

Intelligente Antriebssysteme für dynamische Anwendungen auf Basis dielektrischer Elastomere

Dissertation

zur Erlangung des Grades

der Doktorin der Ingenieurwissenschaften

der Naturwissenschaftlich-Technischen Fakultät

der Universität des Saarlandes

von

Sophie Nalbach

Saarbrücken

2022

Tag des Kolloquiums:	28. April 2023
Dekan:	Prof. Dr. Ludger Santen
Berichterstatter:	Prof. Dr.-Ing. Stefan Seelecke Prof. Dr.-Ing. Georg Frey
Vorsitz:	Prof. Dr.-Ing. Dirk Bähre
Akad. Beisitzer:	Dr. Michael Roland

Kurzfassung

Dielektrische Elastomere (DE) ermöglichen die Entwicklung leichter, geräuschloser und ressourcenschonender Systeme, die als Aktoren eine sehr hohe Flexibilität aufweisen. Dies betrifft sowohl Design- als auch Ansteuerungsmöglichkeiten. Als intelligente Materialien können DE zusätzlich als Sensoren genutzt werden. Ihr großer Arbeitsbereich in Bezug auf Dehnung und Frequenz ist die Grundlage für ein weites Spektrum an Anwendungsmöglichkeiten.

Ziel dieser Arbeit ist es, innovative Systemkonzepte zu entwickeln, welche die Ansteuerungsmöglichkeiten in höheren Frequenzbereichen ausnutzen, sowie die dafür nötigen dynamischen Grundlagen zu erforschen. Am Beispiel einer smarten Vibrationsmassage wird DE-Aktorik zur Erzeugung der Vibration genutzt, während die sensorischen Eigenschaften für die Überwachung des Systemzustands zuständig sind. Die Massage kann somit optimal an Benutzer:innen angepasst werden. Erweiterte Auslegungskonzepte ermöglichen die systematische Betrachtung einer veränderlichen Gewichtslast sowie eines einstellbaren Systemdrucks. Um darauf aufbauend auch intelligente Systeme für noch höhere Frequenzbereiche zu entwickeln, stellt der zweite Teil das per Laservibrometrie untersuchte dynamische Membranverhalten der DE beim Übergang bis in den akustischen Bereich vor. Das resultierende Frequenzverhalten, die entstehenden Moden sowie insbesondere der Einfluss durch verschiedene Parameter bilden die Basis für die Entwicklung komplexer hochfrequenter Aktor-Sensor-Systeme.

Abstract

Dielectric elastomers (DE) enable the development of lightweight, silent and resource-saving systems. In actuator systems, they offer a high degree of flexibility in terms of design and control options. Being classified as a smart material, DE can additionally be used as sensors. Their large operating range regarding material strain and frequency creates the basis for a wide range of possible applications.

The goal of this work is the development of innovative system concepts that exploit the actuation capabilities in higher frequency ranges and to explore the necessary dynamic fundamentals. At the example of a smart vibration massage system, the DE actuator technology is used to generate the vibration, while the sensing capabilities are responsible for monitoring the system state. This allows an optimal massage adaption to individual users. The developed advanced system concepts include systematic consideration of variable weight loads as well as adjustable system pressure. For the development of intelligent systems in even higher frequency ranges, the second part presents the dynamic DE membrane behavior in transition to the acoustic frequency range, which is investigated by laser vibrometry. The resulting frequency behavior, the forming modes and specifically the influence of various parameters create the basis for the development of complex high-frequency actuator-sensor systems.

Vorwort

Die vorliegende Dissertation entstand im Rahmen meiner Tätigkeit am Lehrstuhl für intelligente Materialsysteme an der Universität des Saarlandes. Die behandelten Themen waren Teil von Projekten im Bereich der Grundlagenforschung bis hin zur Entwicklung von anwendungsnahen Systemen. In meiner Zeit am Zentrum für Mechatronik und Automatisierungstechnik als wissenschaftliche Mitarbeiterin, Leiterin der Gruppe Dielektrische Elastomere und Bereichsleiterin Smarte Materialsysteme konnte ich Einblicke in verschiedenste Forschungsgebiete gewinnen, zu allen dazu gehörigen Themen sehr viel lernen und zuletzt selbst das erlangte Wissen weitergeben.

Mein Dank gilt all jenen, die in verschiedenen Stationen auf meinem Weg zu diesem beigetragen haben: von der Begeisterung für Natur- und Ingenieurwissenschaften über die Ermutigung zu Herausforderungen bis hin zum Einstieg in die faszinierende Forschungsthematik der Smarten Materialien.

Vielen Dank für die harmonische Atmosphäre am Lehrstuhl, für die Freiheit und Flexibilität beim Arbeiten und für die Möglichkeit zur Weiterentwicklung. Danke für die großartige Unterstützung bei unterschiedlichsten Projekten, für die inspirierenden Diskussionen und die dadurch generierten Ideen sowie die tolle Zusammenarbeit beim Lösen von Problemen aller Art und beim Durchführen von Versuchen (vor allem an meine geduldigen Versuchspersonen zur Vibrationsmassage). Spezieller Dank geht dabei an das DE-Team, auch für die Herstellung der vielen DE. Danke auch für all die Erlebnisse neben unserer Forschung: die gemeinsamen Zeiten überall auf der Welt, das Teilen des Büros, Mittagspausen in der Sonne, viele leckere Kuchen, so viel Spaß bei und neben der Arbeit.

Danke für das Durchhalten mit mir bis zum Ende dieser Arbeit, für jeden Ausgleich, gemeinsames Entspannen und wieder Motivation finden. Danke an alle Freiwilligen und meine Betreuer und Prüfer für die Korrektur sowie die Begutachtung dieser Arbeit.

Ich danke dem gesamten iMSL-Team und allen, die in den letzten Jahren Teil davon waren, ebenso meiner Familie und meinen Freunden und Freundinnen. Ganz besonders möchte ich mich bei meinen Eltern sowie Vince, Romina, Lilli und David bedanken. Abschließend noch ein herzliches Dankeschön an Paul und Stefan, vor allem für die Wertschätzung und das Vertrauen in allen Bereichen.

Inhalt

1 Einleitung	1
2 Grundlagen	5
2.1 Dielektrische Elastomere.....	5
2.1.1 Aktoreffekt.....	5
2.1.2 Sensoreffekt und Self-Sensing.....	8
2.1.3 Zeitabhängige Effekte.....	10
2.2 Auslegung DE-basierter Aktorsysteme.....	11
2.2.1 Quasi-statische Auslegung.....	12
2.2.2 Dynamische Auslegung.....	14
2.3 Stand der Forschung.....	15
3 DE in dynamischen Anwendungen: Vibrationsmassage	19
3.1 Motivation und Ziel.....	19
3.2 Auslegungskonzept und Systemvoraussetzungen.....	21
3.2.1 Konzept zur Hubmaximierung.....	23
3.2.2 Konzept zur Kraftmaximierung.....	29
3.3 Experimenteller Aufbau.....	34
3.3.1 Charakterisierungsprüfstand.....	34
3.3.2 Komponentenauswahl.....	36
3.4 Aktorauslegung, -design und -aufbau.....	39
3.5 Versuchsergebnisse.....	45
3.5.1 Charakterisierung der Komponenten.....	46
3.5.2 Quasi-statische Versuche zur Systemvalidierung.....	48
3.5.3 Dynamische Versuche bezüglich der Ansteuerungsmöglichkeiten.....	52
3.5.4 Realitätsnahe Experimente zur Demonstration von Anwendungsprozessen.....	54
3.6 Entwicklung eines Demonstrators.....	57

3.6.1 Anforderungen	57
3.6.2 Design und Aufbau	58
3.7 Zusammenfassung: Vibrationsmassage	59
4 Untersuchung der Membranschwingungen in DE.....	61
4.1 Motivation und Ziel.....	62
4.2 Experimenteller Aufbau.....	63
4.2.1 Design der DE-Membran	63
4.2.2 Experimenteller Prüfstand	64
4.2.3 3D-Laservibrometrie	66
4.3 Versuchsergebnisse	66
4.3.1 Charakterisierung der Membranschwingung.....	66
4.3.2 Einflüsse von Systemparametern.....	69
4.3.3 Verlauf des elektrischen Stroms bei dynamischem Betrieb.....	76
4.4 Zusammenfassung: Membranschwingungen.....	86
5 Zusammenfassung und Ausblick.....	87
Literaturverzeichnis	89
Anhang	103
Abbildungsverzeichnis	105
Abkürzungsverzeichnis	111
Lebenslauf	113
Veröffentlichungen	115

1 Einleitung

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung innovativer Konzepte für dielektrische Elastomersysteme, bei denen vor allem die Ausnutzung smarter Aktor- und Sensoreigenschaften sowie deren dynamischer Betrieb im Fokus stehen. Die Arbeit schlägt dabei die Brücke vom Materialverständnis zur anwendungsnahen Entwicklung über systematische Auslegungskonzepte und experimentelle Validation. Gleichzeitig werden durch eine systematische experimentelle Charakterisierung per 3D-Laservibrometrie erstmals die Grundlagen für das Verständnis des Systemverhaltens bei Frequenzen bis in den akustischen Bereich gelegt.

Die Integration von smarten Systemen in verschiedensten Umgebungen erleichtert das Leben an vielen Stellen. Sowohl im privaten Bereich mit mobilen Geräten oder zu Hause als auch im beruflichen Umfeld im Büro oder in der Produktion: Smartphone, Smartwatch, smarte Whiteboards oder Werkzeuge unterstützen den Menschen bei vielen Aufgaben. Dabei geht es einerseits um intuitive Eingabemöglichkeiten, per Touchfunktion, Sprache oder Gestenerkennung, und andererseits um flexible Feedbackmöglichkeiten, die idealerweise auch unterwegs, bei Störungen durch Lärm oder Verschmutzung oder in zeitkritischen Situationen schnell Informationen weitergeben können. Viele Systeme lassen sich durch zusätzliche Aktoren und Sensoren ergänzen, um vor allem Komfort und Sicherheit zu erhöhen: Beim Sport können Apps auf dem Smartphone oder der Smartwatch mit ergänzenden Sensoren weitere Messwerte aufnehmen, beim Gaming kann das Spielerlebnis durch Zubehör mit Feedbackfunktionen noch realer gemacht werden. Im Verkehr oder in der Industrie können durch Erweiterungen vor allem die Punkte Gesundheit und Sicherheit verbessert werden, indem auch hier verschiedene Funktionen überwacht und Informationen schnell weitergegeben werden.

Gerade bei der direkten Interaktion mit dem Menschen ist es wünschenswert, durch den Einsatz von soften und kompakten Elementen nahezu nicht spürbare Systeme zu nutzen. Bei vielen der Anwendungen werden die Funktionen durch starre Elemente umgesetzt, die entweder als Aktor oder Sensor fungieren, z. B. mit Exzentermotoren, Linearantrieben, Elektromagneten, Hall-Sensoren oder Gyroskopen. Vorteile können hier durch den Einsatz von smarten Materialien geschaffen werden. Formgedächtnislegierungen oder

Piezokeramiken ermöglichen durch ihre gleichzeitige Verwendung als Aktor und als Sensor den kompakten Aufbau von Systemen, die so leichter integriert werden können. Zusätzlich sind neben thermischen Formgedächtnislegierungen vor allem elektroaktive Polymere besonders für die Entwicklung von weichen Systemen geeignet. Dielektrische Elastomere (DE) zeichnen sich durch ein flexibles, leichtes Material aus, das kostengünstig und ressourcenschonend hergestellt werden kann. Energiesparende und kompakte DE-Aktoren können verschiedenste Anwendungen optimieren, indem z. B. Elektromagnete in den Antrieben von Pumpen und Ventilen ersetzt werden. Die zusätzlichen Vorteile kommen aber erst bei der Entwicklung von weichen Systemen zum Einsatz und können durch die besonderen Ansteuerungsmöglichkeiten ergänzt werden. Die Ansteuerung ist in einem breiten Frequenzbereich möglich und reicht von harmonischen Signalen über Rechteck und Sägezahn bis zu völlig beliebigen Signalformen. Somit können neue Systeme entwickelt werden, die Funktionen ermöglichen, welche mit herkömmlichen Sensoren und Aktoren bisher nicht umgesetzt werden können.

In dieser Arbeit werden innovative Konzepte entwickelt, um genau diese Möglichkeiten zu demonstrieren. Die entwickelten Konzepte werden mit den dazu nötigen Grundlagen zum Systemverständnis bei höheren Frequenzen ergänzt, um auch komplexere Aktor-Sensor-Systeme für die Anwendungsfelder Haptik und Akustik auszulegen und zu optimieren. Beginnend mit den Grundlagen zu dielektrischen Elastomeren beschreibt die Arbeit in einem anwendungsbezogenen Teil die Entwicklung einer smarten Vibrationsmassage. Nach der Entscheidung für ein Konzept einer intelligenten Verbindung zwischen Sensor- und Aktoreigenschaften wird dieses im Detail ausgelegt und anschließend aufgebaut. Die messtechnische Charakterisierung validiert zuerst systematisch die Auslegungsmethodik und zeigt dann an anwendungsnahen Prozessen die Funktionsmöglichkeiten der Massageanwendung in dem relevanten Frequenzbereich bis 20 Hz.

Der anschließende Teil beschäftigt sich mit der experimentellen Charakterisierung von Membranschwingungen in dielektrischen Elastomeren. Eine großflächige Membran wird in höheren Frequenzbereichen bis zu 1 kHz angeregt und die daraus resultierenden Schwingungen werden per 3D-Laservibrometrie analysiert. Es werden die entstehenden Moden und das Frequenzspektrum der Bewegung sowie das Verhalten der elektrischen Größen untersucht. Dabei wird zusätzlich der Einfluss mechanischer und elektrischer

Parameter auf die Membranschwingungen betrachtet. Abschließend werden die Erkenntnisse aus beiden Teilen zusammengeführt, und somit die Grundlage für zukünftige intelligente hochfrequente Aktor-Sensor-Systeme geschaffen.

2 Grundlagen

Obwohl die zugrunde liegenden Effekte bereits im 19. Jahrhundert entdeckt wurden [1], werden die Grundlagen zu dielektrischen Elastomeren erst seit den frühen 1990er Jahren intensiv erforscht [2], [3]. Nach der Untersuchung von vielen grundlegenden Themen steht vor allem in den letzten Jahren auch die anwendungsorientierte Forschung im Fokus.

2.1 Dielektrische Elastomere

Dielektrische Elastomere bestehen aus einem Elastomerfilm, der zwischen zwei hochdehnbaren leitfähigen Elektroden (z. B. Ruß) eingebettet ist und somit einen flexiblen Kondensator bildet (Abbildung 1, links). Der Film kann aus unterschiedlichen Materialien (z. B. Silikon, Naturkautschuk oder Acrylat) bestehen [4]–[6], die Filmdicke liegt meist im Bereich weniger Mikrometer bis zu einigen Hundert Mikrometern. Auch für die Elektroden können verschiedene Materialien und Zusammensetzungen verwendet werden [7]–[9]. Diese werden aufgesprüht, gegossen oder gesputtert, sowie per Siebdruck, Tampondruck oder Rotationsbeschichtung [10]–[15] aufgebracht.

Aufgrund ihrer nachfolgend beschriebenen Eigenschaften können dielektrische Elastomere zur Entwicklung von Aktoren, Sensoren oder Generatoren verwendet werden. Der Fokus dieser Arbeit liegt auf Aktor-Sensor-Systemen, die entsprechenden Grundlagen werden in diesem Kapitel behandelt.

2.1.1 Aktoreffekt

Wird an den flexiblen Kondensator ein Hochspannungssignal (üblicherweise im Bereich von 1-10 kV) angelegt, so führen die entstehenden Ladungen, die sich auf der Oberfläche der Elektroden verteilen, zu einem elektrischen Feld, und dies wiederum zu einer mechanischen Spannung. Eine solche Druckspannung verursacht eine Verformung sowohl im Elastomer als auch in den Elektroden, was zu einer Verringerung der Schichtdicke und aufgrund der Inkompressibilität des Elastomers zu einer Vergrößerung der Fläche führt (Abbildung 1, rechts). Die induzierte mechanische Spannung wird typischerweise als Maxwell-Spannung σ_M bezeichnet und wird wie folgt angegeben:

$$\sigma_M = -\varepsilon_0 \varepsilon_r E^2, \quad (1)$$

wobei ε_0 , ε_r und E die Vakuum-Permittivität, die relative DE-Permittivität und das durch die angelegte elektrische Spannung induzierte elektrische Feld bezeichnen.

Das oben beschriebene elektromechanische Prinzip kann genutzt werden, um verschiedene Arten von Antriebsvorrichtungen zu entwickeln. Die beiden gebräuchlichsten Konfigurationen für DE-Aktoren (DEA) sind Stapel- und Membran-DEA, welche entweder die Dickenkontraktion (Stapel) bzw. die Flächenvergrößerung (Membran) für die Huberzeugung nutzen. Während Stapelaktoren das Erreichen hoher Kräfte, aber Verformungen von nur wenigen Prozent ermöglichen [16]–[19], führen Membran-DEA in der Regel zu großen Deformationen, aber geringeren Kräften [20], [21]. Weitere Vorteile von Membranaktoren ergeben sich vor allem durch die sehr flexiblen Möglichkeiten bei der Entwicklung und Anpassung von Systemen [22]. Zusätzlich eignen sie sich aufgrund ihrer geringen Eigenmasse besonders für Anwendungen bei höheren Frequenzen und stehen daher im Mittelpunkt dieser Arbeit.

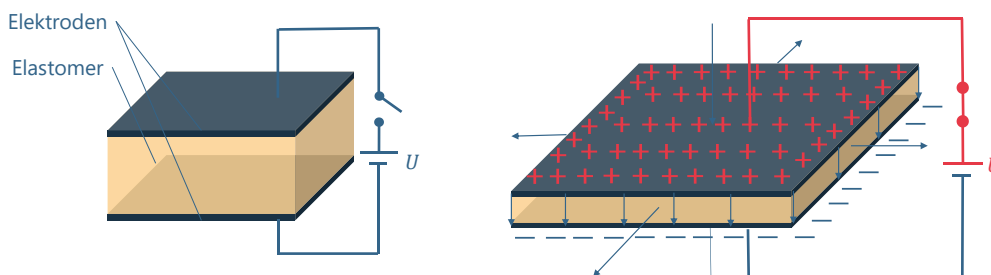


Abbildung 1: Aufbau eines dielektrischen Elastomers (links) und Erzeugung einer Dicken- und Flächenänderung durch den Aktoreffekt (rechts)

Um einen signifikanten Hub zu erzeugen, muss ein Membran-DEA mit einem mechanischen Vorspannsystem ausgelenkt werden. Ein Beispiel für einen Membran-DEA, der aus der Ebene heraus mit einer linearen Feder vorgespannt ist, ist in Abbildung 2 dargestellt. Wird eine elektrische Spannung angelegt, ist die Feder in der Lage, durch die Vergrößerung der Membranfläche einen Hub gegen diese zu erzeugen. Die Leistung eines Membran-DEA wird durch den angenommenen Vorspannmechanismus erheblich beeinflusst. Herkömmliche Vorspannsysteme basieren auf Massen oder linearen Federn, obwohl durch den Einsatz instabiler oder multistabiler Mechanismen, z. B. Federelemente mit negativer Steifigkeit (negative-rate biasing springs – NBS) oder Permanentmagneten, ein deutlich größerer Hub erreicht werden kann [21], [23], [24]. Zusätzlich zur Anpassung des Vorspannsystems kann die Performance eines Membran-DEA durch Veränderung der Membrangeometrie

gesteigert werden, wie Hau *et al.* in [22] zeigen. Sowohl Hub als auch Kraft werden durch die Membrangeometrie beeinflusst, zusätzlich kann die Kraft durch das Stapeln mehrerer Membranschichten skaliert werden. Diese Anpassungen sind im Herstellungsprozess einfach umzusetzen, da DEA mit beliebiger Elektrodenform über Siebdruckverfahren hergestellt werden können. Weitere Parameter, die durch den Siebdruckprozess modifiziert werden können, sind die Elektrodendicke oder die Mischung des Elektrodenmaterials. Diese beeinflussen den Elektrodenwiderstand und die Membransteifigkeit, und können somit ebenso zur Optimierung des Aktorverhaltens genutzt werden [25]. Anhand dieser variablen Möglichkeiten von Vorspannmechanismus, Membrangeometrie und Elektrodenform kann das Design von DEA-Systemen mit einem hohen Maß an Flexibilität gestaltet werden.

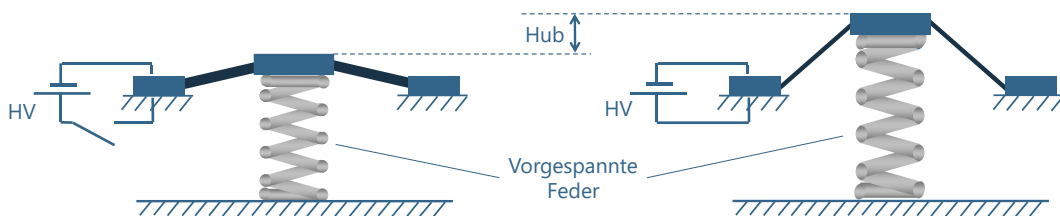


Abbildung 2: Mit linearer Feder vorgespannter DE-Aktor zur Generierung eines Hubs

Häufig verwendete Membrangeometrien sind in Abbildung 3 dargestellt. Circular Out-of-Plane (COP) Aktoren werden aus der Ebene heraus vorgespannt und führen auch ihre Bewegung in diese Richtung aus [26]. Strip Out-of-Plane Aktoren (SOP) sind streifenförmige Aktoren, die ebenfalls aus der Ebene heraus vorgespannt sind [27]. Streifenförmige Aktoren, die in der Ebene arbeiten, werden von Strip in-Plane (SIP) Aktoren abgebildet [24]. Je nach Systemeigenschaften wie Kraft- und Hubanforderungen, Bauraum oder Gewicht eignen sich die unterschiedlichen Geometrieformen zur optimalen Ausnutzung der Vorteile von DE.

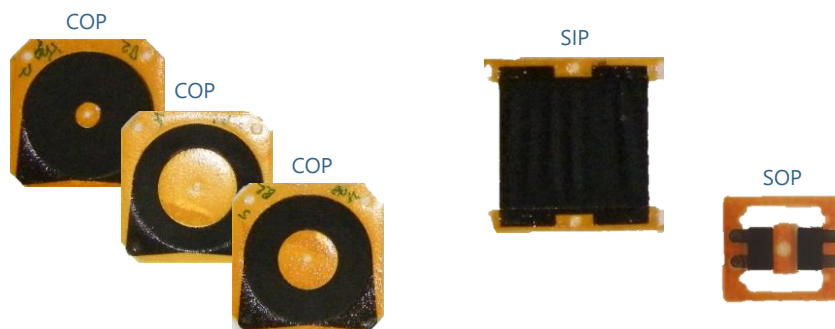


Abbildung 3: Flexible Designmöglichkeiten von DE-Aktoren zur Entwicklung von runden (COP) oder streifenförmigen (SIP, SOP) Geometrien zur Bewegung in der Ebene (SIP) oder aus der Ebene heraus (COP, SOP)

2.1.2 Sensoreffekt und Self-Sensing

Zusätzlich zum Aktoreffekt ist auch ein sensorischer Effekt in DE-Membranen zu beobachten. Die Kapazität des flexiblen Kondensators ändert sich entsprechend der vorliegenden Membrangeometrie, sodass das Material auch als Sensor [28]–[31] verwendet werden kann. Nach (2) steigt die Kapazität C_{DE} einer DE-Membran als dünner Plattenkondensator mit zunehmender Fläche A und abnehmender Filmdicke d :

$$C_{DE} = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{d}. \quad (2)$$

Aus der Volumenkonstanz des inkompressiblen Films folgt mit dessen Fläche A und der Filmdicke d sowie deren Ausgangswerten A_0 und d_0

$$\frac{A}{d} = \frac{A^2 A_0}{A_0^2 d_0} \quad (3)$$

und somit die von der Grundkapazität C_0 abhängige Membrankapazität

$$C_{DE} = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A^2 A_0}{A_0^2 d_0} = C_0 \frac{A^2}{A_0^2}. \quad (4)$$

Diese Eigenschaft kann zur Entwicklung von Sensoren genutzt werden, die durch entsprechendes Systemdesign zur Messung von Wegen, Kräften oder auch Drücken genutzt werden können, indem die Änderung der zu messenden Größe in eine Deformation der DE-Membran übertragen wird (Abbildung 4). Besonders interessant ist die Gestaltung von flexiblen Sensoren, die sich zur Integration in soften Systemen, zum Beispiel in Kleidung oder Sitzen, eignen.

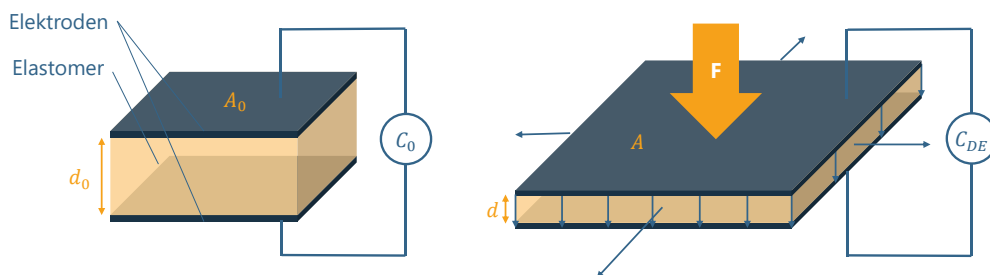


Abbildung 4: Sensoreffekt durch Kapazitätsmessung (links) und Kapazitätsänderung bei Verformung, beispielsweise durch eine Kraft F (rechts)

Neben der Entwicklung von reinen Sensoranwendungen bietet sich auch die sensorlose Überwachung von Aktorsystemen an. Ohne zusätzliche Sensoren lassen sich durch die

sensorischen Funktionen Aktoren überwachen. Dies kann speziell zur Regelung von Aktorsystemen verwendet werden [32]–[34].

Für den COP als eine häufige Aktorgeometrie [22], [23], [35], [36] kann die wegabhängige Kapazitätsänderung mithilfe einer konischen Näherung der ausgelenkten Membranform für viele Anwendungen hinreichend genau berechnet werden. Ausgehend von der ringförmigen Ausgangsfläche A_0 mit Außenradius r_a und Innenradius r_i

$$A_0 = \pi(r_a^2 - r_i^2) \quad (5)$$

sowie der konischen Fläche A der nach x_{DE} ausgelenkten Membran (siehe Abbildung 5)

$$A = \pi(r_a + r_i)r = \pi(r_a + r_i)\sqrt{r_0^2 + x_{DE}^2} \quad (6)$$

ergibt sich die wegabhängige Kapazität

$$C_{DE}(x_{DE}) = C_0 \frac{\pi^2(r_a+r_i)^2(r_0^2+x_{DE}^2)}{\pi^2(r_a^2-r_i^2)^2} = C_0 \frac{(r_a+r_i)^2}{((r_a+r_i)(r_a-r_i))^2} (r_0^2 + x_{DE}^2) = \quad (7)$$

$$C_0 \frac{1}{(r_a-r_i)^2} (r_0^2 + x_{DE}^2) = C_0 \frac{1}{r_0^2} (r_0^2 + x_{DE}^2) = C_0 \left(1 + \left(\frac{x_{DE}}{r_0}\right)^2\right).$$

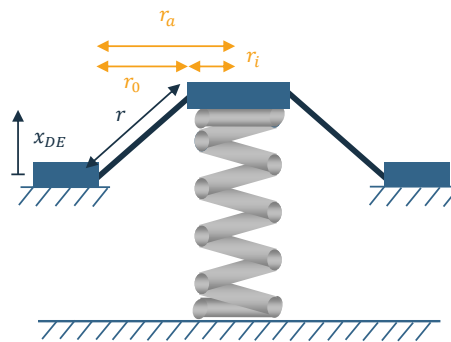


Abbildung 5: Für die wegabhängige Kapazität $C_{DE}(x_{DE})$ relevante Geometrieparameter

Die Kapazitätsänderung von DE-Membranen bildet auch die Grundlage zur Umsetzung von Generatoranwendungen [37]–[40]. Die durch externe mechanische Energie erzeugte Deformation der DE-Membran und die damit einhergehende Änderung der Kapazität zwischen einem minimalen und einem maximalen Wert wird zur Umwandlung in elektrische Energie genutzt. Bei der durch die Deformation erzeugten maximalen Kapazität des DE wird eine elektrische Spannung angelegt. Die somit aufgebrauchten Ladungen führen durch die danach verringerte Kapazität zu einer Erhöhung der elektrischen Spannung. Beim Entladen in diesem Zustand kann die gewonnene elektrische Energie abgeschöpft werden. Durch die

flexiblen Einsatzmöglichkeiten von DE können Systeme entwickelt werden, welche Energie aus Wind [41] oder Wellen [42], aber auch aus menschlichen Bewegungen [43] oder Vibrationen gewinnen.

2.1.3 Zeitabhängige Effekte

Werden dielektrische Elastomeraktoren in höheren Frequenzbereichen betrieben, um Vibrationen, haptisches Feedback oder akustische Signale zu erzeugen, sollten verschiedenen Effekte betrachtet werden. Als elektromechanisches System sind DEA sowohl von den mechanischen als auch den elektrischen Parametern des Systems abhängig. Die entstehende mechanische Schwingung wird von der Dämpfung, der Steifigkeit sowie der Masse des Systems beeinflusst. Hierbei setzt sich die Dämpfung aus einer geschwindigkeitsabhängigen und einer auslenkungsabhängigen Komponente zusammen, und wird von dem Materialverhalten der dielektrischen Elastomere bestimmt. Die viskosen Verluste bestimmen vor allem die Amplitude in den Resonanzfrequenzen [44]. Die Steifigkeit des Systems setzt sich hauptsächlich zusammen aus den Steifigkeiten des Vorspannmechanismus und der DE-Membran selbst, welche wiederum von der Auslenkung sowie der angelegten elektrischen Spannung abhängt. Die Systemmasse besteht aus der Masse der DE-Membran selbst, inklusive entsprechender Befestigungsteile zur Kraftübertragung. Dabei ist zu beachten, welche Systemteile bewegt werden: in der Regel bleibt eine Seite des DEA fest, während die andere sich bewegt, die Membranfläche geht (wie bei linearen Federn) zu einem Drittel in die bewegte Masse ein. Der Einfluss einiger dieser Parameter auf die erzeugte Membranschwingung wird in Kapitel 4.3.2 gezeigt. Bezüglich der elektrischen Einflussfaktoren sind vor allem der elektrische Widerstand und die Kapazität des DE für die entstehenden Schwingungen relevant. Das dynamische Verhalten eines DEA wird beeinflusst vom Ladungsvorgang der DE-Membran als Kondensator. Abhängig vom elektrischen Widerstand R und der Kapazität C des DE ergibt sich die zugehörige Zeitkonstante τ als

$$\tau = RC, \quad (8)$$

mit der die Ladezeit des Kondensators als

$$t \approx 5\tau \quad (9)$$

abgeschätzt werden kann (zu 99 % geladen). Für die vorgestellten Anwendungen kann somit abgeschätzt werden, bis zu welchen Frequenzen die erzeugten Schwingungen nicht von der elektrischen Ladezeit beeinflusst werden. Untersuchungen von Garnell *et al.* und Moretti berücksichtigen darüber hinaus die aufgrund des Elektrodenwiderstands entstehenden Spannungsverteilungen [45], [46]. Ein Modell von Rizzello *et al.* beschreibt das elektromechanische Verhalten eines DE-Feder-Masse Systems und kann die entstehenden Ströme sowie die Auslenkungen des DE für verschiedenen Eingangssignale vorhersagen [47]. Um bei relevanten Frequenzen entsprechende Verzögerungen zu vermeiden, können möglichst leitfähige Elektroden verwendet werden. Für akustische Anwendungen eignen sich z. B. per Sputterprozess aufgebrauchte nickelbasierte Elektroden, mit denen Flächenwiderstände von 500Ω (auch als Ω/\square angegeben) erreicht werden [9], [48].

2.2 Auslegung DE-basierter Aktorsysteme

Zur Auslegung DE-basierter Systeme eignet sich eine grafische Auslegungsmethode, welche die wegabhängigen Kräfte der für das System relevanten Komponenten nutzt [23], [49], [50]. Durch Bildung der Summe aller beteiligten Kräfte werden diese über die Wegabhängigkeit in Zusammenhang gebracht und beschreiben damit alle im System auftretenden Bewegungen inklusive der auftretenden Kräfte. Grundlage dieser Auslegungsmethode sind die charakteristischen Kraftkurven der Komponenten, die durch weggesteuerte Kraftmessungen bestimmt werden. Die für diese Arbeit relevanten Charakteristiken sowie die entsprechenden Prüfstände und Versuchsdurchführungen werden in den folgenden Kapiteln beschrieben. Eine beispielhafte Darstellung von Kraftkurven einer COP-DE-Membran ist in Abbildung 6 zu sehen.

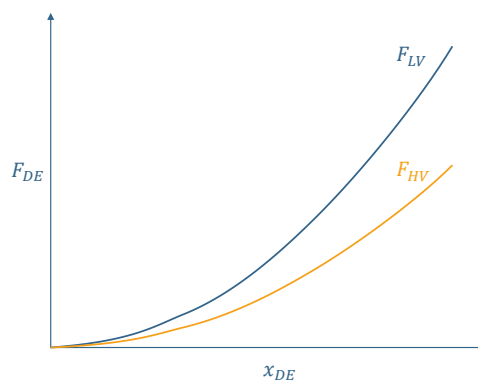


Abbildung 6: Charakteristische Kraft-Weg-Kurven $F_{DELV}(x_{DE})$ und $F_{DELV}(x_{DE})$ für einen COP-Aktor bei minimaler und maximaler elektrischer Spannung

Diese werden bei den für das System relevanten elektrischen Spannungen gemessen. In vielen Fällen werden vor allem die Kurven bei minimaler und maximaler elektrischer Spannung (low/high voltage) als LV-Kurve und HV-Kurve verwendet (z. B. bei 0 kV und bei 3 kV).

2.2.1 Quasi-statische Auslegung

Um die in einem System wirkenden Kräfte in Zusammenhang zu bringen, wird das Kräftegleichgewicht (KGG) an einem Punkt aufgestellt. Für ein einfaches System aus DE und linearer Feder, wie in Abbildung 7 dargestellt, und den dazugehörigen Kräften ergibt sich das KGG aus DE-Kraft F_{DE} und Federkraft F_F wie folgt:

$$F_{DE} = F_F \quad (10)$$

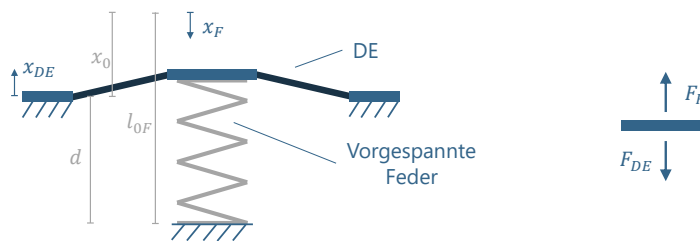


Abbildung 7: Skizze eines Feder-DE-Systems mit zugehörigem Kräftegleichgewicht

Die entsprechende Kinematik (11), bringt die Nulllagen von DE-Membran (x_{DE}) und Feder (x_F) über die Systemvorspannung x_0 in Zusammenhang. Diese Vorspannung ergibt sich aus der Nulllänge der Feder l_{0F} und dem Abstand der Befestigungen von Feder und DE-Membran d . Werden anschließend die von der Auslenkung (x_{DE} bzw. x_F), sowie von der elektrischen Spannung U und der Federsteifigkeit k abhängigen Kräfte betrachtet (12), ergibt sich das von einer globalen Koordinate $x = x_{DE}$ abhängige Kräftegleichgewicht (13).

$$x_F = -x_{DE} + x_0 = -x_{DE} + l_{0F} - d \quad (11)$$

$$F_{DE} = f(x_{DE}, U), F_F = kx_F \quad (12)$$

$$F_{DE} = F_F \rightarrow f(x_{DE}, U) = -kx + k(l_{0F} - d) \quad (13)$$

Werden diese Kräfte nun grafisch in der Abhängigkeit der globalen Koordinate x in einem Diagramm dargestellt (Abbildung 8), können die Kräftegleichgewichte zu den verschiedenen Systemzuständen an den Schnittpunkten der einzelnen Kraftkurven abgelesen werden. Diese Punkte ermöglichen es, die mit den jeweiligen elektrischen Spannungen möglichen Hübe Δx und Kräfte ΔF zu bestimmen. Auch die generellen

Auslenkungen der einzelnen Komponenten während der Aktivierung können abgelesen werden. Diese sind relevant, um zum einen bestimmte Grenzwerte nicht zu überschreiten (z. B. maximale DE-Dehnung oder Federlänge) und zum anderen, um die für Sensoranwendungen wichtigen Kapazitätswerte abzuschätzen.

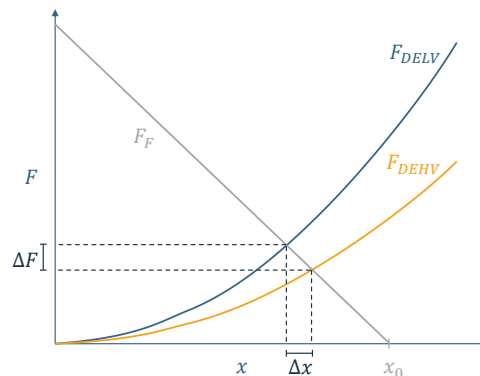


Abbildung 8: Grafische Darstellung für das KGG eines DE-Feder-Systems mit sich daraus ergebendem Hub Δx und resultierender Kraft ΔF

Dieses Vorgehen ermöglicht es, für alle Systeme, für die die relevanten Kraft-Weg-Charakteristiken bekannt sind, die jeweiligen Systemzustände zu ermitteln. Eine weitere Möglichkeit, diese Systemzustände zu bestimmen, ergibt sich durch Nutzen der Aktorkraft F_A . Diese wird definiert durch die im Aktor wirkenden Kräfte, für diesen Fall die der DE-Membran F_{DE} und die der Feder F_F :

$$F_A = F_{DE} - F_F \quad (14)$$

Das sogenannte Aktordiagramm betrachtet die oben ermittelten Kräftegleichgewichte in einer anderen Darstellung. Da die entwickelten Systeme in den meisten Fällen gegen eine externe Last F_L arbeiten, kann diese dem Kräftegleichgewicht hinzugefügt werden. Durch Gleichsetzen mit der Aktorkraft ergibt sich:

$$F_A = F_{DE} - F_F = F_L. \quad (15)$$

Arbeitet das vorherige System ohne externe Last, kann es mit dieser Darstellung für $F_L = 0$ beschrieben werden. Diese ist in Abbildung 9 gezeigt. Auch hier kann der in Abbildung 8 ermittelte Hub abgelesen werden. Diese Darstellung ermöglicht es, auch externe Lasten mit in die Auslegung einzubeziehen. Diese werden ebenfalls in Abhängigkeit der globalen Koordinate x beschrieben und können in das Diagramm eingetragen werden. Diese

Vorgehensweise wird anhand der in dieser Arbeit entwickelten Systeme in späteren Kapiteln angewendet.

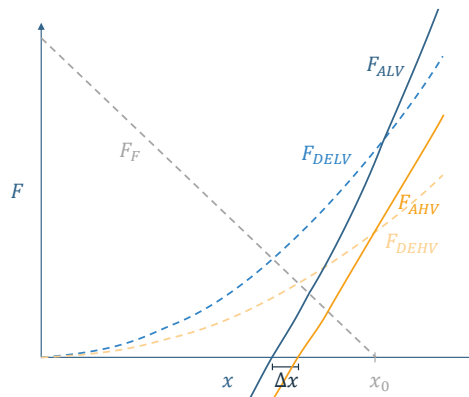


Abbildung 9: Aktordiagramm eines DE-Feder-Systems mit sich daraus ergebendem Hub Δx

2.2.2 Dynamische Auslegung

Soll ein System dynamisch ausgelegt werden, können die wirkenden Kräfte in diese Vorgehensweise integriert werden. Dazu müssen auch diese wegabhängig beschrieben werden. Zusätzliche Abhängigkeiten können durch Kurvenscharen mit veränderlichen Parametern dargestellt werden. So können Systeme für verschiedene Frequenzen ausgelegt werden und es können Resonanz- oder Trägheitseffekte ausgenutzt werden. Abbildung 10 zeigt die Auslegung einer DE-betriebenen Pumpe für verschiedene Frequenzen [50].

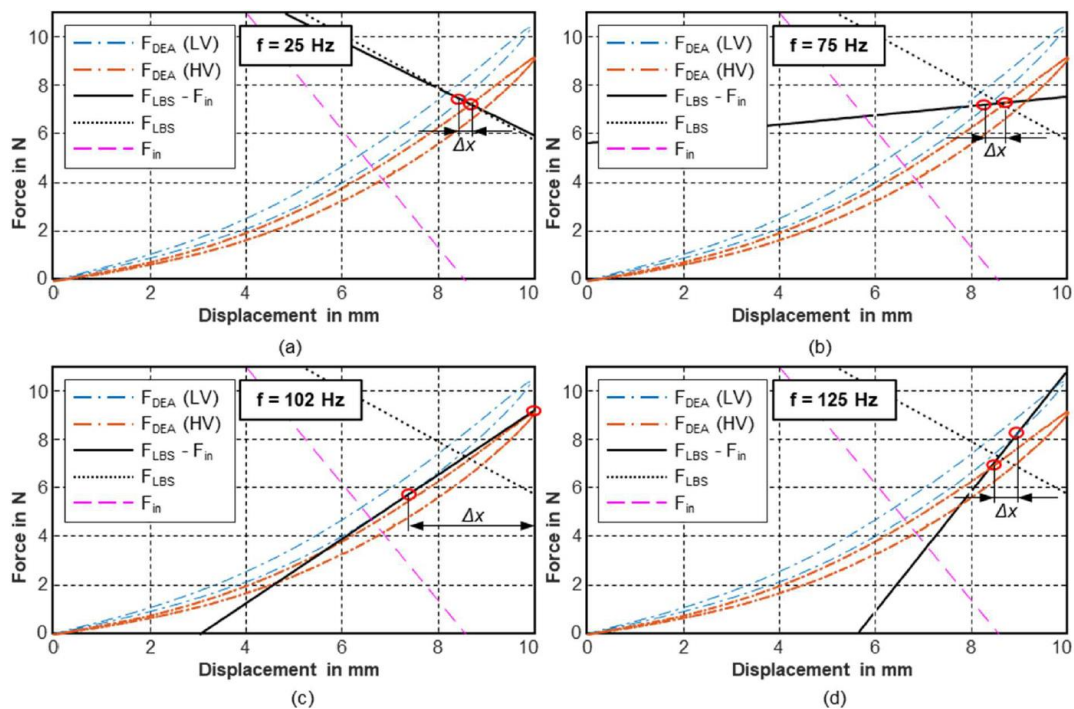


Abbildung 10: Integration von dynamischen Kräften in das grafische Auslegungskonzept [50]

Neben der Kraft der DE-Membran und der Feder wird hier die Trägheitskraft F_{in} ergänzt. Die von der beschleunigten Masse m und der Auslenkung x abhängige Kraft

$$F_{in} = m\ddot{x} \quad (16)$$

kann bei einer sinusförmigen Bewegung mit Amplitude A und Frequenz ω mit

$$x = A \sin(\omega t) \quad (17)$$

und somit

$$\ddot{x} = -\omega^2 A \sin(\omega t) \quad (18)$$

zu

$$F_{in} = -m\omega^2 A \sin(\omega t) = -m\omega^2 x \quad (19)$$

zusammengefasst werden. Die in Abhängigkeit von der Auslenkung x ausgedrückte Kraft kann anschließend in die grafische Auslegungsmethoden aus Kapitel 2.2.1 integriert werden. Soll die Auslegung für unterschiedliche Frequenzen untersucht und optimiert werden, kann $F_{in}(\omega)$ als Kurvenschar betrachtet werden. Abbildung 10 zeigt die Auslegung für verschiedene Frequenzen mit unterschiedlichen Kraftverläufen von F_{in} . Durch die Auswahl einer festen Frequenz von 102 Hz (Abbildung 10, unten links) kann ein deutlich vergrößerter Hub generiert werden, der zu dem in der Anwendung geforderten Volumenstrom führt. Dies zeigt exemplarisch auf, wie durch intelligentes Systemdesign die Anforderungen von Anwendungen erfüllt werden, was durch das reine Materialverhalten nicht möglich wäre.

2.3 Stand der Forschung

Durch die breit gefächerten Forschungsarbeiten, die vom Materialverständnis über dynamische Effekte bis hin zur Auslegungsmethodik alle notwendigen Grundlagen abdecken, ist es möglich, die Anforderungen für verschiedenste Anwendungen zu erfüllen, Machbarkeitsstudien durchzuführen und Prototypen aufzubauen.

Dielektrische Elastomere bestehen aus leichten, kostengünstigen Materialien und ermöglichen somit die Entwicklung von kompakten, ressourcenschonenden Systemen. Diese Vorteile von DE machen sowohl Stapel- als auch Membranaktoren interessant für viele industrielle Anwendungen wie Pumpen [51]–[56], Ventile [57]–[61], oder Schalter [62], [63], bei denen auch die schnelle Aktuierung sowie die mögliche Überwachung durch

Self-Sensing von Vorteil ist. Sehr feine Bewegungen werden bei Positioniersystemen [49], [64] oder verstellbaren Linsen [65]–[68] gezeigt. Die speziellen Designmöglichkeiten kommen vor allem bei soften Systemen und unregelmäßigen Bauformen zum Einsatz, wo dielektrische Elastomere in Kleidung integriert werden [30], [69]–[71], Greifer an spezielle Güter angepasst werden [72]–[74] oder sehr begrenzter Bauraum ausgenutzt werden muss [68], [75]. Auch im Bereich von mit Menschen kollaborierenden Robotern eröffnen sich viele Möglichkeiten, diese Systeme aus weichen Komponenten aufzubauen, um beispielsweise Unfälle mit Personen zu vermeiden [76]–[81]. Ebenso können die Vorteile von soften Systemen im Medizinbereich ausgenutzt werden, wo Aktoren und Sensoren an oder im Menschen verwendet werden. Beispiele sind Bandagen [82], [83] oder die Nachbildung von menschlichen Muskeln [84], [85]. Auch weitere bioinspirierte Roboter und Aktoren lassen sich mithilfe dielektrischer Elastomere vorteilhaft umsetzen [86]–[90].

Die steigende Zahl der in vielen Arbeiten gezeigten Vorteile von dielektrischen Elastomeren macht die Einführung von Produkten auf dem Markt immer interessanter. Kommerziell verfügbar sind zum momentanen Zeitpunkt zum Beispiel Sensorsysteme der Firma Parker [91] oder Stapelaktoren von ct-Systems [92]. Die Forschung zu weiteren Aktorsystemen steht an der Schwelle zur industriellen Nutzung.

Für Bewegungen in Frequenzbereichen bis ca. 100 Hz, die sich besonders für spürbare Schwingungen bei haptischem Feedback eignen, sind vor allem kleine Hübe relevant. Ein Rollaktor von Zhao *et al.* erzeugt spürbare Kräfte und kann kompakt integriert werden [70]. Auch aus COP-Aktoren können kompakte einfache Systeme zum Erzeugen von Vibrationen im Millimeterbereich entwickelt werden [93].

Trotz des hohen Potenzials von DEA auch für Hochfrequenzanwendungen bis in den akustischen Bereich konzentrieren sich die meisten neueren Forschungsarbeiten zu dynamischen Themen nur auf grundlegende Untersuchung von DE-Schwingungen. Insbesondere werden in vielen Arbeiten nur die globalen Bewegungen betrachtet, während die positionsabhängigen Auslenkungen, die für jeden Punkt der Membranoberfläche unterschiedlich sind, nicht oder nur wenig berücksichtigt werden. Einige relevante Beispiele werden im Folgenden diskutiert. In [94] untersuchen Fantuzzi *et al.* durch Simulationen den Einfluss der Membranform auf die Schwingungsmoden, die sich auf Membranen unterschiedlicher Form (rechteckige, kreisförmige, ovale und komplexeren Formen)

ausbilden. In dieser Studie wird keine elektrische Aktivierung berücksichtigt. Die Erzeugung von Schwingungen in DE-Membranen bis 2 kHz wird von Heydt *et al.* analysiert [95]. Um die Eignung von DEA für akustische Anwendungen zu zeigen, wird die harmonische Verzerrung einer vibrierenden Membran durch experimentelle Messungen und ein einfaches akustisches Modell quantifiziert. Eine Reihe von blasenartigen schallabstrahlenden Folienelementen ist mit einem negativen Luftdruck vorgespannt. Der Einfluss von Parametern wie Anregungsspannung und anfänglicher Schichtdicke wird bestimmt. In einem nächsten Schritt [96] wird auch der Schalldruckpegel bis 20 kHz gemessen und das Frequenzgangspektrum zeigt die mögliche Anwendung bis zu diesen Frequenzen. In [97] messen Hosoya *et al.* die Bewegung einer runden mit Druck vorgespannten Membran an 17 Punkten auf der Oberfläche und vergleichen diese mit akustischen Messungen. Ein optimierter ballonförmiger Lautsprecher kann mit niedrigeren elektrischen Spannungen betrieben werden und trotzdem dieselben akustischen Schwingungen erzeugen sowie diese gleichzeitig in alle Raumrichtungen abstrahlen [98]. Auch in [99] wird die Verschiebung von einigen Einzelpunkten, radial verteilt auf einer kreisförmigen DE-Membran, in einem Frequenzbereich bis 200 Hz gemessen. Die Ergebnisse zeigen das Auslenkungsverhalten im Resonanzzustand sowie die Erzeugung mehrerer Moden auf der Membran. In einer zweiten Arbeit von Fox *et al.* [100] werden auch die Auswirkungen von Vorspannung, Anregungsspannung und Volumen einer benachbarten Kammer auf das Schwingungsverhalten untersucht. Der Einfluss dieser Parameter auf die Membranbewegung wird in Form von Frequenzverschiebungen und Verschiebungsschwankungen beobachtet. Der Einfluss von Vorspannung und Steifigkeit auf den Hub einer kreisförmigen DEA wird von Hodgins *et al.* in einem Frequenzbereich bis 50 Hz modelliert und charakterisiert, sowohl durch Experimente als auch durch Simulationen [101]. Da der Schwerpunkt der Arbeit auf Aktoranwendungen liegt, wird nur die erste Mode charakterisiert und modelliert. Darüber hinaus dokumentieren viele andere Arbeiten auch eine Verschiebung der DEA-Resonanzfrequenz für verschiedene Vorspannsysteme und angelegte Spannungswerte, siehe z. B. [102]–[104]. Die Modellierung von DE-basierten Lautsprechern wird ebenso von Garnell *et al.* beschrieben. Die Erzeugung verschiedener Moden auf einem mit Druck vorgespannten Lautsprecher wird anhand einiger radial verteilter Messpunkte validiert [105]. Die Betrachtung des Flächenwiderstands der Elektroden [45] wird durch geometrisch optimierte Elektrodenanordnungen ergänzt [106].

Aus der obigen Diskussion geht hervor, dass die Charakterisierung von hochfrequenten kontinuierlichen Schwingungen in DE-Aktoren sowie deren sensorisches Verhalten, im Vergleich zu quasi-statischen Untersuchungen wenig vertreten ist. Vor allem eine systematische Auslegungsmethodik für anpassbare Aktor-Sensor-Systeme in Kombination mit der Untersuchung von Parametereinflüssen auf die entstehenden Schwingungen bildet die Basis für die Entwicklung komplexer dynamischer DE-Systeme und wird in dieser Dissertation beschrieben.

Die im Weiteren beschriebene, neu entwickelte Methodik hat bereits Anwendung in den Arbeiten von Moretti *et al.* gefunden. Aufbauend auf den in Kapitel 4 vorgestellten Untersuchungen werden in [44] weitere Parametervariationen bei der Vermessung der Membranschwingung eines COP-Aktors per 3D-Laservibrometrie durchgeführt, sowie durch Simulation des Schwingungsverhaltens ergänzt. Die darin gewonnen Erkenntnisse werden in einem multifunktionalen DE-System genutzt, um die verschiedenen erzeugbaren Moden für unterschiedliche Funktionen zu nutzen und diese wiederum mit den sensorischen Eigenschaften der DE zu koppeln: Abhängig von einer sensorisch erfassten Eingabe kann die Verwendung der ersten Mode ein haptisches Feedback im niedrigen Frequenzbereich erzeugen, während durch Anregung der höheren Moden gleichzeitig akustische Signale möglich sind [107].

3 DE in dynamischen Anwendungen: Vibrationsmassage

Die Entwicklung einer smarten Vibrationsmassage zeigt in diesem Kapitel die Möglichkeiten eines DE-basierten Aktor-Sensor-Systems. Vor allem die Vorteile bezüglich Ansteuerung, softer Systemgestaltung sowie der Kombination aus Aktorik und Sensorik werden umgesetzt. Die Massage kann durch einen einstellbaren Druck sowie variable Ansteuerungsmöglichkeiten an verschiedene Lasten, z. B. unterschiedliche Personen inklusive deren Sitzpositionen, sowie an persönliche Vorlieben oder den Zweck der Massage angepasst werden.

Flexible Systeme machen eine Auslegungsmethodik nötig, die zur Betrachtung der einstellbaren Parameter geeignet ist. Diese wird vorgestellt und nach der Auswahl eines Konzepts zu einer Vorauslegung des Systems genutzt. Um die benötigten Komponenten sowie auch später das finale Aktor-Sensor-System zu vermessen, wird ein Charakterisierungsprüfstand aufgebaut. Mit den daraus resultierenden Kennlinien der Systemkomponenten wird eine detaillierte Auslegung durchgeführt und in einer mechanischen Konstruktion und einem anschließenden experimentellen Systemaufbau umgesetzt. Dieses Aktor-Sensor-System wird abschließend charakterisiert, durch quasi-statische Messungen wird die Auslegungsmethodik validiert, durch dynamische Messungen werden anwendungsnahe Vorgänge simuliert und damit das Potenzial der Entwicklung aufgezeigt. Zusätzlich wird ein Demonstrator aufgebaut, der die gezeigten Funktionen anhand eines smarten Kissens darstellt, welches Vibrationen auf eine Handfläche übertragen kann, sowie eine erzeugte Verformung erfasst und abbildet.

3.1 Motivation und Ziel

Die variablen Ansteuerungsmöglichkeiten von dielektrischen Elastomeren machen besonders dynamische Systeme interessant, wenn für Pumpen, haptisches Feedback oder Lautsprecher nicht nur harmonische Signale in einem breiten Frequenzspektrum, sondern auch speziell angepasste Signalformen zum Einsatz kommen können.

Das in dieser Arbeit entwickelte smarte Massagesystem nutzt verschiedenste Anregungssignale, um eine angenehme, gesunde oder anregende Vibration zu erzeugen und diese durch einen soften Aktor auf die Benutzer:innen zu übertragen. Gerade in Situationen, in denen sich lange nicht oder wenig bewegt wird, durch Krankheit, weite

Autofahrten, einseitige Bürotätigkeiten (z. B. auch im Homeoffice), oder auch immer gleiche oder anstrengende Bewegungen ausgeführt werden, wie bei der Fließbandarbeit oder bei Bauarbeiten, kann eine Massage helfen. Durch das Beleben von Muskeln, das Entgegenwirken von Müdigkeit oder die Vorbeugung von Druckstellen kann das Leben und Arbeiten nicht nur angenehmer gemacht werden, sondern es können auch gesundheitliche oder sicherheitstechnische Aspekte verbessert werden. Softe Massageelemente in Krankenbetten, Rollstühlen, Autositzen, Bürostühlen, Kleidungsstücken oder Bandagen könnten diese Aufgaben übernehmen. Ergänzend zu der Massagefunktion können die entwickelten Systeme durch Erzeugung von haptischem Feedback auch Aufgaben wie die Weitergabe von Informationen oder Warnungen übernehmen. Abbildung 11 zeigt einige Funktionsbeispiele in unterschiedlichen Anwendungsfeldern.

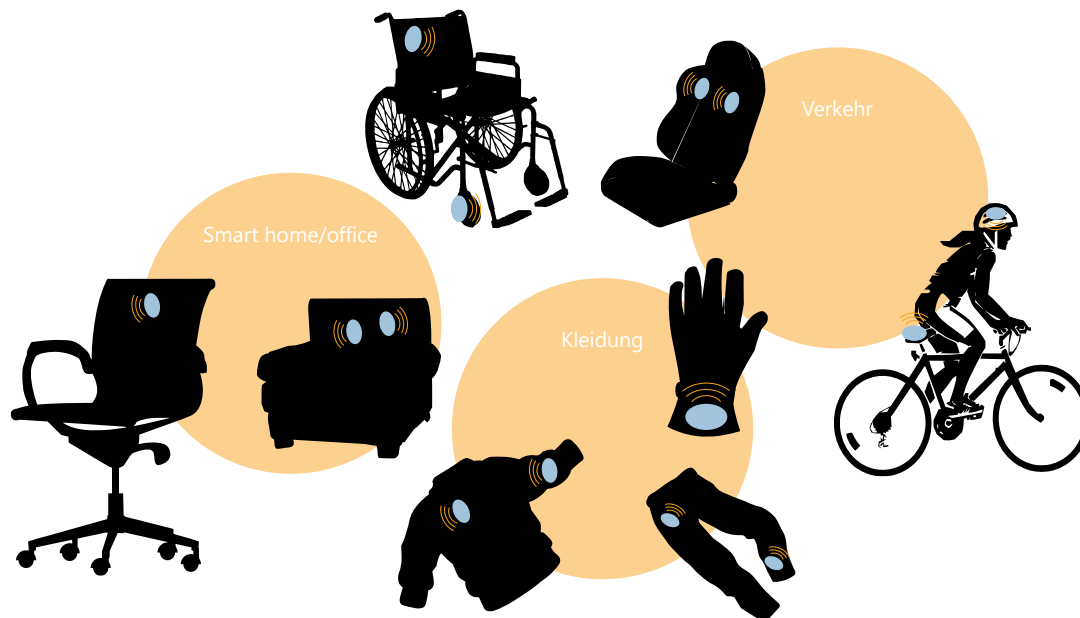


Abbildung 11: Anwendungsbeispiele für verschiedenste Arten von Massagefunktionen

In dieser Arbeit wird ein Massagesystem entwickelt, dessen Überwachung durch sensorische Eigenschaften umgesetzt wird, indem die Kapazität eines DE-Elements sich abhängig von der Dicke des Massagekissen ändert, so dass diese durch Variation des Kissendrucks auf die Bedürfnisse verschiedener Personen und der jeweiligen Anwendungsfälle angepasst werden kann. Ebenso ist eine zusätzliche Überwachung durch überlagerte Signale vorstellbar: Die Bewegung oder Position der Personen, Herzfrequenz oder Atmung könnten in den gemessenen Kapazitätssignalen sichtbar sein und zu einer erhöhten Sicherheit beitragen (siehe Beispielmessung im Anhang, Abbildung 86). Die Aktorik zur Erzeugung der

Vibrationsmassage basiert auf einem Stapel aus DE-Elementen und arbeitet gegen ein mit Luft gefülltes Massagekissen. Durch die elektrische Ansteuerung mit beliebigen Signalen kann die Massagebewegung angepasst werden, je nach Zweck der Massage oder Vorlieben der Benutzer:innen: Durch Einstellung der Frequenz können schnelle oder langsame Bewegungen erzeugt werden, die Signalform kann sanft oder ruckartig sein und die Amplitude gibt vor, ob die Vibration leicht oder kraftvoll spürbar ist.

3.2 Auslegungskonzept und Systemvoraussetzungen

Um die geforderten Ziele zu erreichen, wird ein Konzept für einen DE-Aktor erarbeitet, der gegen ein mit Druck beaufschlagtes Luftkissen arbeitet, auf das wiederum eine Gewichtslast wirkt (Abbildung 12). Ein (statischer) Druck als Vorspannung bietet sich für weiche Systeme an [108]–[110], da das druckgefüllte Kissen die erzeugte Vibration als angenehme Bewegung auf den menschlichen Muskel überträgt. Durch einen eingestellten Druck und die wirkende Gewichtslast stellt sich im Massagekissen eine bestimmte Kissendicke ein. Diese soll durch die sensorische Eigenschaft des DE-Elements erkannt, und im Anschluss durch Variation des Kissendrucks optimal eingestellt werden. Gleichzeitig kann durch die Kombination aus gemessener Kissendicke und bekanntem Druck auf die Gewichtslast zurück geschlossen werden, was eine Identifikation der Person im Sitz oder deren Sitzposition ermöglicht. Damit ist das smarte Massagekissen in der Lage, direkt mit den gewünschten Vibrationen zu reagieren. Unabhängig von der dann eingestellten Kissendicke soll die Massagebewegung unter allen Bedingungen funktionieren.

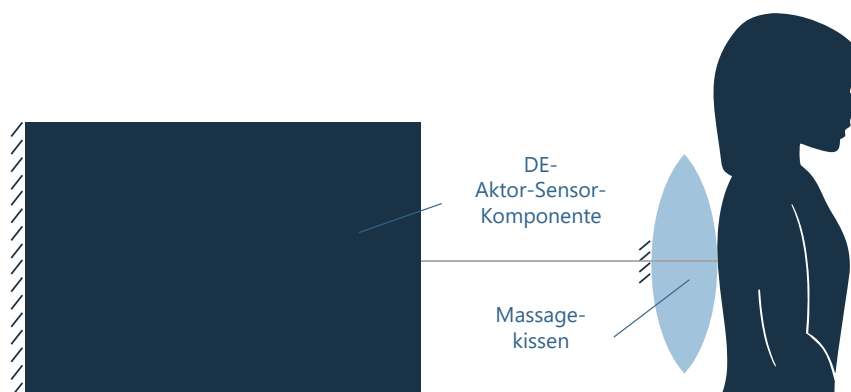


Abbildung 12: Systemkonzept aus DE-Aktor-Sensor-Komponente, mit Druck beaufschlagtem Luftkissen und Gewichtslast

Die sich daraus ergebenden Anforderungen sind zum einen der breite Arbeitsbereich für sowohl die Sensorik als auch die Aktorik, der sich durch die Variation der Kissendicke von

sehr flach bis zu vollgefüllt ergibt. In diesem Arbeitsbereich muss die Auflösung der Sensorik zum Einstellen der Kissendicke geeignet sein. Gleichzeitig muss die Aktorik über den gesamten Bereich eine spürbare Vibrationsbewegung erzeugen können.

Im späteren Anwendungsfall als Massage am Menschen wird diese Vibration immer eine Kombination aus Kraft und Hub sein. Wird das Kissen durch einen Menschen belastet, stellt dessen (je nach Position anteilige) Gewichtskraft in Kombination mit dem Druck im gefüllten Massagekissen die Kissendicke ein. Wird die Vibration eingeschaltet, bewegt sich nicht mehr der gesamte Körper vor und zurück, sondern durch die Aktivierung des DE-Aktors wird eine Kraft übertragen. Je nach Körperstelle wird diese Krafterzeugung von einer Hubbewegung überlagert. Befindet sich der Massageaktor an einer sehr festen Stelle, so dass dieser z. B. nahezu direkt auf Knochen aufliegt, überwiegt bei der Vibrationserzeugung die Kraft. Befindet er sich jedoch an einer weicheren Stelle, z. B. auf Muskel- oder Fettgewebe, steigt auch die Erzeugung einer Bewegung.

Um in dieser Arbeit ein systematisches Vorgehen bei der Auslegung und Validierung zu ermöglichen, wird von diesen beiden Grenzfällen ausgegangen. Es werden zwei Konzepte in der Vorauslegung vorgestellt, eines zum Erzeugen eines Hubes, ohne eine Gegenkraft bei Aktuierung, und eines zum Erzeugen einer reinen Kraft, ohne eine Bewegung zu ermöglichen.

Wie in Kapitel 2.2 beschrieben, werden zur Auslegung von DE-basierten Systemen die Kraft-Weg-Charakteristiken der Last sowie der verwendeten Komponenten benötigt. Bevor diese vermessen werden, kann mit qualitativen Verläufen und Abschätzungen der Kräfte eine Vorauslegung durchgeführt werden. Zur Beschreibung der variablen Kraft-Weg-Kennlinie, gegen die der DEA arbeiten soll, ist zum einen die druckabhängige Kraft des Luftkissens F_p notwendig, dazu kommt die über den Weg konstante Gewichtskraft durch die Benutzer:innen $F_G = F_L$, beide Kräfte wirken entgegengesetzt (Abbildung 12). Die Druckkraft wird dabei stärker, je mehr das Kissen zusammengedrückt wird. Die Steifigkeit dieser Kurve steigt mit dem eingestellten Druck. Zur Darstellung der druck- und gewichtsabhängigen Kräfte werden in Abbildung 13 einige qualitative Kurven der gesamten Schar gezeigt. Diese Kurvenschar kann jetzt zusammen mit den Aktorkurven als Aktordiagramm dargestellt werden, um das Gesamtsystem zu beschreiben. Als DE-Aktor ist dabei ein reines DE-Element oder auch die Kombination mit speziell gewählten Vorspannmechanismen denkbar. Im

Folgenden werden beide genannten Konzepte, eines zum Erzeugen eines Hubes und eines zum Erzeugen einer Kraft, anhand von quasi-statischen Systemauslegungen vorgestellt.

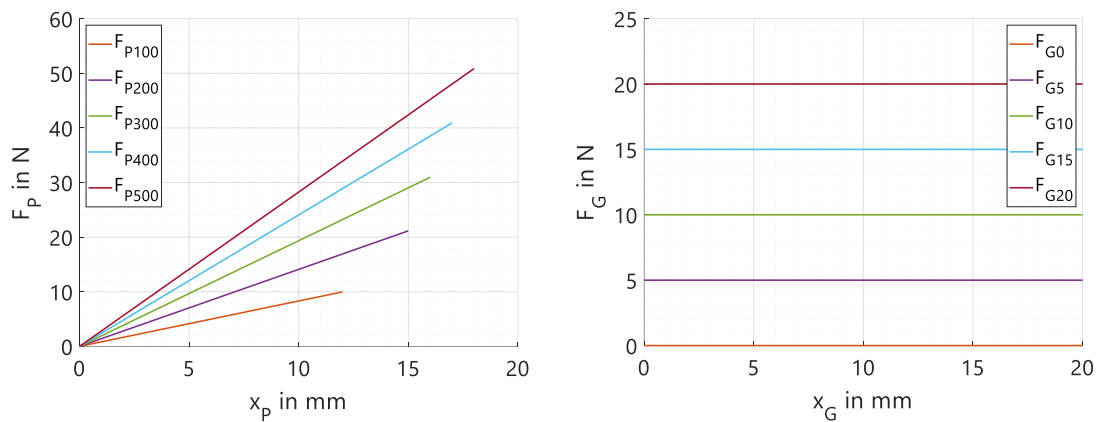


Abbildung 13: Qualitative Verläufe der druckabhängigen (100-500 hPa) Kräfte im Luftkissen (links) sowie der wegunabhängigen Lastkraft in Abhängigkeit des Gewichts (rechts)

3.2.1 Konzept zur Hubmaximierung

Wie in Kapitel 2.1 beschrieben, wird zur Steigerung der Performance bezüglich des Hubs und der Kraft häufig die Kombination des DE-Elements mit einer NBS (Feder mit negativer Steifigkeit) gewählt. Beispielhafte Kurven für DE-Element und NBS sind in Abbildung 14 dargestellt: Links sind sowohl die abgeschätzten Kurven für ein 4-fach gestapeltes DE-Element abgebildet, das zu den Dimensionen des geplanten Massagesystems passt, als auch die durch Stapeln von drei DE-Elementen erreichbare skalierte Kraft. Die rechte Abbildung zeigt die Kennlinie einer dazu passenden NBS $F_{NBS}(x_{NBS})$ und deren Näherung im linearen Bereich.

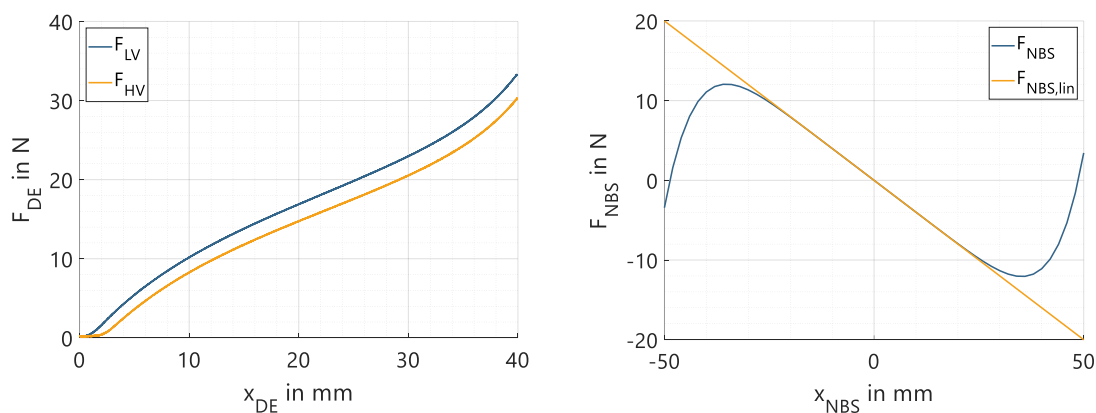


Abbildung 14: Charakteristische Kraftkurven für ein aus mehreren Lagen bestehendes SIP-DE-Element sowie dessen Skalierbarkeit z. B. um den Faktor 3 (links) und dazu passende NBS (rechts)

Wie in Kapitel 2.2 beschrieben, ist eine Darstellung des Kräftegleichgewichts im System das Aktordiagramm. Die nötigen Zusammenhänge zur globalen Koordinate x ergeben sich wie in Kapitel 2.2.1 beschrieben aus der Kinematik des Systemaufbaus. Abbildung 15 zeigt die Skizze eines möglichen Systemaufbaus aus DE-Aktor-Sensor-Komponente und Massagekissen. Die DE-Aktor-Sensor-Komponente kann dabei sowohl ein reines DE-Element als auch eine Kombination aus DE-Element und Vorspannmechanismus sein. Als globale Koordinate wird zur sinnvollen Beschreibung des Systemverhaltens die Kissendicke d_p gewählt:

$$x = d_p . \quad (20)$$

Sowohl die Geometrie von NBS, DE-Element (z. B. l_{0DE}) und mit Druck p gefülltem Kissen (d_{0P}) als auch die Abstände zueinander bestimmen die Vorspannungen der Komponenten ($x_{0,DE}$, $x_{0,NBS}$, $x_{0,P}$), in Bezug auf das Referenzsystem, mit:

$$x_{DE} = x + x_{0,DE} , \quad (21)$$

$$x_{NBS} = x + x_{0,NBS} , \quad (22)$$

$$x_P = -x + x_{0,P} . \quad (23)$$

Die Vorspannungen von DE-Element und NBS ($x_{0,DE}$, $x_{0,NBS}$) werden zum Rest des Systemaufbaus passend gewählt, die entsprechenden Werte sind für die Darstellung des Konzeptes zunächst nicht relevant. Die Vorspannung des Kissens $x_{0,P}$ entspricht der Kissendicke $d_{0P}(p)$ und ist abhängig vom eingestellten Druck p , so dass sich unterschiedliche Werte $x_{0,P100}$ - $x_{0,P500}$ für Drücke von 100-500 hPa ergeben.

Wird der Befestigungspunkt des DE-Elements in Relation zu dem des Kissens durch eine Änderung des Systemaufbaus verschoben, ändert dies die Vorspannung des DE $x_{0,DE}$.

Damit werden in Abbildung 16 links zunächst alle relevanten Kräfte in Abhängigkeit der globalen Koordinaten x dargestellt. Abbildung 16 rechts zeigt das sich daraus ergebende KGG, für den Fall $F_L = 0$:

$$F_{DEA} = F_{DE} + F_{NBS} = F_P - F_L . \quad (24)$$

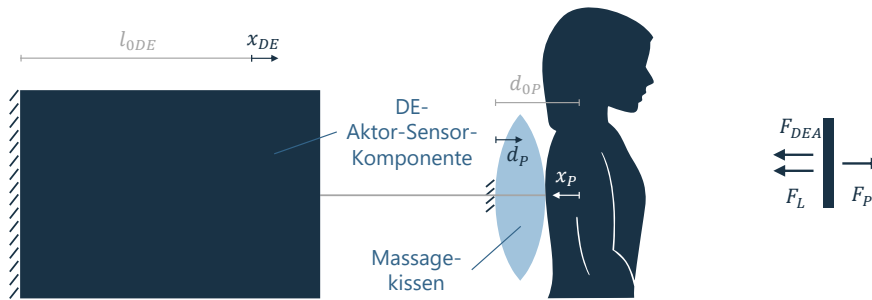


Abbildung 15: Kinematik des Systemkonzepts, mit den entsprechenden Koordinaten: Membranauslenkung x_{DE} , Kissen auslenkung x_P und Kissendicke d_P , abhängig von der Nulllänge der DE-Membran l_{0DE} , der Kissendicke im Grundzustand d_{0P} , sowie des Systemaufbaus (links); entsprechendes Kräftegleichgewicht aus DEA-, Kissen- und Lastkraft (rechts)

Im Gegensatz zu in anderen Arbeiten beschriebenen Aktorsystemen mit NBS [21], [111], [112] ist in dem hier zu entwickelnden System keine feine Abstimmung auf genau einen Arbeitspunkt möglich, mit der die bestmöglichen Kraft- oder Hubwerte erzielt werden können. Durch die Änderungen von eingestelltem Druck und Gewichtslast der Person ist die Kurve der Gegenkraft variabel und erfordert ein DE-NBS-System, das auf diese Kraftänderungen reagieren kann. Abbildung 16 (rechts) zeigt die Kraftkurven einer möglichen Integration der NBS, bei der diese verwendet wird, um den Verlauf der Aktorkurve so anzupassen, dass unabhängig von den Parameterkombinationen (Druck, Gewicht) ein möglichst großer Hub erreicht wird. Im vergrößerten Bildausschnitt in Abbildung 17 sind die Systemzustände, die durch die Schnittpunkte der Kraftverläufe von druckgefülltem Kissen und DE-Aktor abgebildet werden, zu erkennen.

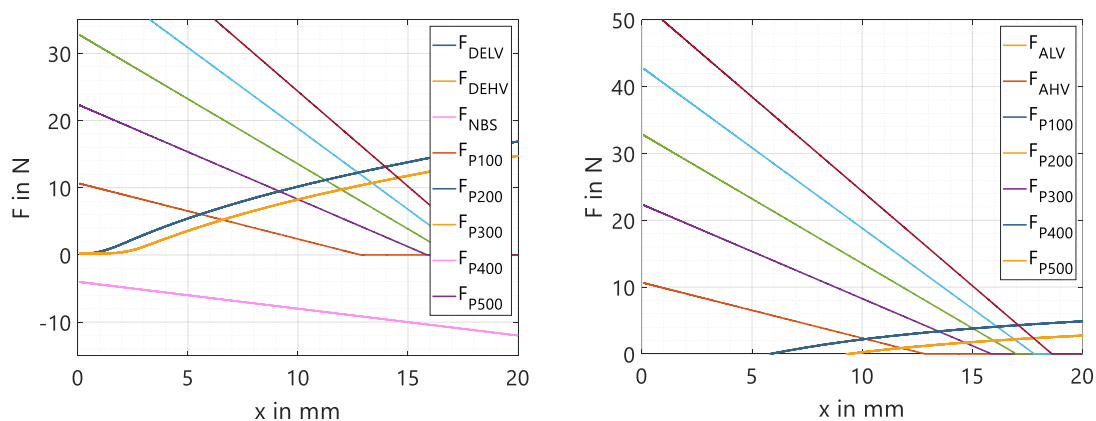


Abbildung 16: Darstellung aller Kräfte im globalen Koordinatensystem (links) und des Kräftegleichgewichts aus DE-Aktor (DEA = DE + NBS) und druckgefülltem Kissen (rechts)

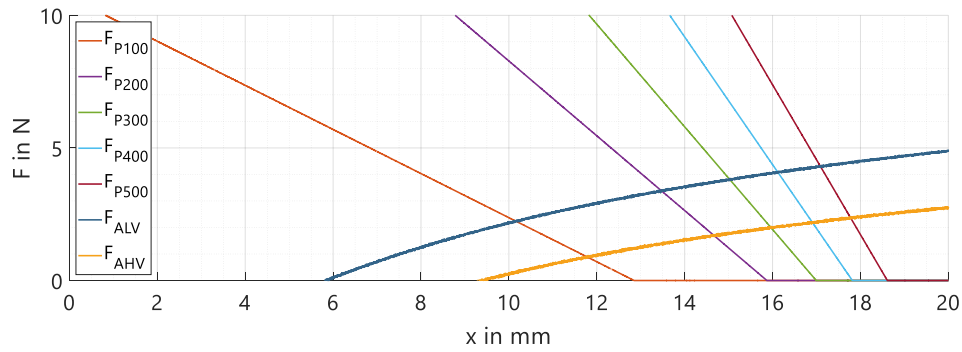


Abbildung 17: Zoom in den Bereich der relevanten Kräfte beim KGG ohne Lastkraft ($F_L = F_G = 0$)

Kommt nun die Lastkraft hinzu, verschiebt sich je nach zusätzlichem Gewicht das KGG. Um die Zustände des Gesamtsystems zu beschreiben und in den Anwendungsfall einzuordnen, werden im Folgenden zwei verschiedene Darstellungen gewählt. Die erste Darstellung (Abbildung 18) zeigt das KGG aus druckgefülltem Kissen (bei Drücken von 100-500 hPa) und den restlichen Komponenten (für $F_L = F_G = 0/10/20$ N):

$$F_P = F_{DE} + F_{NBS} + F_L \quad (25)$$

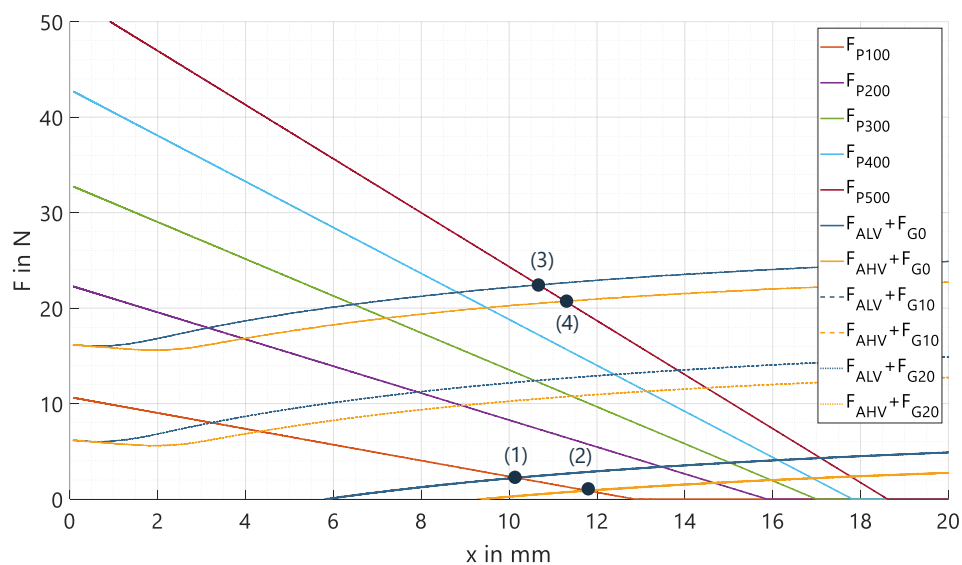


Abbildung 18: Kräftegleichgewicht aus druckgefülltem Kissen und DE-Aktor (DEA = DE + NBS) inkl. Lastkraft (0-20 N)

Wird die Gewichtslast erhöht, schieben sich die Kurven in Bezug auf die Druckkurven nach oben. Die Schnittpunkte (1) und (2) zeigen die Aktuierung bei einem Druck von 100 hPa und ohne Gewichtslast (0 N). Punkt (1) stellt den Systemzustand ohne das Anlegen einer elektrischen Spannung dar, das Kissen hat eine Dicke von ca. 10 mm. Wird eine Spannung von ca. 3 kV angelegt, bewegt sich das System zu Punkt (2) und erzeugt damit einen Hub

von ca. 2 mm. Die Funktion der Vibrationsbewegung ist somit auch bei minimalen Lasten sichergestellt. Die Schnittpunkte (3) und (4) zeigen die Aktuierung bei einem Druck von 500 hPa und 20 N Gewichtslast, und beschreiben mit einem Hub von ca. 0,7 mm die Bewegung bei maximaler Last.

Die zweite Darstellung (Abbildung 19) zeigt das KGG aus Aktorsystemkraft und Lastkraft:

$$F_P - F_{DE} - F_{NBS} = F_L \quad (26)$$

Auch hier sind die Kraft-Weg-Kennlinien für einen Druckbereich von 100-500 hPa und Gewichtslasten von 0-20 N dargestellt. Wie in Abbildung 18 sind auch in dieser Darstellung die Gleichgewichtspunkte (1)-(4) zu sehen, die in beiden Graphen das Ablesen des erzeugten Hubs ermöglichen. Zusammen mit beiden Darstellungen können die internen Kräfte während der Bewegungsvorgänge abgelesen werden. Während in Abbildung 18 die Kraft im druckgefüllten Kissen abzulesen ist, kann aus Abbildung 19 die Kraft des gesamten Aktorsystems abgelesen werden.

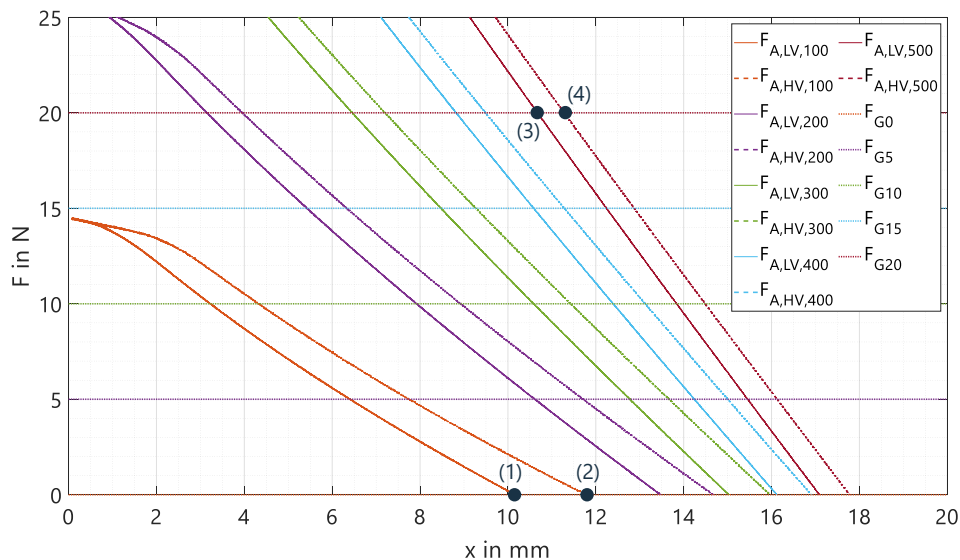


Abbildung 19: Kräftegleichgewicht aus Aktorsystem (DE + NBS + Kissen) und Lastkraft (0-20 N)

Zur Veranschaulichung von anwendungsnahen Systemvorgängen beschreibt Abbildung 20 den Verlauf der Gleichgewichtspunkte, wenn eine Person das Massagekissen nutzen würde. Ohne Gewichtslast kann das Kissen zum Start mit einem niedrigen Druck gefüllt werden, das Kissen bläst sich im Fall von 100 hPa auf ca. 10 mm auf (1). Wird eine Gewichtslast aufgebracht, zum Beispiel durch das Hineinsetzen einer Person in einen Sitz mit Massagefunktion (hier mit anteiligem Gewicht auf das Kissen von 10 N) wird das Kissen

zusammengedrückt (2). Um anschließend zu einer angenehmen Kissendicke zu kommen, die eine gute Übertragung der Vibrationsbewegung ermöglicht, kann das Kissen mit einem höheren Druck speziell an die entsprechende Person angepasst werden. In Abbildung 20 erzeugt eine Erhöhung des Drucks auf 300 hPa eine Änderung der Kissendicke auf ca. 10,5 mm (3). Wird in diesem Arbeitspunkt die Massagefunktion aktiviert, würde bei einem unendlich weichen Gewebe (d. h. ohne Gegenkraft) eine Vibrationsbewegung von ca. 0,8 mm erzeugt, die als Massage, oder auch als haptisches Feedback, wahrgenommen wird.

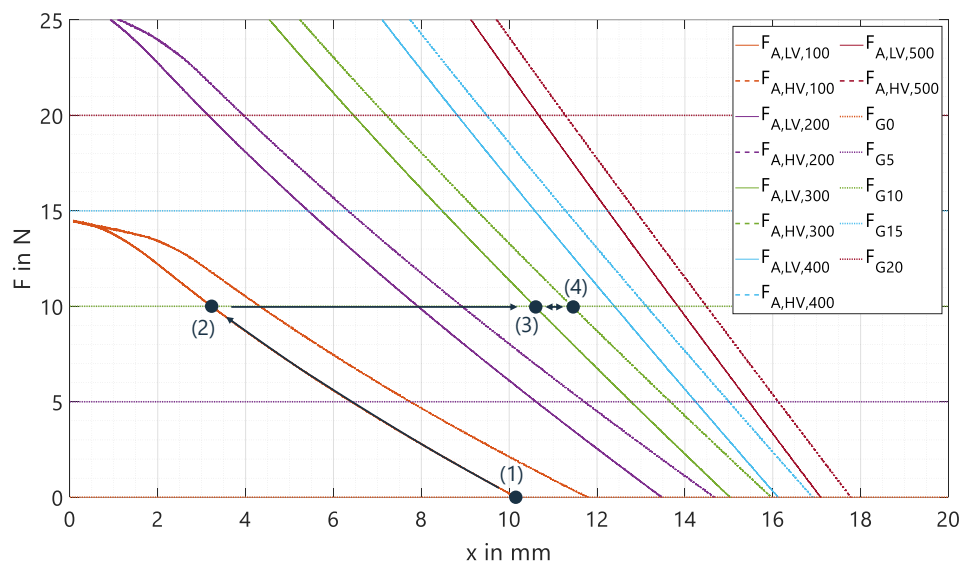


Abbildung 20: Anwendungsnaher Vorgang bei Belasten durch Personengewicht von 10 N (1) → (2), Einstellen eines passenden Kissendrucks von 300 hPa (2) → (3) und anschließender Aktuierung (3) ↔ (4)

Zusammengefasst kann für dieses Konzept gezeigt werden, dass eine Auslegung für relevante Kissendrucke sowie geeignete Gewichtslasten möglich ist. Abbildung 21 zeigt dazu die sich einstellenden Kissendicken (links) und die zugehörigen erzeugten Hübe (rechts) für die gegebenen Parameterbereiche. Die Erzeugung eines Hubes, die bei diesem Systemkonzept im Fokus steht, wird in einem Wertebereich von ca. 0,5-2 mm erreicht. Das Konzept kann damit umgesetzt werden, um den ersten zu Beginn des Kapitels 3.2 beschriebenen Grenzfall abzudecken, bei dem ohne Gegenkraft während der Aktuierung ein Hub erzeugt wird. Wie beschrieben können sowohl die Kissendicke als auch die Vibrationsbewegung durch individuelles Anpassen des Drucks je nach Person, Sitzposition, Anwendung und Vorlieben eingestellt werden. Der Einfluss der Gewichtslast sowie der Druckwerte im festgelegten Arbeitsbereich ist ebenfalls in Abbildung 21 abzulesen. Die

dargestellte Fläche zeigt anschaulich, welcher Spielraum bei welchen vorgegebenen Bedingungen ausgenutzt werden kann, um optimale Ergebnisse zu erhalten.

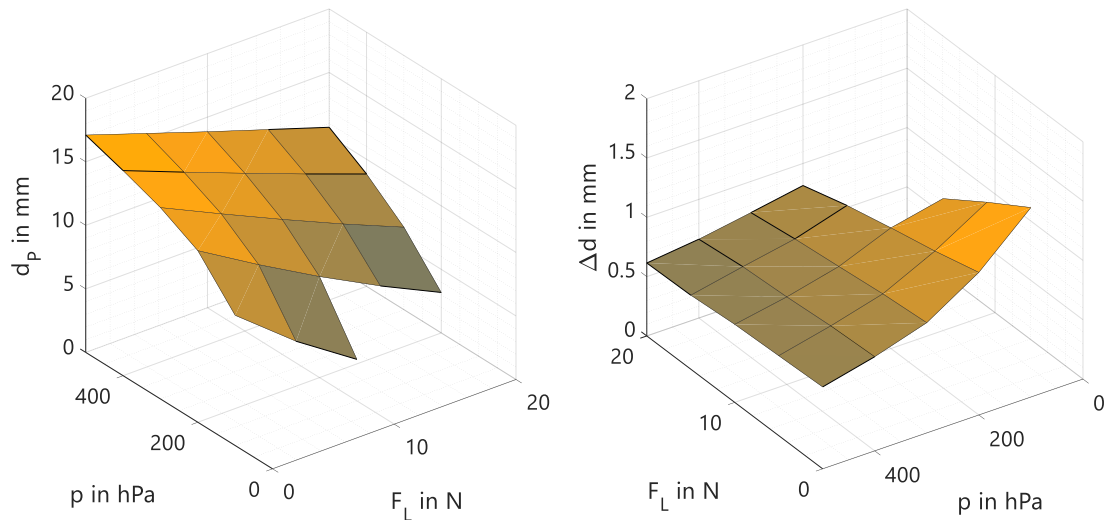


Abbildung 21: Durch eingestellten Druck und Gewichtslast erzeugte Kissendicke d_p (links) und für diesen Arbeitspunkt generierte Hübe Δd

3.2.2 Konzept zur Kraftmaximierung

Um die erzeugte Kraft zu maximieren, gibt es ein weiteres vielversprechendes Konzept, das auf einer anderen Art der Lagerung des DE-Aktors basiert. Im Gegensatz zu den meisten DE-Aktorsystemen sind beide Seiten des DE-Elements beweglich gelagert [113]. Je nach Angriffspunkt können für kleine Hübe vergleichsweise große Kräfte abgegriffen werden. Somit können mit diesem Konzept bei passendem Anwendungsfall sehr effiziente Systeme ausgelegt werden. Allerdings muss auch dieses Konzept fest auf einen Arbeitspunkt ausgelegt werden, um optimale Performance zu ermöglichen, und kommt somit hier nicht in Frage. Daher wird als zweites Konzept ein Aktor rein aus DE-Elementen vorgestellt, das den zweiten Grenzfall zum Erzeugen einer Kraft bei fester Position abdeckt. Ebenso wie für das Konzept zum Maximieren des Hubs werden auch für dieses Konzept die in Kapitel 3.2.1 verwendeten Darstellungen gezeigt, um die Systemzustände sowie die Prozessvorgänge abzubilden.

Die für dieses Konzept relevanten Kraft-Weg-Kurven sind die Kennlinien von druckgefülltem Kissen und Gewichtslast (Abbildung 13) sowie die der DE-Elemente (siehe Abbildung 14, links).

Das entsprechende KGG lautet für diesen einfacheren Fall:

$$F_P = F_{DE} + F_L \quad (27)$$

Dieses KGG dient in der ersten Darstellung zur Veranschaulichung der Gleichgewichtszustände zwischen druckgefülltem Kissen und DE-Element, und zeigt darauf aufbauend den Einfluss der Gewichtslast. Die Vorspannung zwischen Massagekissen und DE-Element wird für den ersten Fall so gewählt, dass die Auslenkung der DE-Membran x_{DE} der Kissendicke d_p entspricht. Als globale Koordinate wird auch in diesem Fall die Kissendicke d_p gewählt:

$$x_{0,DE} = 0 \rightarrow x = d_p = x_{DE} . \quad (28)$$

In Abbildung 22 sind diese Gleichgewichtszustände wie beim ersten Konzept für Drücke von 100-500 hPa sowie Gewichtslasten von 0-20 N abgebildet. Erneut zeigen die Schnittpunkte (1) und (2) die Aktuierung bei einem Druck von 100 hPa und ohne Gewichtslast (0 N). Punkt (1) stellt den Systemzustand ohne das Anlegen einer elektrischen Spannung dar: Das Kissen hat eine Dicke von ca. 5,5 mm und wird dort festgehalten, um den zweiten Grenzfall (Krafterzeugung bei Sperrung der Bewegung) abzubilden. Wird eine elektrische Spannung von ca. 3 kV angelegt, erzeugt das System eine Kraftdifferenz von ca. 2 N (Punkt (2)). Eine Bewegung wird in diesem Fall nicht erzeugt.

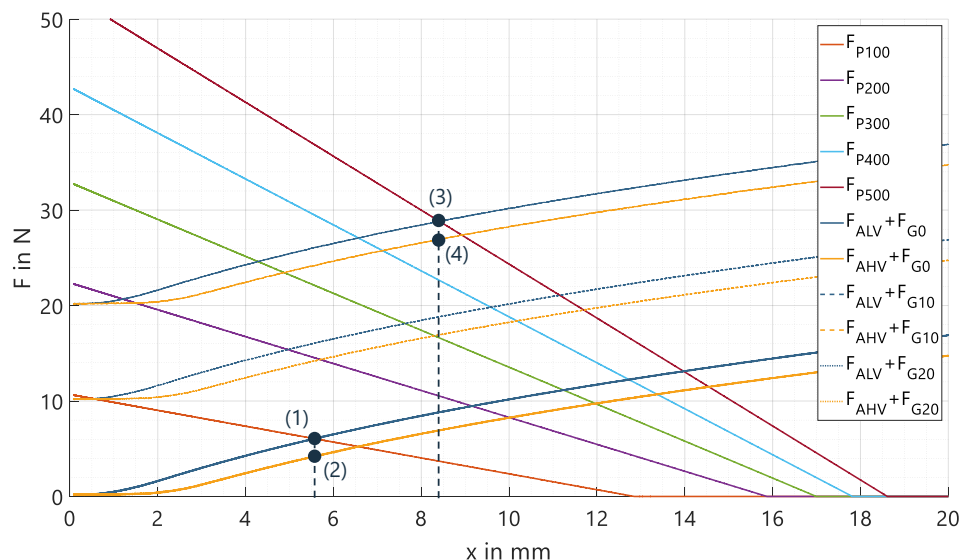


Abbildung 22: Kräftegleichgewicht aus druckgefülltem Kissen und DE-Aktor (DEA = DE) inkl. Lastkraft (0-20 N)

Zu sehen ist wiederum, dass die Vibrationsfunktion durch Erzeugen einer spürbaren Kraft auch bei minimalen Lasten sichergestellt wird. Die Schnittpunkte (3) und (4) zeigen die Aktuierung bei einem Druck von 500 hPa und 20 N Gewichtslast, und beschreiben mit einer Kraftdifferenz von ebenfalls ca. 2 N die Krafterzeugung bei maximaler Last.

Die zweite Darstellung (Abbildung 23) zeigt erneut das KGG aus Aktorsystemkraft und Lastkraft, das sich ohne die Kraft der NBS vereinfacht zu:

$$F_P - F_{DE} = F_L \quad (29)$$

Auch hier sind die Kraft-Weg-Kennlinien für einen Druckbereich von 100-500 hPa und Gewichtslasten von 0-20 N dargestellt. Wie in Abbildung 22 sind auch in dieser Darstellung die Gleichgewichtspunkte (1)-(4) dargestellt, die in beiden Graphen das Ablesen der sich einstellenden Kissendicke sowie der erzeugten Kraftdifferenz ermöglichen. Wie beim ersten Konzept können zusammen mit beiden Darstellungen die internen Kräfte während der Prozessvorgänge abgelesen werden. Während in Abbildung 22 die Kraft im druckgefüllten Kissen abzulesen ist, kann aus Abbildung 23 die Kraft des gesamten Aktorsystems bestimmt werden. Ebenso können die über den Weg konstanten Lastkurven auch mit komplexeren Verläufen ersetzt werden, welche neben den beiden in dieser Arbeit betrachteten Grenzfällen realistischere Voraussagen in Bezug auf die Wirkung auf das menschliche Muskelgewebe ermöglichen.

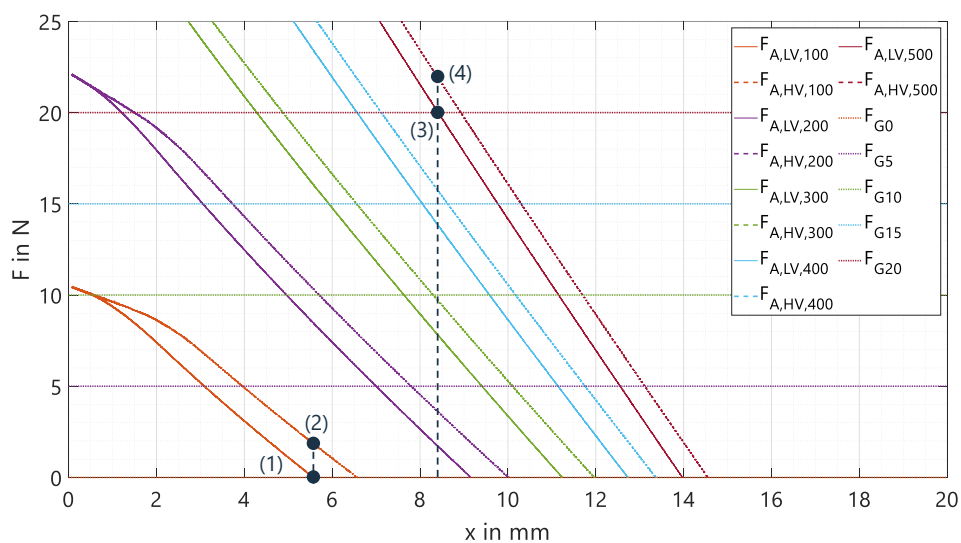


Abbildung 23: Kräftegleichgewicht aus DE-Aktorsystem (DEAS = DEA + Kissen) und Lastkraft (0-20 N)

Dieses Konzept würde in der Anwendung folgenden Prozess ermöglichen (Abbildung 24): Wird (1) mit geringem Druck (100 hPa) und ohne Gewichtslast als Startpunkt gewählt, wird das Kissen durch eine Last von 10 N nahezu vollständig zusammengedrückt und ermöglicht dann auch keine Erzeugung einer Vibration (2). Durch Erhöhen des Drucks wird das Vibrationskissen zurück in einen angenehmen Arbeitspunkt von z. B. 7,5 mm Kissendicke gebracht (3) und kann durch Aktuierung eine Kraftdifferenz von ca. 2 N erzeugen (4). Diese Kraftdifferenz ergibt sich bei fester Position immer aus dem Abstand der LV- und der HV-Kurve.

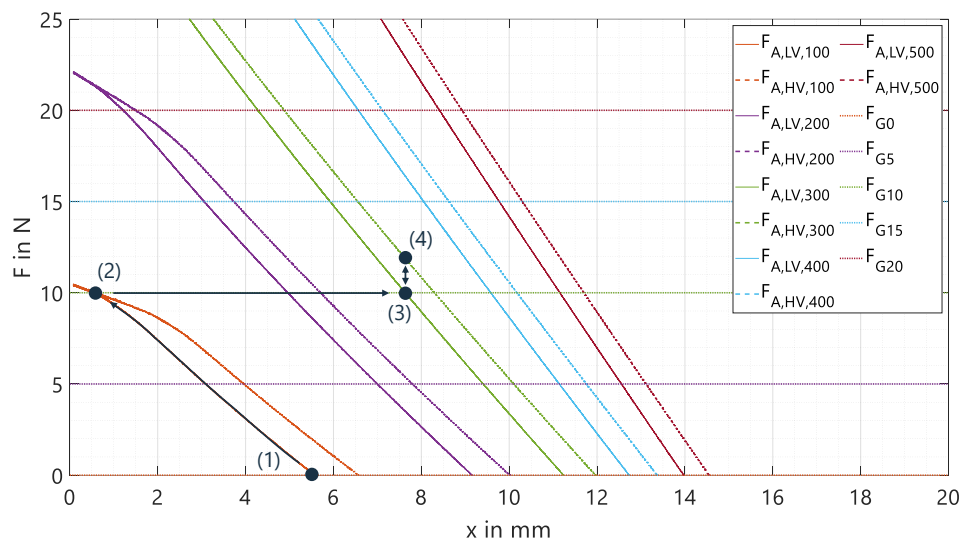


Abbildung 24: Anwendungsnaher Vorgang bei Belasten durch Personengewicht (1) → (2), Einstellen eines passenden Kissendrucks (2) → (3) und anschließender Aktuierung (3) ↔ (4)

Zusammengefasst kann auch für dieses Konzept nachgewiesen werden, dass eine Auslegung für relevante Kissendrücker sowie geeignete Gewichtslasten möglich ist. Abbildung 25 zeigt dazu die sich einstellenden Kissendicken (links) und die zugehörigen erzeugten Kraftdifferenzen (rechts) für die gegebenen Parameterbereiche. Die erzeugte Kraft am Massagekissen, die bei diesem Systemkonzept im Vordergrund steht, beträgt für fast alle Parameterwerte des Arbeitsbereiches ca. 2 N und erzeugt somit eine spürbare Vibration. Ebenso können mit Abbildung 25 rechts die Grenzen des Aktorsystems bestimmt werden. Für die Fälle von 10 N Last bei 100 hPa und 20 N Last bei 200 hPa befindet sich das System in Zuständen, in denen aufgrund der geringen Dehnung der DE-Elemente keine Kraft generiert werden kann. Diese sind auch in Abbildung 24 zu erkennen (z. B. Punkt (2)). Das Konzept kann mit Betrachtung dieser Systemgrenzen umgesetzt werden, um den

zweiten zu Beginn des Kapitels 3.2 beschriebenen Grenzfall abzudecken, bei dem bei einer Sperrung der Position während der Aktuierung eine Kraft erzeugt wird.

Vorversuche zur qualitativen Massagewirkung verschiedener Vibrationen kommen je nach Testperson zu sehr unterschiedlichen Ergebnissen und führen zu dem Schluss, dass einerseits ein flexibles System zur Anpassung an unterschiedliche Benutzer:innen nötig ist und andererseits aus den beiden beschriebenen vereinfachten Grenzfällen die Maximierung der erzeugten Kraft eine entscheidende Rolle spielt. Gleichzeitig führt die Umsetzung ohne zusätzliche Vorspannelemente zu einem einfachen Aktoraufbau, der später auch die Integration in verschiedene Systeme erleichtert. Beide Punkte begründen die Auswahl des zweiten Konzepts für den weiteren Verlauf der Arbeit. Im vereinfachten Fall findet somit keine Bewegung mehr statt, weshalb auch die Position in allen Messungen zur Validierung festgehalten wird. Durch Anlegen der Hochspannung wird in dieser fixierten Gleichgewichtslage die Kraft des DE-Elements direkt in eine spürbare Kraftdifferenz an der Kissenoberfläche umgewandelt.

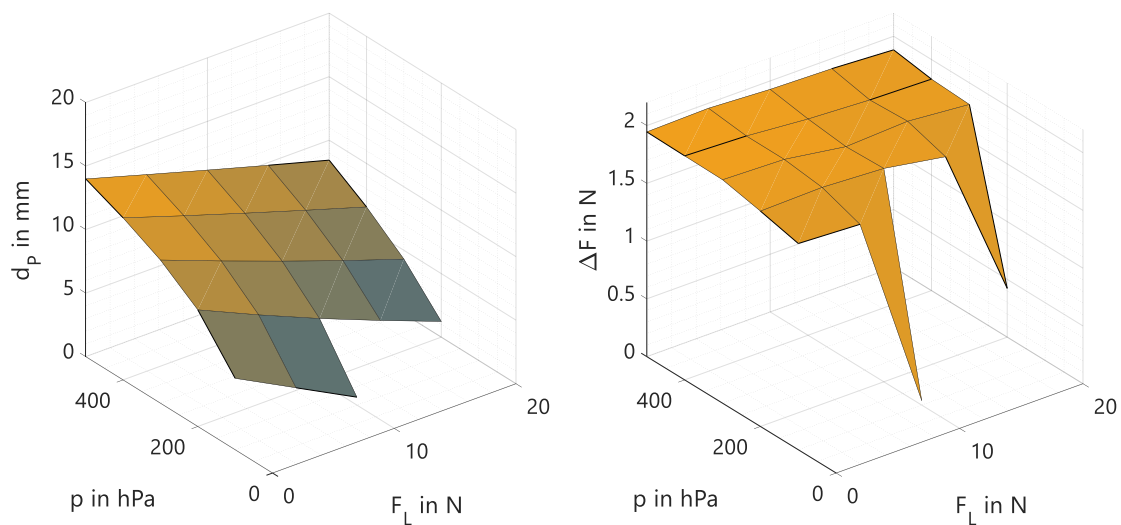


Abbildung 25: Durch eingestellten Druck und Gewichtslast erzeugte Küssendicke d_p (links) und für die jeweiligen Arbeitspunkte generierte Kraftdifferenzen ΔF (rechts)

Werden als Aktor reine DE-Elemente ohne zusätzlichen Vorspannmechanismus verwendet, bleiben als Parameter die Geometrie sowie die Anzahl der DE-Membranen und die Vorspannung des DE-Elements. Mit dem Design und der Anzahl der DE-Membranen wird die für ein System erforderliche Kraftdifferenz erreicht. Im Anschluss wird die Vorspannung

so angepasst, dass das entwickelte Aktorsystem die gewünschten Vibrationen wie beschrieben ausführen kann.

Mit den in diesem Kapitel gewonnenen Erkenntnissen kann das System im nächsten Schritt detailliert ausgelegt werden. Als Basis dafür müssen die für dieses Konzept benötigten Komponenten charakterisiert werden. Dazu werden im folgenden Unterkapitel die dafür nötigen Versuchsstände präsentiert. Im Anschluss folgt die Detail-Auslegung, die ohne dynamische Effekte durchgeführt wird, da deren Einfluss bei einem System ohne erzeugte Bewegung für den hier vorgestellten Aufbau zu vernachlässigen ist.

3.3 Experimenteller Aufbau

Um die für den Aufbau nötigen Komponenten zu vermessen wird ein Charakterisierungsprüfstand entwickelt und aufgebaut, mit dem die für die detaillierte Auslegung benötigten Kennlinien aufgenommen werden. Zusätzlich wird der Prüfstand so erweitert, dass er nach dem Aufbau des DE-Aktorsystemprototyps auch für dessen messtechnische Evaluierung geeignet ist.

3.3.1 Charakterisierungsprüfstand

Die Vermessung der Komponenten beinhaltet zum einen die Vermessung des DE-Elements als alleinige Aktorkomponente und zum anderen die Vermessung des mit Luft gefüllten Massagekissens als weitere Systemkomponente, ein zusätzliches Gewicht wird als konstante Lastkraft hinzugefügt. Die für die Auslegung wichtigen Kraft-Weg-Kennlinien werden gemessen, indem eine lineare Wegänderung vorgegeben wird, die Komponenten also somit aus ihrer Nulllage ausgelenkt werden, und die dafür nötige Kraft gemessen wird. Eine Skizze des Aufbaus ist in Abbildung 26 dargestellt: Die Auslenkung der Komponenten wird mit einem Linearaktor (LinMot H01, max. Hub: 80 mm) ausgeführt, während eine Kraftmessdose (me-systeme KD40s, Messbereich ± 50 N) Werte aufnimmt. Für die Vermessung von DE-Element bzw. Massageblase gibt es zwei Varianten des Aufbaus, wobei bei beiden darauf geachtet wird, dass die Komponenten möglichst so eingebaut werden, wie sie später im Aktorsystem verwendet werden, um Abweichungen zu minimieren.

Vermessung des DE-Elements

Das für den Systemaufbau ausgewählte DE-Element besteht aus 3 DE-Stapeln, die wiederum aus 4 aktiven DE-Lagen bestehen. Einer dieser DE-Stapel wird vermessen, indem eine Seite des Stapels fest eingespannt wird, während die andere an der Kombination aus Linearaktor

und Kraftmessdose befestigt wird. Durch Anschließen eines LCR-Meters (Rohde & Schwarz, HM8118) an den DE-Stapel kann beim Auslenken die elektrische Kapazitätsänderung gemessen werden.

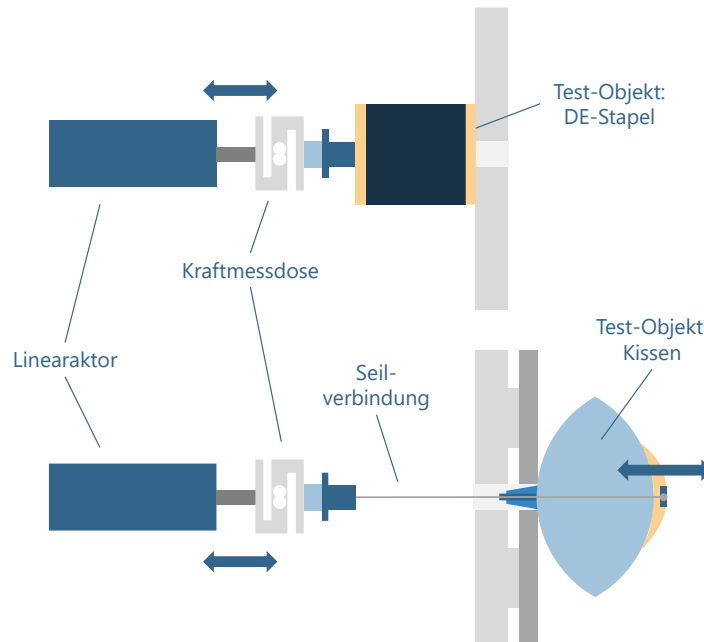


Abbildung 26: Experimenteller Aufbau zur Charakterisierung der Systemkomponenten: DE-Stapel (oben) und Massagekissen (unten)

Vermessung des Massagekissens

Die Ankopplung des Massagekissens erfolgt über ein Stahlseil, dessen Verbindung in Kapitel 3.3.2 näher beschrieben wird. Dieses wird als Teil des Systemaufbaus mit vermessen, so dass die gesamte Steifigkeit mit in die Auslegung eingeht. Zur Maximierung der Kraftübertragung von DE auf Massagekissen wurde ein Seil mit ausreichend hoher Steifigkeit gewählt (siehe Ergebnisse in Kapitel 3.5.2). Über die Verbindung zum Linearaktor inklusive Kraftmessdose und der Vorderseite des Kissens kann das Kissen zusammengezogen werden, um somit die dafür nötigen Kräfte zu bestimmen (Abbildung 27, links). Der Druck im Kissen kann dabei zwischen 0 und 500 hPa eingestellt werden.

Vermessung des DE-Massagesystems

Zur Simulation eines Personengewichts wird der Versuchsstand durch einen zweiten typgleichen Linearaktor ergänzt, welcher in Kombination mit einer weiteren Kraftmessdose auf definierte Positionen gefahren werden kann, um die relevanten Gewichtskräfte im Versuch zu simulieren. Dieser zweite Linearaktor mit Kraftmessdose zur Übertragung der

Gewichtslast in ist Abbildung 27 (rechts) dargestellt, der Gesamtaufbau ist in Abbildung 28 zu sehen.

In allen Fällen wird ein zusätzlicher Lasersensor (Keyence LK-G157, Messbereich: ± 40 mm) genutzt, um die vorgegebene Bewegung der Linearaktoren zu überprüfen.

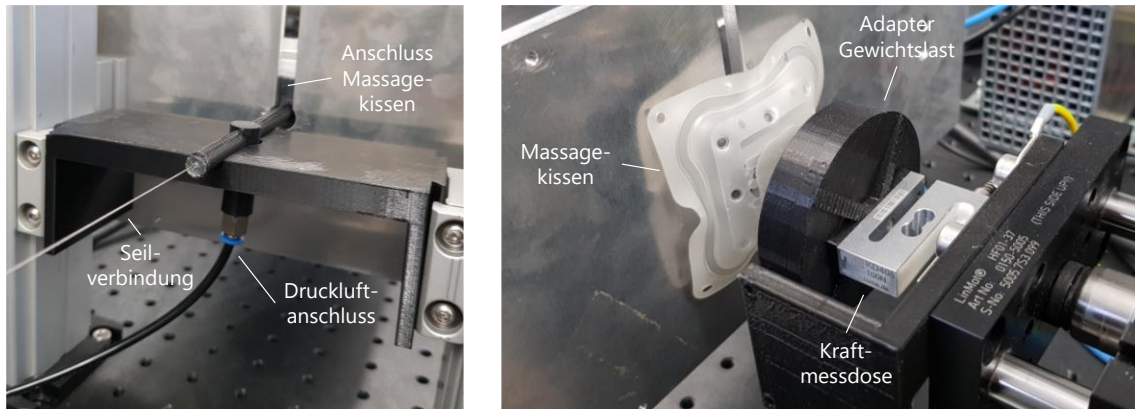


Abbildung 27: Details des Charakterisierungsprüfstands: Seilverbindung und Druckluftanschluss des Massagekissens (links) sowie Kraftmessdose mit Adapter zur Simulation der Gewichtslast auf das Massagekissen (rechts)

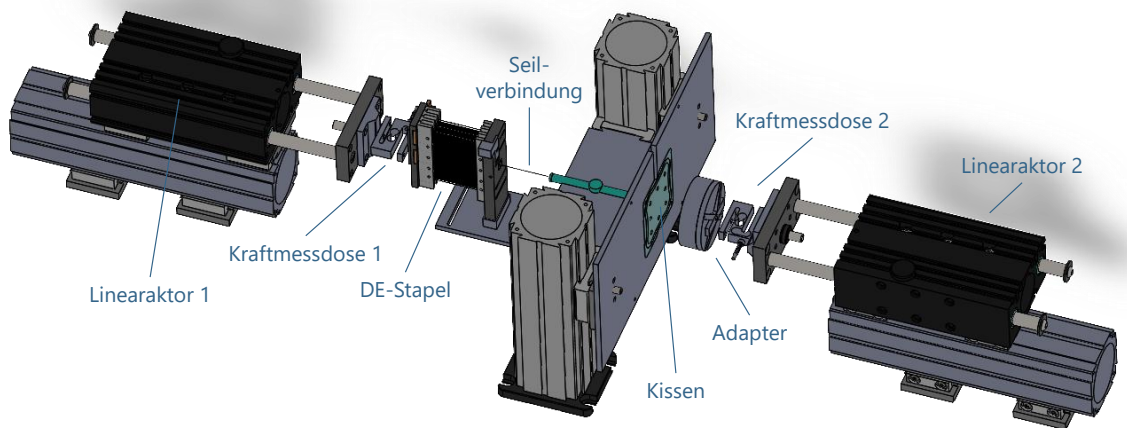


Abbildung 28: Charakterisierungsprüfstand zur Simulation von anwendungsähnlichen Lastfällen: Messwertaufnahme durch zwei Kraftmessdosen mit Linearaktoren zur Lastvorgabe und Parametereinstellung

3.3.2 Komponentenauswahl

Zur Ankopplung der Vibrationsmassage an den Körper wird ein Massagekissen ausgewählt, wie es zum Beispiel in einigen Autositzen verwendet wird. Das weiche Element ermöglicht eine angenehme Übertragung der Vibration und kann zusätzlich mit einem Druck gefüllt werden, durch den die Dicke des Massagekissens angepasst werden kann. Das

Massagekissen muss dafür einen Anschluss für einen Druckluftschlauch besitzen, über den es mit geeigneten Drücken von ca. 100 – 500 hPa beaufschlagt werden kann. Des Weiteren muss eine Verbindung zum DE-Element hergestellt werden, das außerhalb des Massagekissens liegt. Für spätere Entwicklungen ist die Integration des DE-Elements in das Massageelement interessant und notwendig, zur Demonstration der in Kapitel 3.2 aufgezeigten Ziele wird jedoch ein DE-Element außerhalb des Kissens umgesetzt, um den Fokus auf die Realisierung der geforderten Funktionen und die Möglichkeiten der DE-Technologie zu setzen. Für die systematische Untersuchung wird dabei der Druck vorgegeben und mithilfe einer konstanten Druckluftversorgung gehalten, d. h. das Luftvolumen im offenen Kissen ändert sich bei Variation der Kissendicke. Abbildung 29 zeigt schematisch den Aufbau des angeschlossenen Massagekissens und seine Teilkomponenten.

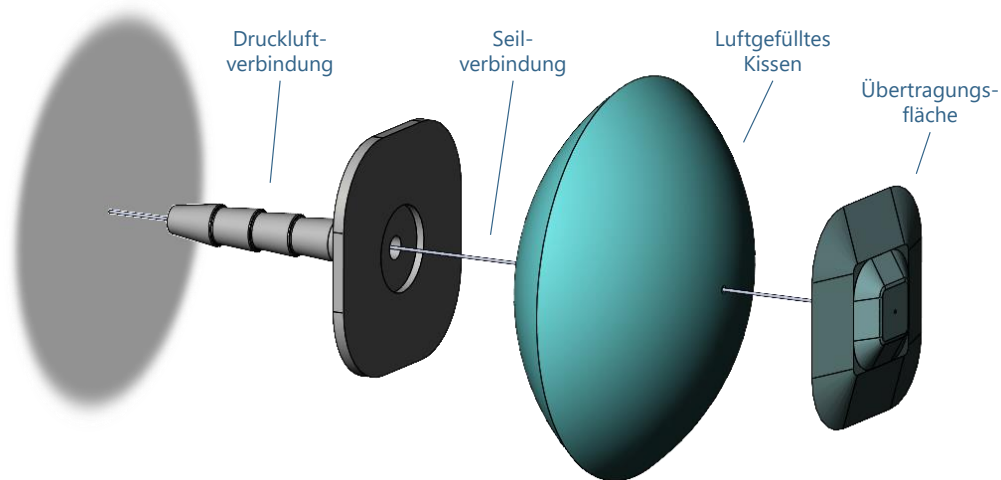


Abbildung 29: Teilkomponenten des angepassten Massagekissens mit dem Ziel eines weichen Aktorsystems

Das ausgewählte Massagekissen besteht aus zwei aufeinander geschweißten Folien aus thermoplastischem Polyurethan (TPU), von denen eine die Öffnung für das Anschließen der Druckluft besitzt (Abbildung 30, links). Da ein insgesamt weiches Aktorsystem entwickelt werden soll, sind gängige Druckluftadapter zum Anschluss nicht geeignet. Stattdessen werden 3D-gedruckte weiche Adapter an diese Öffnung geklebt. Um die Befestigung des DE-Elements außerhalb des Kissens zu ermöglichen, wird ein Stahlseil (Durchmesser: 0,4 mm) an der Vorderseite des Kissens befestigt. Auch an dieser Stelle werden 3D-gedruckte Adapter aus TPU verwendet, um eine möglichst angenehme Anbindung an den menschlichen Körper zu ermöglichen (Abbildung 30, Mitte). Dieses nylonummantelte Seil wird durch den Druckluftanschluss an der Hinterseite herausgeführt,

wobei dieser so abgedichtet wird, dass möglichst wenig Luft entweichen kann, das Seil sich aber trotzdem auch möglichst reibungsfrei bewegen kann (Abbildung 30, rechts).

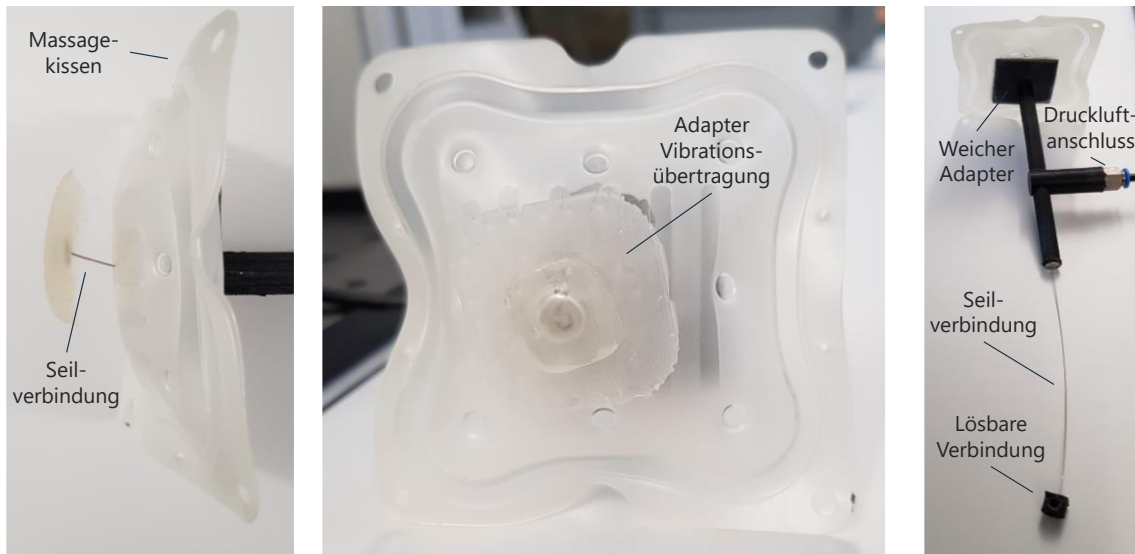


Abbildung 30: Details des Kissenaufbaus: Vorderseite zur Vibrationsübertragung (links), sowie Verbindungen zu Kraftmessdose und Druckluftanschluss von vorne (Mitte) und hinten (rechts)

Die gemessenen Kennlinien des Massagekissens bei verschiedenen Drücken (siehe Kapitel 3.5.1) dienen als Grundlage, um mit der Abschätzung der benötigten Kräfte die Geometrie sowie Anzahl der zu verwendenden DE-Membranen zu bestimmen. Dabei spielt sowohl die absolute Kraft des DE-Elements bei verschiedenen Auslenkungen eine Rolle, die mit der Kraft im Massagekissen ein Gleichgewicht bildet, als auch die Kraftdifferenz, die beim Anlegen von Hochspannung erzeugt wird. Abbildung 31 zeigt das ausgewählte DE-Element.

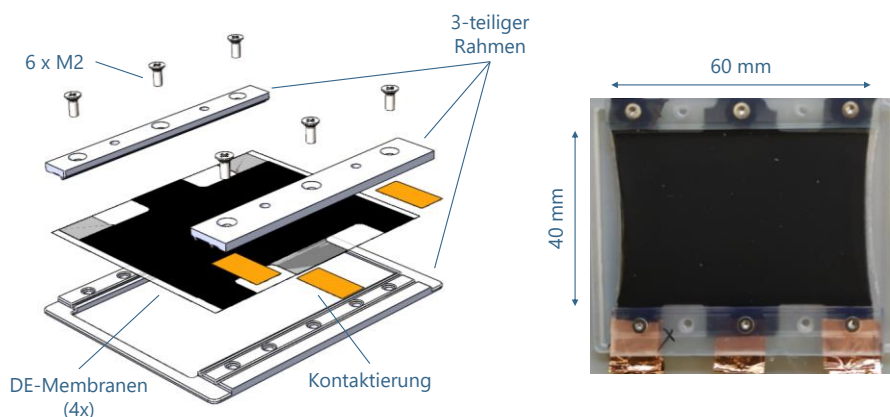


Abbildung 31: Aufbau des verwendeten DE-Elements (links), sowie montiertes DE-Element mit relevanten Maßen (rechts)

Das streifenförmige DE-Element (strip-in-plane – SIP) ist aus vier DE-Membranen mit den Maßen 40 mm x 60 mm aufgebaut. Mit einer weiteren Skalierung durch Verwendung drei dieser DE-Elemente werden die benötigten Kräfte erreicht.

3.4 Aktorauslegung, -design und -aufbau

Mit den ermittelten Kennlinien der zu verwendenden Komponenten kann eine detaillierte Auslegung für das ausgewählte Konzept erfolgen. Die in der Konzeptauslegung verwendete Skizze des Systems (Abbildung 15) definiert die auch für die Detailauslegung notwendigen Koordinaten der einzelnen Teilsysteme. Diese Koordinaten sind passend zur Vermessung der Komponenten gewählt: Sie beschreiben die bei der Messung vorgegebenen Auslenkungen (x_{DE} , x_P). Wichtig für die Systemauslegung ist, dass die aufgenommenen Kraft-Weg-Kennlinien richtig kombiniert werden, um daraus die resultierenden Kräftegleichgewichte zu identifizieren. Die Koordinaten der abgebildeten Graphen beziehen sich somit immer auf die in Abbildung 15 skizzierten Richtungen und Positionen.

Nach dieser Skizze werden somit die aufgenommenen Kennlinien, wie in der Konzeptauslegung beschrieben, in ein Diagramm eingefügt und beschreiben das wirkende Kräftegleichgewicht. Dargestellt in Abbildung 32 ist der aus der Vorauslegung gewählte Fall, für den als globale Koordinate x die Kissendicke d_P gewählt wird:

$$x = x_{DE} = d_P . \quad (30)$$

Die druckabhängige Vorspannung des Massagekissens $x_{0,P}(p)$ ergibt sich aus der experimentell bestimmten Kissendicke $d_{0P}(p)$ für das ausgewählte Kissen. Für diese ergeben sich Werte von ca. 13-19 mm für den gewählten Druckbereich (100-500 hPa).

Durch die Auswahl der Geometrie und der Anzahl der DE-Membranen (3 x 4er-Stapel) wird die richtige Größenordnung der benötigten Kräfte garantiert. Die Vorspannung des DE in Bezug auf das Massagekissen bleibt als letzter Parameter offen, um das System anzupassen. Diese Vorspannung $x_{0,DE}$ kann durch den Systemaufbau, z. B. die Befestigungsposition des DE-Elements oder die Seillänge variiert werden. Wie in Kapitel 3.2.1 beschrieben, verschiebt eine Änderung der Vorspannung des DE-Elements die DE-Kennlinien in Bezug auf die globale Koordinate x , und damit auch in Bezug auf die druckabhängigen Kraftkennlinien $F_P(x_P)$ des Massagekissens.

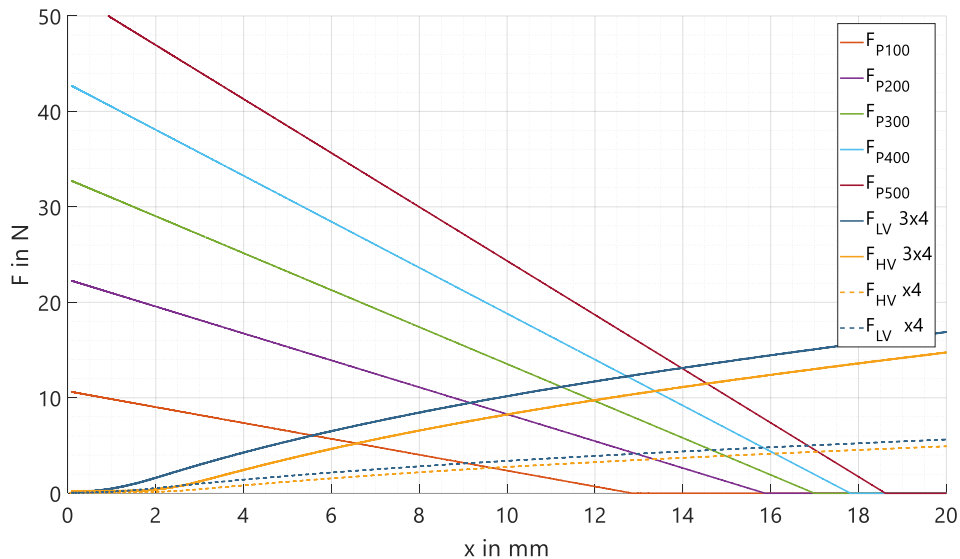


Abbildung 32: Kräftegleichgewicht aus druckgefülltem Kissen und DE-Aktor (DEA \triangleq DE), sowohl mit einem 4er-Stapel als auch mit der ausgewählten Anzahl von drei 4er-Stapeln, aufgetragen über die globale Koordinate x , die der Kissendicke d_P entspricht

Um den Einfluss der DE-Vorspannung $x_{0,DE}$ auf das Gesamtsystem zu zeigen, wird eine Änderung dieser um ± 10 mm betrachtet. Die Werte sind so gewählt, dass durch die entsprechende Verschiebung der Kurven zueinander noch sinnvolle Schnittpunkte, d. h. Kräftegleichgewichte, entstehen. In Abbildung 33 ist zu erkennen, wie die Verschiebung der DE-Komponente in Bezug auf das Massagekissen die Kraft-Weg-Kennlinien der Komponenten zueinander verschiebt. Dies beeinflusst den Arbeitsbereich des Vibrationssystems: Wird die DE-Vorspannung zu negativ (-10 mm, links), ist der untere Bereich der Kissendicke nicht mehr nutzbar, da die DE-Elemente dann nicht mehr mechanisch gespannt sind und somit keine Kraft generieren können. Wird die DE-Vorspannung zu groß ($+10$ mm, rechts), werden die im System wirkenden Kräfte sehr groß, sodass die DE-Elemente das Kissen sehr stark zusammenziehen. Dann ist das Aktorsystem zwar funktionsfähig und es können Kräfte generiert werden. Allerdings ist die Kissendicke dann geringer, was für das Gesamtsystem nicht vorteilhaft ist: Ein fast zusammengedrücktes Kissen kann die erzeugte Vibration schlecht auf den Menschen übertragen (Beispiel: Massagesitz). Zusätzlich ist zu sehen, dass die DE-Elemente sehr weit ausgelenkt sind. Je nach Dehnung im DE sollte die angelegte elektrische Spannung verringert werden, um keine kritischen Feldstärken zu überschreiten. Dies führt wiederum zu einer niedrigeren Kraftdifferenz als mit den gewählten Kennlinien (3 kV) bestimmt. Der Einfluss nach Außen ist auch in Abbildung 34 zu erkennen: Im linken Fall erfolgt unter einer Kissendicke von 10 mm keine Aktuierung mehr. Die Erzeugung einer deutlichen Kraftdifferenz wird erst ab

ca. 12 mm möglich. Im rechten Fall ist zu erkennen, dass die sich einstellenden Kissendicken etwas geringer sind. Vor allem für niedrige Druckbereiche (< 200 hPa) ist der Einfluss deutlich sichtbar.

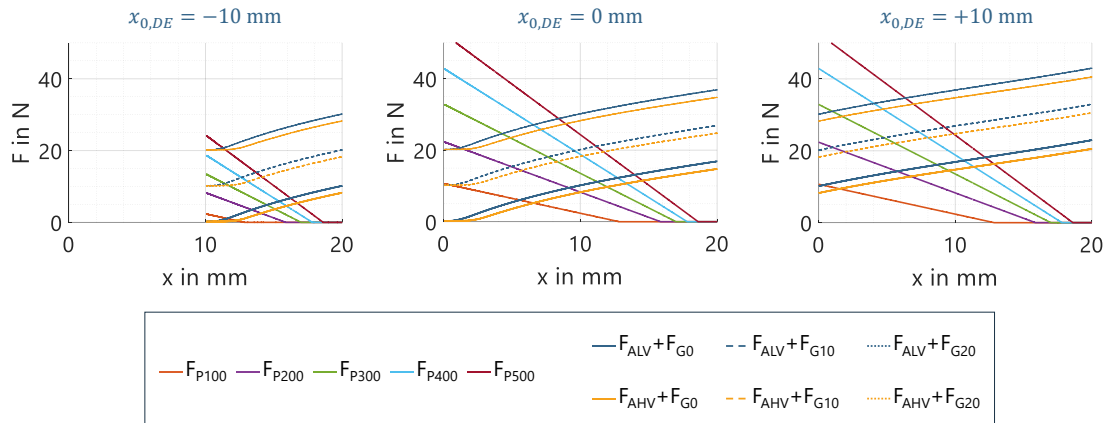


Abbildung 33: Einfluss der DE-Vorspannung $x_{0,DE}$ auf das Verhalten des Aktorsystems, abgebildet anhand der internen Kräfte zwischen DE-Element und druckgefülltem Kissen

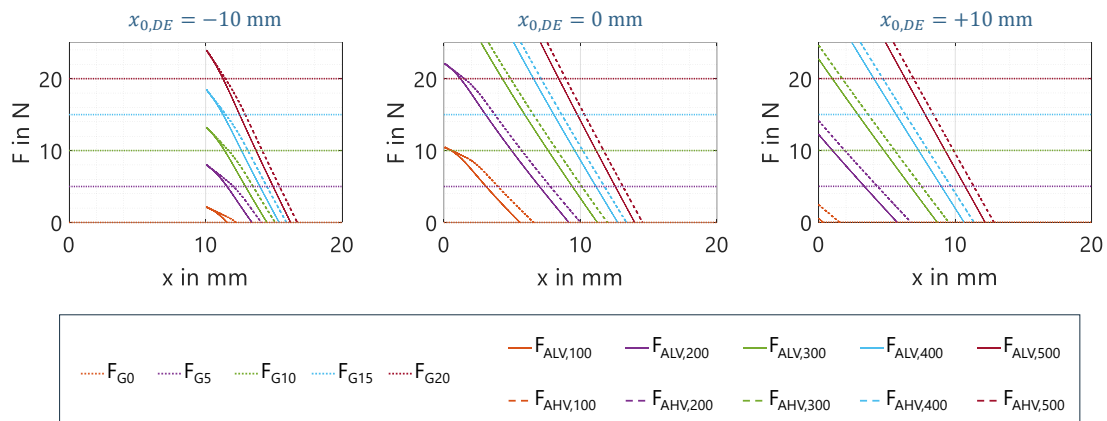


Abbildung 34: Einfluss der DE-Vorspannung $x_{0,DE}$ auf das Verhalten des Aktorsystems, abgebildet anhand der äußeren Systemkräfte in Zusammenhang mit den Lastkräften

Um den Einfluss der DE-Vorspannung genauer zu betrachten, werden sowohl die sich einstellende Dicke des Massagekissens bei variablen Drücken sowie Gewichtslasten als auch die sich daraus ergebende Kraftdifferenz für die gewählten Parameterbereiche genauer berechnet. Abbildung 35 zeigt beide resultierenden Werte für Drücke von 100 bis 500 hPa, mit einer Auflösung von 20 hPa sowie für Gewichtslasten von 0 bis 20 N, mit einer Auflösung von 1 N. Wird anschließend erneut die DE-Vorspannung um $\pm 10 \text{ mm}$ variiert, kann in Abbildung 36 abgelesen werden, wie sich diese Werte verhalten. Diese Vorhersage wird genutzt, um das Verhalten für das gewünschte Massagesystem auszulegen und zu optimieren. Es ist zu sehen (Abbildung 36), dass für den zweiten Fall ($x_{0,DE} = 0 \text{ mm}$) die

Kombination aus sich einstellender Dicke des Massagekissens und erzeugter Kraftdifferenz für die Vibration am besten ausgenutzt wird: Im ersten Fall (-10 mm) ist das Kissen sehr dick, allerdings ist ein großer Bereich nicht nutzbar (durch fehlende Werte der Kissendicke erkennbar, links), da dort keine (bzw. eine sehr geringe) nutzbare Kraftdifferenz erzeugt wird. Im dritten Fall (+ 10 mm) wird zwar über den gesamten Bereich eine nahezu konstante Kraft erzeugt, jedoch wird das Kissen in einem großen Bereich komplett zusammengedrückt. Daher wird für folgenden Experimente der zweite Fall ($x_{0,DE} = 0 \text{ mm}$) für die Erzeugung der Vibration ausgewählt.

Zur Validierung des gezeigten Konzepts und der resultierenden Auslegung wird ein DE-Massagesystem aufgebaut, das mit dem in Kapitel 3.3.1 beschriebenen Prüfstand vermessen werden kann. Das DE-System wird dabei nicht als anwendungsnahe Demonstrator, sondern als experimenteller Aufbau zur Charakterisierung entwickelt und aufgebaut, sodass nach systematischen Untersuchungen eine einfache Umsetzung als Demonstrator zur Veranschaulichung der umgesetzten Funktionen möglich ist.

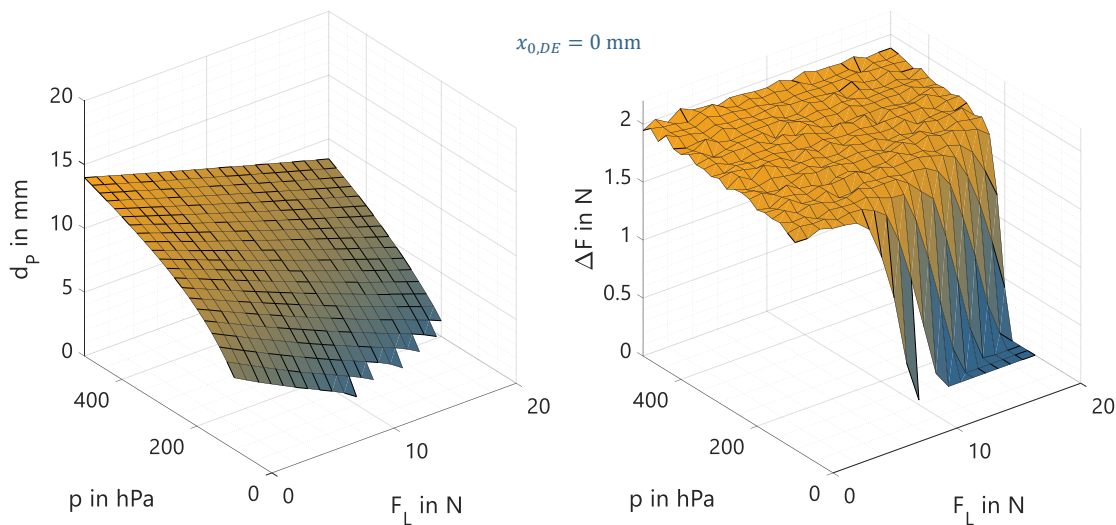


Abbildung 35: Berechnete Kissendicke und die resultierende Kraftdifferenz bei Aktuierung für Drücke von 100-500 hPa und Gewichtslasten von 0-20 N für den Fall $x_{0,DE} = 0 \text{ mm}$

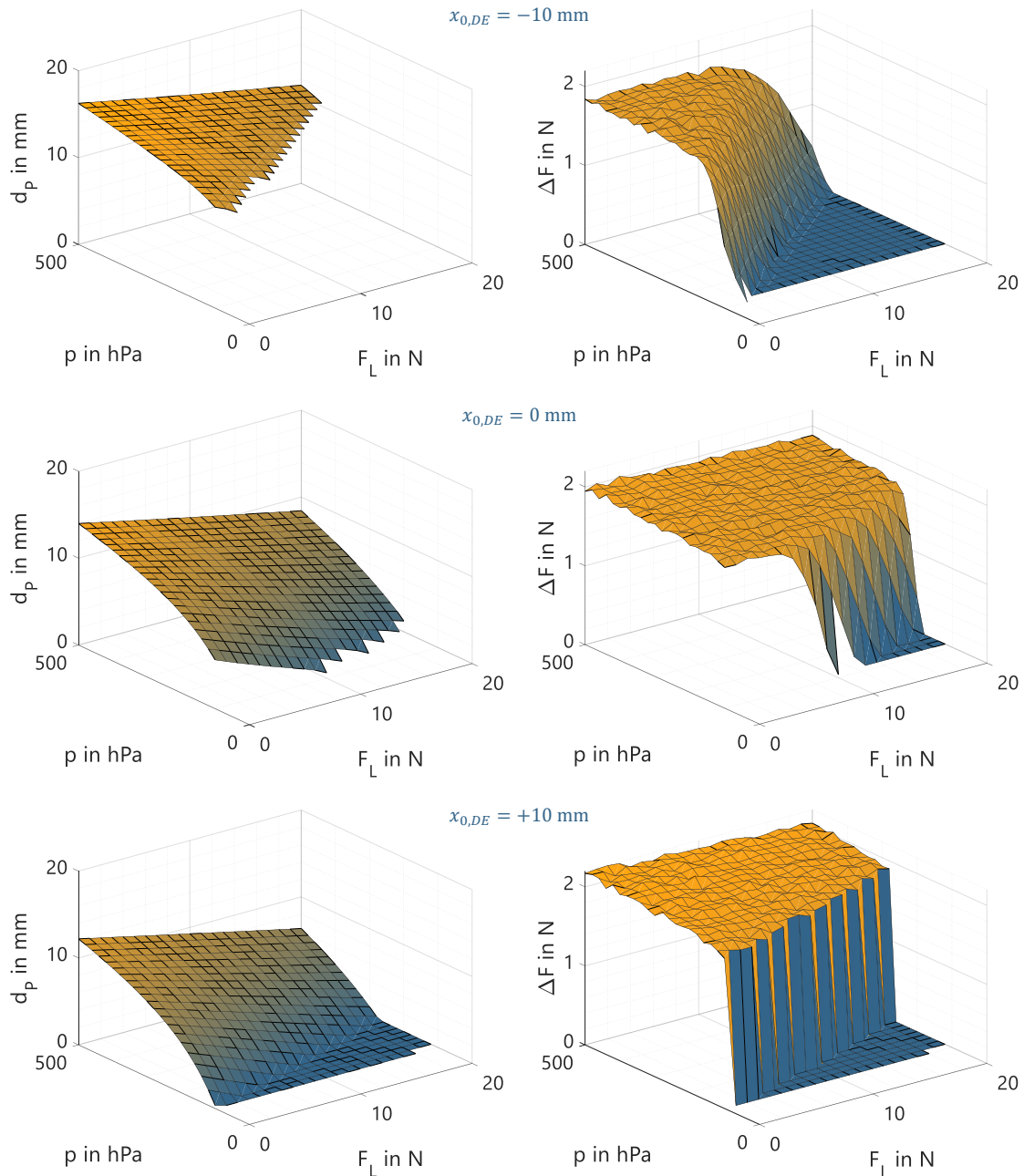


Abbildung 36: Einfluss der DE-Vorspannung $x_{0,DE}$ auf die sich einstellende Kissendicke und die erzeugte Kraftdifferenz bei Variation um $\pm 10 \text{ mm}$

Abbildung 37 zeigt eine Prinzipskizze des DE-Systems, welches die Grundlage für sowohl den experimentellen Aufbau als auch für einen späteren Demonstrator bildet. Wie durch die Skizze in Abbildung 12 beschrieben, müssen sowohl DE-Aktor (bestehend aus drei 4er-Stapeln) als auch Massagekissen auf einer Seite fest fixiert sein. Die beiden anderen Seiten sollen beweglich über ein Seil miteinander verbunden sein. Um die Vorspannung des Systems nach der ersten Wahl auch verändern zu können, wird eine Seite des DE-Elements mit einem Linearaktor (inkl. Kraftmessdose) verbunden, eine Seite des Massagekissens stützt sich wie bei den Charakterisierungsmessungen auf der an Profilen befestigten Metallplatte

ab. Beide Elemente werden über das am Massagekissen angebrachte Metallseil miteinander verbunden.

Die Kopplung der drei DE-Elemente miteinander erfolgt über vier Verbindungsstücke pro Seite, welche die DE-Elemente durch Schrauben fest zusammen klemmen und gleichzeitig als Kopplung beider Seiten an das System dienen (Abbildung 38). Auf der fixierten Seite wird die Verbindung zur Kraftmessdose durch ein weiteres Adapterstück sichergestellt, das gleichzeitig auch für die Kontaktierung der DE-Elementen zuständig ist. Dort werden zwei mit Kupferbahnen beklebte und mit Hochspannungskabeln verbundene Teile auf die Kupferkontaktierungen der DE-Elemente gepresst. Auf der anderen Seite wird ein ähnliches Adapterstück angebracht, indem ein Verbindungsstück mit dem Stahlseil durch eine Schraubverbindung fixiert wird, sodass Massagekissen und DE-Elemente fest verbunden sind, aber trotzdem einfach voneinander gelöst werden können.

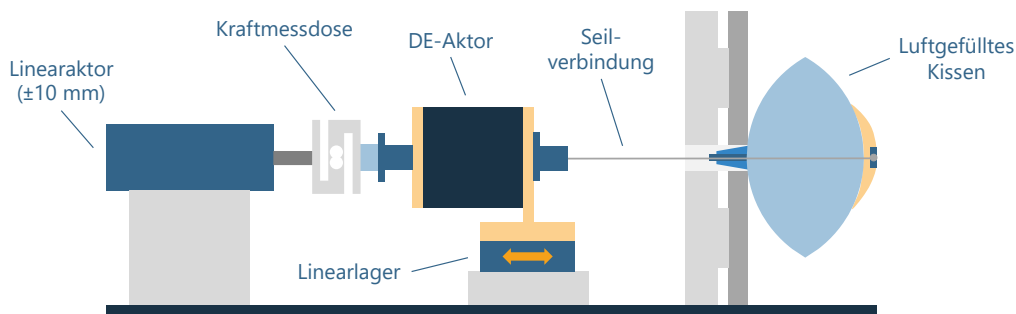


Abbildung 37: Skizze des DE-Aktorsystems, das wie abgebildet als experimenteller Aufbau umgesetzt wird

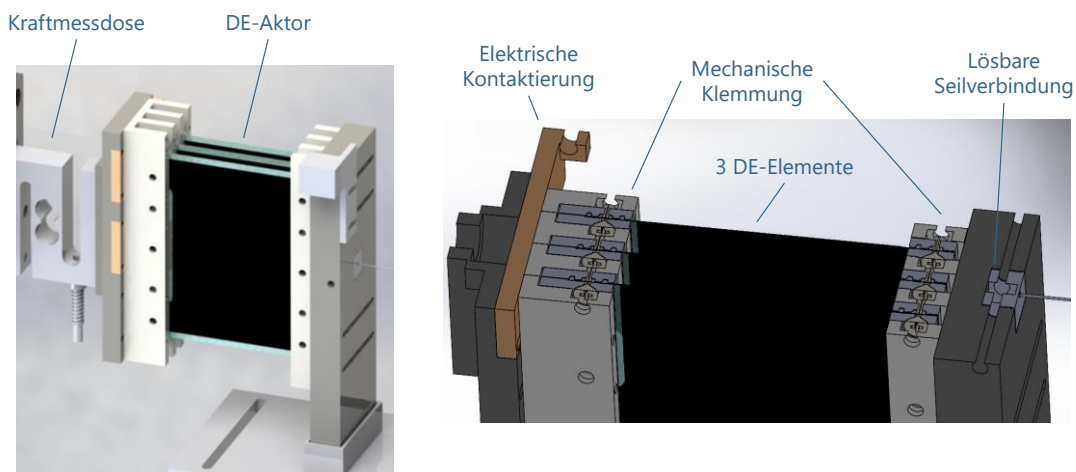


Abbildung 38: DE-Element aus drei 4er-Stapeln als DEA, das mit Kraftmessdose und Metallseil verbunden ist (links) und innerhalb durch verschraubte Klemmverbindungen zusammengehalten wird (rechts)

Abbildung 39 zeigt die Realisierung des DE-Aktors: Zu sehen sind die drei miteinander verbundenen 4er-Stapel, sowie die gelagerte Verbindung zum Massagekissen über das Metallseil mit integriertem Druckluftanschluss.

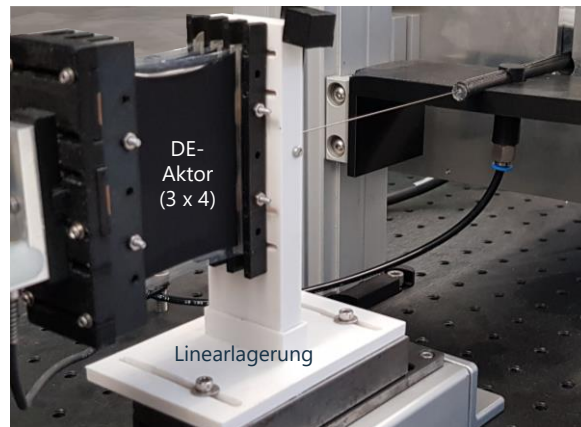


Abbildung 39: DE-Element aus drei 4er-Stapeln als DEA, das mit Kraftmessdose und Metallseil verbunden ist (links) und innerhalb durch verschraubte Klemmverbindungen zusammengehalten wird (rechts)

3.5 Versuchsergebnisse

Mit dem in Kapitel 3.3.1 beschriebenen Versuchsstand werden sowohl die einzelnen Systemkomponenten als auch das komplette Aktor-Sensor-System charakterisiert. Vor allem bei der Vermessung des Systems sind verschiedene Inputparameter für die Experimente notwendig. Als Designparameter werden die Systemvorspannung und als veränderliche Inputparameter der Druck p im Massagekissen und die Gewichtslast F_L eingestellt. Zusätzlich wird als weitere Inputgröße die Hochspannung bezüglich Amplitude und zeitlichem Verlauf vorgegeben. Gemessen werden dabei die Auslenkung und die Kraft der DE-Elemente sowie die Kraft am Massagekissen. Aus der Auslenkung der DE-Elemente kann mithilfe der bekannten DE-Vorspannung die Dicke des Massagekissens berechnet werden. Durch die Messung der Kräfte beider Komponenten können Rückschlüsse auf die Kraftverluste durch den Versuchsaufbau getroffen werden.

Wie in Kapitel 2.2 beschrieben, sind die charakteristischen Kurven der Systemkomponenten die Grundlage für die Systemauslegung, d. h. in diesem Fall werden die des mit Druck beaufschlagten Massagekissens und der DE-Elemente benötigt. Zur Systemvalidierung und Funktionsprüfung wird das gesamte Aktor-Sensor-System charakterisiert. Dazu werden drei Arten von Versuchen durchgeführt: Ein erster Teil beschreibt systematische Versuche mit Parametervariationen, um die Auslegung des Systems zu validieren. Ziel dabei ist, die in der

Auslegungsmethodik relevanten Einflüsse der Parameter Druck und Gewichtslast zu zeigen, um diese für die Optimierung des Systems zu nutzen. Ein zweiter Teil zeigt die Ansteuerungsmöglichkeiten des entwickelten Systems anhand der Durchführung von dynamischen Messungen, bei denen das DE-System mit sinusförmigen Signalen höherer Frequenzen angeregt wird. Ein dritter Teil stellt abschließend die Ergebnisse von Experimenten dar, die anwendungsnahe Prozesse abbilden. Ziel dieser Messungen ist es, das Potenzial des entwickelten Massagesystems anhand von Beispielen zu zeigen.

3.5.1 Charakterisierung der Komponenten

Mit dem in Kapitel 3.3.1 beschriebenen Charakterisierungsprüfstand wird das Massagekissen vermessen, indem ein konstanter Druck eingestellt wird, und das Kissen durch Zug am Seil mit einer sinusförmigen Bewegung zusammengedrückt und wieder entspannt wird (x_p), während die Kraft F_p gemessen wird (Abbildung 40, links). Dabei ist zu beachten, dass durch die vorhandene Öffnung Luft entweichen kann, was zur Änderung des Luftvolumens bei gleichbleibendem Druck führt. In Abbildung 40 (rechts) sind die gemessenen Kurven für Drücke von 100 bis 500 hPa in Abhängigkeit der Kissendicke d_p dargestellt. Die Umrechnung zwischen der Messkoordinaten (x_p) und der globalen Koordinaten ($x = d_p$) ergibt sich aus der in Abbildung 41 (links) dargestellten druckabhängigen Kissendicke $d_{0,p}(p)$. Durch die unterschiedliche Verformung des Kissens beim Zusammendrücken und wieder Entspannen entsteht die sichtbare Hysterese im Kraft-Weg-Verhalten. Die Hysteresebreite bzw. -fläche hängt dabei stark von dem zurückgelegten Weg ab. Diese Abhängigkeit des hysteretischen Verhaltens wird zum Beispiel durch die Messungen in Abbildung 41 (rechts) sichtbar. Für die Auslegung der späteren Anwendung, bei der kleine oder im vereinfachten Fall sogar keine Hübe erzeugt werden, können vereinfachte Kraft-Weg-Kurven angenommen werden. Dies führt zur Verwendung von linearisierten Kraft-Charakteristiken für die sich anschließenden Schritte, sodass eine übersichtlichere Systemauslegung gewährleistet ist. Diese linearen Näherungen werden in Abbildung 40 (rechts) mit den gemittelten Steigungen der druckabhängigen Kraft-Weg-Kurven eingefügt.

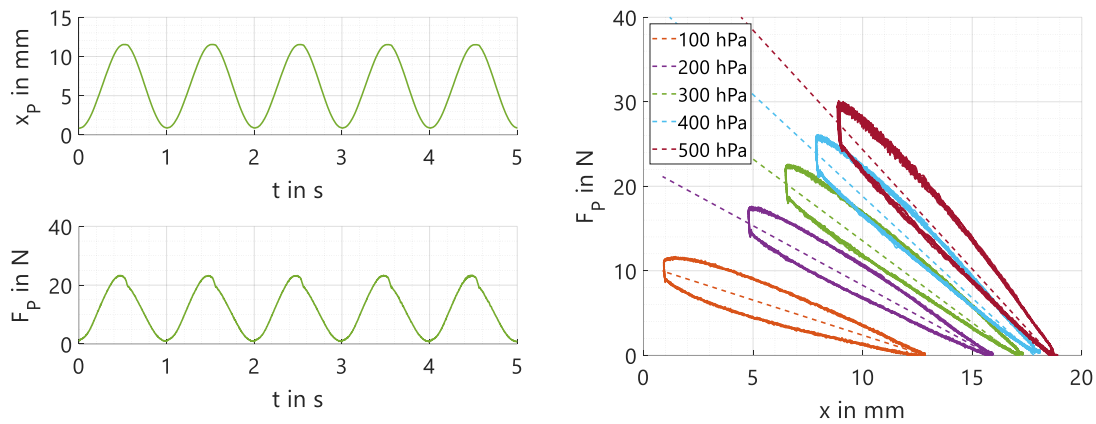


Abbildung 40: Experimentell ermitteltes Kraft-Weg-Verhalten des Massagekissens bei unterschiedlichen Drücken, in Abhängigkeit der Zeit (links) und als Kraft-Weg-Kurve inkl. der vereinfachten Kraft-Weg-Kurven (rechts)

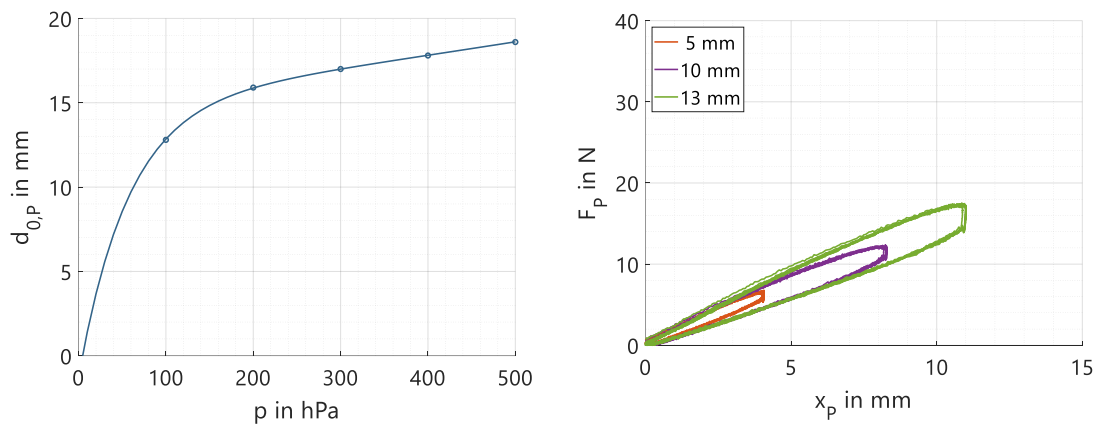


Abbildung 41: Druckabhängige Kissendicke $d_{0,p}(p)$ (links) und Kraft-Weg-Kurven des Massagekissens bei unterschiedlichen Hüben mit Änderung der Hysteresebreite in Abhängigkeit des zurückgelegten Weges (rechts)

Das in Kapitel 3.4 bestimmte DE-Element wird ebenfalls mit der Vorgabe einer Auslenkung von 30 mm, die einer Dehnung der DE-Membran von 75 % entspricht, vermessen. Während der Auslenkung wird die nötige Kraft sowie die Kapazität aufgezeichnet (mit Charakterisierungsprüfstand aus Kapitel 3.3.1). Die Messung wird einmal ohne angelegte Hochspannung und einmal mit einer Spannung von 3 kV durchgeführt, die daraus resultierenden Kraft-Weg-Kennlinien $F_{LV}(x_{DE})$ und $F_{HV}(x_{DE})$ sind in Abbildung 42 (links) dargestellt. Die durch das viskoelastische Verhalten von dielektrischen Elastomeren verursachte Hysterese ist in den Kurven zu sehen. Wie bei der Verwendung der Charakteristik des Vibrationskissens wird aufgrund der Aktuierung ohne Bewegung auch für die DE-Elemente die Näherung der Charakteristik durch vereinfachte Kurven ohne Hysterese zur Auslegung verwendet. Auch diese sind in Abbildung 42 (links) dargestellt ($F_{LV,N}(x_{DE})$ und $F_{HV,N}(x_{DE})$). Abbildung 42 (rechts) zeigt die zugehörigen Kapazitätswerte des DE-

Elements während der Auslenkung, die für den sensorischen Teil der Anwendung wichtig sind.

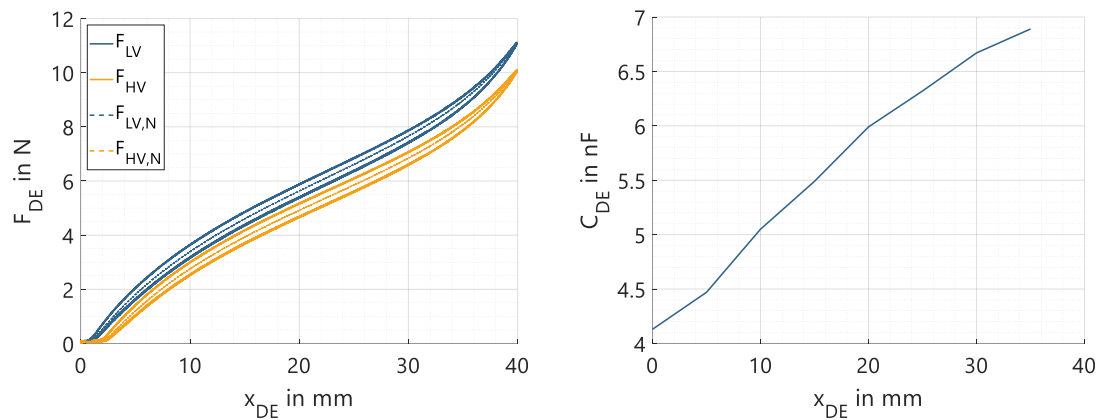


Abbildung 42: Kraft-Weg-Kurven eines DE-Elements inklusive der vereinfachten Näherung (links) sowie Kapazitätsverhalten des DE-Elements bei Auslenkung (rechts)

3.5.2 Quasi-statische Versuche zur Systemvalidierung

Zur Validierung der Auslegungsmethodik wird eine quasi-statische Charakterisierung des Aktor-Sensor-Systems durchgeführt. Für eine feste Vorspannung wird der Druck p von 100 – 500 hPa (100 hPa Schritte) und die Gewichtslast F_G von 0 bis 20 N (5 N Schritte) variiert. Für jedes Parameterset wird die sich aus dem Kräftegleichgewicht ergebende Auslenkung der DE-Membran d_{DE} gemessen (Abbildung 43) und durch den direkten Zusammenhang über den Systemaufbau die Dicke des Massagekissens d_p berechnet. Für den gewählten Fall der DE-Vorspannung entspricht die Auslenkung der DE-Membran direkt der Kissendicke. Wie zu erwarten ist die Kissendicke bei hohem Druck und geringer Gewichtslast am höchsten, bei hoher Last und geringem Druck am niedrigsten und befindet sich in einem Bereich von 0 – 20 mm.

Wie sich diese Kissendicke abhängig von den variablen Parametern ändert, kann in einer späteren Anwendung wie beschrieben an der Kapazität der DE-Elemente erkannt werden. Durch die Kombination aus vorgegebenen Parametern und der gemessenen Kissendicke können Rückschlüsse auf die Gewichtslast gezogen werden, die sowohl von den entsprechenden Personen als auch von der Sitzposition abhängt. Dazu zeigt Abbildung 44 die von der Kissendicke d_p abhängige Kapazität des DE-Elements C_{DE} . Um die Flexibilität des Systems zu zeigen, wird für dieses Experiment die Vorspannung des Systems um ± 10 mm verändert (wie bei der Auslegung in Kapitel 3.4). Ist die Vorspannung, die sich aus

dem Systemaufbau ergibt, bekannt, kann aus dem Zusammenhang von DE-Auslenkung und Kissendicke die Abhängigkeit der Kapazität von der Kissendicke berechnet werden. Für $x_{0,DE} = d_{p0}$ kann die Abhängigkeit direkt übernommen werden:

$$C_{DE}(d_P) = C_{DE}(x_{DE}). \quad (31)$$

Wird das System zusätzlich vorgespannt, verschieben sich die Kurven um die entsprechenden Werte (± 10 mm), und können zur Überwachung des Systems genutzt werden.

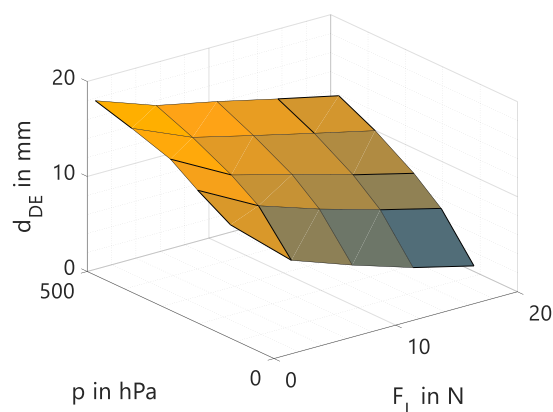


Abbildung 43: Abhängigkeit der Kissendicke d_P von den veränderlichen Parametern Druck p und Gewichtslast F_L

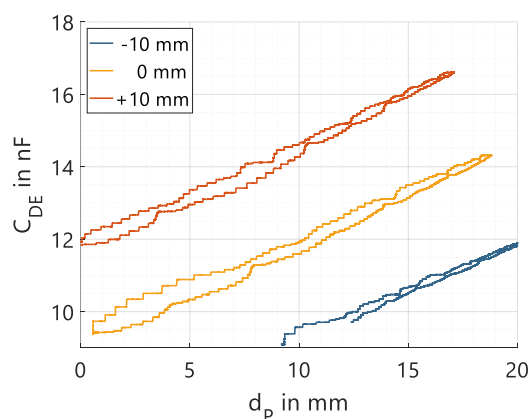


Abbildung 44: Von der Auslenkung x_{DE} abhängige Kapazität C_{DE} von zwei kombinierten DE-Elementen, mit je nach gewählter Vorspannung (-10/0/+10 mm) unterschiedlichem Zusammenhang zur Kissendicke d_P

Im nächsten Schritt wird bei jeder Parametereinstellung eine elektrische Spannung angelegt. Diese führt zum Erzeugen der Kraftdifferenz, die später für die spürbare Vibration sorgt. Für die quasi-statischen Versuche wird die Spannung als sinusförmiges Signal mit einer Amplitude von 3 kV und einer Frequenz von 0,5 Hz vorgegeben. Vier Zyklen werden durch

eine Rampe am Anfang und am Ende des Signals ergänzt (Abbildung 45). Abbildung 46 zeigt die gemessenen Kräfte bei einem Druck von 300 hPa und einem Gewicht von 10 N. In dieser Abbildung oben ist die Kraft im DE dargestellt, unten die Kraft an der Oberfläche des Kissens. Die Startwerte beider Kraftverläufe zeigen, welche Kräfte sich durch das Kräftegleichgewicht in den einzelnen Komponenten einstellen. Am Massagekissen ergibt sich die Kraft aus der vorgegebenen Gewichtslast, die zusammen mit dem Druck daraus resultierende Kraft im DE beträgt 4,2 N. Wird die elektrische Spannung von 3 kV angelegt, werden die DE aktiviert, ihre Steifigkeit verringert sich und es stellt sich ein neues Gleichgewicht ein, sodass die Kraft im DE auf 2,1 N fällt. Diese im DE erzeugte Verringerung der Kraft wird über das Seil an das Massagekissen übertragen, wo sich dadurch eine Krafterhöhung ergibt. In den Messungen (Abbildung 46) ist erkennbar, welche Kraftverluste sich durch den Systemaufbau ergeben, sodass dieser dahingehend optimiert werden kann. Allerdings sind die Verluste so gering, dass die sich für diesen Fall ergebende Kraftdifferenz am Massagekissen trotzdem ca. 2 N beträgt. Diese kann zum Erzeugen einer spürbaren Vibration genutzt werden.

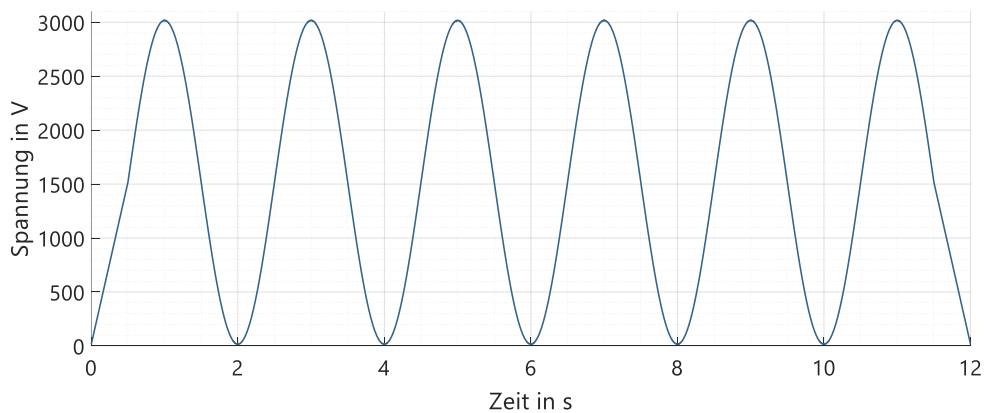


Abbildung 45: Sinusförmige Vorgabe des Hochspannungssignals, das zum Erzeugen einer Kraftdifferenz am DE anliegt

Ziel ist es, dass auch bei veränderlicher Gewichtslast, z. B. durch unterschiedliche Benutzer:innen, die erzeugte Kraftdifferenz im selben Bereich bleibt. Um dies zu zeigen, wird zunächst bei gleichbleibendem Druck die Gewichtslast von 5-20 N variiert, und erneut eine sinusförmige Spannung mit einer Amplitude von 3 kV angelegt. Die gemessenen Kraftwerte am Massagekissen sind in Abbildung 47 dargestellt. Es ist zu sehen, dass über den gesamten Bereich eine Kraftdifferenz von ca. 2 N erzeugt werden kann.

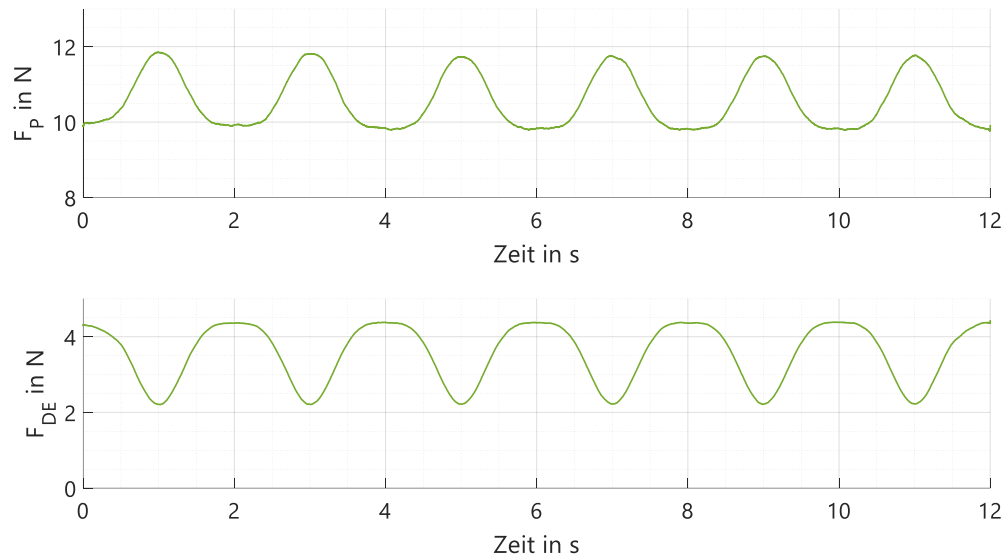


Abbildung 46: Durch Anlegen von sinusförmiger Hochspannung erzeugte Kraftverläufe am Massagekissen (oben) sowie im DE (unten): Erhöhung der äußeren spürbaren Kraft durch Verringerung der Kraft im DE-Element

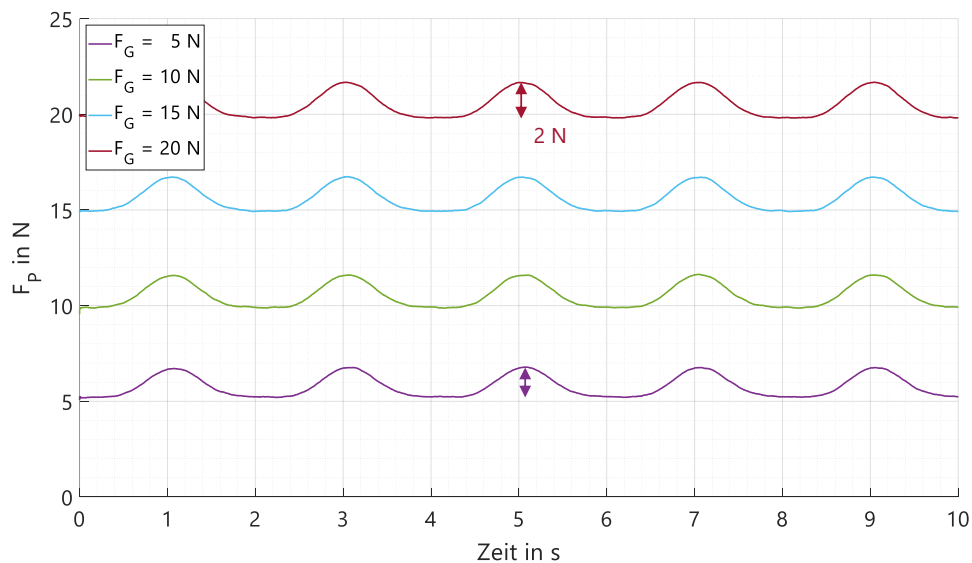


Abbildung 47: Kraftverläufe am Massagekissen bei Variation der Gewichtslast von 5-20 N

Diese Experimente werden anschließend auch für verschiedenen Drücke durchgeführt, so dass aus den gesamten Messungen, die von Druck und Gewichtslast abhängigen Kraftdifferenzen bestimmt werden können. Die Werte der Kraftdifferenzen, ermittelt wie in Abbildung 47, sind für alle Parameterkombinationen in Abbildung 48 dargestellt. Es ist zu sehen, dass auch bei der Variation des Drucks die erzeugte Kraftdifferenz immer in einem Bereich zwischen 1 und 2 N liegt, was die Erzeugung einer spürbaren Vibration im gesamten Arbeitsbereich ermöglicht.

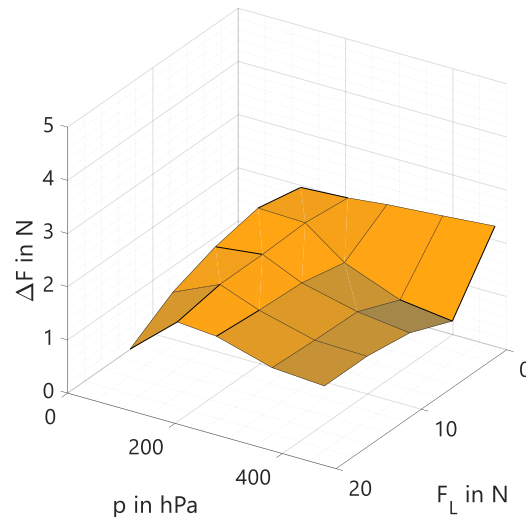


Abbildung 48: Erzeugte Kraftdifferenz ΔF in Abhängigkeit des eingestellten Drucks p und der Gewichtslast F_L

Die Höhe der erzeugten Kraftdifferenz hängt von der Kraftdifferenz der beiden Kraft-Weg-Kurven der DE-Elemente (LV- und HV-Kurve) an den entsprechenden Positionen ab. Durch das Kräftegleichgewicht aus DE-Element, Druck und Gewichtslast ergeben sich die in Abbildung 43 dargestellten Kissendicken. Diese entsprechen wie beschrieben einer Auslenkung der DE-Elemente (vergleiche z. B. Abbildung 33, Mitte). Durch die Kraftdifferenz der DE-Kurven an den jeweiligen Positionen ergibt sich die Verteilung aus Abbildung 48, in der Schwankungen der erzeugten Kraft durch Einflüsse des Systemaufbaus sichtbar werden. Diese können durch Bewegungen von Systemkomponenten durch Fertigungs- und Montagetoleranzen z. B. im Seil oder den per 3D-Druck gefertigten Teilen verursacht werden. Sie beeinflussen aber nicht die Funktionalität des Gesamtsystems, da immer eine ausreichend hohe Vibrationskraft erzeugt wird. Gleichzeitig wird in der späteren Anwendung immer eine Überlagerung von Kraft und Bewegung stattfinden, wenn Vibrationen auf den Menschen übertragen werden.

3.5.3 Dynamische Versuche bezüglich der Ansteuerungsmöglichkeiten

Im zweiten Teil sollen die Möglichkeiten aufgezeigt werden, welche sich durch die flexible Ansteuerung von dielektrischen Elastomeren in Bezug auf das Verhalten des DE-Massagekissens ergeben. Für haptische Anwendungen relevante Signale sind zum einen Sinusschwingungen unterschiedlicher Frequenzen, zum anderen aber vor allem Signale beliebiger Formen, die durch ihre variable Amplitude, Frequenz oder Form besonders spürbare Effekte erzeugen (Abbildung 49).



Abbildung 49: Beispiele für unterschiedliche Anregungssignale zum Erzeugen schneller und langsamer, starker und schwacher oder individuell geformter Vibrationen zur Abdeckung unterschiedlicher Anwendungsfälle

Zur Vermessung der erzeugten Kraft durch eine dynamische Anregung werden einige Parametersets aus den quasi-statischen Messungen ausgewählt, um zu zeigen, dass dynamische Rückmeldungen über den relevanten Bereich gegeben werden können. Zunächst wird das System bei einem mittleren Druck von 300 hPa und einer Gewichtslast von 5 N mit einem Sweepsignal von 1-20 Hz und einer Spannungsamplitude von 3 kV angeregt. Nach einigen Vortests zur spürbaren Vibration mit verschiedenen Frequenzen wurde ein Bereich von bis zu 20 Hz als relevant ausgewählt, da die gefühlte Vibrationsmassage bei höheren Frequenzen eher zu einem Kribbeln übergeht. Die erzeugten Kraftverläufe am Massagekissen $F_p(t)$ werden aufgenommen und sind in Abbildung 50 dargestellt. Es ist zu sehen, dass über den gesamten Frequenzbereich die notwendige Kraftdifferenz von ca. 2 N erzeugt werden kann. Wird exemplarisch der Bereich um 20 Hz näher betrachtet (Abbildung 51), sind auch dort noch ähnliche Kraftverläufe wie bei den quasi-statischen Messungen mit 0,5 Hz erkennbar. Der Unterschied der aufgenommenen Kraftverläufe im Vergleich zu den vorgegebenen Spannungen bezüglich der Signalformen ergibt sich auch hier aus dem nichtlinearen Verhalten der DE-Elemente. Durch den quadratischen Zusammenhang aus Maxwell-Spannung und elektrischer Spannung (Kapitel 2.1.1) werden die Kraftdifferenzen deutlich höher, wenn mit höheren Spannungen angeregt wird. Soll dieser Effekt in den ausgegebenen Vibrationen nicht zu sehen sein, kann das Eingangssignal so modifiziert werden, dass z. B. reine Sinusverläufe als Schwingung zu sehen sind. Abbildung 51 zeigt auch, dass auch bei höheren Frequenzen durch die Kräfte der Gewichtslasten (5/10/15 N) keine Verschlechterung der Vibration erfolgt.

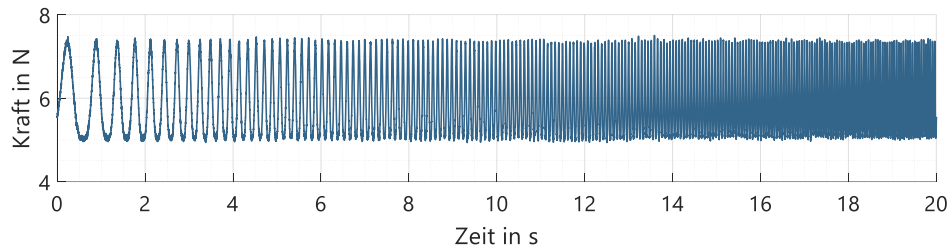


Abbildung 50: Kraftverlauf bei Vorgabe eines Sweepsignals (Amplitude 3 kV) von 1-20 Hz, bei einer Gewichtslast von 5 N

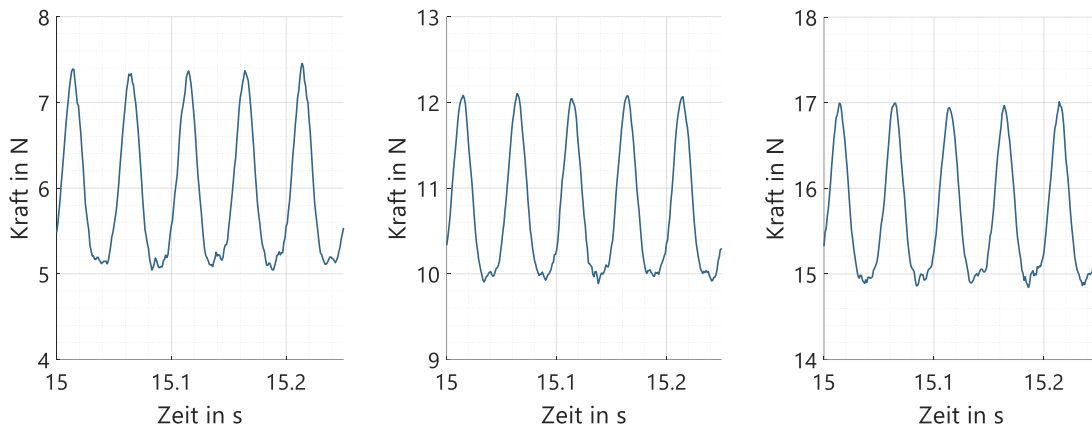


Abbildung 51: Kraftverlauf bei Vorgabe eines Sinussignals mit 20 Hz, bei einer Gewichtslast von 5 N (links), 10 N (Mitte) und 15 N (rechts)

3.5.4 Realitätsnahe Experimente zur Demonstration von Anwendungsprozessen

Um im dritten Teil der Systemcharakterisierung das Anwendungspotenzial des entwickelten Massagesystems anhand von Beispielen zu zeigen, werden Messungen durchgeführt, die die variable Einstellung der Parameter Druck und Gewichtslast berücksichtigen und gleichzeitig durch eine dynamische Anregung eine spürbare Vibration erzeugen. Im späteren Anwendungsfall kann die Kissendicke während des kompletten Vorgangs durch Messen der DE-Kapazität überwacht werden (siehe Messung in Abbildung 42, rechts), was die entsprechenden Einstellungen ermöglicht.

Wird das entwickelte Massagesystem zum Beispiel in einem Sitz eingebaut, wird ein möglicher Anwendungsfall wie folgt aussehen, siehe Abbildung 52:

1. Beim Einschalten der Massagefunktion wird ein minimaler Druck von z. B. 100 hPa im Kissen eingestellt, so dass sich das Kissen auf eine gewisse Dicke aufbläst (Grundzustand).

2. Eine Person setzt sich in den Sitz, die entsprechende Gewichtslast führt zum Zusammendrücken des Kissens, eine neue Dicke stellt sich ein (evtl. sehr gering).
3. Durch Erhöhen des Drucks kann eine perfekte Position eingestellt werden, die entweder eine optimale Länge des DE-Elements oder eine je nach Person angenehme Kissendicke zum Ziel hat. Ist das System im perfekten Arbeitspunkt, wird durch das Anlegen der elektrischen Spannung eine Vibration erzeugt.
4. Entfernt sich die Person aus dem Sitz, bläst sich das Kissen durch das Wegfallen der Gewichtslast mehr auf, durch die angepasste Auslegung jedoch nie so weit, dass der DE überdehnt wird. Durch Erkennen der erhöhten Kissendicke kann die Vibration gesperrt/gestoppt werden.

Ebenso ist nach der Erkennung ein automatisches Druckablassen möglich, so dass sich das Kissen im Anschluss wieder im Grundzustand (Punkt 1) befindet. Aus diesem Grundzustand kann erneut ein Zyklus ablaufen. Wird das System abgeschaltet, gehen alle Größen auf null zurück ($p = 0 \text{ hPa}$, $F_L = 0 \text{ N}$, $d = 0 \text{ mm}$).

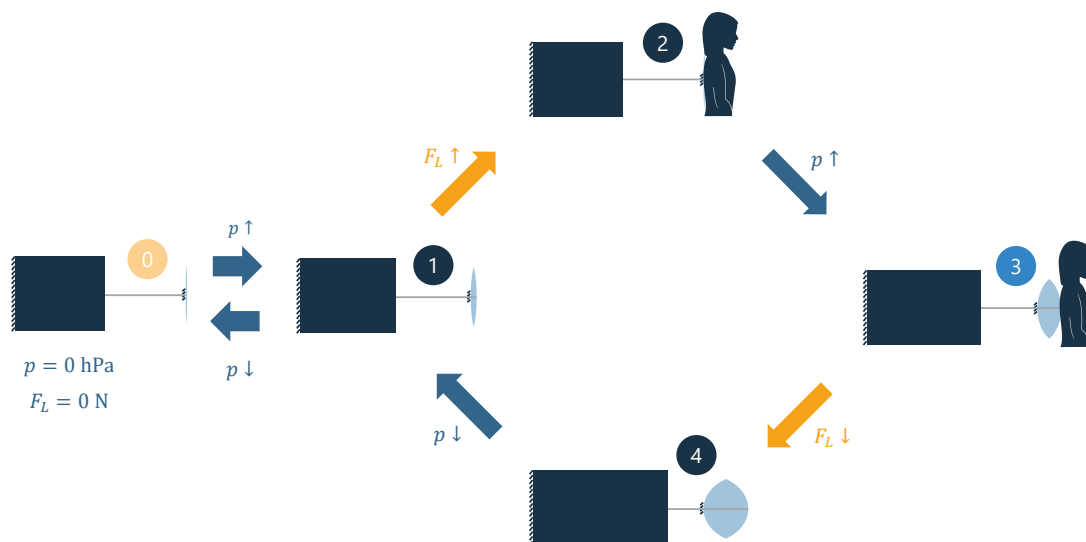


Abbildung 52: Beispielverlauf eines Anwendungsprozesses bei Benutzung der Vibration in z. B. einem Massagesitz

Zur Validierung dieses Vorgangs werden Experimente durchgeführt, die den Ablauf von zwei Zyklen zeigen. Diese simulieren die unterschiedlichen Reaktionen des Systems auf zwei Personen, eine leichtere (effektive Gegenkraft: ca. 5 N) und eine schwerere (ca. 10 N). Wird der Druck im Kissen vorgegeben, kann sich die Kissendicke frei ändern, bis sich ein KGG zwischen Druck und Gewichtslast eingestellt hat. Zur Simulation der Belastung durch eine

Person wird ein Weg vorgegeben, der das Massagekissen so lange zusammendrückt, bis die entsprechende Kraft erreicht ist. Da sich die Person nach Einstellen des KGGs im Idealfall nicht mehr bewegt, wird diese Position fixiert, so dass die durch Aktivierung des DE-Aktors erzeugte Kraftdifferenz gemessen werden kann.

Die zeitlichen Verläufe der Input-Parameter Druck p und Gewichtslast F_G sind in Abbildung 53 dargestellt. Als erste gemessene Größe ergibt sich daraus die Kissendicke d_p , welche ebenfalls dargestellt ist. Da der experimentelle Aufbau für die in Kapitel 3.5.2 beschriebenen systematischen Versuche zur Parametervariation ausgelegt ist, wird in dieser anwendungsnahen Messung die Kraft nicht während der Kissenbewegung gemessen. Die zu diesen Zeiten konstanten Gewichtslasten sind durch gestrichelte Linien dargestellt. Wird anschließend in verschiedenen Zuständen eine elektrische Spannung (Sinussignal 2,8 kV, 1 Hz), angelegt, so werden gemäß der Systemvalidierung in Kapitel 3.5.2 die erwarteten Vibrationen mit ca. 2 N Kraftdifferenz erzeugt. Abbildung 54 veranschaulicht in einer zweiten Darstellung die Änderung der gemessenen Kissendicke als Reaktion auf Druck- und Laständerungen. Diese Darstellung zeigt ebenfalls, welche Spielräume zur Anpassung an die verschiedenen Gewichtslasten durch Variation des Kissendruckes möglich sind, sodass diese über eine Überwachung der Kapazität direkt mithilfe einer intelligenten Ansteuerung ausgenutzt werden können.

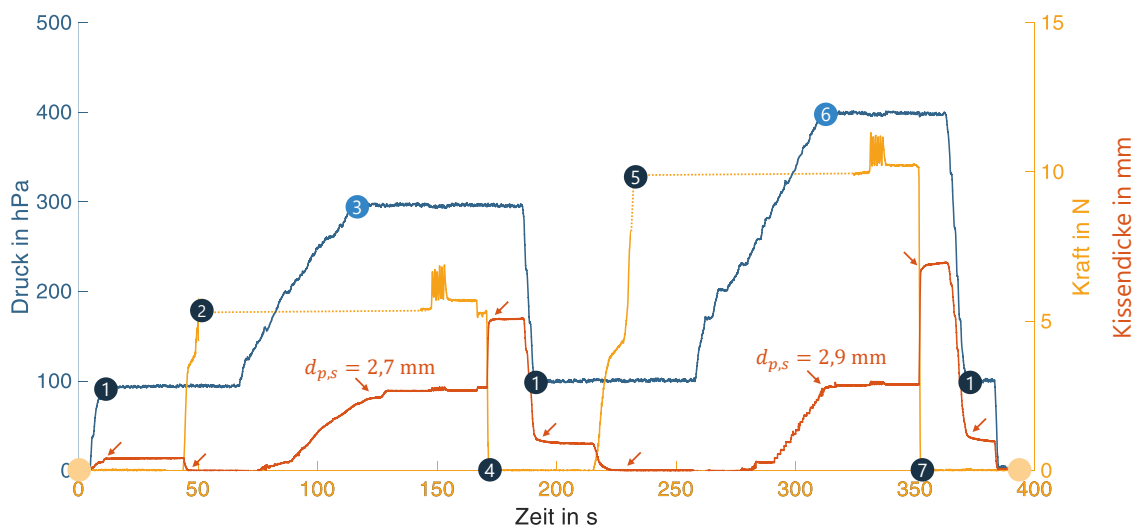


Abbildung 53: Experimentelle Validierung des beispielhaften Anwendungsprozesses durch Vorgabe von Druck und Gewichtslast

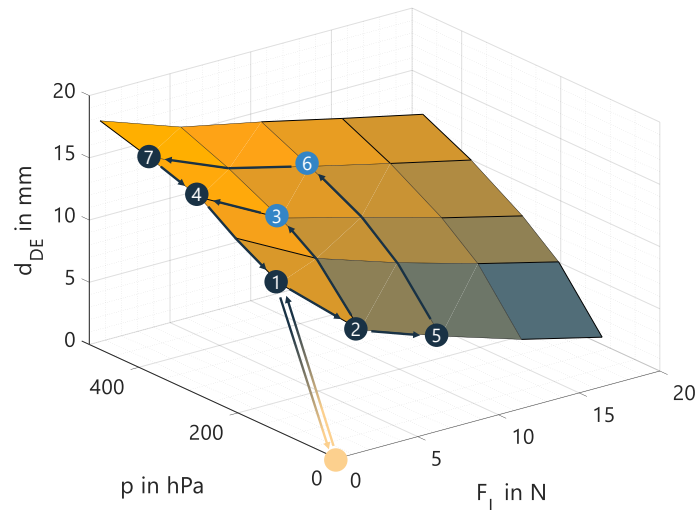


Abbildung 54: Beispielverlauf des oben beschriebenen Anwendungsprozesses durch Darstellung der Änderung der Kissendicke bei Parametervariation in Bezug auf den gesamten Arbeitsbereich

3.6 Entwicklung eines Demonstrators

3.6.1 Anforderungen

Ziel dieses Teils ist die anschauliche Demonstration der möglichen Funktionen, die mit der entwickelten Vibrationsanwendung umgesetzt werden können. Vor allem die Systemüberwachung zur intelligenten Ansteuerung der Vibrationsaktorik mit einer Vielzahl von Ansteuerungsmöglichkeiten soll gezeigt werden. Um im ersten Schritt ein einfaches System aufzubauen, wird ein Demonstrator aufgebaut, der über die Handfläche mit den Benutzer:innen interagiert. Durch Drücken auf das Kissen mit verschiedenen Kräften per Hand wird die Flexibilität bezüglich der Gewichtslasten demonstriert, der Druck im Kissen kann auch hier durch Einstellung eines konstanten Drucks angepasst werden. Die Erfassung der Kissendicke durch die Kapazitätsmessung der DE-Elemente wird anhand einer LED-Anzeige umgesetzt: Je nach Kissendicke leuchtet eine gewisse Anzahl an LEDs, wenn diese sich durch Einstellung des Kissendrucks oder Aufdrücken auf das Kissen per Hand ändert. In jedem Zustand des intelligenten Massagekissens kann eine gewünschte Vibration erzeugt werden. Es kann gespürt werden, welche Kräfte und Signale sich angenehm anfühlen, oder mit welchen Vibrationen Informationen wie z. B. Warnungen schnell übermittelt werden können. Die in den vorherigen Kapiteln beschriebene Auslegung berücksichtigt die für diesen Anwendungsfall benötigten Kräfte, die beim Auflegen oder kräftigen Drücken per Hand durchschnittlich erreicht werden. Eine Skizze zu diesem Konzept ist in Abbildung 55 (links) dargestellt und zeigt die Systemkomponenten sowie -funktionen.

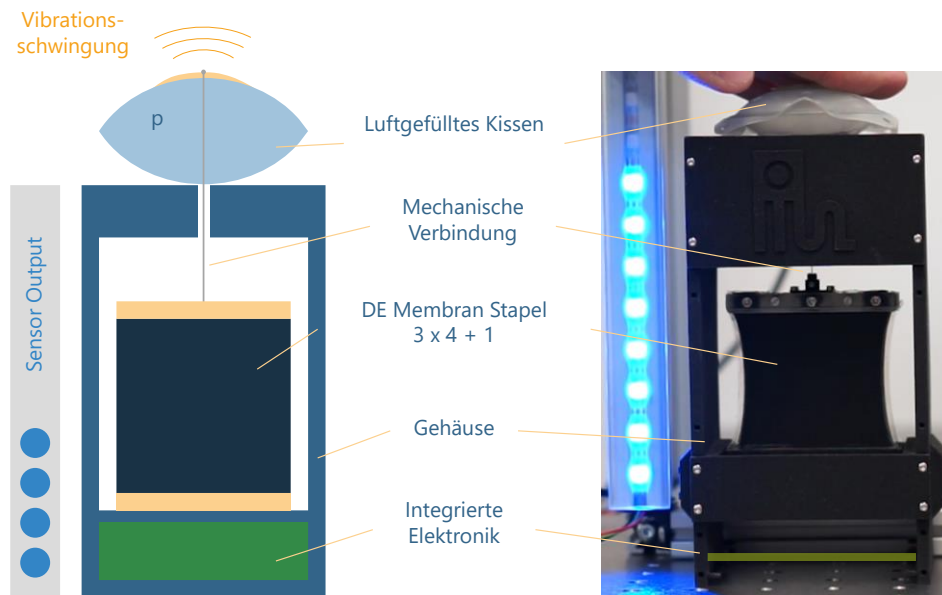


Abbildung 55: Konzeptskizze (links) und entwickelter Demonstrator (rechts) des smarten Vibrationskissens zur anschaulichen Demonstration der möglichen Funktionen

3.6.2 Design und Aufbau

Zur Erzeugung der benötigten Kräfte werden drei DE-Elemente mit jeweils vier aktiven Schichten gewählt, wie in der Auslegung beschrieben. Um die Bewegung der Elemente zu zeigen, werden diese sichtbar in ein Gehäuse integriert, an das direkt die Druckluft für das Massagekissen angeschlossen werden kann (Abbildung 56, links). Auch die Elektronik sowohl zum Auslesen der Kapazität als auch zum Erzeugen der Hochspannung wird kompakt in das Gehäuse integriert. Im Gegensatz zum in Kapitel 3.4 vorgestellten System wird für den Demonstrator eine zusätzliche Sensorschicht gewählt, um in diesem ersten Schritt auf eine komplexere Elektronik verzichten zu können, welche eine Messung der Kapazität während der Aktuierung ermöglicht (Self-Sensing). Da die Systemüberwachung hauptsächlich zur Anpassung der Kissendicke auf verschiedene Benutzer:innen genutzt wird, ist diese Zusatzfunktion nicht nötig, kann aber im Hinblick auf weitere Anwendungsfelder integriert werden. Die Übertragung der Vibration wird wie beim entwickelten Massagesystem über eine Seilverbindung umgesetzt. Zur elektrischen Kontaktierung werden Kupferbänder an den DE-Elementen verwendet, die über eine Klemmung mit dem Rest des Demonstrators verbunden werden, sodass ein einfacher und schneller Austausch der DE-Elemente möglich ist. Bei der elektrischen Verbindung der DE wird zusätzlich darauf geachtet, dass die sensorischen Schichten geschirmt und mit ausreichenden Abständen eingebaut werden und eine ausreichende Signalgüte zum Anzeigen der Kissendicke

garantiert wird. Abbildung 56 (rechts) zeigt das Aktor-Sensor-Element aus drei Aktor-Elementen (mit jeweils vier aktiven Schichten) und einem Sensor-Element.

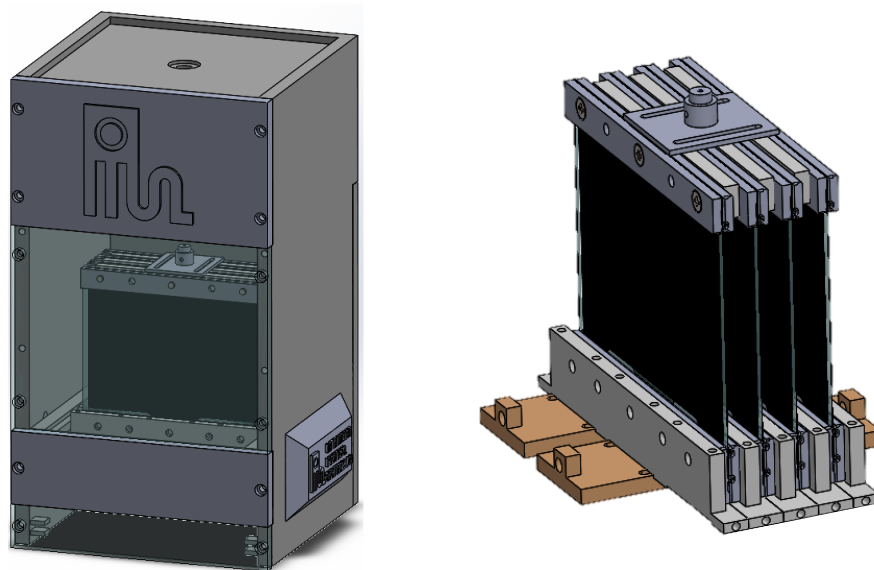


Abbildung 56: CAD-Konstruktion des Gehäuses mit sichtbarem DE-Aktor, inklusive Platz für Druckluftanschluss und Elektronik (links), sowie des Aktor-Sensor-Elements aus drei Aktor-Elementen (3 x 4) und einem Sensor-Element (rechts)

3.7 Zusammenfassung: Vibrationsmassage

In diesem Kapitel wurde am Beispiel einer Vibrationsmassage ein flexibles und anpassbares Konzept vorgestellt, das die Grundlage für viele weitere Anwendungsmöglichkeiten darstellt. Es wurde ein Charakterisierungsprüfstand aufgebaut, der sowohl für die Vermessung der einzelnen verwendeten Komponenten als auch des gesamten DE-Aktor-Systems geeignet ist. Die Auslegungsmethodik beinhaltet die Anpassung an die Charakteristik des Massagekissens für Kissendrucke von 100 – 500 hPa und Gewichtslasten bis zu 20 N. Die daraus resultierenden Systemeigenschaften wurden in der Konstruktion umgesetzt, sodass alle benötigten Komponenten passgenau hergestellt werden konnten. Das aufgebaute Aktor-System wurde mit dem entwickelten Prüfstand charakterisiert, womit sowohl die Auslegungsmethodik als auch die Umsetzung anwendungsnaher Prozesse validiert werden konnten: Die Erzeugung einer spürbaren Vibration mit den dafür nötigen Kraftdifferenzen ist im gesamten Arbeitsbereich möglich.

Durch die gezeigten Möglichkeiten der variablen Ansteuerung ergeben sich viele Anwendungsgebiete. Die unterschiedlichen Vibrationsbewegungen in Form von Sinus mit breitem Frequenzbereich, Rechteck oder Dreieck eignen sich zum Erzeugen von Massagen

im Bereich Wellness oder Gesundheit, aber auch Warnungen oder die Weitergabe von Informationen über die Vibration sind umsetzbar. Das entwickelte System sowie der zugehörige Demonstrator zeigen die Funktionsoptionen anschaulich und sind in der vorliegenden Form für den Einbau in Systemen mit großzügigem Bauraum geeignet (z. B. Massageliege, Krankenbett, Autositz).

Um auch den Einbau in kompakten Systemen zu ermöglichen und den Vorteil der soften Gesamtsysteme zu nutzen ist eine Weiterentwicklung des vorgestellten Systems notwendig. Durch die Integration der DE-Elemente in das Massagekissen können beide Punkte umgesetzt werden, sodass die Verwendung auch in mobilen Komponenten wie im Fahrrad oder auch in Kleidungsstücken und Bandagen denkbar ist. Eine weitere Weiterentwicklung in diese Richtung könnte auch eine alternative Vorspannmethode des Massagekissens vorsehen, in dem kein permanenter Druckanschluss benötigt wird. Eine mögliche Variante wäre eine Druckversorgung, die nur bei Bedarf angeschlossen wird, um den gewünschten Druck an unterschiedliche Benutzer:innen oder Ziele anzupassen. Eine zweite Variante wäre, anstatt Luft ein alternatives Medium wie z. B. eine Flüssigkeit, ein Gel oder einen Schaum zu verwenden, sodass beim Zusammenbau je nach Bedürfnis ein konstanter Druck eingestellt werden kann.

Ein Konzept für ein leichtes, kompaktes und softes DE-Vibrationssystem ist in Abbildung 57 dargestellt. Wenn durch Optimierung des Herstellungsverfahrens Stapel mit ausreichender Anzahl an DE-Membranen gefertigt werden können, ist ein einfacher und effektiver Aufbau des intelligenten Massagekissens möglich.

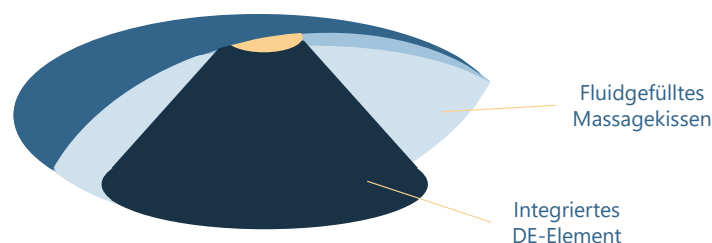


Abbildung 57: Konzept eines kompakten Vibrationskissens zur Integration speziell in soften Anwendungen zur Erzeugung einer intelligenten Massage

4 Untersuchung der Membranschwingungen in DE

Dieser zweite Teil der Arbeit beschäftigt sich mit den kontinuierlichen Schwingungen von DE-Membranen in einem erweiterten Frequenzbereich. Während im vorigen Kapitel hauptsächlich Schwingungen bei Frequenzen bis ca. 20 Hz, sowie deren anwendungsorientierte Erzeugung und das entsprechenden Systemdesign untersucht wurden, geht dieses Kapitel auf Frequenzen von bis zu 1 kHz ein. Zusätzlich wird im Gegensatz zu vorangegangenen Untersuchungen die gesamte Oberfläche der DE-Membran untersucht, sodass Schwingungen auf der DE-Membranfläche sichtbar gemacht werden. Die Ergebnisse dieses Kapitels dienen somit dem tieferen Verständnis der für die Anwendung relevanten Schwingungseffekte, um in Zukunft auch das Verhalten komplexer dynamischer Aktor-Sensor-Systeme voraussagen und zu optimieren.

Dieses Kapitel baut im Wesentlichen auf den im Journal of Vibration and Acoustics veröffentlichten Arbeiten auf [114]. Teile davon wurden auf der Konferenz SPIE Smart Structures + NDE: Electroactive Polymer Actuators and Devices vorgestellt [115].

Das Frequenzverhalten von DE-Membranen hängt von vielen Parametern ab, wie z. B. der Membrangeometrie, der Vorspannung und der Form der nachgiebigen Elektroden. Durch die richtige Auslegung solcher Parameter ist es möglich, Schwingungsmoden und Resonanzfrequenzen der Membran auf viele mögliche Arten zu formen, was eine Reihe von Anwendungsszenarien eröffnet. Motiviert durch das hohe Potenzial von DE in Hochfrequenzanwendungen ist das Ziel dieser Arbeit eine erste experimentelle Untersuchung von kontinuierlichen Schwingungen, die in DE-Membranen durch Hochspannungsanregung erzeugt werden. Das zur Untersuchung der Schwingungen verwendete System besteht aus einer DE-Membran mit einer ringförmigen Elektrode, die mit einer linearen Feder aus der Ebene heraus vorgespannt ist. Schwingungen werden erzeugt, indem ein breitbandiges Hochspannungssignal an die DE-Membran angelegt wird. Ein 3D-Laservibrometer, das in der Lage ist, die Geschwindigkeit eines sich bewegenden Objekts über den Dopplereffekt zu erfassen, wird verwendet, um die dreidimensionale Bewegung einer Reihe von Messpunkten auf der Membranoberfläche zu rekonstruieren, so dass die resultierenden Schwingungsmoden erfasst und visualisiert werden können. Experimentelle Untersuchungen werden durchgeführt, um die Auswirkungen von

DE-Geometrie, Vorspannung und Anregungssignal auf die Membranbewegung in Bezug auf das resultierende Frequenzspektrum und die Schwingungsmoden zu untersuchen. Diese Untersuchung liefert ein grundlegendes Verständnis der Hochfrequenzdynamik eines DE-Membranaktors und dient als Basis für zukünftige Anwendungsszenarien wie z.B. Akustik oder Mikropartikelmanipulation.

4.1 Motivation und Ziel

Obwohl Membran-DEA in einem breiten Frequenzbereich arbeiten können, werden die meisten derzeit entwickelten Anwendungen in niederfrequenten Bereichen (< 100 Hz) betrieben. Durch das Anlegen eines hochfrequenten Spannungssignals an eine DE-Membran werden kontinuierliche Schwingungen erzeugt, die durch mehrere Moden hoher Ordnung gekennzeichnet sind. Prinzipiell können Form und Eigenfrequenz solcher Moden auch durch die richtige Auslegung der Systemparameter, d. h. Membrangeometrie, Elektrodenform sowie Vorspannung, beeinflusst werden. Insbesondere die Möglichkeit, Elektroden unterschiedlicher Größe und Form zu entwerfen ermöglicht es, eine lokale Aktivierung von Vibrationsmoden in DE-Membranen zu erreichen. Diese Funktion ermöglicht eine Steuerung der Membranschwingungsmoden über eine lokalisierte elektrische Aktivierung. Ein solches Betriebskonzept kann in Anwendungen wie Lautsprechern, Schallabsorptionssystemen oder Flüssigkeitsspendern genutzt werden. Darüber hinaus können die sensorischen Eigenschaften von DE in Verbindung mit hochfrequenter Ansteuerung genutzt werden, sodass beispielsweise die Fortbewegung einer fließenden Flüssigkeit gemessen werden kann. Trotz des hohen Potenzials von DEA in Hochfrequenzanwendungen konzentrieren sich aktuelle Forschungsarbeiten größtenteils auf die Untersuchung von DE-Schwingungen und den Hochfrequenzbetrieb auf globaler Ebene, wie in Kapitel 2.3 anhand einiger relevanter Beispiele diskutiert. Daraus geht hervor, dass die Erzeugung, Charakterisierung und Steuerung von hochfrequenten kontinuierlichen Schwingungen in aktivierten DE-Membranen noch ein relativ unerforschtes Gebiet darstellen.

Motiviert durch das vielversprechende Potenzial von DE-Wandlern in Hochfrequenzanwendungen ist es das Ziel dieser Arbeit, eine erste, grundlegende Charakterisierung kontinuierlicher Schwingungen in Membran-DEA durchzuführen. Als Studienfall wird eine vorgespannte, quadratische DE-Membran mit ringförmiger Elektrode

gewählt. Vibrationen werden erzeugt, indem breitbandige Hochspannungssignale an die Elektroden angelegt werden. Die Messungen werden über ein 3D-Laservibrometer basierend auf dem Dopplereffekt durchgeführt, das in der Lage ist, die Bewegung eines Rasters von Scanpunkten in einem Frequenzbereich von bis zu 1 kHz zu analysieren. Der Einfluss verschiedener Parameter auf die entwickelten Moden und das Frequenzspektrum wird anhand zahlreicher Experimente untersucht. Zu den untersuchten Parametern gehören die Membrangeometrie, die Membranvorspannung und das Eingangsspannungssignal. Die durch die durchgeführten Experimente gewonnenen Erkenntnisse können genutzt werden, um das Schwingungsverhalten der DEA in gewünschter Weise zu steuern.

Zu Beginn wird ein Versuchsaufbau zur Prüfung der Membran-DEA vorgestellt. Anschließend werden die Ergebnisse der experimentellen Analyse gezeigt. Es werden die Charakterisierung der Membran sowie die Auswirkungen verschiedener Parametervariationen auf die Membranbewegung dargestellt. Der letzte Teil fasst die Ergebnisse zusammen und schließt das Kapitel mit einem kurzen Ausblick ab.

4.2 Experimenteller Aufbau

Um das Schwingungsverhalten von DE-Membranen zu untersuchen, stehen im ersten Schritt DE-Design und -fertigung im Mittelpunkt. Anschließend wird die Membran vorgespannt und in einen für Vibrometermessungen geeigneten Prüfstand integriert.

4.2.1 Design der DE-Membran

Wie bereits erwähnt, ist das Ziel dieser Untersuchungen die Analyse der kontinuierlichen Schwingungsmoden, die in der DE-Membran erzeugt werden. Um die lokale Membranbewegung zu rekonstruieren ist es notwendig, ein feines Raster von Messpunkten zu definieren. Daher wird die Größe der DE-Membran so gewählt, dass sie wesentlich größer ist als die üblichen DE-Membranen, die für Aktoranwendungen verwendet werden [99], [101], [116]. Die in dieser Arbeit ausgewählte Geometrie ist in Abbildung 58 dargestellt und besteht aus ringförmigen Elektroden, die auf eine rechteckige Silikonmembran gedruckt sind. Die Rechteckform ergibt sich aus dem Rahmen für den Herstellungsprozess. Diese Art von Geometrie ähnelt derjenigen, die in der Literatur für Aktoranwendungen untersucht wurde [59], [117], [118] und wird allgemein als Circular Out-of-Plane (COP) DEA bezeichnet. Für das entwickelte Design wird eine Ringelektrode mit einem Außendurchmesser von 220 mm und einem Innendurchmesser von 80 mm gewählt. Die Elektrode wird durch zwei

Kontaktierungsgebiete zur Hochspannungsversorgung ergänzt und befindet sich in einem quadratischen Rahmen mit einer inneren Seitenlänge von 250 mm.

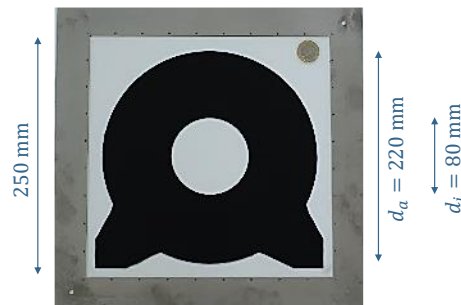


Abbildung 58: Siebgedruckte ringförmige Elektrode (Außendurchmesser $d_a = 220$ mm, Innendurchmesser $d_i = 80$ mm) auf quadratischer Membran (Seitenlänge $l = 250$ mm)

4.2.2 Experimenteller Prüfstand

Um die Bewegung der DE-Membran mittels 3D-Laservibrometrie zu analysieren, ist es wichtig, dass die zu vermessende Membran für die Laserstrahlen des Vibrometers erreichbar ist. Dies führt zur Wahl einer vertikalen Konfiguration für den DE-Aktoraufbau. Der Rahmen, in dem die DE-Membran gefertigt wird, ist in einem stärkeren Aluminiumrahmen fest eingespannt, um vibrationsbedingte Schwingungen im Aufbau zu vermeiden (Abbildung 59a). Um einen Hub zu generieren, muss die DE-Membran vorgespannt werden, was in diesem Fall über eine auf dem passiven Mittelstück aufgebrachte Vorspannungskraft aus der Ebene heraus realisiert wird. Für den betrachteten Aktor wird die Vorspannung durch eine lineare Zugfeder bereitgestellt (Abbildung 59b). Die Verbindung zwischen Vorspannfeder und DE-Membran wird durch ein 3D-gedrucktes Verbindungsstück erzeugt, das in der Mitte der Membran platziert wird (Abbildung 59a). Ein solches 3D-gedrucktes Mittelstück kann einfach ausgetauscht werden, so dass Membranen mit unterschiedlich schwingenden Flächen getestet werden können. Darüber hinaus ist die Out-of-Plane-Vorspannung über eine Mikropositionierstufe einstellbar, welche die Feder in der gewünschten Weise vorspannt (Abbildung 60a). Der Einfluss dieser beiden Parameter auf die DE-Schwingungen wird in den folgenden Messungen untersucht.

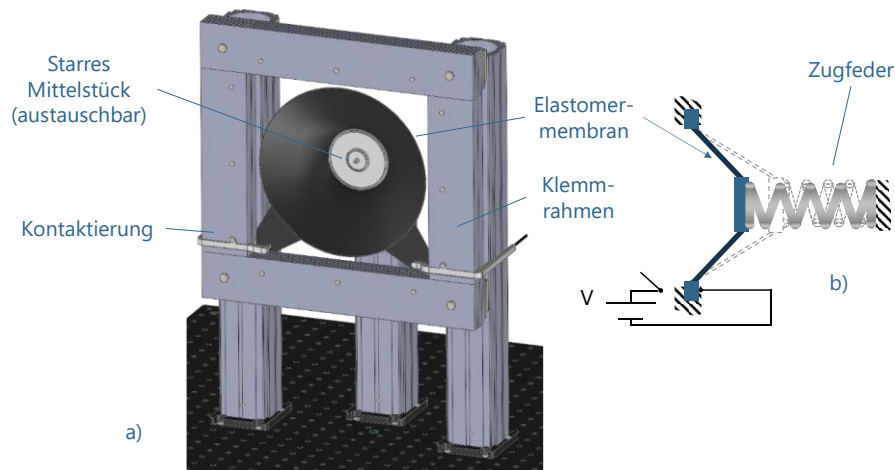


Abbildung 59: Klemmrahmen mit vorgespannter DE-Membran (a) und Aktorbewegung bei Anlegen einer Hochspannung (b)

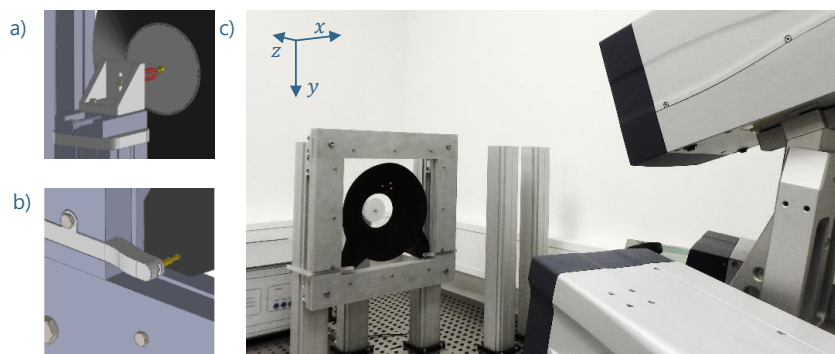


Abbildung 60: Anpassbare Federvorspannung (a) und elektrische Kontaktierung der DE-Membran über Federkontakte (b) sowie experimenteller Versuchsaufbau mit DE-Aktor und 3D-Laservibrometer (c)

Die elektrische Kontaktierung erfolgt über Federkontakte, die einen schnellen Austausch der DE-Membranen ermöglichen, ohne diese zu beschädigen (Abbildung 60b). Elektrische Anschlüsse sind sowohl auf der Vorder- als auch auf der Rückseite angebracht, so dass beide Elektroden mit einem Hochspannungsverstärker verbunden werden können. Um Hochspannung an die DE-Membran anzulegen, werden zwei verschiedene Hochspannungsverstärker verwendet, abhängig von den erforderlichen Spannungs- und Stromwerten. Der erste besteht aus einer am Lehrstuhl iMSL entwickelten Schaltung, die Spannungen bis zu einem Kilovolt und Ströme bis zu 50 mA liefern kann, während der zweite, ein hivolt HA51U-3B2, die Erzeugung von Spannungsamplituden bis zu 3 kV und Strömen bis zu 2,5 mA ermöglicht. Der Hochspannungsverstärker wird über das Vibrometer gesteuert, das eine Reihe von Signalen für die Schwingungsanalyse erzeugen kann, z. B. Standardsignale wie Dreieck- oder Rechteckwellen oder Signale, die einen Frequenzbereich

abdecken, wie z. B. die Überlagerung von Sinuswellen. Wird ein Hochspannungssignal an die DE-Membran angelegt, führt die Vergrößerung der Oberfläche zu einer Bewegung des Aktors, wie in Abbildung 59b schematisch gezeigt. Anschließend werden die Schwingungen aufgezeichnet und zur Berechnung einer Fast-Fourier-Transformation (FFT) über die Vibrometer-Software verwendet.

4.2.3 3D-Laservibrometrie

Die Schwingungsmessungen werden mittels eines 3D-Laservibrometers (Polytec PSV-500 3D) durchgeführt, das auf dem Doppler-Effekt basiert. Das Funktionsprinzip eines solchen Gerätes wird im Folgenden erläutert. Zuerst werden Lichtstrahlen eines Helium-Neon-Lasers (633 nm) an einen ausgewählten Punkt auf der Membranoberfläche geschickt. Die Hochgeschwindigkeitsbewegung der DE-Membran bewirkt eine Frequenzänderung des übertragenen Strahls. Durch den Vergleich der Frequenz von gesendeten und reflektierten Wellen werden Geschwindigkeit und Verschiebung des gescannten Punktes berechnet. Die drei Laserköpfe des Vibrometers ermöglichen es, Bewegungen entlang aller drei Raumrichtungen zu erkennen, die in x-, y- bzw. z-Koordinaten umgewandelt werden können. Die Laserstrahlen können verwendet werden, um eine Reihe von Punkten zu analysieren, die auf der Oberfläche der DE-Membran verteilt sind, sodass die gesamte DE-Membranbewegung in drei Raumrichtungen visualisiert werden kann. Es ist zu beachten, dass das Scannen auf den transparenten Bereichen der Membran nicht möglich ist. Der Versuchsaufbau mit dem Vibrometer, welches auf die DE-Membran gerichtet ist, ist in Abbildung 60c dargestellt.

4.3 Versuchsergebnisse

4.3.1 Charakterisierung der Membranschwingung

Vor der Analyse des Einflusses von unterschiedlichen Parametern auf die Membranschwingungen wird die DE-Bewegung für einen ersten Parametersatz charakterisiert. Für die ersten Versuche wird das starre Mittelstück mit einem Durchmesser von $d_i = 55 \text{ mm}$ gewählt. Zusätzlich wird eine Feder mit einer Steifigkeit von $k = 0,094 \text{ Nmm}^{-1}$ zur Vorspannung des Systems eingesetzt. Daraus ergibt sich eine Out-of-Plane-Membranverschiebung von 55 mm (ohne elektrische Spannung), was einer radialen Materialdehnung von 25 % entspricht (einschließlich einer Vordehnung von 10 % aufgrund des Membranherstellungsprozesses). Da für eine Schwingungsuntersuchung kein

signifikanter Hub nötig ist, wird die DE-Membran in den ersten Tests mit einer Spannungsamplitude von nur 500 V angeregt. Zur Untersuchung der Bewegung der DE-Membran sind 340 Scanpunkte auf der Elektrodenoberfläche verteilt (Abbildung 61).

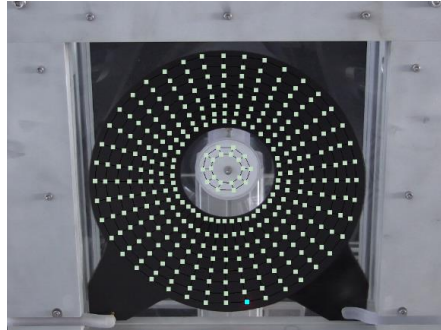


Abbildung 61: Verteilung der Scanpunkte auf der DE-Membran, die nacheinander von den drei Lasern des Vibrometers abgefahren werden, um die Bewegung der Membran in drei Raumrichtungen aufzunehmen

Für die erste Untersuchung wird die DE-Membran mit einem Breitbandsignal mit Frequenzen bis zu 1 kHz angeregt und anschließend ihr Frequenzverhalten analysiert. Die Vibrometer-Software ist in der Lage, die FFT des Antwortsignals zu berechnen. Insbesondere kann das FFT-Spektrum der Geschwindigkeit entweder für jeden einzelnen Scanpunkt berechnet oder anschließend über alle Scanpunkte gemittelt werden, wie in Abbildung 62 dargestellt.

Durch die Betrachtung des gesamten Frequenzspektrums ist deutlich sichtbar, wie verschiedene Bereiche eine unterschiedliche Bewegung aufweisen. Darüber hinaus wird bei Frequenzen über 500 Hz die DE-Auslenkung durch das Tiefpassmembranverhalten deutlich abgeschwächt. Es kann auch beobachtet werden, wie die Bewegung hauptsächlich entlang der z-Richtung stattfindet, d. h. der Out-of-Plane-Richtung in Bezug auf das Koordinatensystem in Abbildung 60c. Durch genauere Betrachtung des Bereichs zwischen 1 und 250 Hz sind drei Resonanzen bei etwa 20, 80 bzw. 100 Hz sichtbar. Die drei entsprechenden Schwingungsmoden (bezeichnet als M1, M2 bzw. M3) können ebenfalls über das Vibrometer visualisiert werden und sind in Abbildung 63 dargestellt. Mode M1 (Pumpmode) entspricht der Membranbewegung aus der Ebene heraus, die in vielen Aktoranwendungen häufig verwendet wird. Im Gegensatz dazu zeigen die Moden M2 und M3 eine komplexere Membranbewegung. In beiden Fällen ist die Verschiebung des Mittelstücks vernachlässigbar im Vergleich zu der Bewegung der kreisförmigen Elektrode, auf der viele Wellenknoten und -bäuche auftreten. Ähnliche Moden, mit acht um den

Umfang verteilten Wellenbäuchen, können auch in generischen kreisförmigen Membranen beobachtet werden [94]. In dem betrachteten Fall verändert die Form der verwendeten Membran die punktsymmetrische Mode aufgrund der quadratischen Randbedingungen.

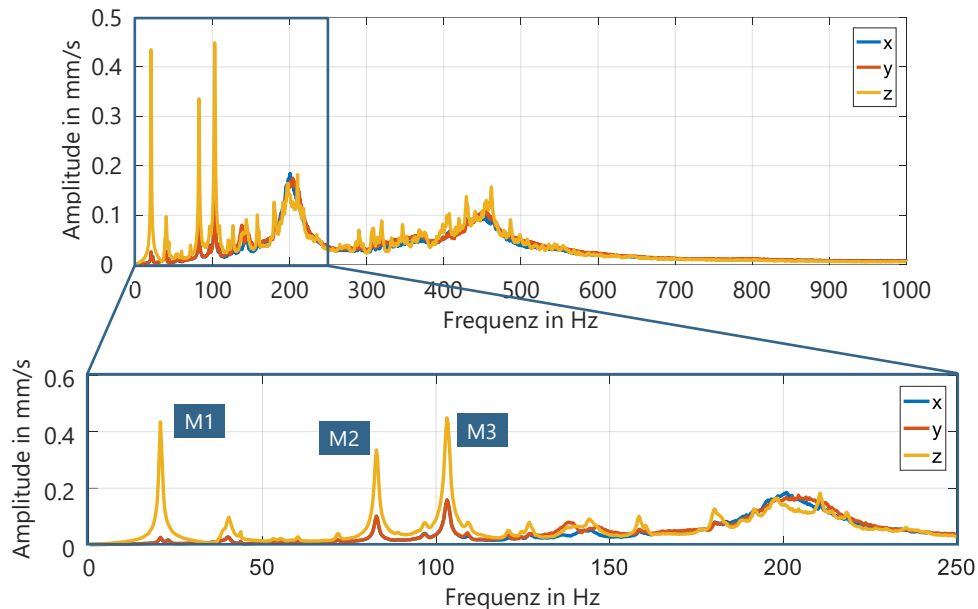


Abbildung 62: Über alle Scanpunkte gemitteltes Frequenzspektrum der erzeugten Membranbewegung durch Anregung mit einem breitbandigen Spannungssignal, mit drei deutlich sichtbaren Resonanzmoden (M1-M3)

In diesem Abschnitt wird die Anregung der Membranmoden mit einfachen sinusförmigen Signalen erreicht, die einen festen Frequenzwert und eine Amplitude im Bereich von 0 V bis 500 V aufweisen. Es werden verschiedene Eingangssinuswellen getestet, von denen jede eine Frequenz aufweist, die den in Abbildung 62 beobachteten Resonanzmoden entspricht. Das Messverfahren liefert die zeitabhängige Geschwindigkeit jedes gescannten Punktes, mit der die Verschiebung aller Punkte berechnet und visualisiert werden kann.

Die resultierende Membranbewegung bei den drei Resonanzfrequenzen ist in Abbildung 63 dargestellt. Für jeden Fall sind die Punkte mit der maximalen Verschiebung mit einem blauen Kreis markiert. Abbildung 64 zeigt die Bewegung dieses maximalen Verschiebungspunktes für die Mode M2. Auch in diesem Fall ist zu sehen, wie die Hauptbewegung außerhalb der Ebene, d. h. entlang der z-Achse, stattfindet, während es fast keine Bewegung entlang der Tangentialrichtung, d. h. der y-Achse, gibt. Die Bewegung entlang der x-Richtung wird durch die Tatsache verursacht, dass sich der Punkt nicht auf der Symmetrieachse des Wellenbauchs befindet. Der markierte Punkt für die Mode M2 weist eine maximale Verschiebung außerhalb der Ebene von 600 μm auf, während die markierten

Punkte in M1 und M3 eine maximale Verschiebung von 1800 bzw. 650 μm entlang der z-Richtung zeigen. Die Auswirkungen der Erregerspannung auf den Wert der maximalen Verschiebung werden in Abschnitt 4.3.2 untersucht.

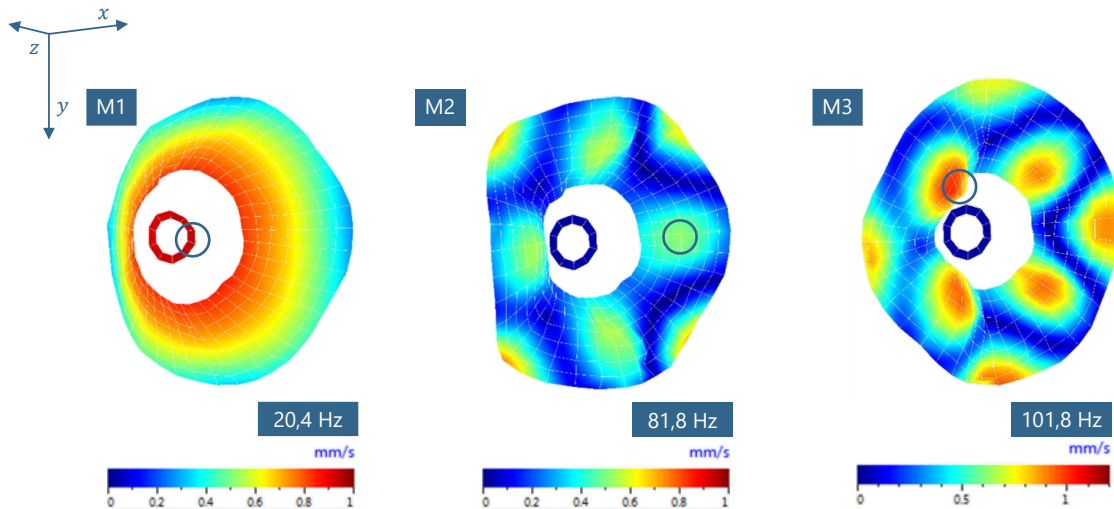


Abbildung 63: Durch Anregung mit sinusförmigen Spannungssignalen entstehende Resonanzmoden bei 20,4 Hz, 81,8 Hz und 101,8 Hz

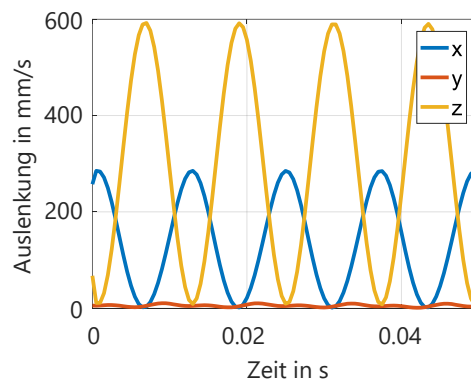


Abbildung 64: Auslenkung eines Messpunktes im Wellenbauch der Mode M2 mit Hauptbewegung aus der Ebene heraus (600 μm)

4.3.2 Einflüsse von Systemparametern

Mit dem Ziel, die in der DE-Membran entwickelten Schwingungen zu kontrollieren, wird in diesem Abschnitt der Einfluss verschiedener Parameter auf die Schwingungsmoden untersucht. Insbesondere wird der Einfluss der Membrangeometrie, der Federvorspannung sowie des Anregungssignals auf das Systemverhalten systematisch studiert.

Um die Auswirkungen der Geometrie zu untersuchen, besteht ein erster Ansatz darin, starre Teile mit unterschiedlicher Größe in der Mitte der Membran zu verwenden. Da dieses

Mittelstück für den untersuchten Aufbau leicht ausgetauscht werden kann, werden Elemente mit unterschiedlichen Durchmessern verwendet ($d_{i1} = 80 \text{ mm}$, $d_{i2} = 55 \text{ mm}$, $d_{i3} = 30 \text{ mm}$). Durch Ändern des starren Mittelstücks wird die Form der Siebdruckelektrode nicht beeinflusst, während die Form des nachgiebigen Teils der Membran modifiziert wird, wie in Abbildung 65 gezeigt. Diese Änderung der nachgiebigen Oberfläche führt zu einer Änderung der DE-Gesamtsteifigkeit. Da die Dicke der drei Mittelstücke gleich ist, ergeben unterschiedliche Mittelstücke auch unterschiedliche Trägheitsbelastungen. Es wird erwartet, dass beide Effekte zu einer Verschiebung der Eigenfrequenzen führen.

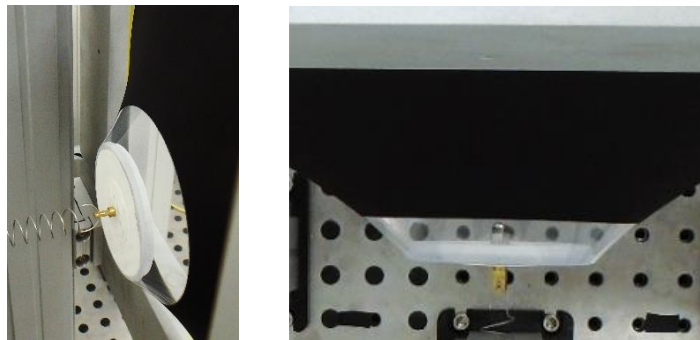


Abbildung 65: Vorgespannte DE-Membran mit austauschbarem Mittelstück zur Variation der Membranfläche (ohne Änderung der Elektrodenfläche)

Das zur Charakterisierung des Frequenzverhaltens verwendete Anregungssignal wird erneut als Breitbandsignal mit Frequenzen bis 125 Hz gewählt. Das FFT-Spektrum der gemittelten Geschwindigkeit in z-Richtung ist in Abbildung 66 dargestellt.

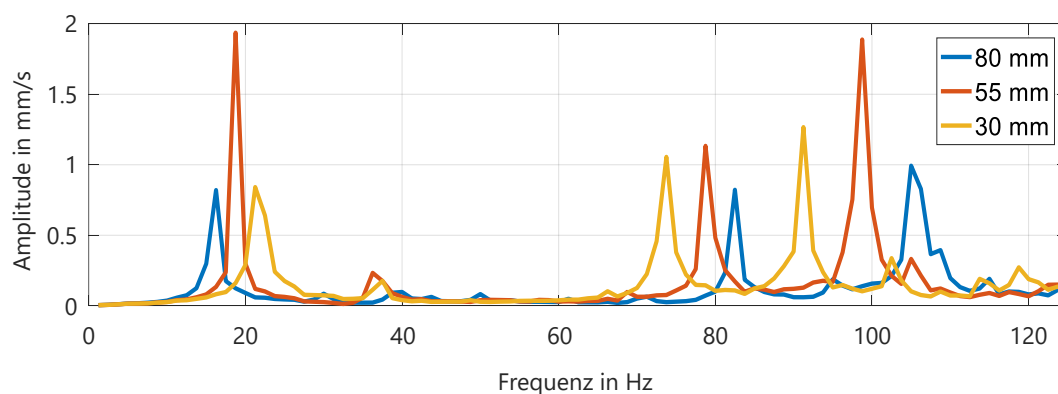


Abbildung 66: FFT-Spektrum der Geschwindigkeit in z-Richtung (Out-of-Plane), gemittelt über alle Scanpunkte, für Messungen mit Mittelstücken unterschiedlicher Durchmesser zur Beeinflussung der Membranfläche, mit $d_{i1} = 80 \text{ mm}$ (blau), $d_{i2} = 55 \text{ mm}$ (rot), $d_{i3} = 30 \text{ mm}$ (orange)

Werden die Resonanzfrequenzen betrachtet, ist eine Frequenzverschiebung für alle drei Moden sichtbar. Die Resonanzfrequenz der ersten Mode (M1) wird nach links verschoben,

wenn der Durchmesser vergrößert wird. Dies ist hauptsächlich auf eine Zunahme der Masse des Mittelstücks zurückzuführen. Wie in Kapitel 4.3.1 beschrieben, ist Mode M1 mit einer Bewegung des Mittelstücks außerhalb der Ebene verbunden. Daher ist anzunehmen, dass die Masse des Mittelstücks einen signifikanten Einfluss auf die Resonanzfrequenz dieser Mode hat. Für die beiden anderen Moden (M2 und M3) zeigt die Resonanzfrequenz einen entgegengesetzten Trend im Vergleich zu M1. In diesen Fällen bewegt sich die am Mittelstück platzierte Masse fast nicht (siehe Abbildung 63), hat also weniger Einfluss auf das Schwingungsverhalten. Auf der anderen Seite hat für solche Moden die Änderung der inneren Scheibe einen signifikanten Einfluss auf die Membransteifigkeit. Durch die Verwendung von Innenscheiben mit größerem Durchmesser nimmt die verformbare Membranoberfläche ab, was zu einer Erhöhung der DE-Steifigkeit führt. Diese Tatsache führt zu einer Verschiebung der Resonanzfrequenzen nach rechts, wie in Abbildung 66 zu sehen ist.

Neben der Resonanzfrequenz wirkt sich die Änderung des Innendurchmessers auch auf die Form der entwickelten Moden aus. Abbildung 67 visualisiert die gemessene Membranbewegung für die drei verschiedenen Durchmesser anhand von M2 (81,8 Hz). Die Veränderung des Innendurchmessers führt zu unterschiedlichen Formen und Verteilung der Wellenbäuche. Während für den größeren Durchmesser die Bereiche der Wellenbäuche links in Abbildung 67 fast kreisförmig sind, nähern sie sich für die kleineren Durchmesser einer Ellipse. Die Schwingungen verteilen sich auf der zunehmenden Oberfläche der Silikonfolie um das Mittelstück, wo aufgrund der fehlenden Elektrode kein Scannen möglich ist. Bei einem Durchmesser von 30 mm (Abbildung 67, rechts) ist eine Verringerung der Symmetrie zu beobachten. Diese Verringerung der Symmetrie, die im Vergleich zu anderen Experimenten für größere Durchmesser deutlicher ist, ist vermutlich auf eine nicht perfekte Platzierung des Kunststoffteils in der Mitte der Membran zurückzuführen. Je kleiner das Mittelstück ist, desto empfindlicher reagiert die Membran auf dessen Position.

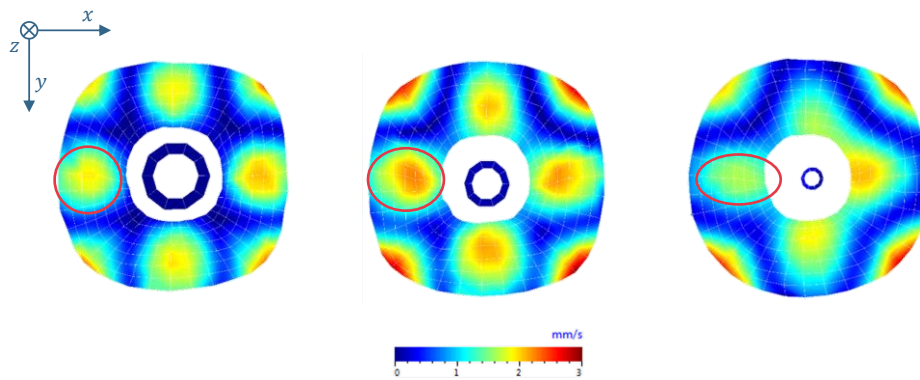


Abbildung 67: Schwingungsänderung der entstehenden Mode M2 bei Variation des mechanischen Membraninnendurchmessers mit $d_{i1} = 80$ mm (links), $d_{i2} = 55$ mm (Mitte), $d_{i3} = 30$ mm (rechts)

Die im folgenden Abschnitt vorgestellten Experimente zielen darauf ab, zu zeigen, wie der DE-Frequenzgang durch die Systemsteifigkeit beeinflusst wird, die durch Änderung der Federsteifigkeit oder der Vorspannung der DE-Membran modifiziert werden kann. Wird die Vorspannung der DE-Membran erhöht, verschiebt sich der Arbeitspunkt des DE. Aufgrund des nichtlinearen Kraft-Verschiebungs-Verhaltens des DE-Materials führt eine Zunahme der Vorspannung zu einer Erhöhung der DE-Steifigkeit, wie aus Abbildung 6 zu beobachten ist.

Im ersten Experiment wird die Reaktion von Systemen mit zwei verschiedenen Federn verglichen, die durch eine Steifigkeit von $k_1 = 0,094 \text{ Nmm}^{-1}$ bzw. $k_2 = 0,032 \text{ Nmm}^{-1}$ gekennzeichnet sind. Für diese Versuche wird ein Mittelstück mit einem Durchmesser von 55 mm verwendet. Die Anregungsspannung ist ein Breitbandsignal mit Frequenzen bis zu 120 Hz. Abbildung 68 zeigt das gemittelte FFT-Spektrum der Geschwindigkeit in z-Richtung. Die Abnahme der Federsteifigkeit, und damit der Systemsteifigkeit, führt zu einer geringeren Resonanzfrequenz. Dies gilt insbesondere für die erste Mode (M1) in der die Feder einen großen Beitrag zur Bewegung leistet.

Im zweiten Experiment wird die Systemsteifigkeit durch Änderung der Vorspannung der DE-Membran modifiziert. In diesem Fall wird die Vorspannung erhöht, indem der Befestigungspunkt der Linearfeder mit der in Abbildung 60a dargestellten Mikropositionierschraube verschoben wird. Es werden unterschiedliche Werte der Vorspannung eingestellt, die durch Ändern der Federauslenkung von 0 mm auf 15 mm in Schritten von 5 mm erreicht werden. Für dieses Experiment beträgt der Durchmesser des Mittelstücks 30 mm, während das Anregungssignal Frequenzen bis zu 100 Hz enthält. Wird das gemittelte FFT-Spektrum für dieses Experiment betrachtet (Abbildung 69), so kann auch

eine Verschiebung der Resonanzfrequenzen beobachtet werden. Eine Erhöhung der Vorspannung bewirkt eine Erhöhung der DE-Steifigkeit, somit ebenfalls der Systemsteifigkeit, was zu höheren Resonanzfrequenzen führt. Anders als im vorherigen Fall ist die erste Mode (M1) diesmal weniger von der Änderung der Steifigkeit betroffen als die anderen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Systemsteifigkeit in der ersten Mode hauptsächlich durch die Federsteifigkeit beeinflusst wird, während die anderen Moden stärker von der Steifigkeit der gesamten DE-Membran beeinflusst werden.

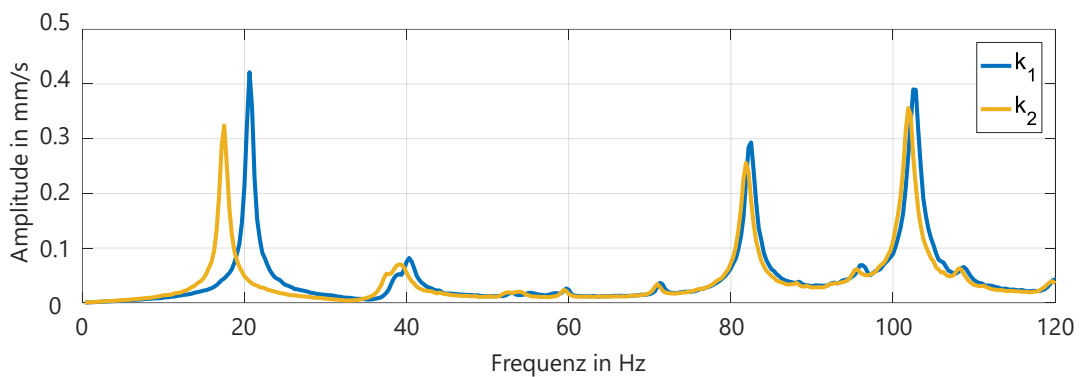


Abbildung 68: Gemittelttes FFT-Spektrum für verschiedene Federsteifigkeiten k mit Verschiebung der Resonanzfrequenz nach unten für $k_2 < k_1$

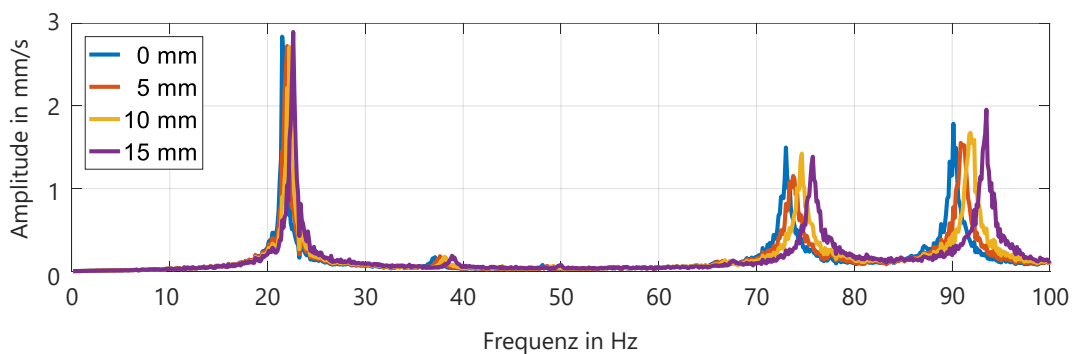


Abbildung 69: Gemittelttes FFT-Spektrum für verschiedene Federvorspannungen mit Verschiebung der Resonanzfrequenz nach oben für höhere Vorspannungen ($\hat{=}$ höhere Systemsteifigkeit)

Nach Untersuchung der Auswirkungen verschiedener mechanischer Parameter des DE-Aktors wird in diesem Abschnitt der Einfluss der elektrischen Anregung auf das hochfrequente DE-Verhalten analysiert. Wie in der Einleitung diskutiert, bestimmt das elektrische Feld, das über die zugeführte Spannung gesteuert werden kann, die Maxwell-Spannung im DE-Material, die für die Membranbewegung verantwortlich ist. Daher hängt die Höhe der Verformung davon ab, wie viel Anregungsspannung zugeführt wird.

In einem ersten Schritt wird der Frequenzgang bis 1 kHz untersucht, indem die Membran mit unterschiedlichen Maximalspannungen im Bereich von 1 bis 3 kV in Schritten von 0,5 kV (Durchmesser des Mittelstücks $d_2 = 55$ mm) angeregt wird. Die erste sichtbare Änderung ist die zunehmende Amplitude für höhere Spannungen, siehe Abbildung 70. Eine zweite Änderung ist die Frequenzverschiebung des gesamten Spektrums, deutlich sichtbar in der erweiterten Ansicht auf die Moden M2 und M3. Die durch die Spannung induzierte Zunahme der Oberfläche ist mit zunehmender Spannung höher. Diese Vergrößerung der Oberfläche, die zur Betätigung des DE-Systems verwendet wird, führt zu einer allgemeinen Abnahme der Steifigkeit, die das Spektrum entsprechend verschiebt. Je höher die Erregerspannung, desto weicher wird die DE-Membran, was zu einer Abnahme der Eigenfrequenzen führt.

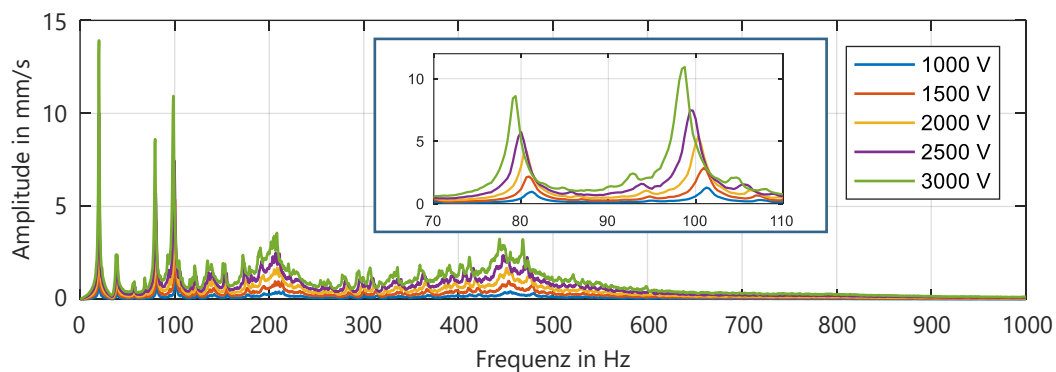


Abbildung 70: Gemitteltetes FFT-Spektrum für verschiedene Anregungsspannungen mit Erhöhung der Auslenkung sowie Verschiebung der Resonanzfrequenz nach unten für höhere Spannungen

Eine detaillierte Analyse der Signalamplituden in Abbildung 70 zeigt eine quadratische Korrelation zwischen der zugeführten Spannung und der durchschnittlichen Geschwindigkeitsamplitude über alle Frequenzen. Um diese Korrelation auch für die Anregung einer einzelnen Schwingungsmode zu überprüfen, wird ein zweites Experiment durchgeführt, bei dem die erste Mode (M1) mit unipolaren Sinuswellen und Spannungsamplituden von 1 - 2,4 kV angeregt wird. Für jeden Spannungswert wird die DE-Membran mit der entsprechenden Resonanzfrequenz (die je nach Spannungswert unterschiedlich ist) sowie mit einigen Frequenzen um diesen Wert angeregt. Der gesannte Punkt wird auf die Mitte des DE-Aktors gesetzt, wo die maximale Verschiebung auftritt. Die resultierenden Geschwindigkeiten sind nahezu sinusförmige Signale, deren Maximalwerte in Abbildung 71 (oben) in Abhängigkeit der Frequenz dargestellt sind. Die maximale Geschwindigkeit, die für eine gegebene Anregungsspannung generiert wird, ändert sich mit

der Frequenz und nimmt ihren Maximalwert bei der entsprechenden Resonanzfrequenz an. Werden nun die maximalen Geschwindigkeiten (bei Resonanzfrequenz) aufgezeichnet, hängen diese von der Anregungsspannung ab und eine quadratische Beziehung ist wie erwartet sichtbar (Abbildung 71, unten).

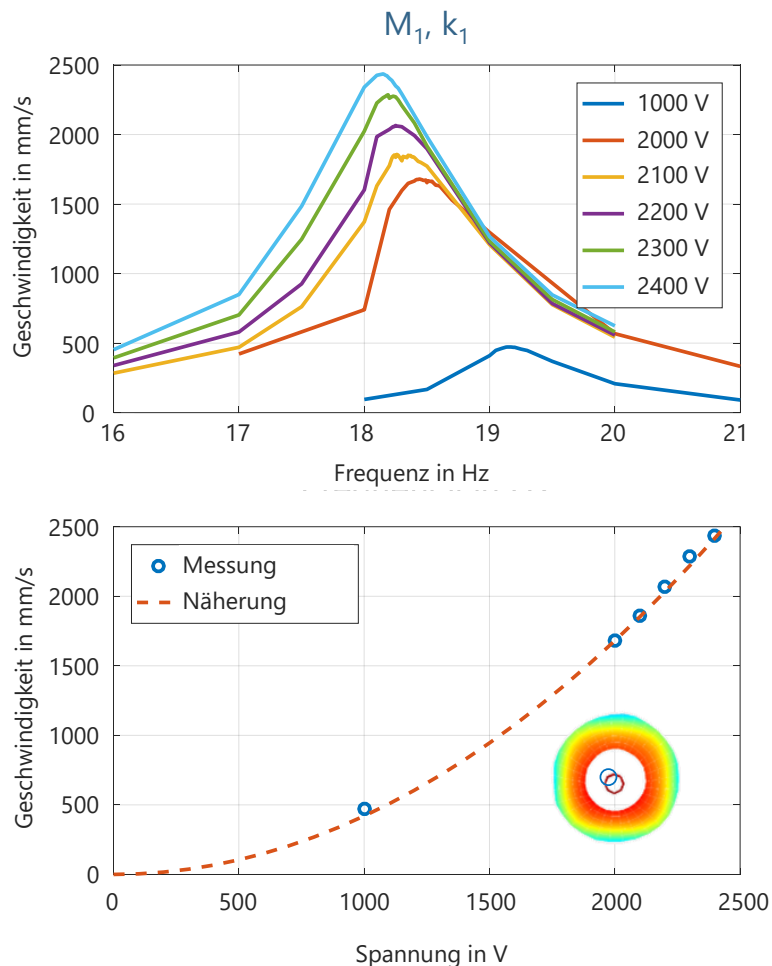


Abbildung 71: Frequenzabhängiges Geschwindigkeitsmaximum für unterschiedliche Anregungsspannungen (oben) und quadratische Korrelation zwischen Spannungsamplitude und Maximalgeschwindigkeit in den Resonanzfrequenzen (unten)

Abbildung 72 (oben) zeigt die zeitabhängige Verschiebung bei der Resonanzfrequenz für unterschiedliche Eingangsspannungen. Auch hier kann die quadratische Beziehung zwischen Eingangsspannung und maximaler Verschiebung überprüft werden (Abbildung 72, unten). Eine solche quadratische Beziehung kann mit der Maxwell-Spannungsgleichung in (1) erklärt werden. Aus dieser Gleichung lässt sich ableiten, dass die mechanische Spannung, welche die Membran komprimiert, quadratisch vom elektrischen Feld und damit von der Eingangsspannung abhängt. Unter der Annahme einer annähernd linearen Beziehung zwischen Maxwell-Spannung und daraus resultierender Membranverformung wird erwartet,

dass die Gesamtbeziehung zwischen Eingangsspannung und Geschwindigkeit ebenfalls quadratisch ist.

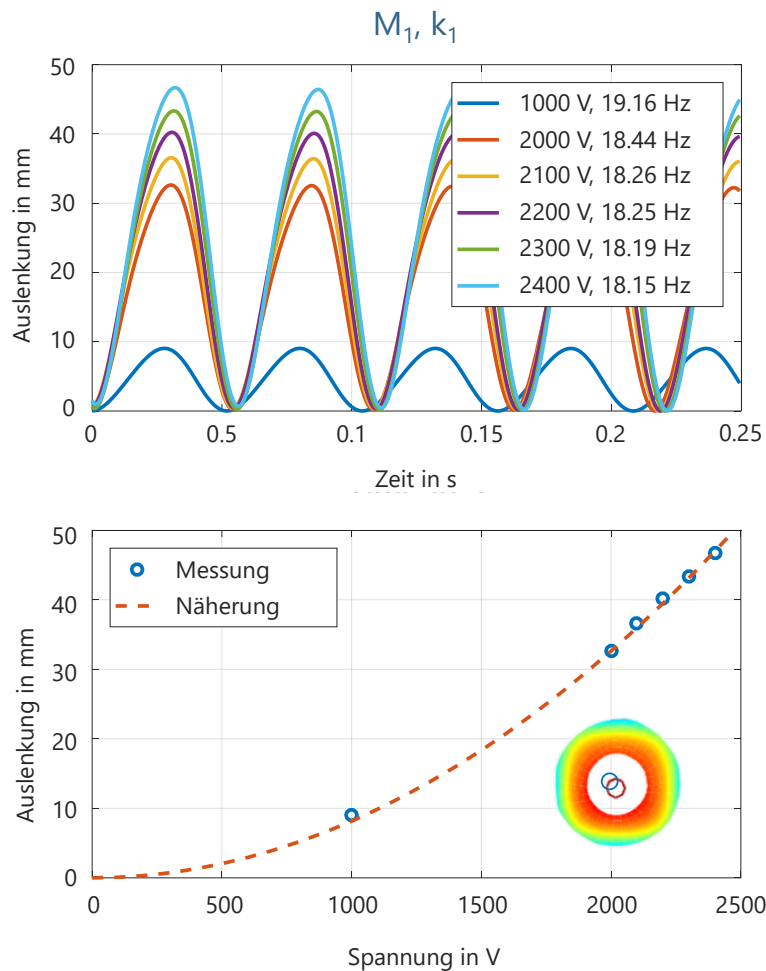


Abbildung 72: Zeitabhängige Auslenkung für unterschiedliche Anregungsspannungen (oben) und quadratische Korrelation zwischen Spannungsamplitude und Auslenkung in den Resonanzfrequenzen (unten)

4.3.3 Verlauf des elektrischen Stroms bei dynamischem Betrieb

Werden die elektrischen Größen während der sinusförmigen Anregung in der Resonanz betrachtet, fällt beim Verlauf der Stromwerte eine Abweichung im Vergleich zu dem quasi-statischen Verhalten auf: Anstatt eines sinusförmigen Stromverlaufs wird ein asymmetrisches Verhalten beobachtet. Abbildung 73 zeigt den Spannungs- und Stromverlauf bei Anregung der verwendeten DE-Membran bei einer (Resonanz-)Frequenz von 16,7 Hz (abhängig vom jeweiligen Vorspannmechanismus). Zum Vergleich mit dem Verhalten im quasi-statischen Fall sind die gemessenen Verläufe von elektrischer Spannung, Strom und Membranauslenkung in Abbildung 74 über die Anzahl der Zyklen aufgetragen. In Ergänzung dazu sind qualitative Kurven für die Verläufe im quasi-statischen Fall zu sehen.

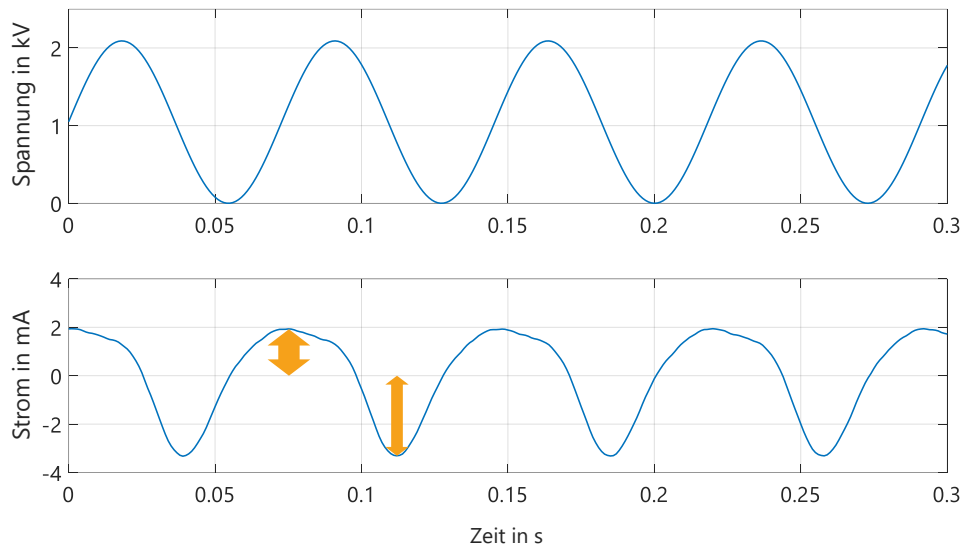


Abbildung 73: Zeitlicher Spannungs- und Stromverlauf bei Anregung in Resonanz (16,7 Hz bei 2,1 kV) mit asymmetrischem Stromverhalten

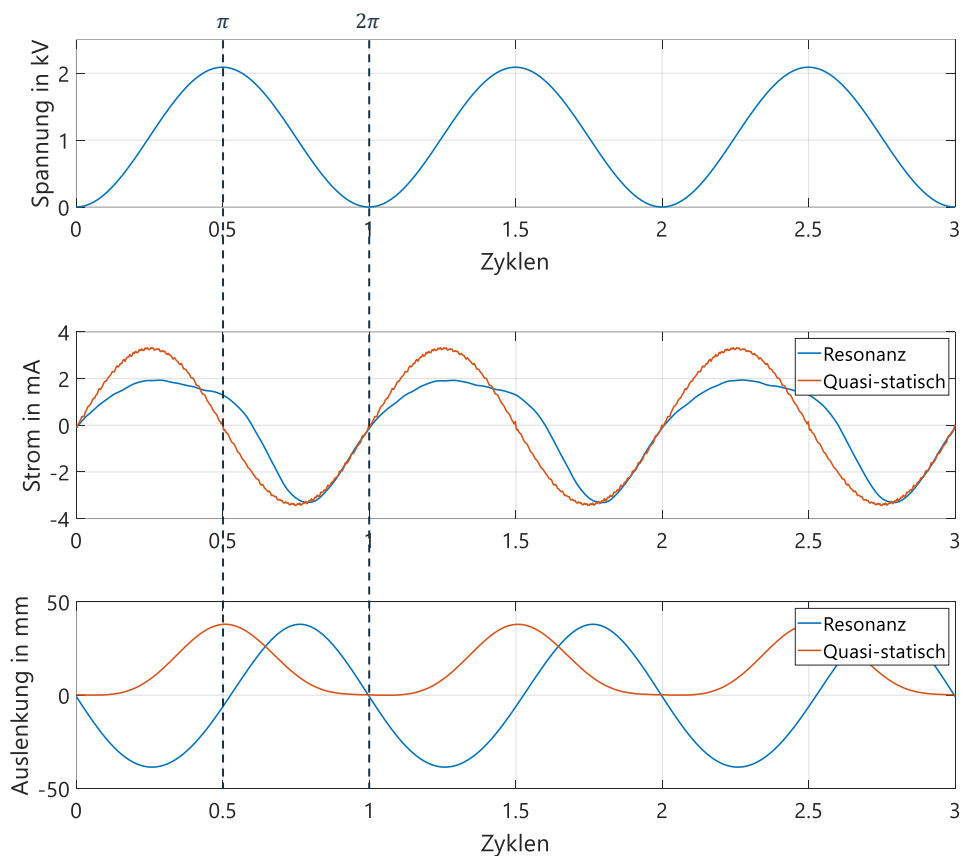


Abbildung 74: Zusammenhang von Stromverlauf und Verlauf der Auslenkung für den Resonanzfall im Vergleich zum quasi-statischen Fall, bei gleicher vorgegebener Anregung

Zur Erklärung des auftretenden Stromverlaufs wird die Auslenkung der Membran im Resonanzfall betrachtet. Im Vergleich zum quasi-statischen Fall ist die sinusförmige Bewegung im eingeschwungenen Zustand um $\frac{\pi}{2}$ verschoben (Abbildung 74, unten).

Während die Bewegung der Membran im quasi-statischen Fall in Phase mit der Anregung ist, beträgt die Phasenverschiebung der Membranbewegung zur Anregungsspannung in Resonanz $\frac{\pi}{2}$ (mechanisches Schwingungsverhalten). Da die DE-Membran als deformierbarer Kondensator ihre Kapazität mit der Auslenkung der Membran ändert, hat dies Auswirkungen auf den fließenden Strom.

Der Strom beim Laden eines Kondensators hängt von der elektrischen Spannung U und der Kapazität des Kondensators C ab, der Zusammenhang wird durch Gleichung (32) beschrieben:

$$I = \dot{C}U . \quad (32)$$

Handelt es sich um eine konstante Kapazität C_k , wird das Verhalten des Stromsverlaufs hauptsächlich von der Eingangsspannung beeinflusst und kann mit

$$I = C_k \dot{U} \quad (33)$$

beschrieben werden. Bei sinusförmigem Spannungsverlauf $U(t)$ ergibt sich daraus ein um $\frac{\pi}{2}$ verschobener Verlauf für den Strom $I(t)$. Im Fall der DE-Membran ist die Kapazität C_{DE} jedoch von der Auslenkung x_{DE} der DE-Membran abhängig, sodass das wegabhängige Verhalten mit in Gleichung (32) eingeht. Durch Ableitung der entsprechenden Größen ergibt sich damit:

$$I = C_{DE} \dot{U} + \dot{C}_{DE} U = C_{DE}(x_{DE}) \dot{U} + U \frac{\partial C_{DE}}{\partial x_{DE}} \dot{x}_{DE} \quad (34)$$

Um aus der vorgestellten Messung, d. h. den Messgrößen Spannung U und Auslenkung x den erwarteten Stromverlauf abschätzen zu können, wird eine Näherung zur Berechnung der Membrankapazität aus der Auslenkung herangezogen. Wie in Kapitel 2.1.2 beschrieben, ergibt sich mit Näherung der Membranform als Konus für die wegabhängige Kapazität

$$C_{DE}(x_{DE}) = C_0 \left(1 + \left(\frac{x_{DE}}{r_0} \right)^2 \right), \quad (35)$$

deren Abhängigkeit von der Membranauslenkung in Abbildung 75 dargestellt ist und sich über den Zusammenhang aus gemessener Schwingungsbewegung x und Auslenkung der DE-Membran x_{DE} in $C_{DE}(x)$ umrechnen lässt. Die DE-Membran ist in Ruhelage des Systems, d. h. im Kräftegleichgewicht ohne angelegte elektrische Spannung, um 63 mm ausgelenkt.

Daraus ergibt sich eine Verschiebung der beiden Kurven $C_{DE}(x_{DE})$ und $C_{DE}(x)$ um diesen Wert.

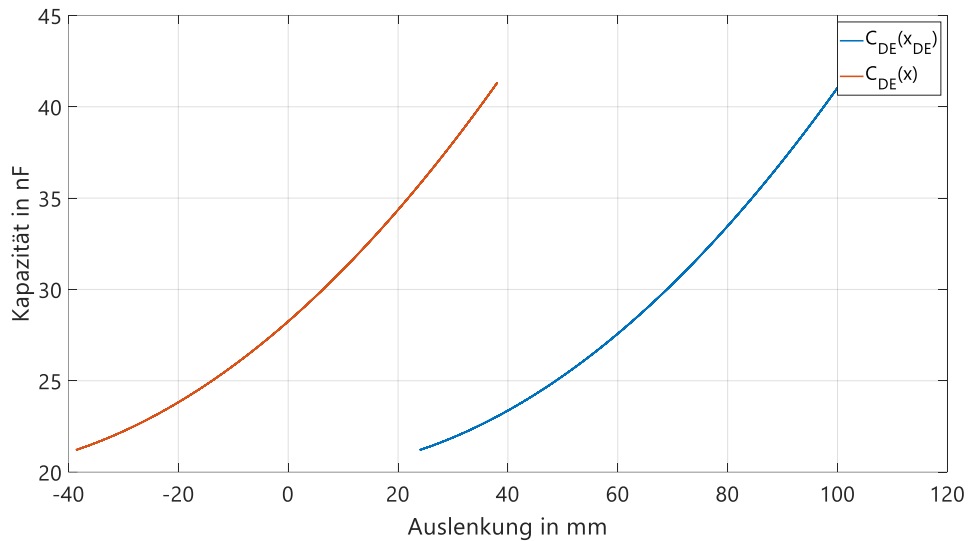


Abbildung 75: Kapazität der DE-Membran in Abhängigkeit der Membranauslenkung x_{DE} (blau) sowie der Schwingungsbewegung x (rot)

Mit dieser wegabhängigen Kapazität lässt sich aus dem gemessenen Verlauf der Auslenkung $x(t)$ der genäherte zeitliche Verlauf der Kapazität $C_{DE}(t)$ berechnen (Abbildung 76).

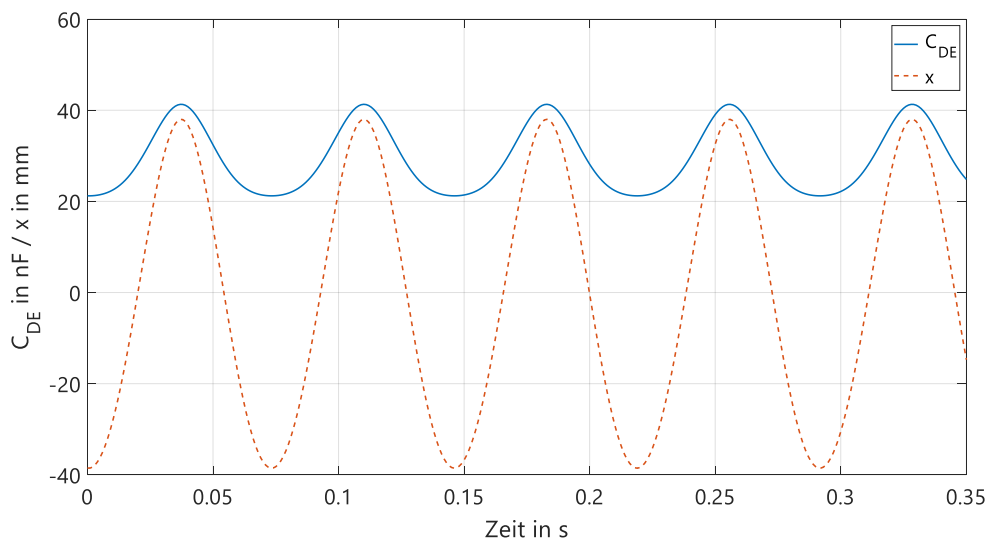


Abbildung 76: Aus der gemessenen Auslenkung $x(t)$ berechneter zeitlicher Verlauf der Kapazität $C_{DE}(t)$

Mit Ableitung der Kapazität nach dem Weg ergibt sich

$$\frac{\partial C_{DE}}{\partial x_{DE}} = \frac{2C_0}{r_0^2} x_{DE} \quad (36)$$

sodass alle relevanten Größen für den zu berechnenden Strom bekannt sind.

Zu Veranschaulichung der Abhängigkeiten werden beide Teilströme

$$I_1 = C_{DE}(x_{DE})\dot{U} \quad (37)$$

und

$$I_2 = U \frac{\partial C_{DE}}{\partial x_{DE}} \dot{x}_{DE} \quad (38)$$

berechnet und in Abbildung 77 dargestellt. Während der Verlauf von I_1 für die Asymmetrie in Bezug auf die y-Achse verantwortlich ist, wird durch I_2 ein Teilstrom addiert, durch den eine Asymmetrie in Bezug auf die x-Achse hinzukommt.

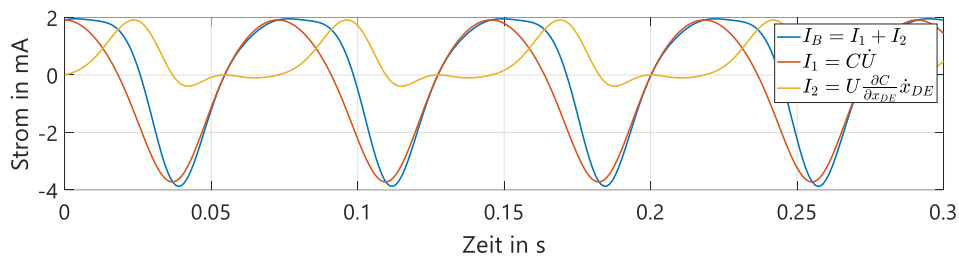


Abbildung 77: Berechnete Teilströme I_1 und I_2 sowie der sich durch Addition ergebende Gesamtstrom I_B

Wird anschließend der berechnete Strom $I_B = I_1 + I_2$ mit dem gemessenen Strom I_M verglichen, ist eine hinreichend große Übereinstimmung sichtbar, um die beschriebenen Abhängigkeiten zu validieren (Abbildung 78).

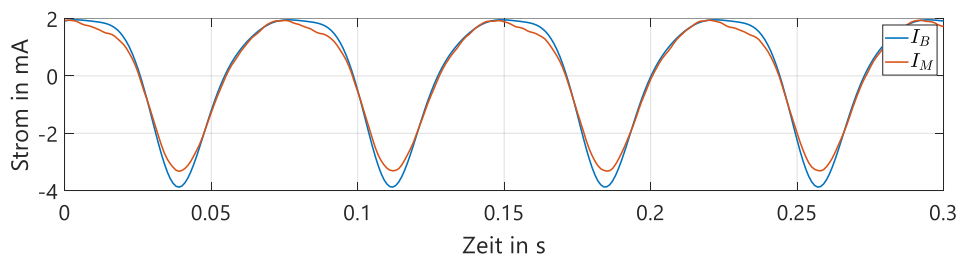


Abbildung 78: Vergleich des berechneten Stroms I_B mit dem gemessenen Strom I_M

Mit diesem Modell für den fließenden Strom kann der Stromfluss für unterschiedliche Fälle berechnet werden, in denen je nach Anregungssignal und daraus resultierender Auslenkung

vor allem die Amplitude und die Phase der Auslenkung einen Einfluss auf den entstehenden Stromverlauf haben (Tabelle 1).

		Fall 1	Fall 2	Fall 3
Auslenkung	x_{DE}	↓	↑	
Frequenz	f	↓↑	↓	↑
Geschwindigkeit	$v = \dot{x}_{DE}$	↓	↓	↑
Kapazität	C_{DE}	$\approx const$	$C_{DE}(x_{DE})$	
Teilstrom 1	$I_1 = C_{DE}\dot{U}$	$const \cdot \dot{U}$	$C_{DE}(x_{DE})\dot{U}$	
Teilstrom 2	$I_2 = U \frac{\partial C_{DE}}{\partial x_{DE}} \dot{x}_{DE}$	≈ 0	≈ 0	$U \frac{\partial C_{DE}}{\partial x_{DE}} \dot{x}_{DE}$
Gesamtstrom	$I = I_1 + I_2$	$const \cdot \dot{U}$	$C_{DE}(x_{DE})\dot{U}$	$C_{DE}(x_{DE})\dot{U} + U \frac{\partial C_{DE}}{\partial x_{DE}} \dot{x}_{DE}$

Tabelle 1: Verschiedene Fälle der Abhängigkeit des Gesamtstroms von Auslenkung und Frequenz

Im ersten Fall ergibt sich bei niedriger Auslenkungsamplitude (z. B. beim Anregen mit niedrigen Spannungsamplituden und/oder außerhalb der Resonanzen) eine vernachlässigbare Kapazitätsänderung ($C_{DE} \approx const$). Dies führt zum Entfallen des Teilstroms I_2 , so dass sich unabhängig von der Frequenz ein sinusförmiger Stromverlauf ergibt. Dieser ist nach Gleichung (33) um $\frac{\pi}{2}$ zur Anregungsspannung verschoben. Zur Validierung sind die Messergebnisse eines Experiments mit einer Anregungsamplitude von 1 kV mit unterschiedlichen Frequenzen (vor, in und hinter der Resonanz) in Abbildung 79 bis Abbildung 81 dargestellt. Abbildung 79 zeigt die gemessenen Auslenkungsverläufe mit unterschiedlichen Phasenverschiebungen zur Anregungsspannung (oben mit voller Skala, unten mit Zoom). Diese führen zu den in Abbildung 80 dargestellten geringen Kapazitätsänderungen (im Vergleich zur Grundkapazität). Daraus ergeben sich wiederum die sinusförmigen Stromverläufe ($const \cdot \dot{U}$) in Abbildung 81, die unabhängig von der Phase und der Form der Auslenkungsverläufe sind. Oben sind die experimentell ermittelten Stromverläufe zu sehen, unten im Vergleich dazu die aus der gemessenen Auslenkung berechneten Stromverläufe. Modell und Experiment stimmen auch hier ausreichend genau überein.

4 Untersuchung der Membranschwingungen in DE

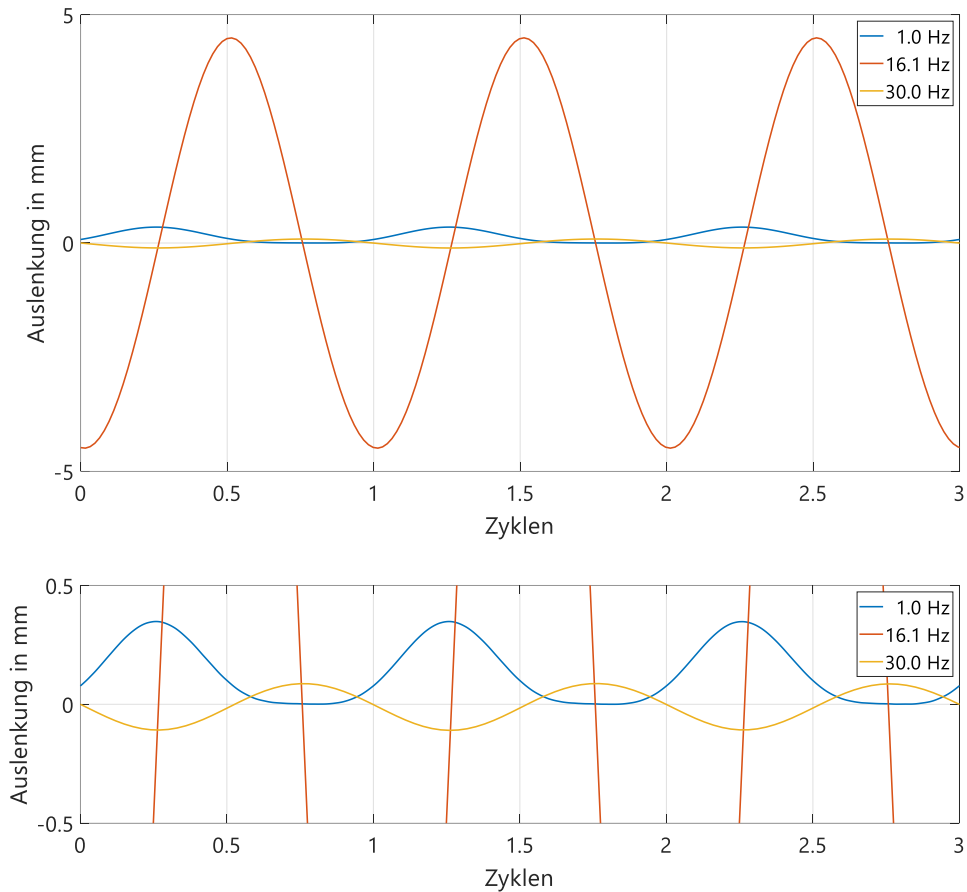


Abbildung 79: Experimentell ermittelte Verläufe der (niedrigen) Auslenkung mit unterschiedlichen Phasen, bei Anregung mit einer Spannungsamplitude von 1 kHz (oben: volle Skala, unten: Zoom)

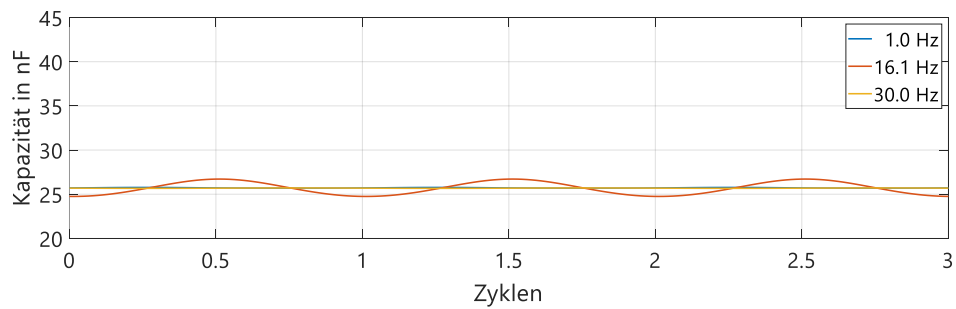


Abbildung 80: Geringe Kapazitätsänderungen aufgrund geringer Auslenkungsamplituden

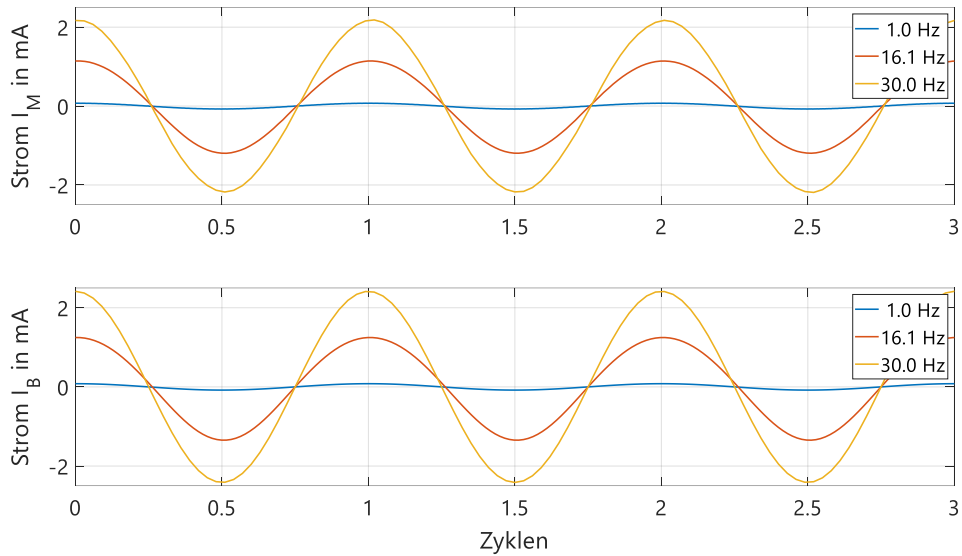


Abbildung 81: Sinusförmige Stromverläufe bei geringen Kapazitätsänderungen, unabhängig von deren Phase: Gute Übereinstimmung von gemessenen (I_M) und berechneten Stromverläufen (I_B)

Um den Einfluss der Schwingungsverläufe bei höheren Auslenkungen zu zeigen, werden aus den gemessenen Bewegungen Signale mit höherer Auslenkung generiert (Skalierung auf 50 mm), die somit qualitativ die gleichen Verläufe (quasi-statisch, in Resonanz, hinter Resonanz) wie das vorherige Beispiel zeigen. Aus diesen Schwingungsverläufen (Abbildung 82) ergeben sich nun Kapazitätsverläufe (Abbildung 83), deren Amplituden in Bereichen liegen, die in Bezug auf die Grundkapazität nicht mehr zu vernachlässigen sind. Werden daraus die Teilströme I_1 und I_2 und daraus der Gesamtstrom I_B berechnet, wird in allen drei Fällen der Einfluss der Kapazitätsänderung sichtbar. Der in diesem Fall resultierende Strom ist nicht mehr sinusförmig, sondern zeigt die zu Beginn des Teilkapitels beschriebenen Einflüsse auf die Symmetrie (Abbildung 84). Abbildung 85 zeigt die sich ergebenden Stromverläufe sowie den Einfluss der Kapazitätsänderungen auf die beiden Teilströme. Es ist ersichtlich, dass der Teilstrom I_2 nicht zu vernachlässigen ist (Fall 3). Ergeben sich durch die Kombination aus Frequenz und Auslenkung Geschwindigkeiten $v = \dot{x}_{DE}$, die zu sehr geringen Teilströmen I_2 führen, wird der Verlauf des Gesamtstromflusses nur durch den Teilstrom I_1 bestimmt (Fall 2).

4 Untersuchung der Membranschwingungen in DE

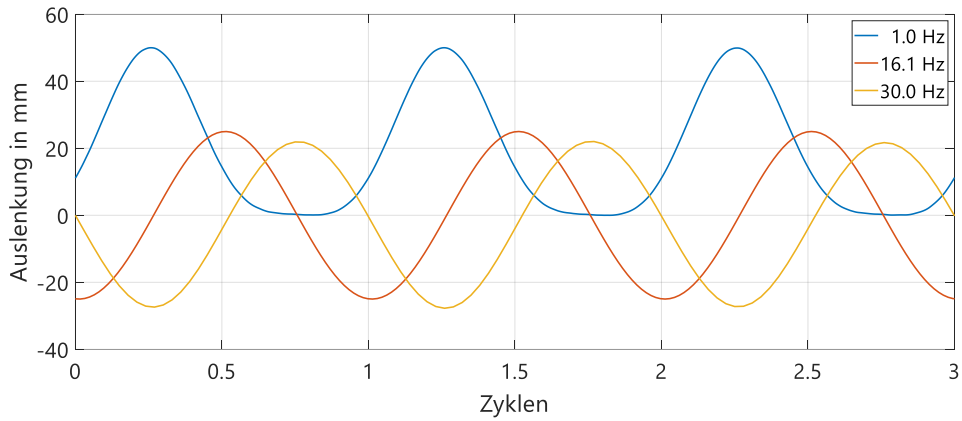


Abbildung 82: Schwingungsverläufe mit hoher Auslenkung

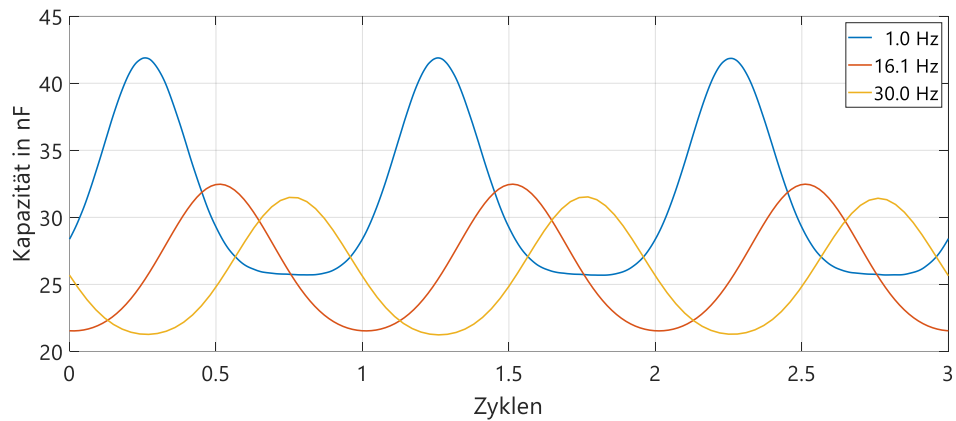


Abbildung 83: Höhere Kapazitätsänderungen aufgrund der hohen Auslenkungen, die für die Betrachtung des Stromflusses nicht vernachlässigbar sind

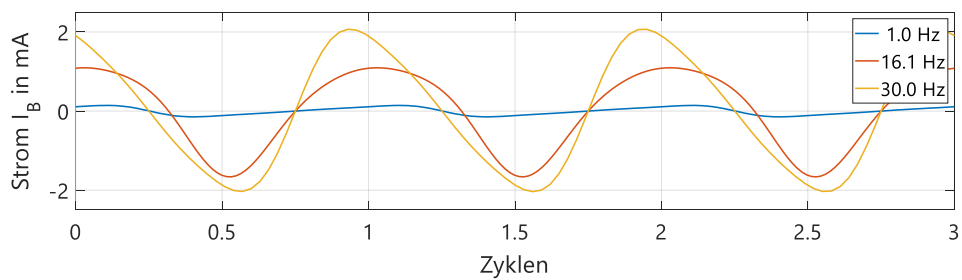


Abbildung 84: Von hohen Kapazitätsänderungen beeinflusste unterschiedliche Stromverläufe für Schwingungen vor, in und hinter der Resonanz

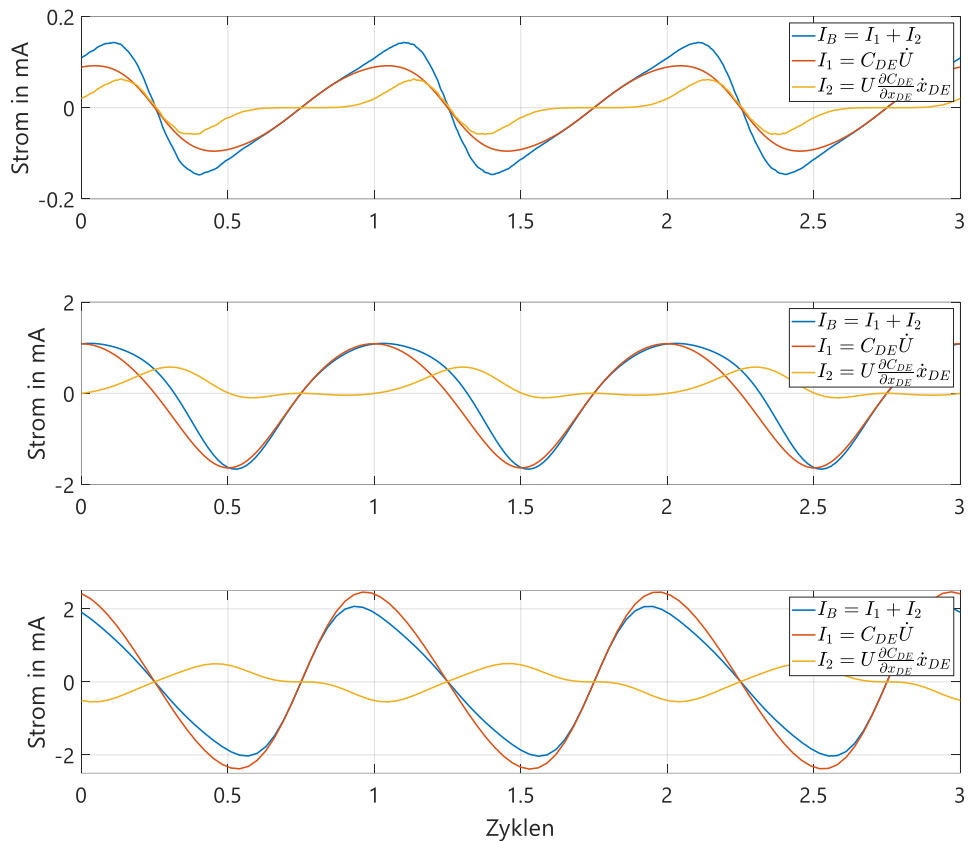


Abbildung 85: Stromverläufe der Teilströme sowie des Gesamtstroms bei hohen Kapazitätsänderungen (durch Einfluss der Auslenkung) für drei verschiedenen Beispielveerläufe: quasi-statisch (oben), in Resonanz (Mitte), hinter Resonanz (unten)

Zusammenfassend führen die Ergebnisse dieses Kapitels zu einem besseren Verständnis des komplexen elektro-mechanischen Schwingungsverhaltens von dielektrischen Elastomeren, deren elektrisches Verhalten stark von den mechanischen Schwingungen abhängt, und umgekehrt. Die Änderung der Kapazität aufgrund der mechanischen Deformation führt je nach Schwingungsform zu Änderungen im elektrischen Strom. So kann beispielsweise in Abbildung 85 anhand der Verlaufsform (Verschiebung der Maxima nach links oder rechts) auf die Phase der Kapazität und somit der mechanischen Bewegung (Abbildung 82) sowie auf das Resonanzverhalten, rückgeschlossen werden. Ebenso hat die Geschwindigkeit der Bewegung, die sich aus der Frequenz und der Schwingungsamplitude ergibt, einen Einfluss auf den elektrischen Strom. Über den sichtbaren Anteil I_2 im Gesamtstrom können somit Aussagen zur Geschwindigkeit, zusammen mit der Frequenz also über die Schwingungsamplitude, getroffen werden.

4.4 Zusammenfassung: Membranschwingungen

Kapitel 4 beschreibt die Untersuchung von kontinuierlichen Schwingungen, die durch Anlegen von Hochspannung in DE-Membranen erzeugt werden. Die experimentelle Charakterisierung mittels 3D-Laservibrometrie geht nach grundlegender Analyse des Frequenzspektrums sowie der entstehenden Moden auf den Einfluss verschiedener Parameter auf das Schwingungsverhalten ein. Es wird die Möglichkeit einer ersten Steuerung des Schwingungsverhaltens durch Einstellen von mechanischen (Geometrie, Vorspannung) als auch elektrischen (Spannungsamplitude, Anregungsfrequenz) Parametern in Bezug auf Resonanzfrequenzen und Formen der erzeugten Moden gezeigt. Durch Variation eines einfachen Geometrieparameters, dem Innendurchmesser der schwingenden Membran, wird eine Verschiebung der Resonanzfrequenz sowie eine Veränderung der Vibrationsform erzeugt. Eine Verschiebung der Resonanzfrequenz ist auch durch Änderung der Systemsteifigkeit (Änderung der Federsteifigkeit oder Vorspannung) möglich. Die Kombination beider Einstellparameter kann zum Erzeugen gewünschter Systemeigenschaften genutzt werden. Zusätzlich ist mit der elektrischen Spannung das Einstellen der Schwingungsamplitude möglich, auch kann dadurch der Wert der Resonanzfrequenz beeinflusst werden. Abschließend wurde das Resonanzverhalten der elektrischen Größen untersucht, der Strom als Messgröße kann in sensorischen Anwendungen zur Analyse von Schwingungen oder zur Systemüberwachung bei der Schwingungserzeugung genutzt werden.

Nach ersten einfachen Parametervariationen zum Steuern der Schwingungen kann aufbauend darauf die Erzeugung von komplexen Schwingungsmustern in DE-Membranen untersucht werden. Neben den genannten mechanischen und elektrischen Parametern können durch die Herstellungsmethode per Siebdruck weitere Möglichkeiten ausgenutzt werden, um komplexe Elektrodengeometrien herzustellen. Insbesondere durch mehrere Elektroden auf einer Membran kann eine erweiterte Schwingungserzeugung und -analyse umgesetzt werden. Eine Ergänzung der experimentellen Untersuchungen durch Modellierung und Simulation bildet die Grundlage, um Tools für die Auslegung sowie die Ansteuerung von Hochfrequenz-DE-Systemen zu entwickeln. Aufbauend auf den gezeigten Schwingungsanalysen wurden bereits von Moretti *et al.* weitere Experimente durchgeführt und durch Simulationen ergänzt [44], [119].

5 Zusammenfassung und Ausblick

Nach der Beschreibung der Grundlagen zu dielektrischen Elastomeren, den Anwendungsgebieten sowie der Auslegung von Systemen sind die für dynamische Anwendungen relevanten Effekte betrachtet worden. Aufbauend darauf beschreibt Kapitel 3 die Entwicklung eines innovativen dynamischen Aktor-Sensor-Systems sowie dessen Validierung. Anschließend ist in Kapitel 4 das Schwingungsverhalten von DE-Membranen näher untersucht worden, um das nötige Verständnis zur Voraussage des dynamischen Verhaltens von DE-Systemen zu gewinnen. Beides zusammen bildet die Grundlage für komplexe intelligente Anwendungen, vor allem in höheren Frequenzbereichen in den Gebieten Akustik oder Haptik.

Die Entwicklung eines neuartigen Systemkonzepts, das die Ansteuerungsmöglichkeiten in höheren Frequenzbereichen sowie die gleichzeitige Nutzung des Sensoreffekts zeigt, ist anhand einer smarten Vibrationsmassage umgesetzt worden. Die DE-Aktorik erzeugt hier eine Vibration im Frequenzbereich bis 20 Hz, während gleichzeitig die DE-Sensorik den Systemzustand vor allem über die Dicke des Massagekissens überwacht. Dies ermöglicht eine optimale Anpassung der Vibration an die Benutzer:innen, sowohl in Bezug auf angenehme Kissendicke als auch Vibrationsintensität. Erweiterte Auslegungskonzepte erlauben die systematische Betrachtung der veränderlichen Gewichtslast sowie des einstellbaren Systemdrucks. Die Validierung des Konzepts erfolgt durch die Entwicklung und den Aufbau eines DE-Aktor-Sensor-Systems, das in einem Frequenzbereich bis 20 Hz mit unterschiedlichen Messungen charakterisiert wird. Anhand systematischer Versuche mit Parametervariationen, der Vibrationserzeugung mit verschiedenen Anregungssignalen sowie anwendungsnahen Prozessen sind die Funktionalität und die damit umzusetzenden Möglichkeiten aufgezeigt worden.

Um zukünftig ebenso intelligente Systemkonzepte auch für höherfrequente und komplexere Anwendungen zu entwickeln, ist das Schwingungsverhalten von DE-Membranen bei Frequenzen bis zu 1 kHz per 3D-Laservibrometrie systematisch untersucht worden. Nach der Charakterisierung des Frequenzverhaltens und der entstehenden Moden sind deren gezielte Beeinflussung durch verschiedene Parameter gezeigt worden. Ebenso sind sensorische Effekte, vor allem der in dynamischen Anwendungen auftretende

Stromverlauf, untersucht worden, mit deren Hilfe das Resonanzverhalten und die Schwingungsamplitude überwacht werden können.

Durch die Kombination der gezeigten Ergebnisse werden erste Grundlagen für Neuentwicklungen in Bereichen wie Akustik oder Haptik gelegt. Die Erkenntnisse können zur Entwicklung erweiterter intelligenter dynamischer Systeme sowie zur Voraussage deren Verhaltens genutzt werden. Die Verwendung von dielektrischen Elastomeren als Aktorelemente bietet wesentliche Vorteile bei der Ansteuerung und der Integrationsmöglichkeit (z. B. in soften Systemen). Es bieten sich neue Möglichkeiten, die mit herkömmlichen Aktoren nicht umzusetzen sind. Das Verständnis der Beeinflussung von erzeugten Schwingungen erlaubt die Optimierung bei der Auslegung, der Einstellung und der Ansteuerung der Systeme, um optimal angepasste Vibrationen (in Kombination mit akustischen Signalen) für eine große Vielfalt an potenziellen Anwendungen zu generieren.

Literaturverzeichnis

- [1] W. C. Röntgen, „Ueber die durch Electricität bewirkten Form- und Volumenänderungen von dielectrischen Körpern“, *Ann Phys*, Bd. 247, Nr. 13, S. 771–786, Jan. 1880, doi: 10.1002/andp.18802471304.
- [2] R. D. Kornbluh, R. E. Pelrine, und J. Eckerle, „Elastomeric dielectric artificial muscle actuators for small robots“, in *Proceedings of the 3rd IASTED International Conference on Robotics and Manufacturing*, 1995, S. 1–6.
- [3] R. E. Pelrine, J. Eckerle, und S. Chiba, „Review of artificial muscle approaches“, in *Proceedings of the 3rd International Symposium on Micro Machine and Human Science*., 1992, S. 1–19.
- [4] L. J. Romasanta, M. A. Lopez-Manchado, und R. Verdejo, „Increasing the performance of dielectric elastomer actuators: A review from the materials perspective“, *Prog Polym Sci*, Bd. 51, S. 188–211, Dez. 2015, doi: 10.1016/J.PROGPOLYMSCI.2015.08.002.
- [5] Y. Chen, L. Agostini, G. Moretti, M. Fontana, und R. Vertechy, „Dielectric elastomer materials for large-strain actuation and energy harvesting: A comparison between styrenic rubber, natural rubber and acrylic elastomer“, *Smart Mater Struct*, Bd. 28, Nr. 11, 2019, doi: 10.1088/1361-665X/ab3b32.
- [6] F. B. Madsen, A. E. Daugaard, S. Hvilsted, und A. L. Skov, „The Current State of Silicone-Based Dielectric Elastomer Transducers“, *Macromol Rapid Commun*, Bd. 37, Nr. 5, S. 378–413, März 2016, doi: 10.1002/MARC.201500576.
- [7] M. Hodgins und S. Seelecke, „Systematic experimental study of pure shear type dielectric elastomer membranes with different electrode and film thicknesses“, *Smart Mater Struct*, Bd. 25, Nr. 9, S. 95001, 2016, doi: 10.1088/0964-1726/25/9/095001.
- [8] F. Carpi, P. Chiarelli, A. Mazzoldi, und D. de Rossi, „Electromechanical characterisation of dielectric elastomer planar actuators: Comparative evaluation of different electrode materials and different counterloads“, *Sens Actuators A Phys*, Bd. 107, Nr. 1, 2003, doi: 10.1016/S0924-4247(03)00257-7.

- [9] J. Hubertus, B. Fasolt, P. Linnebach, S. Seelecke, und G. Schultes, „Electromechanical evaluation of sub-micron NiCr-carbon thin films as highly conductive and compliant electrodes for dielectric elastomers“, *Sens Actuators A Phys*, Bd. 315, 2020, doi: 10.1016/j.sna.2020.112243.
- [10] D. McCoul, S. Rosset, S. Schlatter, und H. Shea, „Inkjet 3D printing of UV and thermal cure silicone elastomers for dielectric elastomer actuators“, *Smart Mater Struct*, Bd. 26, Nr. 12, 2017, doi: 10.1088/1361-665X/aa9695.
- [11] I. Burda, C. Baechler, S. Gardin, A. Verma, G. P. Terrasi, und G. Kovacs, „Low-cost scalable printing of carbon nanotube electrodes on elastomeric substrates: Towards the industrial production of EAP transducers“, *Sens Actuators A Phys*, Bd. 279, S. 712–724, Aug. 2018, doi: 10.1016/j.sna.2018.07.021.
- [12] P. Lotz, M. Matysek, K. Flittner, und H. F. Schlaak, „Reduction of the Driving Voltage in Dielectric Elastomer Actuators“, *Actuator - International Conference and Exhibition on New Actuators and Drive Systems*, 2008.
- [13] F. M. Weiss, T. Töpper, B. Osmani, S. Peters, G. Kovacs, und B. Müller, „Electrospraying Nanometer-Thin Elastomer Films for Low-Voltage Dielectric Actuators“, *Adv Electron Mater*, Bd. 2, Nr. 5, 2016, doi: 10.1002/aelm.201500476.
- [14] J. Hubertus, S. Croce, J. Neu, G. Rizzello, S. Seelecke, und G. Schultes, „Electromechanical characterization and laser structuring of Ni-based sputtered metallic compliant electrodes for DE applications“, in *Actuator - International Conference and Exhibition on New Actuator Systems and Applications*, 2021.
- [15] S. Reitelshöfer, M. Göttler, P. Schmidt, P. Treffer, M. Landgraf, und J. Franke, „Aerosol-Jet-Printing silicone layers and electrodes for stacked dielectric elastomer actuators in one processing device“, *Proc. SPIE 9798, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, S. 97981Y, 2016, doi: 10.1117/12.2219226.
- [16] H. Bochmann, B. von Heckel, T. Hoffstadt, und J. Maas, „Interface design for DE based stack-actuators considering various application cases“, in *Proc. SPIE 9798, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, 2016, Bd. 9798, S. 97982I. doi: 10.1117/12.2218012.

- [17] G. Kovacs, L. Düring, S. Michel, und G. Terrasi, „Stacked dielectric elastomer actuator for tensile force transmission“, *Sens Actuators A Phys*, Bd. 155, Nr. 2, S. 299–307, 2009.
- [18] Y. Bar-Cohen und F. Carpi, Hrsg., „Lifetime investigation of dielectric elastomer stack actuators“, *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation*, Bd. 18, Nr. 1, S. 89–96, Feb. 2011, doi: 10.1109/TDEI.2011.5704497.
- [19] H. Haus, M. Matysek, H. Mößinger, und H. F. Schlaak, „Modelling and characterization of dielectric elastomer stack actuators“, *Smart Mater Struct*, Bd. 22, Nr. 10, S. 104009, Okt. 2013, doi: 10.1088/0964-1726/22/10/104009.
- [20] S. Rosset, P. Dubois, M. Niklaus, und H. R. Shea, „Large stroke miniaturized dielectric elastomer actuators“, in *TRANSDUCERS 2009 - 15th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*, 2009. doi: 10.1109/SENSOR.2009.5285428.
- [21] J. Neu, J. Hubertus, S. Croce, G. Schultes, S. Seelecke, und G. Rizzello, „Fully Polymeric Domes as High-Stroke Biasing System for Soft Dielectric Elastomer Actuators“, *Front Robot AI*, Bd. 8, S. 171, 2021.
- [22] S. Hau, A. York, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Performance Prediction and Scaling Laws of Circular Dielectric Elastomer Membrane Actuators“, *Journal of Mechanical Design, Transactions of the ASME*, Bd. 140, Nr. 11, 2018, doi: 10.1115/1.4039104.
- [23] P. Loew, G. Rizzello, und S. Seelecke, „A novel biasing mechanism for circular out-of-plane dielectric actuators based on permanent magnets“, *Mechatronics*, Bd. 56, S. 48–57, 2018, doi: 10.1016/j.mechatronics.2018.10.005.
- [24] S. Hau, D. Bruch, G. Rizzello, P. Motzki, und S. Seelecke, „Silicone based dielectric elastomer strip actuators coupled with nonlinear biasing elements for large actuation strains“, *Smart Mater Struct*, Bd. 27, Nr. 7, S. 74003, Juli 2018, doi: 10.1088/1361-665X/aab7d8.
- [25] B. Fasolt, M. Hodgins, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Effect of screen printing parameters on sensor and actuator performance of dielectric elastomer (DE) membranes“, *Sens Actuators A Phys*, Bd. 265, S. 10–19, Okt. 2017, doi: 10.1016/j.sna.2017.08.028.

- [26] S. Hau, G. Rizzello, und S. Seelecke, „A novel dielectric elastomer membrane actuator concept for high-force applications“, *Extreme Mech Lett*, Bd. 23, Nr. Accepted Manuscript, S. 24–28, Sep. 2018, doi: 10.1016/j.eml.2018.07.002.
- [27] M. Hill, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Development and experimental characterization of a dielectric elastomer membrane strip actuator“, *Smart Mater Struct*, Bd. 27, Nr. 2, S. 25019, Feb. 2018, doi: 10.1088/1361-665X/aaa695.
- [28] R. E. Pelrine, R. D. Kornbluh, Q. Pei, und J. Eckerle, „Electroactive polymer sensors“, US6809462B2, 2004 [Online]. Available: <http://www.google.com/patents/US6809462>
- [29] P. Loew, M. Brill, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Development of a nonintrusive pressure sensor for polymer tubes based on dielectric elastomer membranes“, *Sens Actuators A Phys*, Bd. 292, S. 1–10, Juni 2019, doi: 10.1016/j.sna.2019.03.006.
- [30] B. O'Brien, T. Gisby, und I. Anderson, „Stretch sensors for human body motion“, *Proc. SPIE 9056, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, Bd. 9056, S. 905618, März 2014, doi: 10.1117/12.2046143.
- [31] A. York, J. Dunn, und S. Seelecke, „Systematic approach to development of pressure sensors using dielectric electro-active polymer membranes“, *Smart Mater Struct*, Bd. 22, Nr. 9, 2013, doi: 10.1088/0964-1726/22/9/094015.
- [32] G. Rizzello, D. Naso, A. York, und S. Seelecke, „Closed loop control of dielectric elastomer actuators based on self-sensing displacement feedback“, *Smart Mater Struct*, Bd. 25, Nr. 3, S. 0, Feb. 2016, doi: 10.1088/0964-1726/25/3/035034.
- [33] K. Jung, K. J. Kim, und H. R. Choi, „A self-sensing dielectric elastomer actuator“, *Sensors Actuators A*, Bd. 143, Nr. 2, S. 343–351, 2008, doi: 10.1016/j.sna.2007.10.076.
- [34] S. Rosset, B. M. O'Brien, T. Gisby, D. Xu, H. R. Shea, und I. Anderson, „Self-sensing dielectric elastomer actuators in closed-loop operation“, *Smart Mater Struct*, Bd. 22, Nr. 10, S. 104018, Okt. 2013, doi: 10.1088/0964-1726/22/10/104018.
- [35] M. Wissler und E. Mazza, „Modeling of a pre-strained circular actuator made of dielectric elastomers“, *Sens Actuators A Phys*, Bd. 120, S. 184–192, 2005, doi: 10.1016/j.sna.2004.11.015.

- [36] C. Cao, S. Burgess, und A. T. Conn, „Toward a Dielectric Elastomer Resonator Driven Flapping Wing Micro Air Vehicle“, *Front Robot AI*, Bd. 5, S. 1–11, 2019, doi: 10.3389/frobt.2018.00137.
- [37] G. Moretti, M. Fontana, und R. Vertechy, „Model-based design and optimization of a dielectric elastomer power take-off for oscillating wave surge energy converters“, *Meccanica*, Bd. 50, Nr. 11, S. 2797–2813, 2015, doi: 10.1007/s11012-015-0235-8.
- [38] P. Zanini, J. Rossiter, und M. Homer, „Modelling the effect of actuator-like behavior in dielectric elastomer generators“, *Appl Phys Lett*, Bd. 107, Nr. 15, S. 153906, 2015, doi: 10.1063/1.4933315.
- [39] R. Pelrine *u. a.*, „Dielectric elastomers: generator mode fundamentals and applications“, in *Proc. SPIE 4329, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, Juli 2001, Bd. 4329, S. 148–157. doi: 10.1117/12.432640.
- [40] G. Moretti, S. Rosset, R. Vertechy, I. Anderson, und M. Fontana, „A Review of Dielectric Elastomer Generator Systems“, *Advanced Intelligent Systems*, Bd. 2, Nr. 10, 2020, doi: 10.1002/aisy.202000125.
- [41] Z. H. Lai, J. L. Wang, C. L. Zhang, G. Q. Zhang, und D. Yurchenko, „Harvest wind energy from a vibro-impact DEG embedded into a bluff body“, *Energy Convers Manag*, Bd. 199, 2019, doi: 10.1016/j.enconman.2019.111993.
- [42] G. Moretti *u. a.*, „Modelling and testing of a wave energy converter based on dielectric elastomer generators“, *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, Bd. 475, Nr. 2222, 2019, doi: 10.1098/rspa.2018.0566.
- [43] T. Vu-Cong, C. Jean-Mistral, und A. Sylvestre, „Electrets substituting external bias voltage in dielectric elastomer generators: Application to human motion“, *Smart Mater Struct*, Bd. 22, Nr. 2, 2013, doi: 10.1088/0964-1726/22/2/025012.
- [44] G. Moretti, G. Rizzello, M. Fontana, und S. Seelecke, „High-frequency voltage-driven vibrations in dielectric elastomer membranes“, *Mech Syst Signal Process*, Bd. 168, Nr. May 2021, S. 108677, 2022, doi: 10.1016/j.ymsp.2021.108677.

- [45] E. Garnell, C. Rouby, und O. Doaré, „Resistivity-induced coupling between voltage distribution and vibrations in dielectric elastomers“, *Smart Mater Struct*, Bd. 30, Nr. 2, S. 25031, 2021, doi: 10.1088/1361-665X/abd58f.
- [46] G. Moretti, „Dielectric Elastomer Generators for Wave Energy Conversion: a Model-Based Design Approach“, PhD Thesis, 2017.
- [47] G. Rizzello, M. Hodgins, D. Naso, A. York, und S. Seelecke, „Modeling of the effects of the electrical dynamics on the electromechanical response of a DEAP circular actuator with a mass–spring load“, *Smart Mater Struct*, Bd. 24, Nr. 9, S. 094003, Sep. 2015, doi: 10.1088/0964-1726/24/9/094003.
- [48] J. Hubertus, J. Neu, S. Croce, G. Rizzello, S. Seelecke, und G. Schultes, „Nanoscale Nickel-Based Thin Films as Highly Conductive Electrodes for Dielectric Elastomer Applications with Extremely High Stretchability up to 200%“, *ACS Appl Mater Interfaces*, Bd. 13, Nr. 33, S. 39894–39904, 2021.
- [49] S. Hau, G. Rizzello, M. Hodgins, A. York, und S. Seelecke, „Design and Control of a High-Speed Positioning System Based on Dielectric Elastomer Membrane Actuators“, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Bd. 26, S. 25–31, 2012.
- [50] P. Linnebach, G. Rizzello, S. Seelecke, und S. Seelecke, „Design and validation of a dielectric elastomer membrane actuator driven pneumatic pump“, *Smart Mater Struct*, Bd. 29, Nr. 7, 2020, doi: 10.1088/1361-665X/ab8a01.
- [51] P. Linnebach, S. Hau, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Design of a dielectric elastomer actuator driven pneumatic pump“, in *Proc. SPIE 10966, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, März 2019, Bd. 10966, S. 48. doi: 10.1117/12.2514034.
- [52] F. Carpi, C. Menon, und D. de Rossi, „Electroactive elastomeric actuator for all-polymer linear peristaltic pumps“, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Bd. 15, Nr. 3, S. 460–470, Juni 2010, doi: 10.1109/TMECH.2009.2028884.
- [53] N. C. Goulbourne, I. Frecker M., Mockensturm, und J. E. Snyder A., „Electro-Elastic Modeling of a Dielectric Elastomer Diaphragm for a Prosthetic Blood Pump“, *Proc. SPIE 5385, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, S. 122–134, 2004, doi: 10.1117/12.539818.

- [54] G. Mao *u. a.*, „Design and Characterization of a Soft Dielectric Elastomer Peristaltic Pump Driven by Electromechanical Load“, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Bd. 23, Nr. 5, S. 2132–2143, 2018, doi: 10.1109/TMECH.2018.2864252.
- [55] C. Cao, X. Gao, und A. T. Conn, „A Magnetically Coupled Dielectric Elastomer Pump for Soft Robotics“, *Adv Mater Technol*, Bd. 4, Nr. 8, 2019, doi: 10.1002/admt.201900128.
- [56] S. Ho *u. a.*, „Experimental characterization of a dielectric elastomer fluid pump and optimizing performance via composite materials“, *J Intell Mater Syst Struct*, Bd. 28, Nr. 20, 2017, doi: 10.1177/1045389X17704921.
- [57] G. Kovacs und M. Giousouf, „Dielectric elastomer actuators used for pneumatic valve technology“, *Smart Mater Struct*, Bd. 22, Nr. 10, S. 104010, Okt. 2013, doi: 10.1088/0964-1726/22/10/104010.
- [58] Y.-Y. Y. Jhong, C.-M. M. Huang, C.-C. C. Hsieh, und C.-C. Fu, „Improvement of viscoelastic effects of dielectric elastomer actuator and its application for valve devices“, in *Proc. SPIE 6524, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, 2007, Bd. 6524, S. 65241Y. doi: 10.1117/12.715998.
- [59] M. Hill, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Development and experimental characterization of a pneumatic valve actuated by a dielectric elastomer membrane“, *Smart Mater Struct*, Bd. 26, Nr. 8, S. 085023, Juli 2017, doi: 10.1088/1361-665X/aa746d.
- [60] K. Flittner, P. Lotz, M. Matysek, M. Schlosser, und H. F. Schlaak, „Integrated gas valve array using dielectric elastomer actuators“, in *Proc. SPIE 7287, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, 2009, Bd. 7287, S. 72872C. doi: 10.1117/12.819213.
- [61] S. Proulx, J. P. L. Bigué, P. Chouinard, G. Miron, und J. S. Plante, „Dielectric elastomer jet valve for magnetic resonance imaging-compatible robotics“, *Journal of Medical Devices, Transactions of the ASME*, Bd. 7, Nr. 2, 2013, doi: 10.1115/1.4024157.
- [62] P. Linnebach, F. Simone, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Development, manufacturing, and validation of a dielectric elastomer membrane actuator–driven contactor“, *J Intell Mater Syst Struct*, S. 1045389X1881877, Dez. 2018, doi: 10.1177/1045389X18818778.

- [63] T. Pointner und M. Wegener, „Low voltage driven dielectric membrane actuators integrated into fast switching electronic circuit boards“, *Smart Mater Struct*, Bd. 28, Nr. 8, S. 84002, Aug. 2019, doi: 10.1088/1361-665X/ab25b5.
- [64] M. Ghilardi, H. Boys, J. Busfield, und F. Carpi, „Double cone dielectric elastomer-driven positioning system“, in *EuroEAP 2017 - International conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) transducers & artificial muscles*, 2017, S. 641822.
- [65] L. Maffli, S. Rosset, M. Ghilardi, F. Carpi, und H. Shea, „Ultrafast all-polymer electrically tunable silicone lenses“, *Adv Funct Mater*, Bd. 25, Nr. 11, S. 1656–1665, 2015, doi: 10.1002/adfm.201403942.
- [66] S. Shian, R. M. Diebold, und D. R. Clarke, „Tunable lenses using transparent dielectric elastomer actuators“, *Opt Express*, Bd. 21, Nr. 7, 2013, doi: 10.1364/oe.21.008669.
- [67] F. Carpi, G. Frediani, und D. de Rossi, „Bioinspired tunable lens driven by electroactive polymer artificial muscles“, in *Conference on Biomimetic and Biohybrid Systems*, 2012, S. 74–82.
- [68] H. S. Kim *u. a.*, „Development of dielectric elastomer driven micro-optical zoom lens system“, *Proc. SPIE 6524, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, S. 65241V, 2007, doi: doi.org/10.1117/12.716872.
- [69] S. Gratz-Kelly, A. Meyer, P. Motzki, S. Nalbach, G. Rizzello, und S. S. Seelecke, „Force measurement based on dielectric elastomers for an intelligent glove providing worker assessment in the digital production“, in *Proc. SPIE 11375, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, 2020, S. 71. doi: 10.1117/12.2558442.
- [70] H. Zhao *u. a.*, „A Wearable Soft Haptic Communicator Based on Dielectric Elastomer Actuators“, *Soft Robot*, Bd. 7, Nr. 4, 2020, doi: 10.1089/soro.2019.0113.
- [71] C. Xiang *u. a.*, „Electroactive textile actuators for breathability control and thermal regulation devices“, *Polymers (Basel)*, Bd. 11, Nr. 7, 2019, doi: 10.3390/polym11071199.

- [72] J. Shintake *u. a.*, „Versatile Soft Grippers with Intrinsic Electroadhesion Based on Multifunctional Polymer Actuators“, *Advanced Materials*, Bd. 28, Nr. 2, S. 231–238, Jan. 2016, doi: 10.1002/ADMA.201504264.
- [73] O. A. Araromi *u. a.*, „Rollable Multisegment Dielectric Elastomer Minimum Energy Structures for a Deployable Microsatellite Gripper“, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Bd. 20, Nr. 1, S. 438–446, Feb. 2015, doi: 10.1109/TMECH.2014.2329367.
- [74] S. Shian, K. Bertoldi, und D. R. Clarke, „Dielectric Elastomer Based ‚grippers‘ for Soft Robotics“, *Advanced Materials*, Bd. 27, Nr. 43, S. 6814–6819, 2015, doi: 10.1002/adma.201503078.
- [75] G. Jordan, D. N. McCarthy, N. Schleppe, J. Krißler, H. Schröder, und G. Kofod, „Actuated micro-optical submount using a dielectric elastomer actuator“, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Bd. 16, Nr. 1, S. 98–102, Feb. 2011, doi: 10.1109/TMECH.2010.2089991.
- [76] G. Gu, H. Shea, S. Seelecke, G. Alici, und G. Rizzello, „Soft Robotics Based on Electroactive Polymers“, *Front Robot AI*, S. 122, 2021.
- [77] H. Godaba, J. Li, Y. Wang, und J. Zhu, „A Soft Jellyfish Robot Driven by a Dielectric Elastomer Actuator“, *IEEE Robot Autom Lett*, Bd. 1, Nr. 2, S. 624–631, 2016, doi: 10.1109/lra.2016.2522498.
- [78] G. Y. Gu, J. Zhu, L. M. Zhu, und X. Zhu, „A survey on dielectric elastomer actuators for soft robots“, *Bioinspiration and Biomimetics*. 2017. doi: 10.1088/1748-3190/12/1/011003.
- [79] J. Kunze *u. a.*, „Design and fabrication of silicone-based dielectric elastomer rolled actuators for soft robotic applications“, in *Proc. SPIE 11375, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, 2020, S. 80. doi: 10.1117/12.2558444.
- [80] J. H. Youn *u. a.*, „Dielectric elastomer actuator for soft robotics applications and challenges“, *Applied Sciences (Switzerland)*, Bd. 10, Nr. 2, 2020, doi: 10.3390/app10020640.

- [81] S. Nalbach, R. M. Banda, S. Croce, G. Rizzello, D. Naso, und S. Seelecke, „Modeling and Design Optimization of a Rotational Soft Robotic System Driven by Double Cone Dielectric Elastomer Actuators“, *Front Robot AI*, Bd. 6, Nr. January, S. 1–14, 2020, doi: 10.3389/frobt.2019.00150.
- [82] L. Calabrese, G. Frediani, M. Gei, D. de Rossi, und F. Carpi, „Active Compression Bandage Made of Electroactive Elastomers“, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Bd. 23, Nr. 5, 2018, doi: 10.1109/TMECH.2018.2860789.
- [83] S. Pourazadi, S. Ahmadi, und C. Menon, „Towards the development of active compression bandages using dielectric elastomer actuators“, *Smart Mater Struct*, Bd. 23, Nr. 6, 2014, doi: 10.1088/0964-1726/23/6/065007.
- [84] M. Almanza u. a., „Feasibility of a Dielectric Elastomer Augmented Aorta“, *Advanced Science*, Bd. 8, Nr. 6, 2021, doi: 10.1002/advs.202001974.
- [85] G. Kovacs, P. Lochmatter, und M. Wissler, „An arm wrestling robot driven by dielectric elastomer actuators“, *Smart Mater Struct*, Bd. 16, Nr. 2, 2007, doi: 10.1088/0964-1726/16/2/S16.
- [86] E. F. M. Henke, S. Schlatter, und I. A. Anderson, „Soft Dielectric Elastomer Oscillators Driving Bioinspired Robots“, *Soft Robot*, Bd. 4, Nr. 4, 2017, doi: 10.1089/soro.2017.0022.
- [87] F. Carpi, G. Frediani, S. Turco, und R. D. De, „Bioinspired tunable lens with muscle-like electroactive elastomers“, *Adv Funct Mater*, Bd. 21, Nr. 21, 2011, doi: 10.1002/adfm.201101253.
- [88] M. Cianchetti, M. Calisti, L. Margheri, M. Kuba, und C. Laschi, „Bioinspired locomotion and grasping in water: The soft eight-arm OCTOPUS robot“, *Bioinspir Biomim*, Bd. 10, Nr. 3, S. 1–19, 2015, doi: 10.1088/1748-3190/10/3/035003.
- [89] M. Duduta, D. R. Clarke, und R. J. Wood, „A high speed soft robot based on dielectric elastomer actuators“, in *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2017. doi: 10.1109/ICRA.2017.7989501.

- [90] J. Shintake, V. Cacucciolo, H. Shea, und D. Floreano, „Soft biomimetic fish robot made of dielectric elastomer actuators“, *Soft Robot*, Bd. 5, Nr. 4, 2018, doi: 10.1089/soro.2017.0062.
- [91] Parker-Hannifin Corporation, „FlexSense Sensor Evaluation Kit“. <https://ph.parker.com/us/en/flexsense-sensor-evaluation-kit-measuring-human-body-movement-to-bring-wearable-tech-solutions-to-life/snes-kit-w-04> (zugegriffen Okt. 27, 2022).
- [92] „CTsystems“. Zugegriffen: Okt. 27, 2022. [Online]. Available: <https://ct-systems.ch/>
- [93] J. H. Youn, H. Mun, und K. U. Kyung, „A Wearable Soft Tactile Actuator with High Output Force for Fingertip Interaction“, *IEEE Access*, Bd. 9, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3058979.
- [94] N. Fantuzzi, F. Tornabene, und E. Viola, „Generalized differential quadrature finite element method for vibration analysis of arbitrarily shaped membranes“, *Int J Mech Sci*, Bd. 79, S. 216–251, 2014, doi: 10.1016/j.ijmecsci.2013.12.008.
- [95] R. Heydt, R. Kornbluh, R. Pelrine, und V. Mason, „Design and Performance of an Electrostrictive-Polymer-Film Acoustic Actuator“, *J Sound Vib*, Bd. 215, Nr. 2, S. 297–311, 1998, doi: 10.1006/jsvi.1998.1642.
- [96] R. Heydt *u. a.*, „Acoustical performance of an electrostrictive polymer film loudspeaker“, *J Acoust Soc Am*, Bd. 107, Nr. 2, S. 833–839, Feb. 2000, doi: 10.1121/1.428266.
- [97] N. Hosoya, S. Baba, und S. Maeda, „Hemispherical breathing mode speaker using a dielectric elastomer actuator“, *J Acoust Soc Am*, Bd. 138, Nr. 4, S. EL424–EL428, 2015, doi: 10.1121/1.4934550.
- [98] N. Hosoya, H. Masuda, und S. Maeda, „Balloon dielectric elastomer actuator speaker“, *Applied Acoustics*, Bd. 148, 2019, doi: 10.1016/j.apacoust.2018.12.032.
- [99] J. W. Fox und N. C. Goulbourne, „Electric field-induced surface transformations and experimental dynamic characteristics of dielectric elastomer membranes“, *J Mech Phys Solids*, Bd. 57, Nr. 8, S. 1417–1435, Aug. 2009, doi: 10.1016/j.jmps.2009.03.008.

- [100] J. W. Fox und N. C. Goulbourne, „On the dynamic electromechanical loading of dielectric elastomer membranes“, *J Mech Phys Solids*, Bd. 56, Nr. 8, S. 2669–2686, 2008, doi: 10.1016/j.jmps.2008.03.007.
- [101] M. Hodgins, G. Rizzello, D. Naso, A. York, und S. Seelecke, „An electro-mechanically coupled model for the dynamic behavior of a dielectric electro-active polymer actuator“, *Smart Mater Struct*, Bd. 23, Nr. 10, S. 104006, Okt. 2014, doi: 10.1088/0964-1726/23/10/104006.
- [102] P. Dubois, S. Rosset, M. Niklaus, M. Dadras, und H. Shea, „Voltage Control of the Resonance Frequency of Dielectric Electroactive Polymer (DEAP) Membranes“, *Journal of Microelectromechanical Systems*, Bd. 17, Nr. 5, S. 1072–1081, 2008, doi: 10.1109/JMEMS.2008.927741.
- [103] K. Hochradel, S. J. Rupitsch, A. Sutor, R. Lerch, D. K. Vu, und P. Steinmann, „Dynamic performance of dielectric elastomers utilized as acoustic actuators“, *Appl Phys A Mater Sci Process*, Bd. 107, Nr. 3, S. 531–538, 2012, doi: 10.1007/s00339-012-6837-2.
- [104] X. Yu, Z. Lu, L. Cheng, und F. Cui, „Vibroacoustic modeling of an acoustic resonator tuned by dielectric elastomer membrane with voltage control“, *J Sound Vib*, Bd. 387, S. 114–126, 2017, doi: 10.1016/j.jsv.2016.10.022.
- [105] E. Garnell, C. Rouby, und O. Doaré, „Dynamics and sound radiation of a dielectric elastomer membrane“, *J Sound Vib*, Bd. 459, S. 114836, 2019, doi: 10.1016/j.jsv.2019.07.002.
- [106] E. Garnell, B. Aksoy, C. Rouby, H. Shea, und O. Doaré, „Geometric optimization of dielectric elastomer electrodes for dynamic applications“, *Applied Acoustics*, Bd. 181, 2021, doi: 10.1016/j.apacoust.2021.108120.
- [107] S. Gratz-Kelly, G. Rizzello, M. Fontana, S. Seelecke, und G. Moretti, „A Multi-Mode, Multi-Frequency Dielectric Elastomer Actuator“, *Adv Funct Mater*, Bd. 32, Nr. 34, Aug. 2022, doi: 10.1002/ADFM.202201889.
- [108] F. Wang, C. Yuan, T. Lu, und T. J. Wang, „Anomalous bulging behaviors of a dielectric elastomer balloon under internal pressure and electric actuation“, *J Mech Phys Solids*, Bd. 102, 2017, doi: 10.1016/j.jmps.2017.01.021.

- [109] J. Zhu, S. Cai, und Z. Suo, „Nonlinear oscillation of a dielectric elastomer balloon“, *Polym Int*, Bd. 59, Nr. 3, S. 378–383, 2010, doi: 10.1002/pi.2767.
- [110] H. Godaba, C. C. Foo, Z. Q. Zhang, B. C. Khoo, und J. Zhu, „Giant voltage-induced deformation of a dielectric elastomer under a constant pressure“, *Appl Phys Lett*, Bd. 105, Nr. 11, 2014, doi: 10.1063/1.4895815.
- [111] D. Bruch, P. Loew, S. Hau, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Fast model-based design of large stroke dielectric elastomer membrane actuators biased with pre-stressed buckled beams“, in *Proc. SPIE 10594, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, 2018, S. 15. doi: 10.1117/12.2296558.
- [112] R. Vertechy, M. Bergamasco, G. Berselli, V. Parenti Castelli, und G. Vassura, „Compliant actuation based on dielectric elastomers for a force-feedback device: modeling and experimental evaluation“, *Frattura ed Integrità Strutturale*, Bd. 7, Nr. 23, S. 47–56, 2013, doi: 10.3221/IGF-ESIS.23.05.
- [113] S. Hau, P. Linnebach, G. Rizzello, und S. Seelecke, „A novel design concept to boost the force output of dielectric elastomer membrane actuators“, in *Proc. SPIE 10966, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, März 2019, Bd. 10966, S. 10. doi: 10.1117/12.2514210.
- [114] S. Nalbach, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Experimental Analysis of Continuous Vibrations in Dielectric Elastomer Membrane Actuators via Three-Dimensional Laser Vibrometry“, *J Vib Acoust*, Bd. 141, Nr. 5, S. 054502, Okt. 2019, doi: 10.1115/1.4043715.
- [115] S. Nalbach, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Continuum vibration analysis of dielectric elastomer membranes“, in *Proc. SPIE 10163, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, 2017, Bd. 10163, S. 101632A. doi: 10.1117/12.2258609.
- [116] D. McCoul, S. Rosset, N. Besse, und H. Shea, „Multifunctional shape memory electrodes for dielectric elastomer actuators enabling high holding force and low-voltage multisegment addressing“, *Smart Mater Struct*, Bd. 26, Nr. 2, S. 025015, Feb. 2017, doi: 10.1088/1361-665X/26/2/025015.

- [117] T. He, X. Zhao, und Z. Suo, „Dielectric elastomer membranes undergoing inhomogeneous deformation“, *J Appl Phys*, Bd. 106, Nr. 8, S. 083522, 2009, doi: 10.1063/1.3253322.
- [118] V. T. V. Khanh, A. T. Mathew, und S. J. A. Koh, „Stackable configurations of artificial muscle modules that is continuously-tunable by voltage“, in *Proc. SPIE 10163, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, 2017, Bd. 10163, S. 101632K. doi: 10.1117/12.2261787.
- [119] G. Moretti, G. Rizzello, M. Fontana, und S. Seelecke, „A multi-domain dynamical model for cone-shaped dielectric elastomer loudspeakers“, in *Proc. SPIE 11587, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, 2021, Bd. 11587, S. 115871K. doi: 10.1117/12.2581718.

Anhang

Zur Vibrationsmassage (Kapitel 3) wurden vor der Auslegung des Gesamtsystems einige Voruntersuchungen gemacht. Neben Experimenten mit Testpersonen zum Spüren von angenehmen Vibrationen wurden auch einige Versuche mit dem Systemkonzept aus Kapitel 3.2.1 durchgeführt. Dieses Konzept ist auf die Erzeugung eines maximalen Hubs ausgerichtet. Die erste Version eines DE-Aktorsystems wurde mithilfe eines Lasersensors vermessen, während das System in Kontakt mit menschlichen Körpern war. Dabei wurden die Überlagerungen von Bewegungen durch Atmung oder Herzschlag sichtbar. Die Auswertung dieser überlagerten Signale kann mithilfe des DE-Sensoreffekts wie beschreiben zur Verbesserung der Gesundheit oder Sicherheit in verschiedenen Anwendungsbereichen beitragen. Abbildung 86 zeigt dazu beispielhaft zwei Messungen (Exp. 1 und Exp. 2), an denen die unterschiedliche Startauslenkung der DE-Membran durch die jeweilige Sitzposition erkennbar ist. Ebenso sichtbar ist die Herzfrequenz als Überlagerung zur Vibration, welche durch DE-Aktivierung erzeugt wird. Diese gesamte Bewegung der DE-Membran wirkt sich auf die Kapazität dieser aus, ist somit messbar und kann zur Überwachung des Systems genutzt werden.

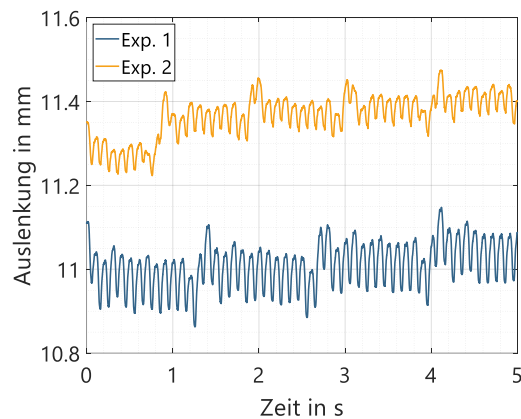


Abbildung 86: Von DE-Aktor erzeugte Vibration mit Überlagerung der durch den menschlichen Puls erzeugten Bewegung (aus Voruntersuchungen mit Konzept zur Huboptimierung aus Kapitel 3.2.1)

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Aufbau eines dielektrischen Elastomers (links) und Erzeugung einer Dicken- und Flächenänderung durch den Aktoreffekt (rechts)	6
Abbildung 2: Mit linearer Feder vorgespannter DE-Aktor zur Generierung eines Hubs.....	7
Abbildung 3: Flexible Designmöglichkeiten von DE-Aktoren zur Entwicklung von runden (COP) oder streifenförmigen (SIP, SOP) Geometrien zur Bewegung in der Ebene (SIP) oder aus der Ebene heraus (COP, SOP).....	7
Abbildung 4: Sensoreffekt durch Kapazitätsmessung (links) und Kapazitätsänderung bei Verformung, beispielsweise durch eine Kraft F (rechts).....	8
Abbildung 5: Für die wegabhängige Kapazität $C_{DE}(X_{DE})$ relevante Geometrieparameter.....	9
Abbildung 6: Charakteristische Kraft-Weg-Kurven $F_{DELV}(X_{DE})$ und $F_{DELV}(X_{DE})$ für einen COP-Aktor bei minimaler und maximaler elektrischer Spannung	11
Abbildung 7: Skizze eines Feder-DE-Systems mit zugehörigem Kräftegleichgewicht.....	12
Abbildung 8: Grafische Darstellung für das KGG eines DE-Feder-Systems mit sich daraus ergebendem Hub Δx und resultierender Kraft ΔF	13
Abbildung 9: Aktordiagramm eines DE-Feder-Systems mit sich daraus ergebendem Hub Δx	14
Abbildung 10: Integration von dynamischen Kräften in das grafische Auslegungskonzept [50].....	14
Abbildung 11: Anwendungsbeispiele für verschiedenste Arten von Massagefunktionen ...	20
Abbildung 12: Systemkonzept aus DE-Aktor-Sensor-Komponente, mit Druck beaufschlagtem Luftkissen und Gewichtslast	21
Abbildung 13: Qualitative Verläufe der druckabhängigen (100-500 hPa) Kräfte im Luftkissen (links) sowie der wegabhängigen Lastkraft in Abhängigkeit des Gewichts (rechts)	23
Abbildung 14: Charakteristische Kraftkurven für ein aus mehreren Lagen bestehendes SIP-DE-Element sowie dessen Skalierbarkeit z. B. um den Faktor 3 (links) und dazu passende NBS (rechts)	23
Abbildung 15: Kinematik des Systemkonzepts, mit den entsprechenden Koordinaten: Membranauslenkung x_{DE} , Kissenauslenkung x_P und Kissendicke d_P , abhängig von der Nulllänge der DE-Membran l_{0DE} , der Kissendicke im Grundzustand d_{0P} , sowie des Systemaufbaus (links); entsprechendes Kräftegleichgewicht aus DEA-, Kissen- und Lastkraft (rechts).....	25
Abbildung 16: Darstellung aller Kräfte im globalen Koordinatensystem (links) und des Kräftegleichgewichts aus DE-Aktor (DEA = DE + NBS) und druckgefülltem Kissen (rechts)	25
Abbildung 17: Zoom in den Bereich der relevanten Kräfte beim KGG ohne Lastkraft ($F_L = F_G = 0$)	26

Abbildung 18: Kräftegleichgewicht aus druckgefülltem Kissen und DE-Aktor (DEA = DE + NBS) inkl. Lastkraft (0-20 N).....	26
Abbildung 19: Kräftegleichgewicht aus Aktorsystem (DE + NBS + Kissen) und Lastkraft (0-20 N).....	27
Abbildung 20: Anwendungsnaher Vorgang bei Belasten durch Personengewicht von 10 N (1) → (2), Einstellen eines passenden Kissendrucks von 300 hPa (2) → (3) und anschließender Aktuierung (3) ↔ (4).....	28
Abbildung 21: Durch eingestellten Druck und Gewichtslast erzeugte Kissendicke d_p (links) und für diesen Arbeitspunkt generierte Hübe Δd	29
Abbildung 22: Kräftegleichgewicht aus druckgefülltem Kissen und DE-Aktor (DEA = DE) inkl. Lastkraft (0-20 N).....	30
Abbildung 23: Kräftegleichgewicht aus DE-Aktorsystem (DEAS = DEA + Kissen) und Lastkraft (0-20 N).....	31
Abbildung 24: Anwendungsnaher Vorgang bei Belasten durch Personengewicht (1) → (2), Einstellen eines passenden Kissendrucks (2) → (3) und anschließender Aktuierung (3) ↔ (4).....	32
Abbildung 25: Durch eingestellten Druck und Gewichtslast erzeugte Kissendicke d_p (links) und für die jeweiligen Arbeitspunkte generierte Kraftdifferenzen ΔF (rechts).....	33
Abbildung 26: Experimenteller Aufbau zur Charakterisierung der Systemkomponenten: DE-Stapel (oben) und Massagekissen (unten).....	35
Abbildung 27: Details des Charakterisierungsprüfstands: Seilverbindung und Druckluftanschluss des Massagekissens (links) sowie Kraftmessdose mit Adapter zur Simulation der Gewichtslast auf das Massagekissen (rechts).....	36
Abbildung 28: Charakterisierungsprüfstand zur Simulation von anwendungsähnlichen Lastfällen: Messwertaufnahme durch zwei Kraftmessdosen mit Linearaktoren zur Lastvorgabe und Parametereinstellung.....	36
Abbildung 29: Teilkomponenten des angepassten Massagekissens mit dem Ziel eines soften Aktorsystems.....	37
Abbildung 30: Details des Kissenbaus: Vorderseite zur Vibrationsübertragung (links), sowie Verbindungen zu Kraftmessdose und Druckluftanschluss von vorne (Mitte) und hinten (rechts).....	38
Abbildung 31: Aufbau des verwendeten DE-Elements (links), sowie montiertes DE-Element mit relevanten Maßen (rechts).....	38
Abbildung 32: Kräftegleichgewicht aus druckgefülltem Kissen und DE-Aktor (DEA \triangleq DE), sowohl mit einem 4er-Stapel als auch mit der ausgewählten Anzahl von drei 4er-Stapeln, aufgetragen über die globale Koordinate x , die der Kissendicke d_p entspricht.....	40
Abbildung 33: Einfluss der DE-Vorspannung $x_{0,DE}$ auf das Verhalten des Aktorsystems, abgebildet anhand der internen Kräfte zwischen DE-Element und druckgefülltem Kissen.....	41

Abbildung 34: Einfluss der DE-Vorspannung $x_{0,DE}$ auf das Verhalten des Aktorsystems, abgebildet anhand der äußeren Systemkräfte in Zusammenhang mit den Lastkräften	41
Abbildung 35: Berechnete Kissendicke und die resultierende Kraftdifferenz bei Aktuierung für Drücke von 100-500 hPa und Gewichtslasten von 0-20 N für den Fall $x_{0,DE} = 0$ mm	42
Abbildung 36: Einfluss der DE-Vorspannung $x_{0,DE}$ auf die sich einstellende Kissendicke und die erzeugte Kraftdifferenz bei Variation um ± 10 mm	43
Abbildung 37: Skizze des DE-Aktorsystems, das wie abgebildet als experimenteller Aufbau umgesetzt wird	44
Abbildung 38: DE-Element aus drei 4er-Stapeln als DEA, das mit Kraftmessdose und Metallseil verbunden ist (links) und innerhalb durch verschraubte Klemmverbindungen zusammengehalten wird (rechts)	44
Abbildung 39: DE-Element aus drei 4er-Stapeln als DEA, das mit Kraftmessdose und Metallseil verbunden ist (links) und innerhalb durch verschraubte Klemmverbindungen zusammengehalten wird (rechts)	45
Abbildung 40: Experimentell ermitteltes Kraft-Weg-Verhalten des Massagekissens bei unterschiedlichen Drücken, in Abhängigkeit der Zeit (links) und als Kraft-Weg-Kurve inkl. der vereinfachten Kraft-Weg-Kurven (rechts)	47
Abbildung 41: Druckabhängige Kissendicke $d_{0,p}(p)$ (links) und Kraft-Weg-Kurven des Massagekissens bei unterschiedlichen Hüben mit Änderung der Hysteresebreite in Abhängigkeit des zurückgelegten Weges (rechts)	47
Abbildung 42: Kraft-Weg-Kurven eines DE-Elements inklusive der vereinfachten Näherung (links) sowie Kapazitätsverhalten des DE-Elements bei Auslenkung (rechts)	48
Abbildung 43: Abhängigkeit der Kissendicke d_p von den veränderlichen Parametern Druck p und Gewichtslast F_L	49
Abbildung 44: Von der Auslenkung x_{DE} abhängige Kapazität C_{DE} von zwei kombinierten DE-Elementen, mit je nach gewählter Vorspannung (-10/0/+10 mm) unterschiedlichem Zusammenhang zur Kissendicke d_p	49
Abbildung 45: Sinusförmige Vorgabe des Hochspannungssignals, das zum Erzeugen einer Kraftdifferenz am DE anliegt	50
Abbildung 46: Durch Anlegen von sinusförmiger Hochspannung erzeugte Kraftverläufe am Massagekissen (oben) sowie im DE (unten): Erhöhung der äußeren spürbaren Kraft durch Verringerung der Kraft im DE-Element	51
Abbildung 47: Kraftverläufe am Massagekissen bei Variation der Gewichtslast von 5-20 N	51
Abbildung 48: Erzeugte Kraftdifferenz ΔF in Abhängigkeit des eingestellten Drucks p und der Gewichtslast F_L	52
Abbildung 49: Beispiele für unterschiedliche Anregungssignale zum Erzeugen schneller und langsamer, starker und schwacher oder individuell geformter Vibrationen zur Abdeckung unterschiedlicher Anwendungsfälle	53

Abbildung 50: Kraftverlauf bei Vorgabe eines Sweepsignals (Amplitude 3 kV) von 1-20 Hz, bei einer Gewichtslast von 5 N	54
Abbildung 51: Kraftverlauf bei Vorgabe eines Sinussignals mit 20 Hz, bei einer Gewichtslast von 5 N (links), 10 N (Mitte) und 15 N (rechts)	54
Abbildung 52: Beispielverlauf eines Anwendungsprozesses bei Benutzung der Vibration in z. B. einem Massagesitz.....	55
Abbildung 53: Experimentelle Validierung des beispielhaften Anwendungsprozesses durch Vorgabe von Druck und Gewichtslast.....	56
Abbildung 54: Beispielverlauf des oben beschriebenen Anwendungsprozesses durch Darstellung der Änderung der Kissendicke bei Parametervariation in Bezug auf den gesamten Arbeitsbereich.....	57
Abbildung 55: Konzeptskizze (links) und entwickelter Demonstrator (rechts) des smarten Vibrationskissens zur anschaulichen Demonstration der möglichen Funktionen	58
Abbildung 56: CAD-Konstruktion des Gehäuses mit sichtbarem DE-Aktor, inklusive Platz für Druckluftanschluss und Elektronik (links), sowie des Aktor-Sensor-Elements aus drei Aktor-Elementen (3 x 4) und einem Sensor-Element (rechts)	59
Abbildung 57: Konzept eines kompakten Vibrationskissens zur Integration speziell in weichen Anwendungen zur Erzeugung einer intelligenten Massage.....	60
Abbildung 58: Siebgedruckte ringförmige Elektrode (Außendurchmesser $d_a = 220$ mm, Innendurchmesser $d_i = 80$ mm) auf quadratischer Membran (Seitenlänge $l = 250$ mm)	64
Abbildung 59: Klemmrahmen mit vorgespannter DE-Membran (a) und Aktorbewegung bei Anlegen einer Hochspannung (b)	65
Abbildung 60: Anpassbare Federvorspannung (a) und elektrische Kontaktierung der DE-Membran über Federkontakte (b) sowie experimenteller Versuchsaufbau mit DE-Aktor und 3D-Laservibrometer (c).....	65
Abbildung 61: Verteilung der Scanpunkte auf der DE-Membran, die nacheinander von den drei Lasern des Vibrometers abgefahren werden, um die Bewegung der Membran in drei Raumrichtungen aufzunehmen.....	67
Abbildung 62: Über alle Scanpunkte gemittelttes Frequenzspektrum der erzeugten Membranbewegung durch Anregung mit einem breitbandigen Spannungssignal, mit drei deutlich sichtbaren Resonanzmoden (M1-M3).....	68
Abbildung 63: Durch Anregung mit sinusförmigen Spannungssignalen entstehende Resonanzmoden bei 20,4 Hz, 81,8 Hz und 101,8 Hz.....	69
Abbildung 64: Auslenkung eines Messpunktes im Wellenbauch der Mode M2 mit Hauptbewegung aus der Ebene heraus (600 μ m).....	69
Abbildung 65: Vorgespannte DE-Membran mit austauschbarem Mittelstück zur Variation der Membranfläche (ohne Änderung der Elektrodenfläche)	70
Abbildung 66: FFT-Spektrum der Geschwindigkeit in z-Richtung (Out-of-Plane), gemittelt über alle Scanpunkte, für Messungen mit Mittelstücken unterschiedlicher Durchmesser zur Beeinflussung der Membranfläche, mit $d_{i1} = 80$ mm (blau), $d_{i2} = 55$ mm (rot), $d_{i3} = 30$ mm (orange)	70

Abbildung 67: Schwingungsänderung der entstehenden Mode M2 bei Variation des mechanischen Membraninnendurchmessers mit $d_{i1} = 80$ mm (links), $d_{i2} = 55$ mm (Mitte), $d_{i3} = 30$ mm (rechts)	72
Abbildung 68: Gemittelttes FFT-Spektrum für verschiedene Federsteifigkeiten k mit Verschiebung der Resonanzfrequenz nach unten für $k_2 < k_1$	73
Abbildung 69: Gemittelttes FFT-Spektrum für verschiedene Federvorspannungen mit Verschiebung der Resonanzfrequenz nach oben für höhere Vorspannungen ($\hat{=}$ höhere Systemsteifigkeit)	73
Abbildung 70: Gemittelttes FFT-Spektrum für verschiedene Anregungsspannungen mit Erhöhung der Auslenkung sowie Verschiebung der Resonanzfrequenz nach unten für höhere Spannungen	74
Abbildung 71: Frequenzabhängiges Geschwindigkeitsmaximum für unterschiedliche Anregungsspannungen (oben) und quadratische Korrelation zwischen Spannungsamplitude und Maximalgeschwindigkeit in den Resonanzfrequenzen (unten)	75
Abbildung 72: Zeitabhängige Auslenkung für unterschiedliche Anregungsspannungen (oben) und quadratische Korrelation zwischen Spannungsamplitude und Auslenkung in den Resonanzfrequenzen (unten)	76
Abbildung 73: Zeitlicher Spannungs- und Stromverlauf bei Anregung in Resonanz (16,7 Hz bei 2,1 kV) mit asymmetrischem Stromverhalten	77
Abbildung 74: Zusammenhang von Stromverlauf und Verlauf der Auslenkung für den Resonanzfall im Vergleich zum quasi-statischen Fall, bei gleicher vorgegebener Anregung	77
Abbildung 75: Kapazität der DE-Membran in Abhängigkeit der Membranauslenkung x_{DE} (blau) sowie der Schwingungsbewegung x (rot)	79
Abbildung 76: Aus der gemessenen Auslenkung $x(t)$ berechneter zeitlicher Verlauf der Kapazität $C_{DE}(t)$	79
Abbildung 77: Berechnete Teilströme I_1 und I_2 sowie der sich durch Addition ergebende Gesamtstrom I_B	80
Abbildung 78: Vergleich des berechneten Stroms I_B mit dem gemessenen Strom I_M	80
Abbildung 79: Experimentell ermittelte Verläufe der (niedrigen) Auslenkung mit unterschiedlichen Phasen, bei Anregung mit einer Spannungsamplitude von 1 kHz (oben: volle Skala, unten: Zoom)	82
Abbildung 80: Geringe Kapazitätsänderungen aufgrund geringer Auslenkungsamplituden	82
Abbildung 81: Sinusförmige Stromverläufe bei geringen Kapazitätsänderungen, unabhängig von deren Phase: Gute Übereinstimmung von gemessenen (I_M) und berechneten Stromverläufen (I_B)	83
Abbildung 82: Schwingungsverläufe mit hoher Auslenkung	84
Abbildung 83: Höhere Kapazitätsänderungen aufgrund der hohen Auslenkungen, die für die Betrachtung des Stromflusses nicht vernachlässigbar sind	84

Abbildung 84: Von hohen Kapazitätsänderungen beeinflusste unterschiedliche Stromverläufe für Schwingungen vor, in und hinter der Resonanz.....	84
Abbildung 85: Stromverläufe der Teilströme sowie des Gesamtstroms bei hohen Kapazitätsänderungen (durch Einfluss der Auslenkung) für drei verschiedenen Beispielerläufe: quasi-statisch (oben), in Resonanz (Mitte), hinter Resonanz (unten)	85
Abbildung 86: Von DE-Aktor erzeugte Vibration mit Überlagerung der durch den menschlichen Puls erzeugten Bewegung (aus Voruntersuchungen mit Konzept zur Huboptimierung aus Kapitel 3.2.1)	103

Abkürzungsverzeichnis

DE	Dielektrisches Elastomer
DEA	Dielektrischer Elastomeraktor
NBS	negative-rate biasing spring (Feder mit negativer Steifigkeit)
LV	low voltage (für minimale elektrische Spannung)
HV	high voltage (für maximale elektrische Spannung)
KGG	Kräftegleichgewicht
DEAS	DE-Aktorsystem
FFT	Fast-Fourier-Transformation

Lebenslauf

Beruflicher Werdegang

- 2022 – heute Bereichsleiterin Smarte Materialsysteme
ZeMA gGmbH/Universität des Saarlandes
- 2019 – 2022 Gruppenleiterin DE-Technologie am Lehrstuhl für intelligente
Materialsysteme
ZeMA gGmbH/Universität des Saarlandes
- 2015 – 2019 Wissenschaftliche Mitarbeiterin am Lehrstuhl für intelligente
Materialsysteme
ZeMA gGmbH/Universität des Saarlandes
- 2010 – 2015 Kooperatives Studium
HYDAC Electronic GmbH, Vorentwicklung
- 2010 Hilfswissenschaftliche Tätigkeit am Lehrstuhl für technische
Mechanik
Universität des Saarlandes
- 2009 Achtwöchiges Industriepraktikum
Johnson Controls in Burscheid, Entwicklung

Bildungsweg

- 2016 – heute Promotion Systems Engineering
Universität des Saarlandes
Intelligente Antriebssysteme für dynamische Anwendungen auf Basis
dielektrischer Elastomere
- 2013 – 2015 Masterstudiengang Mechatronik
Universität des Saarlandes
Masterarbeit am Lehrstuhl für intelligente Materialsysteme
Untersuchung von Formgedächtnislegierungen als alternatives
Aktorkonzept für Schalt- und Proportionalventile
- 2009 – 2013 Bachelorstudiengang Mechatronik
Universität des Saarlandes
Bachelorarbeit am Lehrstuhl für Mikromechanik
Entwicklung eines Viskositätssensors für Hydrauliköle
- 2000 – 2009 Abitur
Albert-Schweitzer-Gymnasium Dillingen/Saar
Leistungskurse: Mathematik, Physik, Englisch

Sonstiges

- | | |
|-------------|---|
| 2019 – 2022 | Exzellenzprogramm für Wissenschaftlerinnen
<i>Universität des Saarlandes</i> |
| 2014 | Zehn Wochen Work & Travel
<i>WWOOF Italia</i> |
| 2012 – 2013 | Deutschlandstipendium
<i>StudienStiftungSaar</i> |
| 2011 – 2018 | Fachschaftsrat der Ingenieure
<i>Universität des Saarlandes</i> |

Sprachkenntnisse

- | | |
|-------------|------------------------------|
| Deutsch | Muttersprache |
| Englisch | Fließend in Wort und Schrift |
| Französisch | Grundkenntnisse |
| Italienisch | Grundkenntnisse |

Veröffentlichungen

Peer-Reviewed Journal Papers

- [j.1] S. Nalbach, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Experimental Analysis of Continuous Vibrations in Dielectric Elastomer Membrane Actuators via Three-Dimensional Laser Vibrometry“, *J Vib Acoust*, Bd. 141, Nr. 5, S. 054502, Okt. 2019, doi: 10.1115/1.4043715.
- [j.2] S. Nalbach, R. M. Banda, S. Croce, G. Rizzello, D. Naso, und S. Seelecke, „Modeling and Design Optimization of a Rotational Soft Robotic System Driven by Double Cone Dielectric Elastomer Actuators“, *Front Robot AI*, Bd. 6, Nr. January, S. 1–14, 2020, doi: 10.3389/frobt.2019.00150.
- [j.3] J. Kunze, J. Prechtl, D. Bruch, B. Fasolt, S. Nalbach, P. Motzki, S. Seelecke, und G. Rizzello, „Design, manufacturing, and characterization of thin, core-free, rolled dielectric elastomer actuators“, *Actuators*, Bd. 10, Nr. 4, S. 69, 2021, doi: 10.3390/act10040069.

Conference Papers and Presentations

- [c.1] S. Nalbach, P. Motzki, und S. Seelecke, „SMA-BASED HYDRAULIC SWITCHING VALVE“, in *ASME 2015 Conference on Smart Materials, Adaptive Structures and Intelligent Systems – SMASIS*, 2015, Bd. 2, Nr. 3, S. V002T04A006. doi: 10.1115/SMASIS2015-8901.
- [c.2] P. Motzki, S. Nalbach, und S. Seelecke, „Hydraulisches Schaltventil mit FGL-Draht Aktoren“, in *Smarte Strukturen und Systeme*, 2016, S. 296–307. doi: 10.1515/9783110469240-026.
- [c.3] S. Seelecke, S. Nalbach, und G. Rizzello, „Vibration analysis of a dielectric elastomer membrane actuator“, in *EuroEAP 2017 - International conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) transducers & artificial muscles*, 2017.

- [c.4] S. Nalbach, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Continuum vibration analysis of dielectric elastomer membranes“, in Proc. SPIE 10163, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD), 2017, Bd. 10163, S. 101632A. doi: 10.1117/12.2258609.
- [c.5] S. Nalbach, S. Hau, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Dielektrischer Elastomer Aktor zum Aufbau eines soften Roboterarms“, Werkstoffwoche - Smart Materials. Dresden, 2019.
- [c.6] S. Nalbach, S. Luckas, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Geometrical study and simulation analysis of a multi-dof double cone dielectric elastomer actuator for soft robotic systems“, in EuroEAP 2019 - International conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) transducers & artificial muscles, 2019.
- [c.7] J. Prechtel u. a., „Soft robotic module actuated by silicone-based rolled dielectric elastomer actuators: modeling and simulation“, in Proc. SPIE 11375, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) , 2020, Bd. 2021-Febru, Nr. 98, S. 113752C. doi: 10.1117/12.2557736.
- [c.8] D. Bruch, S. Nalbach, G. Rizzello, P. Motzki, und S. Seelecke, „Multifunctional fatigue testing setup for in-plane operating DEAs“, in Proc. SPIE 11380, Nondestructive Characterization and Monitoring of Advanced Materials, Aerospace, Civil Infrastructure, and Transportation, 2020, S. 29. doi: 10.1117/12.2558609.
- [c.9] A. Meyer u. a., „Experimental characterization of a smart dielectric elastomer multi-sensor grid“, in Proc. SPIE 11375, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) , 2020, S. 75. doi: 10.1117/12.2558433.
- [c.10] J. Kunze u. a., „Design and fabrication of silicone-based dielectric elastomer rolled actuators for soft robotic applications“, in Proc. SPIE 11375, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) , 2020, S. 80. doi: 10.1117/12.2558444.
- [c.11] S. Gratz-Kelly, A. Meyer, P. Motzki, S. Nalbach, G. Rizzello, und S. S. Seelecke, „Force measurement based on dielectric elastomers for an intelligent glove providing worker assessment in the digital production“, in Proc. SPIE 11375, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) , 2020, S. 71. doi: 10.1117/12.2558442.

- [c.12] S. Gratz-Kelly, B. Fasolt, S. Nalbach, P. Motzki, S. Seelecke, und G. Rizzello, „Aktor- und Sensorelemente basierend auf Dielektrischen Elastomeren zur Verwendung in tragbaren Assistenztools“, Digital-Fachtagung MECHATRONIK 2021. Darmstadt, S. 175–180, 2021.
- [c.13] J. Kunze u. a., „Development of a novel, core-free rolled dielectric elastomer actuator“, in EuroEAP 2021 - International conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) transducers & artificial muscles, 2021.
- [c.14] S. Gratz-Kelly u. a., „Actuator and sensor elements based on dielectric elastomers for mobile assistant tool use in industry 4.0 environment“, in EuroEAP 2021 - International conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) transducers & artificial muscles, 2021.
- [c.15] T. Willian, B. Fasolt, S. Nalbach, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Bimodal resistance behavior of strip dielectric elastomer membranes“, in EuroEAP 2021 - International conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) transducers & artificial muscles, 2021.
- [c.16] D. Bruch, S. Nalbach, S. Seelecke, P. Motzki, und G. Rizzello, „Fully automatic multi-characterization setup for systematic long-term investigation on dielectric elastomers Fully Automatic Multi-Characterization Setup For Systematic Long-Term Investigation On Dielectric Elastomers“, in EuroEAP 2021 - International conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) transducers & artificial muscles, 2021.
- [c.17] B. Fasolt, F. Welsch, S. Nalbach, S. Seelecke, und G. Rizzello, „The beauty of breakdown The beauty of breakdown The beauty of breakdown“, in EuroEAP 2021 - International conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) transducers & artificial muscles, 2021, Nr. 5.
- [c.18] M. Baltes, S. Nalbach, G. Rizzello, und S. Seelecke, „Modular pump design for DE based membrane Pumps“, EuroEAP 2021 - International conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) transducers & artificial muscles. 2021.

- [c.19] J. Kunze u. a., „Concept and Fabrication of Silicone-based Rolled Dielectric Elastomer Actuators (RDEAs) for Soft Robots“, in ACTUATOR - International Conference and Exhibition on New Actuator Systems and Applications, 2021, Bd. 2021-Febru, Nr. 98, S. 349–352.
- [c.20] Tobias Willian, Svenja Pohl, Bettina Fasolt, Sophie Nalbach, Gianluca Rizzello, und Stefan Seelecke, „Influence of various solvents on PDMS dielectric film during manufacturing of DETs“, in EuroEAP 2022 - International conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) transducers & artificial muscles, 2022.
- [c.21] Sophie Nalbach u. a., „Development and characterization of a dielectric elastomer based smart massage system“, in EuroEAP 2022 - International conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) transducers & artificial muscles, 2022.

Awards

- [a.1] 3. Platz der EuroEAP Society Challenge 2022, Chianciano Terme, “Dielectric Elastomer Rollercoaster”