinkel  $\varphi$  bestimmt. Die Messfrequenz betrug  $f_{mess} = 1$  kHz. Die Spannungsamplitude wurde auf  $\hat{u} = 2$  V eingestellt.

Aus dem folgenden Zusammenhang aus Kapazität  $C$ , Elektrodenfläche  $A_{el}$  und Elektrodenabstand  $z_0$  wurde anschließend die elektrische Permittivität  $\epsilon_r$  errechnet.

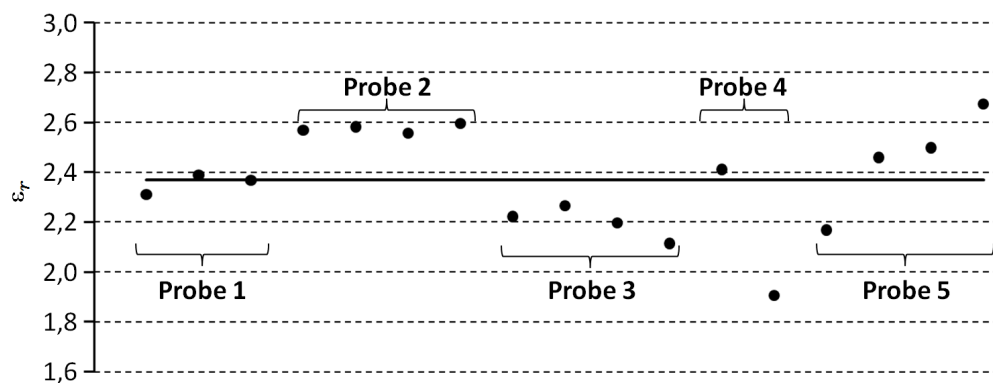
$$\epsilon_r = \epsilon_0 \cdot z_0 \cdot \frac{C}{A_{el}} \quad (\text{D.2})$$

Zur Fehlerbetrachtung der Messergebnisse werden an jedem Prüfling vier Messstellen ausgewertet.



**Abbildung D.4.** Definition der Messstellen zur Bestimmung der elektrischen Permittivität  $\epsilon_r$  für das Material WACKER *SILPURAN 2400*

Die Ergebnisse der individuellen Probekörper sind in Abbildung D.5 dargestellt.



**Abbildung D.5.** Messergebnisse zur elektrischen Permittivität  $\epsilon_r$  für das Material WACKER *SILPURAN 2400*

Der berechnete Mittelwert beträgt  $\bar{\epsilon}_r = 2,38$ . Für die elektrische Permittivität wird daher für alle mit diesem Material durchgeführten Betrachtungen  $\epsilon_r = 2,4$  angenommen.



---

## E. Herstellungsverfahren envisionTEC - Perfactory

Die *Perfactory*® Technologie der Firma ENVISIONTEC ist der Gruppe der Rapid-Prototyping und Rapid-Manufacturing Technologien zuzuordnen. Hierbei handelt es sich um eine Gruppe verschiedener generativer Fertigungsmethoden. Bevorzugt werden diese Methoden zur schnellen, werkzeuglosen Herstellung von Designmustern und Einzelstücken eingesetzt. Aufgrund der hohen Detailtreue, der mittlerweile breiten Materialauswahl sowie des Wegfalls bauteilspezifischer Formwerkzeuge kommen Rapid-Technologie zunehmend auch zur Fertigung von Kleinserien zur Anwendung. Mittels der *Perfactory*® Technologie können komplexe 3D-Bauteile schichtweise aus einem Photopolymer aufgebaut werden. Typische Auflösungen eines Voxels dieses Prozesses betragen  $43\ \mu\text{m} \times 43\ \mu\text{m}$  in der Ebene und  $25\ \mu\text{m}$  in der Schichtdicke.

### Herstellungsprozess

Das, unter Verwendung einer beliebigen CAD-Software, entworfene 3D-Modell eines einzelnen Bauteils oder einer vollständigen Baugruppe wird zunächst durch eine Struktur aus einzelnen, gestapelten Lagen mit vorgegebener Dicke neu definiert. Jede dieser Lagen entspricht einem Schritt im Bauprozess. Zur Fertigung der Einzellagen wird eine Bauplattform senkrecht in eine mit flüssigem Photopolymer gefüllte Schale getaucht. Der Abstand zwischen der Oberfläche der Bauplattform und dem Schalenboden entspricht hierbei exakt der Dicke einer einzelnen der zuvor definierten Lagen. Die Struktur dieser ersten Bauteillage wird nun selektiv auf die Bauplattform projiziert. Hierdurch erfolgt eine selektive Polymerisation, und damit Verfestigung, des zuvor flüssigen Photopolymers. Nun wird die Bauplattform um die Schichtstärke einer Lage angehoben. Dadurch wird der Bereich zwischen der ersten erzeugten Schicht und dem Schalenboden mit Polymer aufgefüllt. Anschließend folgt, wie zu-

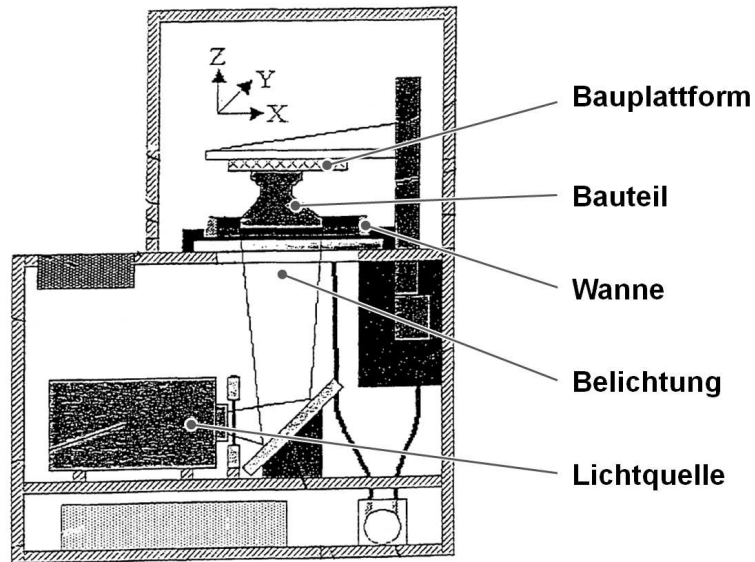


Abbildung E.1. ENVISIONTEC - *Perfactory*®  
Gerätetyp *Standard Zoom* [28]

## E. Herstellungsverfahren envisionTEC - Perfactory<sup>©</sup>

---

vor, die selektive Belichtung dieser Materiallage zur Verfestigung der zweiten Bauteillage. Die Einzellagen der zuvor zerlegten 3D-Bauteildaten werden auf diese Weise Lage für Lage hängend aufgebaut. Zur Unterstützung von Hinterschnidungen können leicht entfernbare Stützstrukturen erzeugt werden, welche nach Fertigstellung des Bauprozesses manuell abgetrennt werden. Abbildung E.1 zeigt den Gerätetyp *Standard Zoom*. In Abbildung E.2 ist eine Prinzipskizze des Geräteaufbaus dargestellt.



**Abbildung E.2.** ENVISIONTEC - Perfactory<sup>©</sup>; überarbeitete Prinzipskizze des Geräteaufbaus nach HENDRIK [44]



# Literaturverzeichnis

- [1] Advanced Robotics Mechanism Application Research Laboratory Columbia University Department of Mechanical Engineering. [www.columbia.edu/cu/mece/arma/news/ERC\\_integration/erc\\_integration.shtml](http://www.columbia.edu/cu/mece/arma/news/ERC_integration/erc_integration.shtml), Juli 2010.
- [2] Advanced Sensors Calibration GmbH. *Capacitive Accelerometers*, Ausgabe 10-0006, 2010.
- [3] Advanced Surgical Concepts. Triport - Access the future of laparoscopic surgery, Juli 2008.
- [4] asyryl SA. *PocketDelta - Miniature robot for micro-assembly*, Ausgabe 4.10, 2007.
- [5] R. Autorino, J.A. Cadeddu, M.M. Desai, M. Gettmann, I.S. Gill, L.R. Kavoussi, E. Lima, F. Montorsi, L. Richstone, J.U. Stolzenburg, und J.H. Kaouk. Laparoscopic single-site and natural orifice transluminal endoscopic surgery in urology: A critical analysis of the literature. *European Urology*, Ausgabe (59):26–45, 2011.
- [6] Y. Bar-Cohen. Biomimetics: mimicking and inspired-by biology. *Proceedings der SPIE Smart Structures Konferenz*, Ausgabe 5759-02 von *Proceedings of SPIE*, 2005.
- [7] Y. Bar-Cohen, T. Xue, M. Shahinpoor, J.O. Simpson, und J. Smith. Low-mass muscle actuators using electroactive polymers (EAP). *Proceedings of SPIE's 5th Annual International Symposium on Smart Structures and Materials*, Proceedings of SPIE, 1998.
- [8] W. Beitz und K.-H. Küttner. *Dubbel - Taschenbuch für den Maschinenbau*. Springer Verlag, 14. Auflage, 1981.
- [9] D.J. Bell, T.J. Lu, N.A. Fleck, und S.M.. Spearing. MEMS actuators and sensors: observations on their performance and selection of purpose. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Ausgabe (15):153–164, 2005.
- [10] A. Belson und R.M. Ohline. Activated polymer articulated instruments and methods of insertion. United States Patent Application, 2006. US 2006/0258912 A1.
- [11] R.H.C. Bonser, W.S. Harwin, W. Hayes, G. Jeronimidis, G.R. Mitchell, und C. Santulli. EAP-based artificial muscles as an alternative to space mechanisms. Final report, The University of Reading, Whiteknights, Juni 2004.
- [12] Bundesministerium der Justiz. Medizinproduktegesetz in der Fassung der Bekanntmachung vom 7. August 2002 (BGBl. I S. 3146), Das zuletzt durch Artikel 12 des Gesetzes vom 24. Juli 2010 (BGBl. I S. 983) geändert worden ist. <http://bundesrecht.juris.de/bundesrecht/mpg/gesamt.pdf>, 2011.

- [13] F. Carpi, D. De Rossi, R. Kornbluh, R. Pelrine, und P. Sommer-Larsen. *Dielectric elastomers as electromechanical transducers*. Elsevier, 1. Auflage, 2008.
- [14] F. Carpi, A. Migliore, G. Serra, und D. De Rossi. Helical dielectric elastomer actuators. *Smart Materials and Structures*, Ausgabe 14(6), Oktober 2005.
- [15] Clemson University. Elephant's trunk. <http://www.clemson.edu/ces/crb/labs/biometric/scurve.jpg>, 2010.
- [16] Comsol Multiphysics. *Comsol Multiphysics Modeling Guide*. Comsol AB, Ausgabe 3.5a, November 2008.
- [17] Creganna. *Electroactive polymer for medical device and drug delivery applications*. Creganna-Tactx Medical, Dezember 2008.
- [18] Creganna. *Engineering Sheet, Dielectric Electro Active Polymer film kit (PolyPower DEAP film kit, 30 % strain)*. Danfoss PolyPower A/S, 094F3024 REV04, 2011.
- [19] P. Dasgupta, A. Jones, und I.S. Gill. Robotic urological surgery: a perspective. *BJU International*, Ausgabe 95(1):20–23, 2005.
- [20] Delvotec. *Bonder 5310 / 5330 / 5350 Benutzerhandbuch*. F&K Delvotec Semiconductor GmbH, Version 2.0, 2010.
- [21] M.M. Desai, P.P. Rao, M. Aron, G. Pascal-Haber, M.R. Desai, S. Mishra, J.H. Kaouk, und I.S. Gill. Scarless single port transumbilical nephrectomy and pyeloplasty: first clinical report. *Laparoscopic and Robotic Urology*, Seiten 83–88, Oktober 2007.
- [22] diplopoda.de. Querschnitt eines Tausenfüßers. [www.diplopoda.de/html/kbau/innen.th.gif](http://www.diplopoda.de/html/kbau/innen.th.gif), 2010.
- [23] Elephant trunk. [www5f.biglobe.ne.jp/~u\\_kiku/images/pict/nathis2.jpg](http://www5f.biglobe.ne.jp/~u_kiku/images/pict/nathis2.jpg), 2010.
- [24] Elliptec. *X15G Datasheet*. Elliptec Resonant Actuator AG, April 2008.
- [25] Elliptec. [http://www.elliptec.com/uploads/pics/Elliptec\\_Motor\\_Konstr\\_01.jpg](http://www.elliptec.com/uploads/pics/Elliptec_Motor_Konstr_01.jpg) Elliptec Resonant Actuator AG, Juni 2010.
- [26] 1902 Encyclopedia. The anatomy of apes. [www.1902encyclopedia.com/A/APE/ape-17.html](http://www.1902encyclopedia.com/A/APE/ape-17.html), 2010.
- [27] Endosense SA. *Force Control - Experience a new dimension in catheter ablation - Produktdatenblatt für TACTICATH*, 2008.
- [28] envisionTEC. *Perfactory, Standard Zoom, Produktdatenblatt*, 2007.
- [29] Festo AG & Co. KG. *Bionischer Handling-Assistent*, Ausgabe 50132 de 04/2010, April 2010.
- [30] R. Feynman, R. Leighton, und M. Sands. *The Feynman Lectures on Physics*. Library of Congress Catalog Card No. 63-20717, 1964. 3 Bände.

- [31] H. Frohne und E. Ueckert. *Grundlagen der elektrischen Messtechnik*. Teubner Verlag, 1. Auflage, 1984. S.509 ff.
- [32] A.N. Gent. *Engineering with Rubber - How to Design Rubber Components*. Hanser Verlag, 2. Auflage, 2001.
- [33] G. Gerlach und W. Dötzel. *Grundlagen der Mikrosystemtechnik*. Hanser Verlag, 1. Auflage, 1997.
- [34] K. Gieck. *Technische Formelsammlung*. Kurt Gieck Verlag Heilbronn/N, 24. Auflage, 1974.
- [35] C. Gottschling. Endoskopie - kleine Schnitte, grosse Wirkung. *FOCUS Magazin*, (8), 1997.
- [36] K. Grifantini. Roboterschlange für die Chirurgie. *www.heise.de - Technology Review*, April 2008.
- [37] D. Gross, W. Hauger, und W. Schnell. *Technische Mechanik 2 - Elastostatik*, 10. Auflage Springer Verlag, 2009.
- [38] D. Gross, W. Hauger, und P. Wriggers. *Technische Mechanik 4 - Hydromechanik, Elemente der Höheren Mechanik, Numerische Methoden*, 7. Auflage Springer Verlag, 2009.
- [39] A. Gründl, K. Bob, und A. Bob. Endoscope with a movable frontal end area. United States Patent Application, 2000. US 6048307.
- [40] E. Habiger. *Handbuch Elektromagnetische Verträglichkeit, Grundlagen, Massnahmen, Systemgestaltung*. Verlag Technik GmbH Berlin, München, 2. Auflage, 1992.
- [41] F. Hagmüller, M. Immenroth, T. Berg, K. Bally, und S. Rasche. Das Konzept der narbenlosen Eingriffe, Scarless Surgery. *Der Chirurg*, (6), 2007.
- [42] Harima Chemicals Inc. Concept and electronic materials - nanopaste series, metal paste for thin film formation. [www.harima.co.jp/en/products/pdf/16-17e.pdf](http://www.harima.co.jp/en/products/pdf/16-17e.pdf), 2011.
- [43] D. Henderson, J. Guelzow, C. Hoffmann, und R. Culhane. Mechanism comprised of ultrasonic lead screw mortar. World Intellectual Property Organization, Patent Application, 2007. WO 2007/055808 A2.
- [44] J. Hendrik. Vorrichtung zum Herstellen eines dreidimensionalen Objektes. Europäische Patentschrift, 2005. EP 1 250 997 B1.
- [45] S. Hesse. *Der Fluidic Muscle*. Festo - Blue Digest on Automation. Festo AG & Co. KG, 2003.
- [46] J.A.C. Heijmans und C.A.M. Verbaan. A bendable structure and a method for bending a structure. World Intellectual Property Organization, Publication, 2008. WO2009082210A1.
- [47] S. Hirose. Active endoscope - elastor, shape memory alloy robot. [http://www-robot.mes.titech.ac.jp/robot/medical/elastor/elastor\\_e.html](http://www-robot.mes.titech.ac.jp/robot/medical/elastor/elastor_e.html), 2010.

- [48] S. Hirose, F. Harada, und T. Ishida. Catheter. Europäische Patentanmeldung, April 1989. EP383914(A1).
- [49] K. Hoffmann. *Eine Einführung in die Technik des Messens mit Dehnungsmessstreifen*. Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, 2006.
- [50] N. Hofmann und F. Reindl. Exakte Waferdicke zur PV-Produktion. *Konstruktion & Entwicklung*, Seiten 110–112 Micro-Epsilon Messtechnik GmbH & Co. KG., März 2011.
- [51] International Electrotechnical Commission IEC. IEC 60601-1:1988, Medizinische elektrische Geräte, Teil 1: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit, 1988. 2. Ausgabe.
- [52] International Electrotechnical Commission IEC. IEC 60601-1:2005, Medizinische elektrische Geräte, Teil 1: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale, 2005. 3. Ausgabe.
- [53] IEF Werner GmbH. *Positioniersysteme*, August 2007.
- [54] invendo medical GmbH. invendoscope Endoskopspitze. [www.invendo-medical.com/e407/e432/items504/invendoscope-tip\\_ger.JPG](http://www.invendo-medical.com/e407/e432/items504/invendoscope-tip_ger.JPG), 2010.
- [55] invendo medical GmbH. invendoscope Schnittansicht. [www.invendo-medical.com/e407/e432/items498/invendoscope-querspitz\\_ger.jpg](http://www.invendo-medical.com/e407/e432/items498/invendoscope-querspitz_ger.jpg), 2010.
- [56] J.W. Jeon, K.C. Park, S. An, J.D. Nam, H. Choi, H. Kim, S.S. Bae, und Y. Tak. Electrostrictive polymer actuators and their control systems. In Y. Bar-Cohen, Herausgeber, *Smart Structures and Materials 2001: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, Ausgabe 4329 von *Proceedings of SPIE*. SPIE press, 2001.
- [57] M. Jungmann. *Entwicklung Elektrostatischer Festkörperaktoren mit elastischem Dielektrika für den Einsatz in taktilem Anzeigefeldern*. Dissertation, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, September 2004.
- [58] R. Karsten, P. Lotz, und H.F. Schlaak. Active suspension with multilayer dielectric elastomer actuator. In Y. Bar-Cohen and F. Carpi, Herausgeber, *Smart Structures and Materials 2011: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, Ausgabe 7976 von *Proceedings of SPIE*. SPIE press, 2011.
- [59] T. Kern. *Haptisches Assistenzsystem für diagnostische und therapeutische Katheterisierungen*. Dissertation, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, Dezember 2006.
- [60] Karl Storz GmbH & Co. KG. Anubis Plattform für Notes Anwendungen. [www.karlstorz.de/images/de/HM\\_NOTES/3628419295\\_566358\\_566358\\_1\\_rdx\\_385x280.jpg](http://www.karlstorz.de/images/de/HM_NOTES/3628419295_566358_566358_1_rdx_385x280.jpg), 2010.
- [61] K. Kiffe. Projekt Hypersoil, Regenwurm Werkstatt. [www.hypersoil.uni-muenster.de/1/02/img/35-1.gif](http://www.hypersoil.uni-muenster.de/1/02/img/35-1.gif), 2010.

- [62] G. Kofod, R. Kornbluh, R. Pelrine, und P. Sommer-Larsen. Actuation response of polyacrylate dielectric elastomers. In Y. Bar-Cohen, Herausgeber, *Smart Structures and Materials 2001 - Electroactive Polymer Actuators and Devices*, Ausgabe 4329 von *Proceedings of SPIE*, Seiten 141–147. SPIE press, 2001.
- [63] G. Kofod, R. Kornbluh, R. Pelrine, und P. Sommer-Larsen. Actuation response of polyacrylate dielectric elastomers. *Journal of Intelligent Materials, Systems and Structures*, Ausgabe 14, Seiten 787-793, 2003.
- [64] G. Kofod. The static actuation of dielectric elastomer actuators: how does pre-stretch improve actuation? *Journal of Physics D: Applied Physics*, Ausgabe 41(215405), 2008.
- [65] I. Kormos. Shape memory alloy - microrobot. [http://www.avir.sk/robotika/historia\\_kar/roboti/images/SMA/SMA\\_a.jpg](http://www.avir.sk/robotika/historia_kar/roboti/images/SMA/SMA_a.jpg), 2010.
- [66] R.D. Kornbluh und R.E. Pelrine. Variable stiffness electroactive polymer systems. United States Patent Application, 2002. US6882086 B2.
- [67] R.D. Kornbluh, R.E. Pelrine, Q. Pei, und J.S. Eckerle. Electroactive polymer animated devices. United States Patent Application Publication, 2007. US 2007/0222344 A1.
- [68] H. Kuchling. *Taschenbuch der Physik*. Fachbuchverlag Leipzig, 13. Auflage, 1991.
- [69] M. Kunz. Zukunftsmacher - Ich bin im Körper zu Gast. *FOCUS Magazin*, (41), 1996.
- [70] K. Küpfmüller, W. Mathis, und A. Reibiger. *Theoretische Elektrotechnik*, 16. Auflage Springer Verlag, 2005.
- [71] D.A. Lawrence und S. Aphanuphong. Endoscope apparatus, acutators and methods therefor. United States Patent Application Publication, 2006. US 2007/0239138 A1.
- [72] R.A. Lia. Borescope or endoscope with fluid dynamic muscle. United States Patent, 1989. US 4794912.
- [73] A. Lopez. Chemisches Feinätzen im Endlosverfahren. *Mikroproduktion*, Seiten 20–22, April 2006.
- [74] P. Lotz. *Dielektrische Elastomerstapelaktoren für ein peristaltisches Fluidfördersystem*. Dissertation, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, November 2009.
- [75] P. Lotz, M. Matysek, K. Flittner, und H.F. Schlaak. Reduction of the driving voltage in dielectric elastomer actuators. *conference proceeding of ACTUATOR 2008, Bremen*, 2008.
- [76] T. Luce und E. Schalle. Kunststoff-Optiken für industrielle Präzisionsanwendungen. *Photonik*, Seiten 2–5, April 2008.
- [77] F. Martin. *Organisationsprinzipien zielgerichteter Bewegungen flexibler Greiforgane, Kinematik des Rüssels von *Loxodonta africana* und des Greifschwanzes von *Ateles geoffroyi* sowie Seitenpräferenzen des Rüssels von *Elephas maximus**. Dissertation, Freie Universität Berlin, Fachbereich Biologie, Chemie, Pharmazie, 2003.

- [78] M. Matysek. *Dielektrische Elastomeraktoren in Multilayer-Technologie für taktile Displays*. Dissertation, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, Januar 2010.
- [79] M. Matysek, H. Haus, H. Moessinger, D. Brokken, P. Lotz, und H.F. Schlaak. Combined driving and sensing circuitry for dielectric elastomer actuators in mobile applications. *Smart Structures and Materials 2011: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, Proceedings of SPIE. SPIE press, 2011.
- [80] S. Mayer. Semiflexible Leiterstrukturen - Material, Design, und mechanisches Verhalten. Masterarbeit, Hochschule Karlsruhe, Fachbereich Maschinenbau und Mechatronik, 2010.
- [81] G. Merziger, G. Mühlbach, D. Wille, und T. Wirth. *Formeln + Hilfen zur Höheren Mathematik*. Binomi Verlag, 5. Auflage, August 2007.
- [82] MicroChem Corp. *SU-8 Permanent Photoresists*, 2007.
- [83] Brad Moon. Snake muscles. [www.ucslouisiana.edu/~brm2286/muscles.htm](http://www.ucslouisiana.edu/~brm2286/muscles.htm), University of Louisiana at Lafayette, 2010.
- [84] D. Mucha. *Ein fehlerkompensierendes, elektromagnetisches Navigationssystem für die Kopf-Chirurgie*. Dissertation, Fakultät V - Verkehrs- und Maschinensysteme, Technische Universität Berlin, April 2009.
- [85] A. Musolf. *Formgedächtnislegierungen - Experimentelle Untersuchung und Aufbau von adaptiven Strukturen*. Dissertation, Fakultät III - Prozesswissenschaften, Technische Universität Berlin, März 2005.
- [86] Newscale Technologies. Sql-rv-1.8 reduced voltage squiggle rv linear drive system. Datenblatt der Firma Newscale Technologies Inc., 2010.
- [87] Objet. *PolyJet Technology*. Objet Geometries Ltd., Ausgabe q1/11, 2010.
- [88] Olympus Europa Holding GmbH. Notes. *Olympus informiert*, Ausgabe 1.09, 2009.
- [89] Olympus Europa Holding GmbH. LESS - Anwendungsbeispiel. [www.less-surgery.eu/images/Bauchquerschnitt.gif](http://www.less-surgery.eu/images/Bauchquerschnitt.gif), Juli 2010.
- [90] Optomec. *AerosolJet 300P and 300CE Systems*. Optomec, Ausgabe 01/09, 2009.
- [91] Q. Pei, R.E. Pelrine, R.D. Kornbluh, E. Stanford, N.A. Bonwit, und J.R. Heim. Rolled electroactive polymers. United States Patent Application, 2003. US 2003/0006669 A1.
- [92] R.E. Pelrine, R. Kornbluh, J. Joseph, und S. Chiba. Electrostriction of polymer films for microactuators. *Micro Electro Mechanical Systems, 1997. MEMS*, Proceedings of IEEE, Seiten 238–243. SRI Int., IEEE, 1997.
- [93] R.E. Pelrine, R.D. Kornbluh, S. Oh, J.P. Joseph, R. Heydt, Q. Pei, und S. Chiba. High-field deformation of elastomeric dielectrics for actuators. *Material Science and Engineering*, Ausgabe C11 (2000):89–100, 2000.

- [94] R.E. Pelrine, R.D. Kornbluh, Q. Pei und J.P. Joseph. High-speed electrically actuated elastomers with strain greater than 100 %. *Science*, Ausgabe 287 (2000), Seiten 836–839, 2000.
- [95] PhysikInstrumente. *Grundlagen der Nanostelltechnik*. Physik Instrumente GmbH & Co.KG, Ausgabe 09-02.10, 2009. Cat120D Inspirationen 2009.
- [96] PhysikInstrumente. Piezo-Universität, Bauformen piezomechanischer Antriebe / Positioniersysteme. <http://www.physikinstrumente.de/de/produkte/prdetail.php?sortnr=400800.00>, Oktober 2010.
- [97] PiezoMotor. Homepage. <http://www.piezomotor.se/>, 2010.
- [98] PiezoMotor. *PiezoLegs Linear 10N, Datenblatt*. PiezoMotor Uppsala AB, 2010.
- [99] PiezoMotor. *The PiezoWave motor, Datenblatt*. PiezoMotor Uppsala AB, 2010.
- [100] PiezoMotor. *The PiezoWave motor, Werbebroschüre*. PiezoMotor Uppsala AB, 2010.
- [101] Pizaazz. Stent. [www.pizaazz.com/wp-content/uploads/2008/10/stent.jpg](http://www.pizaazz.com/wp-content/uploads/2008/10/stent.jpg), Oktober 2008.
- [102] J.-S. Plante und S. Dubowsky. Large-scale failure modes of dielectric elastomer actuators. *International Journal of Solids and Structures*, Ausgabe (43):7728–7751, 2006.
- [103] Polytec. *EPO-TEK H20E, Technisches Datenblatt*. Polytec PT GmbH, Ausgabe 03/2005, 2005.
- [104] D. Rattner und A. Kalloo. Asge/sages working group on natural orifice transluminal endoscopic surgery - white paper. *Gastrointestinal Endoscopy*, Ausgabe 63(2):329–333, 2006.
- [105] M. Rosenthal, Q. Pei, und N.A. Bonwit. Rolled electroactive polymers. United States Patent Application, 2004. US 2004/0217671 A1.
- [106] M.A. Rosenthal und Q. Pei. *Dielectric Elastomers as electromechanical transducers*, 1. Auflage, Multiple-degrees-of-freedom roll actuators, Seiten 91–102. Elsevier, 2008.
- [107] H.F. Schlaak, M. Jungmann, M. Matysek, und P. Lotz. Novel multilayer electrostatic solid-state actuators with elastic dielectric. *Smart Structures and Materials 2005: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, Ausgabe 5759 von *Proceedings of SPIE*. SPIE press, 2005.
- [108] A. Schmidt, A. Bergamini, C. Jordi, G. Kovacs, und E. Mazza. Elektro-mechanical modeling of dielectric elastomer transducers with micro-structured electrodes. In Y. Bar-Cohen and F. Carpi, Herausgeber, *Smart Structures and Materials 2011: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, Ausgabe 7976 von *Proceedings of SPIE*. SPIE press, 2011.
- [109] Schwarzer Precision. *Eccentric Diaphragm Pump for Gas, EC Series 100*, März 2010.
- [110] Schweizer Bundesamt für Umwelt. Muskulatur des Regenwurms. [www.regenwurm.ch/files/mediapics/BIOLOGIE/full/Muskeln.jpg](http://www.regenwurm.ch/files/mediapics/BIOLOGIE/full/Muskeln.jpg), 2010.

- [111] P. Schweizer. *Systematisch Lösungen finden*. vdf Hochschulverlag an der ETH Zürich, 1999.
- [112] Sensortechnics. *Miniature capacitive continuous liquid level sensors*, Ausgabe e-11663-e, 2010.
- [113] R. Shankar, T.K. Gosh, und R.J. Spontak. Dielectric elastomers as next-generation polymeric actuators. *Soft Matter*, Ausgabe (3):1116–1129, 2007.
- [114] P. Sneiderman. Snake-like robot and steady-hand system could assist surgeons. [www.eurekalert.org/pub\\_releases/2006-12/jhu-sra122006.php](http://www.eurekalert.org/pub_releases/2006-12/jhu-sra122006.php), 2006.
- [115] D. Stöckel, E. Hornbogen, F. Ritter, und P. Tautzenberger. *Legierungen mit Formgedächtnis - Industrielle Nutzung des Shape-Memory-Effektes*. Kontakt und Studium, Band 259. Expert Verlag, 1988.
- [116] SUSS MicroTec AG. *MJB4 - Manual Mask Aligner*, 2010.
- [117] K. Suzumori, S. Endo, und T. Kanda. Optimal design of bending pneumatic rubber actuator based on non-linear finite element analysis. *Proceedings of 12th IFToMM World Congress, Besançon, Frankreich*, Juni 2007.
- [118] K. Suzumori, S. Endo, und T. Kanda. New pneumatic actuators producing breakthrough in mechatronics. *Proceedings of the 7th JFPS International Symposium on Fluid Power, Toyama*, September 2008.
- [119] L.L. Swanström, Y. Khajanchee, und M.A. Abbas. Natural orifice transluminal endoscopic surgery: The future of gastrointestinal surgery. *The Permanente Journal*, Ausgabe 12(2):329–333, 2008.
- [120] S. Takehana, Y. Ueda, M. Gotanda, T. Sakurai, und A. Hideyuki. Apparatus for bending an insertion section of an endoscope using shape memory alloy. United States Patent, Juni 1990.
- [121] Y. Tanii, M. Nakamura, Y. Nagayana, K. Morita, H. Hibino, und A. Suzuki. Electromotive warping type endoscope with velocity control. United States Patent, 1994. US 5469840.
- [122] S. Tauscher. Kinematisches Brechnungsmodell einer schlauchförmigen Struktur mit sechs Freiheitsgraden. Masterarbeit, Leibniz Universität Hannover, IMES Institut für Mechatronische Systeme, 2011.
- [123] G.W. Taylor und D.G. Jayne. Robotic applications in abdominal surgery: their limitations and future developments. *The international Journal of Medical Rrobotics and Computer Assisted Surgery*, Ausgabe (3):3–9, 2007.
- [124] Technische Universität Ilmenau, Fachgebiet Mechatronik. Fluidische Mikroaktoren. [http://mechatronik.tu-ilmenau.de/lernmodul\\_mechatronik/komponenten/aktoren/ak\\_mikro\\_fluidisch.html](http://mechatronik.tu-ilmenau.de/lernmodul_mechatronik/komponenten/aktoren/ak_mikro_fluidisch.html), 2010.



- [125] Technische Universität Ilmenau, Fachgebiet Mechatronik. Elektrostriktive mikroaktoren. [http://mechatronik.tu-ilmenau.de/lernmodul\\_mechatronik/komponenten/aktoren/ak\\_mikro\\_elektrostriktiv.html](http://mechatronik.tu-ilmenau.de/lernmodul_mechatronik/komponenten/aktoren/ak_mikro_elektrostriktiv.html), 2011.
- [126] Terra Animals. Die Anatomie der Myriapoda. [www.terra-animals.de/images/tausend.gif](http://www.terra-animals.de/images/tausend.gif), 2010.
- [127] Tokyo Institute of Technology. Pneumatically-driven active cord mechanism - slim slime. [www-robot.mes.titech.ac.jp/robot/snake/slim\\_slime/slime.jpg](http://www-robot.mes.titech.ac.jp/robot/snake/slim_slime/slime.jpg), Juli 2006.
- [128] R Trujillo, J. Mou, P.E. Phelan, und D.S. Chau. Investigation of electrostrictive polymers as actuator for mesoscale devices. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Ausgabe 23(3-4):176–182, 2003.
- [129] H. Unbehauen. *Regelungstechnik 1*. Vieweg Verlag, 9. Auflage, 1997.
- [130] usgi medical. Transport multi-lumen operating platform. [www.usgimedical.com/eos/components-transport.htm](http://www.usgimedical.com/eos/components-transport.htm), 2010.
- [131] F. Völklein und T. Zetterer. *Praxiswissen Mikrosystemtechnik*, 2. Auflage Vieweg Verlag, 2006.
- [132] W- Präzisionstechnik. *Mikrohydraulikpumpe MHP 12-12*, April 2011.
- [133] F. Wehrheim. Elastomerlinse. Patentanmeldung für Deutschland, unveröffentlicht, 2010. DE 10 2010 052 792.
- [134] F. Wehrheim. Endoskopisches instrument. Patentanmeldung für Deutschland, unveröffentlicht, 2010. DE 10 2010 023 519.
- [135] P. Woias. Micropumps - summarizing the first two decades. *Microfluidics and BioMEMS*, Ausgabe 4560 (2001) von *Proceedings of SPIE*, Seiten 39–52. SPIE press, 2001.
- [136] G. Yang, G. Yao, W. Ren, G. Akhras, J.P. Szabo, und B.K. Mukherjee. The strain response of silicone dielectric elastomer actuators. *Smart Structures and Materials 2011: Electroactive Polymer Actuators and Devices*, Ausgabe 5759 (2011) von *Proceedings of SPIE*, Seiten 134–143, 2005.
- [137] G. Yilmaz und O. Kalenderli. Polyester dielectric behaviour and electric strength of polymer films in varying thermal conditions for 5 Hz to 1 MHz frequency range. *Proceedings of the Electrical Insulation Conference and Electrical Manufacturing & Coil Winding Conference EIC/EMCW, Chicago, USA*, Seiten 269–271, September 1997.
- [138] ZCorporation. *ZPrinter Brochüre*. ZCorporation, Ausgabe 3dp-bro-2010, 2010.

## Betreute Studien- und Diplomarbeiten

S. Mayer. *Semiflexible Leiterstrukturen - Material, Design, und mechanisches Verhalten*; Hochschule Karlsruhe, Fachbereich Maschinenbau und Mechatronik (2010)

S. Tauscher. *Kinematisches Berechnungsmodell einer Schlauchstruktur mit sechs Freiheitsgraden*; Leibniz Universität Hannover, IMES Institut für Mechatronische Systeme (2011)

## Eigene Veröffentlichungen

### Tagungsbeiträge

F. Wehrheim, J.-U. Meyer, H.F. Schlaak. *Dielectric elastomer bending tube actuators with rigid electrode structures*; Smart Structures / NDE. Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD). Proceedings of SPIE , Bd. 7642 (2010)

F. Wehrheim, H.F. Schlaak. *Interconnection concepts for rigid micro-electrodes of a dielectric elastomer bending tube actuator*; Smart Structures / NDE. Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD). Proceedings of SPIE , Bd. 7976 (2011)

F. Wehrheim, H.F. Schlaak. *Fabrication technologies for the electrode structure of a dielectric elastomer bending tube actuator*; Microtechnologies Proceedings of SPIE , Bd. 8066 (2011)

J.-H. Borchard, S. Tauscher, F. Wehrheim, T. Ortmaier. *Kinematik und Arbeitsraum eines Polymeraktors mit sechs Freiheitsgraden für flexible Endoskope*; Curac 2011, 10. Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V., angenommenes Paper, (2011)

## Patentanmeldungen

### Patentfamilie I - Kopfgestaltung

F. Wehrheim. *Endoskopisches Instrument*; Deutsche Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, März 2010, DE 102008047776 A1

F. Wehrheim. *Endoscopic instrument*; Europäische Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, März 2010, EP 2165641 A2

F. Wehrheim. *Endoscopic instrument*; Japanische Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, März 2010, JP 2010069298(A)

F. Wehrheim. *Endoscopic Instrument*; U.S. Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, März 2010, US 20100069719 A1

## **Patentfamilie II - Aufbau eines EAP Schlauchaktors**

F. Wehrheim. *Endoskopisches Instrument*; Deutsche Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, Februar 2011, DE 102009036424 A1

F. Wehrheim. *Endoscopic instrument*; Europäische Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, Februar 2011, EP 2281499 A1

F. Wehrheim. *Endoscopic instrument*; U.S. Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, Februar 2011, US 20110034765 A1

F. Wehrheim. *Endoscopic instrument*; Japanische Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, Februar 2011, JP 2010175243

F. Wehrheim. *Endoscopic instrument*; Chinesische Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, Februar 2011, CN 201010247392

F. Wehrheim. *Endoscopic instrument*; Indische Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, Februar 2011, IN 1795/DEL/2010

## **Patentfamilie III - Monolithischer Endoskopkopf mit distaler Schnittstelle**

F. Wehrheim. *Endoskopisches Instrument*; Deutsche Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, März 2011, DE 102009041510 A1

F. Wehrheim. *Endoscopic instrument*; Europäisch Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, März 2011, EP 10009413

F. Wehrheim. *Endoscopic instrument*; Japanische Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, März 2011, JP 201156267 A

F. Wehrheim. *Endoscopic instrument*; U.S. Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, März 2011, US 20110065985 A1

F. Wehrheim. *Endoscopic instrument*; Chinesische Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, März 2011, CN 102018493 A

F. Wehrheim. *Endoscopic instrument*; Indische Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, März 2011, IN 2185/DEL/2010 8

## **Patentfamilie IV - Polymeraktor, Verbindungselektroden integriert**

F. Wehrheim. *Endoskopisches Instrument*; Deutsche Patentanmeldung, Offenlegungsschrift, August 2011, DE 102010009003 A1

## **Patentfamilie V - Hybridaufbau eines rohrförmigen Polymeraktors**

F. Wehrheim. *Endoskopisches Instrument*; Deutsche Patentanmeldung, unveröffentlicht, Prioritätsdatum 11.06.2010, DE 102010023519



# Abbildungsverzeichnis

1.1.	Klassisches, flexibles Endoskop . . . . .	2
1.2.	Klassisches, flexibles Endoskop . . . . .	3
1.3.	Operationsmethoden <i>NOTES</i> und <i>Single Port Laparoskopie</i> . . . . .	3
1.4.	STORZ <i>ANUBIS</i> , OLYMPUS <i>EndoSamurai</i> , USGI <i>Cobra</i> und <i>TransPort</i> . . . . .	4
1.5.	<i>CardioArm</i> der CARNEGIE MELLON UNIVERSITY . . . . .	5
1.6.	Endoskopische Abwinkelung mit Shape-Memory-Alloy Aktoren . . . . .	6
1.7.	Elektrisch angetriebene Seilzugsteuerung . . . . .	6
1.8.	Endoskop mit Piezoaktoren nach GRÜNDL . . . . .	7
1.9.	Pneumatischer Snake-Robot des TOKYO INSTITUTE OF TECHNOLOGY . . . . .	7
1.10.	Endoskop mit Fluidic Muscles nach LIA . . . . .	8
1.11.	invendoscope SC40 . . . . .	8
1.12.	EAP Aktorbeispiele . . . . .	9
1.13.	Patente und Offenlegungen zu Elektroaktiven Polymeraktoren . . . . .	10
2.1.	Flexibles medizinisches Endoskop . . . . .	13
2.2.	Endoskopische Abwinkelung mit diskreten Gliedern und Gelenken . . . . .	14
2.3.	Endoskopischer Schaft; Schnittansicht . . . . .	15
2.4.	Wirkprinzip eines ionischen EAP . . . . .	16
2.5.	Definition einer Elektrodenanordnung . . . . .	18
2.6.	Elektrisches Isolationsdiagramm . . . . .	20
2.7.	Koradiale Verteilung der Aktorfilamente . . . . .	21
2.8.	Geometrische Definitionen einer einfachen Abwinkelung . . . . .	22
3.1.	Elektrodenannäherung eines einzelnen Elektrodenpaares . . . . .	25
3.2.	Aktorkontraktion bei nachgiebigen Elektroden . . . . .	26
3.3.	Übergang zwischen den dominierenden Verformungsrichtungen . . . . .	27
3.4.	Definition der dominierenden Verformungsrichtungen . . . . .	28
3.5.	Grundlegende Ansätze der Elektrodenanordnung . . . . .	29
3.6.	Elektrodenanordnung eines abwinkelbaren DE-Schlauchaktor . . . . .	31
3.7.	Teilkomponenten des Schlauchaktors . . . . .	32
3.8.	Grundlegende Ansätze der Elektrodengestaltung . . . . .	32
3.9.	Serielle Beschaltung der Elektroden eines Aktorfeldes . . . . .	33
3.10.	Verschaltungsvarianten der Elektroden und Aktorfilamente . . . . .	34
3.11.	Tausendfüßler . . . . .	34
3.12.	Mechanische Stützstruktur . . . . .	35
4.1.	Versuchsmuster zur grundlegenden Machbarkeitsbestätigung . . . . .	38
4.2.	Verformung des Dielektrikums in x-Richtung . . . . .	39
4.3.	Ausrichtungsfehler der starren Elektroden . . . . .	39
4.4.	Verdrängtes Dielektrikum . . . . .	40

4.5.	Verdrängtes Dielektrikavolumen . . . . .	41
4.6.	Relative Verdrängung des Dielektrikum . . . . .	42
4.7.	Testadapter . . . . .	44
4.8.	Kraft-Weg-Kennlinie und Spannungs-Kontraktions-Kennlinie . . . . .	45
4.9.	Extrapolation der Druckmodul-Approximation . . . . .	47
4.10.	Schnittansichten durch Messdaten sowie die Extrapolation der Druckmodul- Approximation . . . . .	47
4.11.	Relative Abweichung der Druckmodul-Approximation . . . . .	48
4.12.	Relativer Fehler der Messauswertung . . . . .	49
4.13.	Materialvergleich, Dielektrikum . . . . .	50
4.14.	Relative Abweichung der <i>FE</i> -Simulation . . . . .	52
4.15.	Schichtaufbau von Aktorproben . . . . .	53
4.16.	Netzdarstellung einer FEA Simulationsanordnung . . . . .	53
4.17.	Gegenüberstellung verschiedener Kontraktionskennlinien . . . . .	54
4.18.	<b>E</b> -Feldverteilung für verschiedene Rauheitsverhältnisse . . . . .	56
4.19.	Einfluss von $\epsilon_r$ und $E_D$ auf $p_{el}$ . . . . .	57
4.20.	Spannungs-Kontraktions Kennlinie mit Pull-In Grenze . . . . .	58
5.1.	Elektrisches Ersatzschaltbild eines Aktorfilamentes . . . . .	59
5.2.	Anordnung der Elektroden und Aktorfilamente . . . . .	60
5.3.	Vereinfachtes elektrisches Ersatzschaltbild eines Aktorfeldes . . . . .	61
5.4.	Bodediagramme des elektrischen Systems . . . . .	62
5.5.	Eckfrequenz $f_{e,el}$ des elektrischen Systems . . . . .	63
6.1.	Netzdarstellung einer dreistufigen Abwinkelung . . . . .	67
6.2.	Simulationsergebnisse zur Arbeitsraum- und Blickrichtungsanalyse . . . . .	69
7.1.	Elektrodenanordnung <i>Stacked-Layer</i> -Konzept . . . . .	72
7.2.	Elektrodenanordnung <i>Rolled-Up</i> -Konzept . . . . .	73
7.3.	Elektrodenanordnung <i>Coil-Shape-Lamination</i> -Konzept . . . . .	74
7.4.	Mögliche Verbindungsstellen für Aktorelektroden . . . . .	75
7.5.	Herstellung von Bondverbindungen zwischen Aktorelektroden . . . . .	77
7.6.	Hergestellte Bondverbindung zwischen Aktorelektroden . . . . .	77
7.7.	Optimiertes Design für eine Druckfeder . . . . .	78
7.8.	Rohrförmige Anordnung einer optimierten Federstruktur . . . . .	78
7.9.	Gegenüberstellung der kontraktionsabhängigen Verformungskräfte . . . . .	79
7.10.	Aussenseitig angeordnete federnde Elektrodenverbindung . . . . .	80
8.1.	Lasergeschnittene Elektrodenstruktur - stehende Elektroden . . . . .	82
8.2.	Fertigungsschritte einer lasergeschnittenen Aktorgruppe . . . . .	83
8.3.	Messergebnis zur elektrischen Ansteuerung eines Aktorfeldes . . . . .	84
8.4.	Rohrförmiger Aktoraufbau mit Aktorfeld . . . . .	84
8.5.	Messergebnis zur elektrischen Ansteuerung eines Aktorfeldes, Rohrkaktor . . . . .	85
8.6.	Schrittweiser Aufbau einer Aktorgruppe . . . . .	86
8.7.	Testergebnisse mit dem OPTOMECA <i>AerosolJet</i> Verfahren . . . . .	87
8.8.	a) Leiterbahn mit Unterbrechungen; b) geschlossene Leiterbahn . . . . .	88
8.9.	Teststruktur mit Leiterbahn und Anschlusspad . . . . .	89
8.10.	Versuchsaufbau mit verschiedenen Aktorgeometrien . . . . .	90

8.11. Elektrodenherstellung durch Photolithographie und galvanische Abscheidung .	91
8.12. Elektrodenverschaltung durch Photolithographie und galvanische Abscheidung	92
8.13. Konzeptvorschläge potentieller Aufbauvarianten . . . . .	95
8.14. Favorisiertes Designkonzept für den DEA Schlauchaktor . . . . .	96
8.15. <i>Coil-Shape-Lamination</i> -Fertigungskonzept . . . . .	97
8.16. Ausschnitt des <i>RE</i> -Bandes mit Folgeschichten . . . . .	98
9.1. DEA-Schlauchaktor . . . . .	100
9.2. Aktorkraft vs. Schlauchgeometrie und elektrostatischen Druck . . . . .	101
9.3. Maximale Abwinkelung vs. Aktorschlauchgeometrie . . . . .	102
9.4. $p_{el}$ vs. $\epsilon_r$ und $E_d$ . . . . .	103
9.5. <i>Coil-Shape-Lamination</i> -Fertigungskonzept . . . . .	103
10.1. Hybridaktor, Schnittansicht . . . . .	106
10.2. Wirkprinzip der Elastomerlinse . . . . .	107
10.3. Ausführungsbeispiele für Elastomerlinsen, Schnittansicht . . . . .	108
10.4. Geometriedefinition der Elastomerlinse . . . . .	109
10.5. Konzeptskizze für einen DEA-Mikrogreifer . . . . .	110
10.6. Kinematisches Wirkprinzip des DEA-Mikrogreifers . . . . .	110
10.7. Peristaltische Mikropumpe basierend auf einem DEA Schlauchaktor . . . . .	111
A.1. Skizze eines Pneumatikzylinders . . . . .	114
A.2. MCKibben Aktor und Fluidic Muscle der Firma Festo . . . . .	114
A.3. Struktur eines pneumatisch angetriebenen FMA . . . . .	115
A.4. ELLIPTEC Motor X15G . . . . .	116
A.5. Piezomotoren der Firma ELLIPTEC RESONANT ACTUATOR AG . . . . .	118
A.6. Kinematisches Prinzip des SQUIGGLE Motors . . . . .	118
A.7. Gesamtansicht eines SQUIGGLE Motors . . . . .	119
A.8. Schnittansicht des Aufbaus eines <i>PiezoWave</i> Motors . . . . .	119
A.9. Bewegungsabfolge eines <i>PiezoWave</i> Motors . . . . .	119
A.10. Schnittansicht des Aufbaus eines <i>PiezoLegs</i> Motors . . . . .	120
A.11. Bewegungsabfolge eines <i>PiezoLegs</i> Motors . . . . .	120
A.12. Prinzipdarstellung des Einwegeffektes . . . . .	121
A.13. Prinzipdarstellung des Zweiwegeffektes . . . . .	121
A.14. Prinzipdarstellung der Pseudoelastizität . . . . .	121
A.15. Beispiele für Anwendungen von SMA-Bauteilen . . . . .	122
A.16. Normierter Körper zur Energiedichteberechnung . . . . .	124
A.17. Energiedichten verschiedener Mikroaktorprinzipien . . . . .	125
B.1. Querschnitt eines Tausendfüßlers . . . . .	127
B.2. Tausendfüßler . . . . .	127
B.3. Skelett einer Schlange . . . . .	128
B.4. Muskulatur einer Schlange . . . . .	128
B.5. Skelett des Greifschwanzaffen Ateles . . . . .	129
B.6. Querschnitt des Rüssels eines Elefanten . . . . .	129
B.7. <i>Bionischer Handling Assistent</i> von FESTO . . . . .	130
B.8. Fortbewegung und Muskelaufbau eines Regenwurm . . . . .	130

C.1. Geometriedefinition zum parabelförmigen Randbereich . . . . .	131
D.1. Prüfmuster zur Bestimmung der Durchbruchfeldstärke $E_D$ . . . . .	133
D.2. Messstellen zur Bestimmung der Durchbruchfeldstärke $E_D$ . . . . .	134
D.3. Messergebnisse zur Durchbruchfeldstärke $E_D$ . . . . .	134
D.4. Messstellen zur Bestimmung der elektrischen Permittivität $\epsilon_r$ . . . . .	135
D.5. Messergebnisse zur elektrischen Permittivität $\epsilon_r$ . . . . .	135
E.1. ENVISIONTEC - <i>Perfactory</i> © / Gerätedarstellung . . . . .	137
E.2. ENVISIONTEC - <i>Perfactory</i> © / Prinzipskizze . . . . .	138



# Formelzeichen

Variablen	Einheit	Beschreibung
$A$	$m^2$	Fläche
$A_{el}$	$m^2$	Elektrodenfläche
$A_{el,flex}$	$m^2$	ursprüngliche Elektrodenfläche eines DEA mit nachgiebigen Elektroden
$A_{el,konst}$	$m^2$	unveränderliche Elektrodenfläche eines DEA mit starren Elektroden
$A_f$	K	Austenit Starttemperatur
$A_{pn}$	$m^2$	Druckfläche eines pneumatischen oder hydraulischen Kolbens
$A_x$	$m^2$	$\vec{e}_x$ Flächenanteil einer Aktorelektrode
$A_y$	$m^2$	$\vec{e}_y$ Flächenanteil einer Aktorelektrode
$A_2$	$m^2$	Querschnittfläche des in $\vec{e}_y$ verdrängten Dielektrikums
$A_3$	$m^2$	Querschnittfläche des in $\vec{e}_x$ verdrängten Dielektrikums
$A_{\square}$	$m^2$	rechteckig umschließenden Fläche
$C$	F	elektrische Kapazität
$C_n$	F	elektrische Kapazität zwischen einem Elektrodenpaar
$d_{Ag}$	m	maximale Partikelgröße von Leitsilber
$d_l$	m	Linsendurchmesser (optisch)
$d_p$	m/V	piezoelektrische Ladungskonstante
$d_S$	m	mittlerer Schaftdurchmesser (Schlauchdurchmesser)
<b>D</b>	-	Elastizitätsmatrix
<b>E</b>	V/m	elektrische Feldstärke
$E_D$	V/m	elektrische Durchbruchfeldstärke
$E_z$	V/m	$\vec{e}_z$ -Komponente der elektrischen Feldstärke
$f_{e,el}$	1/s	Eckfrequenz der elektrischen Übertragungsfunktion im Zeitbereich
$f_{mech}$	1/s	mechanische Anregungsfrequenz
$f_1$	-	kontraktionabhängige Funktion aus der Berechnungsvorschrift für $Y_c$
$f_2$	-	kontraktionabhängige Funktion aus der Berechnungsvorschrift für $Y_c$
$F$	N	Kraft
$F_{el}$	N	an den Elektroden wirkende elektrostatische Kraft
$F_{el,z}$	N	$\vec{e}_z$ -Komponente von $F_{el}$
$F_{mech}$	N	an den Elektroden wirkende mechanische Kraft
$F_p$	N	Kraft eines Piezoaktors
$F_R$	N	Reibungskraft
$F_0$	N	Kraftschwelle zur Aufzeichnung der Kraft-Weg Kennlinie
$\underline{G}$	-	Übertragungsfunktion
$h_l$	m	Höhe der radiusförmigen Auswölbung einer optischen Linse
$i_{RE}$	A	elektrischer Strom durch die Referenzelektrodenleitung
$i_{SE,m,j}$	A	elektrischer Strom durch die Zuleitung der Steuerelektroden $m, j$
$j_{max}$	-	Anzahl der Aktorfelder pro Filament
$K_c$	N/m	Federkonstante
$K_f$	-	Formfaktor
$K_{p,el}$	-	Proportionalanteil der elektrischen Übertragungsfunktion

Variablen	Einheit	Beschreibung
$l_A$	m	Aktorschlauchlänge
$lp_i$	Pa	Initialdruck
$l_p$	m	Parabellänge der Begrenzung des verdrängten Dielektrikums
$m_{max}$	-	Anzahl der einzelnen Filamente
$M_f$	K	Martensit Starttemperatur
$n$	-	Zählindex
$n_{max}$	-	Anzahl der Einzelaktoren pro Filament
$p$	Pa	Druck
$p_{el}$	Pa	elektrostatistischer Druck
$p_{el,max}$	Pa	maximaler elektrostatistischer Druck
$p_{pn}$	Pa	Druck in einem pneumatischen oder hydraulischen System
$q$	-	relative Abweichung (Fehler)
$q_{max}$	-	Anzahl der Einzelaktoren pro Aktorfeld
$r$	m	Radius der Abwinkelung
$r_{a,el}$	-	Rauheitsverhältnis der Elektroden
$r_l$	m	Radius einer Linsenoberfläche (optisch)
$r_t$	m	Abwinkelungsradius des t-ten Filaments
$R$	$\Omega$	elektrischer Widerstand
$R_z$	$\Omega$	zusammengefasster Serienwiderstand
$R_{DE}$	$\Omega$	Parallelwiderstand des Dielektrikums
$R_E$	$\Omega$	Serienwiderstand einer Aktorelektrode
$R_{RE,V}$	$\Omega$	elektrischer Widerstand der Verbindungsleitungen zwischen einzelnen RE
$R_{RE,Z}$	$\Omega$	Zuleitungswiderstand der Referenzelektrode
$R_{SE,m,j}$	$\Omega$	Zuleitungswiderstand der Steuerelektroden
$R_{SE,V}$	$\Omega$	elektrischer Widerstand der Verbindungsleitungen zwischen einzelnen SE
$\Delta s_G$	m	Schließweg eines Mikrogreifers
$s_x$	m	seitlicher Überstand des Dielektrikums in $\vec{e}_x$
$s_{x,max}$	m	maximal zulässiger Überstand des Dielektrikums in $\vec{e}_x$
$s_y$	m	seitlicher Überstand des Dielektrikums in $\vec{e}_y$
$S$	-	relative Kontraktion
$S_{max}$	-	maximale relative Kontraktion
$S_t$	-	relative Längenänderung des t-ten Aktorfilaments
$S_{th}$	1/K	Temperaturausdehnung
$S_x$	-	Richtungskomponente der relativen Kontraktion in $\vec{e}_x$
$S_{x,rel}$	-	relativer seitlicher Überstand des Dielektrikums in $\vec{e}_x$
$S_0$	-	Initialdehnung
$S_y$	-	Richtungskomponente der relativen Kontraktion in $\vec{e}_y$
$S_z$	-	Richtungskomponente der relativen Kontraktion in $\vec{e}_z$
$S_{Maxwell}$	-	relative Kontraktion aufgrund der Maxwell-Spannung
$S_{Maxwell,flex}$	-	relative Kontraktion aufgrund der Maxwell-Spannung, nachgiebige Aktorelektroden
$S_{Maxwell,starr}$	-	relative Kontraktion aufgrund der Maxwell-Spannung, starre Aktorelektroden
$S_{Elektrostriktion}$	-	relative Kontraktion aufgrund der Elektrostriktion
$t$	-	Teilungsfaktor für die Aktorfilamente

Variablen	Einheit	Beschreibung
$t_{s,Aktor}$	s	Stapelzeit zur Herstellung eines Schlauchaktors
$T$	Pa	mechanische Spannung
$T_0$	Pa	mechanische Initialspannung
$T_z$	Pa	mechanische Spannung in $\vec{e}_z$
$u_C$	V	elektrische Spannung an einer Elektrodenanordnung (zeit- und zustandsabhängiger Momentanwert)
$u_{e,m,j}$	V	elektrische Steuerspannung für das Aktorfeld m,j (zeit- und zustandsabhängiger Momentanwert)
$u_{C,m,j}$	V	elektrische Spannung an der Gesamtkapazität eines Aktorfeldes (zeit- und zustandsabhängiger Momentanwert)
$U$	V	elektrische Spannung
$U_c$	V	elektrischen Spannung an einer Elektrodenanordnung
$U_p$	V	elektrische Spannung an eine Piezoaktor
$V_{Aktor}$	m <sup>3</sup>	Volumen eines Aktors
$V_0$	m <sup>3</sup>	zwischen zwei Elektroden bei $S = 0$ eingeschlossenes Elastomervolumen
$V_l$	m <sup>3</sup>	Linsenvolumen (optisch)
$\dot{V}$	m <sup>3</sup> /s	Volumenstrom
$w_z$	-	axialer Füllfaktor
$W$	J	Energie
$W_z$	J/m <sup>3</sup>	Energiedichte mit Bezug auf ein Aktorvolumen
$x$	m	Richtungskoordinate und Längenangabe
$x_t$	m	Hilfsvariable zur Berechnung von $r_t$
$x_0$	m	Ursprungsbreite einer Elektrodenfläche bei $S = 0$
$x_{0,S}$	m	Elektrodenbreite bei $S \neq 0$
$y$	m	Richtungskoordinate und Längenangabe
$y_0$	m	Ursprungslänge einer Elektrodenfläche bei $S = 0$
$y_{0,S}$	m	Elektrodenlänge bei $S \neq 0$
$y_p$	m	Parabelkoordinate in $\vec{e}_y$
$y_F$	m	Federdicke
$Y_0$	Pa	Materialabhängiges Elastizitätsmodul
$Y_c$	Pa	Geometrieabhängiger Druckmodul
$Y_{c,mess}$	Pa	Geometrieabhängiger Druckmodul aus Meßwerten bestimmt
$z$	m	Richtungskoordinate und Längenangabe
$z_0$	m	Elektrodenabstand bei $S = 0$
$z_{0,S}$	m	Elektrodenabstand bei $S \neq 0$
$z_{el}$	m	Elektroden Dicke
$z_{Feld}$	m	Aktorfeldlänge
$z_p$	m	Parabelkoordinate in $\vec{e}_z$
$z_{DE}$	m	Dielektrikumlänge in $\vec{e}_z$ -Richtung
$z_F$	m	Abwinkelungslänge
$\underline{Z}$	$\Omega$	elektrische Impedanz
$\beta_t$	Grad	Teilungswinkel zwischen zwei Aktorfilamenten
$\epsilon_r$	-	materialabhängige Permittivitätszahl
$\nu$	-	Querkontraktionszahl
$\varphi$	Grad	Winkel der Abwinkelung
$\varphi_{el}$	Grad	Phasenverschiebung der elektrischen Übertragungsfunktion
$\omega_{el}$	1/s	Frequenz der elektrischen Steuerspannung im Frequenzbereich

Variablen	Einheit	Beschreibung
$\omega_{e,el}$	1/s	Eckfrequenz der el. Übertragungsfunktion im Frequenzbereich
$\rho$	$\Omega \cdot m$	spezifischer elektrischer Widerstand
$\tau_{el}$	s	elektrische Zeitkonstante
$\theta$	Grad	Rotationswinkel der Basis eines Abwinkelungsbereiches

## Konstanten

$\epsilon_0$	$8,854e-12 \frac{C}{V \cdot m}$	elektrische Feldkonstante
--------------	---------------------------------	---------------------------

## Abkürzungen

<b>AISI</b>	American Iron and Steel Institute
<b>CVD</b>	Chemical Vapor Deposition
<b>DE</b>	Dielectric Elastomer
<b>DEA</b>	Dielectric Elastomer Actuator
<b>DIN</b>	Deutsches Institut für Normung
<b>DMS</b>	Dehnungsmessstreifen
<b>EAP</b>	Electroactive Polymer
<b>FEA</b>	Finite Elemente Analyse
<b>IEC</b>	International Electrotechnical Commission
<b>LESS</b>	Laparo-Endoscopic-Singlesite-Surgery
<b>MIS</b>	Minimal-Invasive-Surgery
<b>NOTES</b>	Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery
<b>PVD</b>	Physical Vapor Deposition
<b>RE</b>	Referenzelektrode
<b>SE</b>	Steuerelektrode
<b>SILS</b>	Single Incision Laparoscopic Surgery der Firma Covidien
<b>SITUS</b>	Single Incision Triangulated Umbilical Surgery

## Begriffe

**distal** anatomisch weiter vom Rumpf des Körpers entfernt liegende Teile einer Extremität, Gegenteil von *proximal*

**dorsal** anatomisch rückseitig gelegen, zum Rücken gehörig, Gegenteil von *ventral*

**lateral** anatomisch seitwärts, seitlich, auswärts

**proximal** anatomisch näher zum Rumpf des Körpers liegende Teile einer Extremität, Gegenteil von *distal*

**ventral** anatomisch bauchwärts gelegen, zum Bauch gehörig, Gegenteil von *dorsal*

## **Lebenslauf**

Der Lebenslauf ist in der Online-Version aus Gründen des Datenschutzes nicht enthalten.

