

Marius Siegfarth

»Steuerung von Miniaturhydraulik-
antrieben für die Medizintechnik auf
Basis elektrorheologischer Flüssigkeiten«



Marius Siegfarth

»Steuerung von Miniaturhydraulikantrieben für die
Medizintechnik auf Basis elektrorheologischer Flüssigkeiten«

Herausgeber

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Thomas Bauernhansl^{1,2}

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dipl.-Kfm. Alexander Sauer^{1,3}

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Kai Peter Birke⁴

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Marco Huber^{1,2}

¹ Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA, Stuttgart

² Institut für Industrielle Fertigung und Fabrikbetrieb (IFF) der Universität Stuttgart

³ Institut für Energieeffizienz in der Produktion (EEP) der Universität Stuttgart

⁴ Institut für Photovoltaik (ipv) der Universität Stuttgart

Kontaktadresse:

Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA
Nobelstr. 12
70569 Stuttgart
Telefon 0711 970-1100
info@ipa.fraunhofer.de
www.ipa.fraunhofer.de

Bibliographische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliographie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.de> abrufbar.

Zugl.: Stuttgart, Univ., Diss., 2023

D 93

2023

Druck und Weiterverarbeitung:

Fraunhofer-Druckerei, Stuttgart
Für den Druck des Buches wurde chlor- und säurefreies Papier verwendet.



Dieses Werk steht, soweit nicht gesondert gekennzeichnet,
unter folgender Creative-Commons-Lizenz:
Namensnennung – Nicht kommerziell – Keine Bearbeitungen
International 4.0 (CC BY-NC-ND 4.0).

**Steuerung von Miniaturhydraulikantrieben für die
Medizintechnik auf Basis elektrorheologischer Flüssigkeiten**

**Von der Fakultät Konstruktions-, Produktions- und
Fahrzeugtechnik der Universität Stuttgart zur Erlangung der
Würde eines Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.) genehmigte
Abhandlung**

von

**Marius Siegfarth
aus Stuttgart**

Hauptberichter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Thomas Bauernhansl

Mitberichter: Prof. Dr.-Ing. Jan Stallkamp

Tag der mündlichen Prüfung: 21.07.2023

Institut für Industrielle Fertigung und Fabrikbetrieb
der Universität Stuttgart

2023

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	v
Abbildungsverzeichnis	vii
Tabellenverzeichnis	xiii
Kurzzusammenfassung	xv
Abstract	xvii
1 Einführung	1
1.1 Motivation	3
1.2 Problemstellung	6
1.3 Forschungsfrage	10
1.4 Wissenschaftstheoretische Positionierung	11
1.5 Struktur der Arbeit	15
2 Stand der Technik	17
2.1 Intelligente Flüssigkeiten	17
2.2 Arten elektrorheologischer Flüssigkeiten	21

2.3	Betriebsarten elektrorheologischer Flüssigkeiten	24
2.4	Anwendungen elektrorheologischer Flüssigkeiten	26
2.5	Bewertung der Forschungslücke	34
3	Lösungskonzept	37
3.1	Komponenten des Aktorsystems	38
3.1.1	Hydraulische Druckerzeugung	40
3.1.2	Elektrorheologisches Ventil	41
3.1.3	Elektrische Ansteuerung des Ventils	43
3.1.4	Hydraulischer Aktor	44
3.2	Auswahl des Aktorsystems	48
3.3	Aufbau des Ventilmodells	50
3.4	Elektrische Modellbildung	51
3.5	Hydraulische Modellbildung	54
3.5.1	Abschätzung der Kompressibilität	55
3.5.2	Hydraulisches Modell	57
4	Experimentelle Validierung	63
4.1	Labora Aufbau	64
4.1.1	Rheometer	65
4.1.2	Hydraulisches System	69
4.1.3	Hochspannungskomponenten	71
4.1.4	Datenerfassung und Steuerung	71
4.1.5	Schema des Versuchsaufbaus	72
4.1.6	Software zur Steuerung der Versuche	73
4.1.7	Fehlerbetrachtung des Messsystems	77
4.1.7.1	Hochspannung	78

4.1.7.2	Drucksensoren	78
4.1.7.3	Temperatursensor	79
4.1.7.4	Drehmomentsensor	80
4.1.7.5	Rheometerspalt	81
4.1.7.6	Gesamtrheometer	82
4.1.7.7	Zusammenfassung der Messfehler	83
4.2	Charakterisierung der elektrorheologischen Flüssigkeit	83
4.2.1	Erste Validierung der ERF-Eigenschaften	84
4.2.2	Probenvorbereitung	85
4.2.3	Messung der Permittivität	89
4.2.4	Statistische Versuchsplanung im Rheometer	93
4.2.5	Statistische Versuchsplanung im Fließkanal	103
4.2.6	Messung der Druckdifferenz im Ventil	108
4.2.7	Dynamisches Verhalten der elektrorheologischen Flüssigkeit	109
4.2.7.1	Analyse des Zeitverhaltens des Messsystems	110
4.2.7.2	Untersuchung der Sprungantwort	112
4.2.7.3	Untersuchung des Frequenzverhaltens	117
4.2.8	Zusammenfassung der Charakterisierung	122
5	Methode zum Entwurf des elektrorheologischen Ventils	123
5.1	Untersuchung verschiedener Elektrodenanordnungen	124
5.1.1	Herstellung der ERF-Kanäle	124
5.1.2	Modellbildung des elektrischen Felds	127
5.1.3	Versuchsdurchführung	129
5.2	Untersuchung des Zeitverhaltens im Ventil	136
5.3	Vorgehen zur Auslegung eines elektrorheologischen Ventils	142
5.4	Anwendungsbeispiele für elektrorheologische Aktorsysteme	144

6 Zusammenfassung und Ausblick	151
6.1 Zusammenfassung der Arbeit	151
6.2 Ausblick	155
Literatur	157
A Anhang	175
A.1 DoE-Versuchsplan	175

Abkürzungsverzeichnis

CSR	Controlled Shear Rate, Rheometerbetriebsart mit Steuerung der Scherrate
CSS	Controlled Shear Stress, Rheometerbetriebsart mit Steuerung der Schubspannung
CT	Computertomographie
DC	Direct Current, Gleichstrom
DoE	Design of Experiments, statistische Versuchsplanung
ERF	Elektrorheologische Flüssigkeit
FEM	Finite-Elemente-Methode
GUI	Graphical User Interface, grafische Benutzeroberfläche
MRF	Magnetorheologische Flüssigkeit
MRT	Magnetresonanztomographie
PWM	Pulse Width Modulation, Pulsbreitenmodulation

Abbildungsverzeichnis

1.1	Links: Interventionell genutzter CT-Scanner, rechts: Typische CT-Maße mit Roboterarm (Kuka LBR Med 7) als Größenvergleich	5
1.2	Vergleich von Leistungsdichte und Wirkungsgrad verschiedener Aktorprinzipien	6
1.3	MRT-kompatibler Biopsieroboter mit pneumatischem Antrieb	7
1.4	Einteilung der Wissenschaften	12
1.5	Grundrichtungen der Erkenntnisgewinnung (ausgenommen von der CC-Lizenz)	13
2.1	Fließkurven eines Newtonschen und eines Bingham-Fluids	19
2.2	Verlauf der Fließgeschwindigkeit und Schubspannung bei einem Newton- (oben) und einem Bingham-Fluid (unten)	20
2.3	ERF-Funktionsprinzip in einem Fließkanal	22
2.4	ERF-Betriebsarten	25
2.5	Elektrorheologisches Proportionalventil zur Steuerung eines hydraulischen Kolbenaktors (ausgenommen von der CC-Lizenz)	27

2.6	Selbstverstärkendes ERF-Ventil (ausgenommen von der CC-Lizenz)	28
2.7	Wandlung einer Vibrationsbewegung in eine kontinuierliche Rotation (ausgenommen von der CC-Lizenz)	29
2.8	Schema einer pulsierenden ERF-Pumpe (ausgenommen von der CC-Lizenz)	30
2.9	Links: Ventilplatte mit vier ERF-Ventilen; rechts: Aktorsegment mit teilweise druckbeaufschlagten Aktoren (ausgenommen von der CC-Lizenz)	30
2.10	Mikrohydraulische Pumpe mit zwei Kreisläufen für ERF (blau) und Sekundärfluid (rot) (ausgenommen von der CC-Lizenz)	31
2.11	Mikrofluidischer ERF-Biegeaktor (ausgenommen von der CC-Lizenz)	32
2.12	Mikrohydraulischer Kolbenaktor (ausgenommen von der CC-Lizenz)	33
2.13	ERF-basiertes haptisches Eingabegerät (ausgenommen von der CC-Lizenz)	34
2.14	Anwendungen von ERF-Aktoren nach Aktorabmessung	35
3.1	Aufbau des elektrorheologischen Aktorsystems	39
3.2	Arten hydraulischer Druckzuführung: Links: Zahnradpumpe, Mitte: pulsierende Membranpumpe, rechts: statische Druckzuführung	40
3.3	Mögliche Querschnitte für ein elektrorheologisches Ventil	41
3.4	Schaltbild des elektrorheologischen Ventils	42
3.5	Elektrische Betriebsarten	43
3.6	Betrachtete Bewegungsarten kontinuierlich, diskret und digital	44

3.7	Digitaler Aktor	45
3.8	Kontinuierlicher Aktor: einfachwirkend (links) und doppelwirkend (rechts)	46
3.9	Diskrete Aktorkonzepte	47
3.10	Hydraulisch angetriebenes Rotationsgelenk	50
3.11	Schematischer Aufbau des Modells	51
3.12	Einfacher Kanal in Comsol mit Materialzuordnung: Nylon (blau), Aluminium (grün), Öl (rot)	53
3.13	Schema eines Einzelsegments des hydraulischen Modells	58
3.14	Einzelsegment des hydraulischen Modells in Simulink . .	60
3.15	Schema des hydraulischen Modells	61
4.1	Schema des Platte-Platte-Rheometers	66
4.2	Eigenbau-Rheometer	67
4.3	Links: Spritzenpumpen, rechts: hydraulischer Versuchsaufbau: a) Pumpen, b) Drucksensormodule, c) Ventilmodul .	70
4.4	Links: Foto des Drucksensormoduls, rechts: Schnittansicht	71
4.5	Schema des Versuchsaufbaus	73
4.6	Foto des Messaufbaus	74
4.7	Schematischer Aufbau der Grafischen Benutzeroberfläche des Versuchsaufbaus	76
4.8	Auszug aus den Einstellungen eines Experiments	76
4.9	Darstellung der Versuchsergebnisse: Messdaten in Messreihenfolge (oben), aufbereitete Messdaten (unten) . . .	77
4.10	Kalibrierungskurve des Drehmomentsensors	81
4.11	Einfluss der ERF-Trocknung auf die elektrische Leitfähigkeit	86
4.12	Extrapolation der Fehlerkapazität C_F	90

4.13	Messung der Kapazität mit Luft und ERF im Spalt sowie die daraus abgeleitete Permittivitätszahl	91
4.14	Links: gemittelte Permittivitätszahl; rechts: unterer Frequenzbereich mit Regression	92
4.15	Wellenformen unipolar (oben) und bipolar (unten) . . .	95
4.16	Ergebnis einer Rheometer-CSS-Messung	98
4.17	Haupteffekte und Wechselwirkungen des Rheometer-DoE für Wechselspannung	99
4.18	Haupteffekte und Wechselwirkungen des Rheometer-DoE für Gleichspannung	100
4.19	Pareto-Diagramm der standardisierten Effekte im Rheometer-DoE (nur Wechselspannung)	100
4.20	Schema des hydraulischen Systems für das Fließkanal-DoE	104
4.21	Ergebnis einer Fließkanalmessung	105
4.22	Haupteffekte und Wechselwirkungen des Fließkanal-DoE (Wechselspannung)	106
4.23	Haupteffekte und Wechselwirkungen des Fließkanal-DoE (Gleichspannung)	107
4.24	Pareto-Diagramm der standardisierten Effekte im Fließkanal-DoE (nur Wechselspannung)	107
4.25	Vergleich der Druckdifferenzen und Zeitkonstanten . . .	109
4.26	Drehmomentverlauf nach mechanischem und elektrischem Impuls (oben); Frequenzspektren der Messungen (unten)	112
4.27	Zeitverhalten bei positivem und negativem Spannungssprung	114
4.28	Zeitkonstanten des Drehmoments bei positivem und negativem Spannungssprung	116
4.29	Simulationsergebnis des Hammerstein-Wiener-Modells mit Systemeingang Spannung und Systemausgang Drehmoment	119

4.30	Ergebnisse der Simulation und Messungen mit verschiedenen Frequenzen	120
4.31	Welligkeit des Messung bei verschiedenen Frequenzen . . .	120
4.32	Ergebnisse der Messungen mit 500 Hz-PWM-Signal mit Regression	121
5.1	Elektrodenkonfigurationen 1/1 (oben), 10/10 (Mitte) und 10/11 (unten)	125
5.2	Links: Explosionszeichnung des Kanals; rechts: Unteransicht des Oberteils	126
5.3	Foto des hydraulischen Kanals 10/10	126
5.4	Simulationsergebnis der elektrischen Feldstärke mit Detailansicht zu jeder Elektrodenform	127
5.5	Zeitlicher Druckverlauf im Fließkanal	130
5.6	Zusammenhang zwischen Fließgrenze und Feldstärke . . .	130
5.7	Simulierte Fließgrenze in den Kanälen	131
5.8	Ergebnisse der ersten Simulation	132
5.9	Elektrisches Feld mit Winkel zur Flussrichtung	133
5.10	Oben: Vergleich des Modells mit Messungen für $\Phi = 0,33$ und $\Phi = 0,5$; unten: Summe der Fehlerquadrate über Φ	134
5.11	Schema des Gesamtmodells	136
5.12	Aufbau des Gesamtmodells in Simulink	138
5.13	Messung der Druckdifferenz im Kanal und Simulation bei verschiedenen Kompressionsmoduln	139
5.14	Simulation der Spannung, Fließgrenze und Druckdifferenz (links), jeweils mit Detailausschnitt (rechts)	140
5.15	Druckdifferenz über Pulsbreite	141
5.16	Vorgehen bei der ERF-Ventil-Entwicklung	143

5.17 Funktionsschema des antagonistischen Balgaktors mit elektrorheologischen Ventilen	145
5.18 Antagonistischer Balgaktor mit ERF-Steuerung	146
5.19 Zusammenhang zwischen Pulsbreite und Druckdifferenz bei zwei Ventilen für einen antagonistischen Aktor	147
5.20 Hydraulischer 2-Achs-Manipulator zur Nadelpositionierung	148

Tabellenverzeichnis

2.1	Übersicht typischer ERF- und MRF-Eigenschaften	24
3.1	Kombinationsmöglichkeiten der Aktorsystemkomponenten	48
4.1	Eigenschaften der ERF 'GER STD 0201'	64
4.2	Komponenten im Versuchsaufbau	72
4.3	Maximale Messfehler des Versuchsaufbaus	83
4.4	Parameter des DoE-Versuchsplans	94
4.5	Schema des DoE-Versuchsplans	97
5.1	Simulationsergebnisse des elektrischen Felds für verschiedene Elektrodenkonfigurationen	128

Kurzzusammenfassung

Durch die Entwicklung kompakter Operationsroboter werden in der modernen Medizin neuartige Eingriffe möglich, bei denen Patienten während des Eingriffs in einem Computertomographen liegen. Um solche Roboter zu miniaturisieren, können neue Aktorkonzepte mit hoher Leistungsdichte zum Einsatz kommen. Ein solches Prinzip sind hydraulische Aktoren mit Ausnutzung des elektrorheologischen Effekts. Bei diesem Aktorprinzip wird eine elektrorheologische Flüssigkeit als Hydraulikmedium eingesetzt und es werden Elektroden in die Hydraulikkanäle integriert, um das Verhalten der Flüssigkeit über elektrische Felder zu steuern. Zur Auslegung elektrorheologischer Hydraulikventile wurde in der vorliegenden Arbeit ein Modell entwickelt, welches das Verhalten einer elektrorheologischen Flüssigkeit in einem hydraulischen System beschreibt. Es wurde ein Versuchsstand zur Charakterisierung der rheologischen Eigenschaften und des dynamischen Verhaltens der Flüssigkeit aufgebaut. Auf Basis der experimentellen Ergebnisse und zusätzlicher Simulationen wurde ein Modell zur Beschreibung des Verhaltens der Flüssigkeit in einem Hydraulikkanal unter Einwirkung eines elektrischen Felds erstellt. Es wurde eine Ansteuerung entwickelt, mit der mittels einer pulsbreitenmodulierten Hochspannung eine stufenlose Druckdifferenz in einem elektrorheologischen Ventil erzeugt werden kann, die die kontinuierliche Steuerung eines miniaturhydraulischen Aktors ermöglicht. Als Ergebnis der Arbeit wird

ein strukturiertes Vorgehen vorgeschlagen, das die notwendigen Experimente für die Messung der Eigenschaften einer elektrorheologischen Flüssigkeit beschreibt und es wurde ein Simulationsmodell entwickelt, welches die Auslegung elektrorheologischer Ventile ermöglicht.

Abstract

The development of compact surgical robots allows novel interventions in modern medicine, where patients lie in a computed tomography scanner during the procedure. To miniaturize such robots, new actuator concepts with high power density can be used. One such principle is hydraulic actuation based on the electrorheological effect. In this actuation principle, an electrorheological fluid is used as the hydraulic medium and electrodes are integrated into hydraulic channels to control the behavior of the fluid via electric fields. For the design of electrorheological hydraulic valves, a model was developed to describe the behavior of an electrorheological fluid in a hydraulic system. A test setup was developed to characterize the rheological properties and dynamic behavior of the fluid. Based on the experimental results and additional simulations, a model was created that describes the behavior of the fluid in a hydraulic channel under the influence of an electric field. It was possible to develop a control system that could be used to generate a continuous pressure difference in an electrorheological valve by means of a pulse-width modulated high voltage, allowing continuous control of a miniature hydraulic actuator. As a result of the work, a structured procedure describing the necessary experiments for the measurement of the properties of an electrorheological fluid is proposed and a simulation model was developed to enable the design of electrorheological valves.

In der modernen medizinischen Versorgung nimmt der Einsatz minimalinvasiv durchgeführter Operationen immer weiter zu (St John et al. 2020). Minimalinvasive Eingriffe sind beispielsweise chirurgische Verfahren wie die Laparoskopie, bei der die Instrumente durch kleine Schnitte in den Bauchraum eingeführt werden (Wintermantel & Ha 2009). Ebenfalls den minimalinvasiven Eingriffen zugerechnet werden können Nadelbiopsien, bei denen Gewebeproben aus inneren Organen durch dünne Hohladeln entnommen werden (Sittek et al. 2005). Für die behandelten Patienten ergeben sich dabei einige Vorteile gegenüber offenen Eingriffen: Minimalinvasive Interventionen erzeugen ein geringeres Trauma, die Operationswunden verheilen schneller und es bleiben nur kleine Narben zurück. Durch die schnellere Heilung kann der Krankenhausaufenthalt in der Regel verkürzt werden (Liu & Pan 2019).

Jedoch bringen minimalinvasive Eingriffe auch Herausforderungen an die Technik und das durchführende Personal mit sich. So ist die Bewegungsfreiheit minimalinvasiver chirurgischer Instrumente im Vergleich zur menschlichen Hand eingeschränkt und es werden technisch aufwändige Instrumente benötigt, um einfache Aufgaben wie das Halten oder Schneiden von Gewebe im Körper auszuführen (Mittermair 2019). Da keine freie Sicht auf den Operationssitus besteht, muss eine zusätzliche Bildübertragung durch ein Endoskop erfolgen (Wintermantel & Ha 2009). Die Übertragung der Bewegungen am Bedienteil des Instruments auf

die Instrumentenspitze ist oft nicht intuitiv und erfordert eine lange Lernkurve (Corvin et al. 2004).

Aufgrund dieser Einschränkungen wurde die Technik für minimalinvasive Eingriffe stetig weiterentwickelt, sodass heute eine breite Palette an angetriebenen Instrumenten, Telemanipulatoren und Operationsrobotern existiert (Kramme 2017). Bei solchen technischen Assistenzsystemen werden die Bewegungen der Instrumente durch Aktoren gesteuert. Ein Vorteil ist, dass ein solches System mehr Freiheitsgrade haben kann als ein Operateur manuell steuern könnte (Möller et al. 2020). Beispielsweise können bei einem Telemanipulationssystem mit zwei Händen mehr als zwei Instrumente gesteuert werden, indem an der Bedienkonsole die zu steuernden Instrumente per Knopfdruck ausgewählt werden. Die anderen Instrumente werden währenddessen an ihrer letzten Position gehalten oder es kann sogar eine Nachführung des Kamerainstruments erfolgen, um das Kamerabild immer automatisch auf das gerade aktive Instrument auszurichten (Federspil 2007). Ein weiterer Vorteil solcher Konzepte ist, dass durch die elektronische Steuerung oft präzisere Bewegungen aufgrund der elektronischen Umwandlung des Eingabesignals möglich sind. Somit kann beispielsweise eine vergleichsweise große Bewegung am Eingabegerät in eine kleinere, präzise und zitterfreie Bewegung des Endeffektors umgewandelt werden (Wintermantel & Ha 2009).

Als ein Vorteil heutiger Telemanipulationssysteme wird die räumliche Trennung von Operateur und Operationstisch und die damit einhergehende Möglichkeit einer ergonomischen Bedienung gesehen (Park & Baik 2016). Im Gegensatz zu konventionellen Operationen, bei denen das Personal oft mehrere Stunden in unergonomischer Haltung am OP-Tisch verbringt, was nicht selten zu gesundheitlichen Beeinträchtigungen führt, kann die Operation mittels Roboter über eine ergonomische Bedienkonsole im Sitzen erfolgen, was zu einer Verringerung der physischen Belastung führt (Hubert et al. 2013). Neben den Vorteilen in der Bedienung bringt die Trennung von Eingabe und Endeffektor jedoch noch einen weiteren, weitaus größeren Vorteil mit sich: Es können Systeme für

neuartige Eingriffe entwickelt werden, bei denen der Patient statt auf einem klassischen Operationstisch in einem Computertomograph (CT) oder Magnetresonanztomograph (MRT) liegt. Dabei erfolgt eine radiologische Live-Bildgebung, die während des Eingriffs neben dem visuellen Bild Zusatzinformationen, beispielsweise über die Gewebestruktur und die Lage von Organen oder Läsionen im Körper, liefert (Ji et al. 2021). Eine mögliche Anwendung ist hier, eine Biopsienadel zur Entnahme einer Tumorgewebeprobe anhand der auf Röntgenstrahlung basierenden CT-Bildgebung so zu führen, dass eine offene oder laparoskopische Operation mit Sichtkontakt zum Tumor nicht notwendig ist (Roman et al. 2018). Obwohl die moderne Bildgebung in der Lage ist, mittels CT oder MRT hochauflösende Bilder in Echtzeit zu erzeugen, wird diese Möglichkeit bislang nur von wenigen medizinischen Fachdisziplinen genutzt (Carubbi et al. 2021). Ein großes Hindernis ist, dass der Operateur als Arbeitsraum nur den eingeschränkten Platz zwischen Patient und Gantry, also dem Tunnel, in der sich der Patient während der Aufnahme der Bilder befindet, zur Verfügung hat und die Erreichbarkeit von außerhalb des Scanners oft nicht gegeben ist. In diesem Anwendungsgebiet, der interventionellen Radiologie, können durch die technische Entwicklung neuartiger, robotischer Assistenzsysteme neue Therapieformen für die Medizin erschlossen werden (Kassamali & Ladak 2015; Tacher & de Baere 2020). Hierzu soll diese Arbeit einen Beitrag leisten.

1.1 Motivation

Bei heutigen Operationsrobotern vereinnahmen die Aktoren oft einen erheblichen Anteil am Bauraum der Endeffektoren (Le et al. 2016). Durch die Größe konventioneller Aktoren können diese meist nicht direkt am Einsatzort, also beispielsweise an der Instrumentenspitze, angebracht werden. Stattdessen befinden sich die Aktoren außerhalb. Die mechanische Kraftübertragung erfolgt bei minimalinvasiven Instrumenten oft über Seilzüge oder Schubstangen (Cuntz 2016). Bei Systemen für die

roboterassistierte Chirurgie stellt dies oft kein Problem dar. Durch die Baugröße des Roboters müssen lediglich die Operationssäle so bemessen sein, dass um den Operationstisch herum ausreichend Platz zur Verfügung steht (Kanji et al. 2021). Problematischer sind hier Anwendungen in der bereits genannten interventionellen Radiologie, bei denen der CT- oder MRT-Scanner eine feste Grenze für den verfügbaren Bauraum darstellt. Hier besteht kaum die Möglichkeit, mit konventionellen Antriebssystemen robotische Systeme zu entwickeln, die den gegebenen Bauraumgrenzen gerecht werden (Unger et al. 2021). Bis heute haben keine Assistenzsysteme für radiologische, bildgeführte Eingriffe den Sprung in die breite Anwendung geschafft. Im Regelbetrieb werden Operationsroboter hauptsächlich bei minimalinvasiven Eingriffen eingesetzt, am häufigsten in der Chirurgie, Urologie, Gynäkologie und Orthopädie (Fortune Business Insights 2019).

Der Einsatz von Medizinrobotern für Eingriffe im CT oder MRT stellt hohe Anforderungen an die äußeren Abmessungen. Bei heute üblichen CT- und MRT-Scannern beträgt der Durchmesser der Gantry zwischen 60 und 80 Zentimetern (Radiology Oncology Systems 2022b; Radiology Oncology Systems 2022a). Der Raum im runden Tunnel ist teilweise durch Liege und Patient bereits belegt. Abbildung 1.1 veranschaulicht die Problematik des geringen Bauraums anhand eines CT mit 70 cm-Gantry. Auf dem Patienten ist hier in der Gantry angedeutet, wie ein kompakter Roboter aussehen müsste, damit er problemlos mit dem Patienten in das CT fahren kann, um beispielsweise unter Live-Bildgebung eine Gewebeprobe zu entnehmen. Zum Vergleich ist neben dem CT ein aktuell verfügbarer kompakter Industrieroboter maßstabsgetreu abgebildet. Es wird schnell deutlich, dass der Roboterarm nicht geeignet ist, um im engen Freiraum zwischen Patient und Gantry flexibel zu agieren. Daher müssen für diese Anwendung neue, kompakte Manipulatoren entwickelt werden. Bei heutigen Operationsrobotern wird das Platzproblem gelöst, indem die Antriebe aus den Instrumenten ausgelagert werden (Abedin-Nasab 2020). Die Endeffektoren sind dann über Seilzüge mit

Elektromotoren gekoppelt, die sich außerhalb des Operationsinstruments befinden, wo ein größerer Bauraum zulässig ist (Le et al. 2016). Diese Roboter werden an Operationstischen eingesetzt, sodass oberhalb des Patienten ausreichend Platz zur Verfügung steht. Diese Möglichkeit ist in einem CT nicht vorhanden, da der Raum um den Patienten durch den Scanner ausgefüllt ist und nur eine Zugangsmöglichkeit in axialer Richtung, also vom Kopf- oder Fußende aus, besteht. Bei heutigen CT-gestützten Eingriffen wird daher die Liege wiederholt aus dem Scanner heraus- und wieder hineingefahren, um die Bildgebung im Scanner und den Eingriff außerhalb durchführen zu können (Weiss et al. 2008). Das Hineingreifen in den Scanner, um beispielsweise eine Nadelpunktion unter Live-Bildgebung durchzuführen, wäre für den Arzt zum einen nur in einer ungünstigen Körperhaltung möglich, zum anderen ist bei röntgenbasierter Bildgebung wie der Computertomographie das Arbeiten im Primärstrahl aus Strahlenschutzgründen zu vermeiden (König et al. 2019).

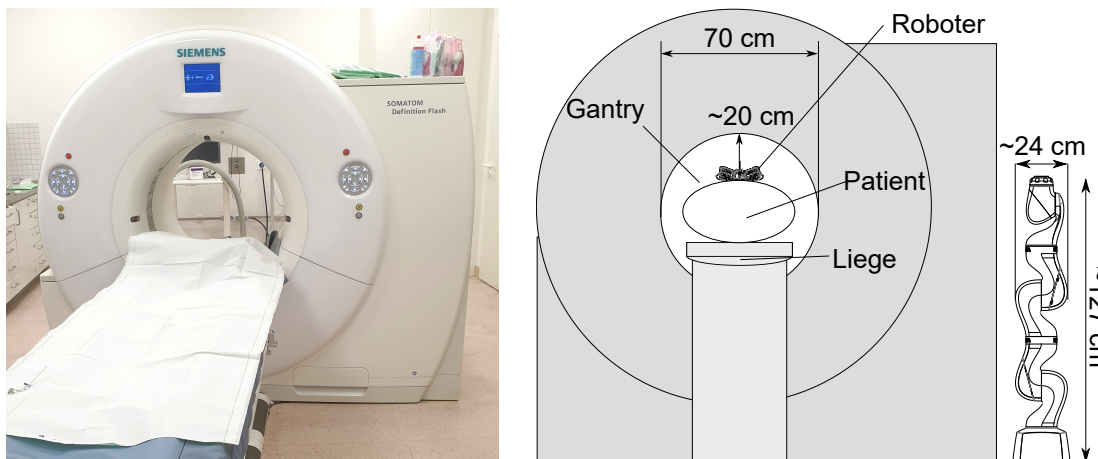


Abbildung 1.1: Links: Interventionell genutzter CT-Scanner, rechts: Typische CT-Maße mit Roboterarm (Kuka LBR Med 7) als Größenvergleich (eigene Darstellung)

In robotischen, medizinischen Assistenzsystemen werden als Aktoren üblicherweise konventionelle Elektromotoren eingesetzt (Miyachi & Miyahara 2021). Elektromotoren sind universell einsetzbar und in nahezu jeder Größe und Leistungsklasse kommerziell erhältlich (Gieras & Gieras 2001). Jedoch können bei der Entwicklung kompakter Robotersysteme

auch andere Aktorsysteme in Betracht gezogen werden. Abbildung 1.2 zeigt einen Vergleich verschiedener Aktorprinzipien nach Leistungsdichte und Wirkungsgrad. Für eine Miniaturisierung sind die Aktorprinzipien von Interesse, die über eine hohe Leistungsdichte verfügen. Hydraulische Aktoren sind dabei besonders relevant, da nach Huber et al. (1997) im Vergleich zu piezoelektrischen und magnetostriktiven Aktoren, die ebenfalls eine hohe Leistungsdichte aufweisen, mit hydraulischen Aktoren deutlich höhere Auslenkungen möglich sind und daher kein Wegverstärker benötigt wird, um große Auslenkungen zu erreichen. Hydraulische Miniaturantriebe für die Medizintechnik sind jedoch bislang nicht verfügbar.

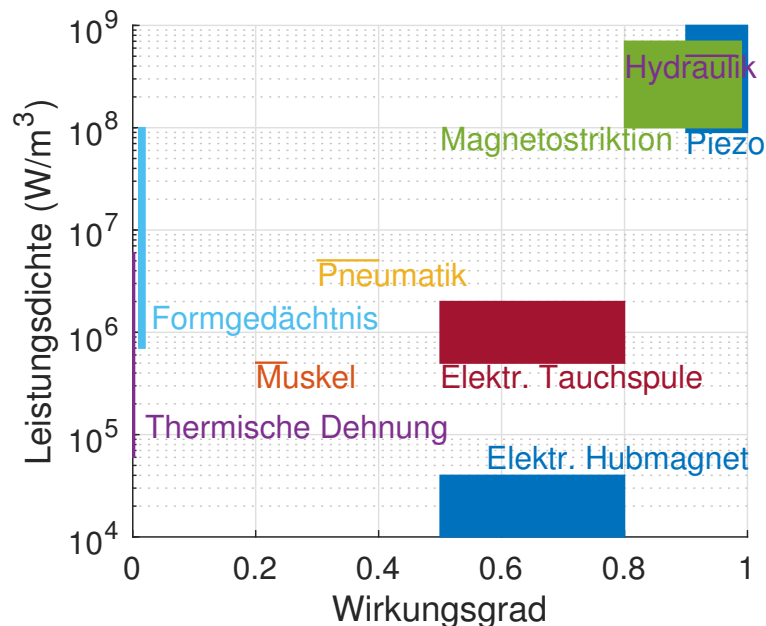


Abbildung 1.2: Vergleich von Leistungsdichte und Wirkungsgrad verschiedener Aktorprinzipien (eigene Darstellung, nach Huber et al. (1997))

1.2 Problemstellung

In der Medizinrobotik finden sich nur wenige Abweichungen vom Aktorprinzip des Elektromotors, obwohl konventionelle elektrische Antriebe nicht die beste Lösung in Bezug auf eine hohe Leistungsdichte darstellen, wie Abbildung 1.2 zeigt. Meist werden alternative Aktoren eingesetzt,

wenn die medizinische Anwendung den Einsatz von Elektromotoren prinzipiell ausschließt. Ein Beispiel hierfür ist das von Bomers et al. (2017) gezeigte telemanipulierte Biopsiesystem der Firma Soteria (siehe Abbildung 1.3). Der Anwendungszweck ist die Durchführung von Nadelbiopsien der Prostata unter Bildkontrolle im MRT. Da ein MRT nur sicher betrieben werden kann, wenn sich in der Umgebung keinerlei magnetische Materialien befinden, wurde der Manipulator vollständig aus Kunststoff aufgebaut. Der Antrieb erfolgt hier über pneumatische Aktoren, die an jedem der Zylinder eine schrittweise translatorische und rotatorische Bewegung ermöglichen. Auf diese Weise wird ein Manipulator aufgebaut, der eine Kombination aus einer Parallel- und Seriellkinematik darstellt. Im Vergleich zu konventionellen Robotern sind die Bewegungen hier, durch das Aktorprinzip bedingt, nicht fließend. Druckluftversorgung und Ventile befinden sich bei diesem System im MRT-Kontrollraum und sind über lange Schläuche mit dem Manipulator verbunden. Der Manipulator erfüllt die Voraussetzung der MRT-Sicherheit vollständig, die Aktoren sind aufgrund des pneumatischen Prinzips jedoch größer als es etwa mit einem hydraulischen Aktorkonzept möglich wäre.

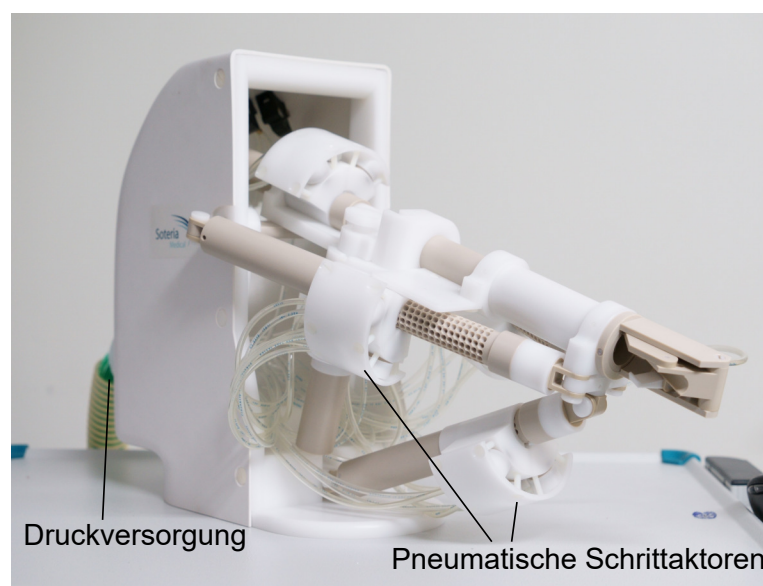


Abbildung 1.3: MRT-kompatibler Biopsieroboter mit pneumatischem Antrieb (eigene Darstellung)

Medizinische Operationsroboter, die durch hydraulische Aktoren angetrieben werden, sind bisher in der Praxis nur selten zu finden (Abedin-Nasab 2020). Ansätze existieren lediglich in der Forschung, beispielsweise bei der hydraulischen Kraftübertragung für chirurgische Instrumente in Cuntz et al. (2013). Hier wurde bei einem minimalinvasiven chirurgischen Instrument, das konventionell über Seilzüge betrieben wird, die Kraftübertragung durch ein hydraulisches System mit Geberzylinder am Bedienteil und Nehmerzylinder an der Instrumentenspitze ersetzt, wobei die Zylinder einen Durchmesser von unter 3 mm aufweisen. Das Ziel der hydraulischen Kraftübertragung bestand hier in der Verringerung der mechanischen Reibung, um flexible Instrumente zu ermöglichen, die auch bei engen Krümmungen eine konstante Kraftübertragung gewährleisten. Peirs et al. (2001) untersuchten zwei hydraulische und elektrische Varianten einer Parallelkinematik, mit denen ein Instrument an einer Endoskopspitze mit drei Freiheitsgraden gesteuert werden soll. Hier konnte mit der hydraulischen Variante eine um den Faktor 4,5 höhere Energiedichte erreicht werden als mit der elektrischen Variante. Im Bereich der Robotik wurde in eigenen Arbeiten bereits die Möglichkeit untersucht, Hydraulikaktoren generativ zu fertigen und als Antrieb für kompakte Medizinroboter einzusetzen (Siegfarth et al. 2020; Pfeil et al. 2019). Bei diesem Konzept, bei dem ein Telemanipulator per 3D-Multimaterialdruck gefertigt wird und somit frei von metallischen Komponenten aufgebaut werden kann, erfolgte die hydraulische Ansteuerung über konventionelle Pumpen, die im Kontrollraum platziert und über etwa fünf Meter lange Schläuche mit dem Manipulator verbunden waren. Durch diese Entfernung entstand eine Verzögerung zwischen der Ansteuerung der Pumpen und der Bewegung des Manipulators, die zwar für eine langsame Steuerung ausreichend war, jedoch noch keine hochdynamische Ansteuerung oder Positionsregelung des Aktors ermöglichte.

Hydraulische Aktoren, die als Stellantrieb in einem Medizinroboter eingesetzt werden, sollen schnell und präzise regelbar sein. Dies erfordert eine aufwändige Peripherie aus Ventilen und Sensoren, sodass der Vorteil

des geringen Platzbedarfs in Bezug auf das Gesamtsystem nicht mehr gegeben ist. Da für eine hydraulische Steuerung außerdem ein geringer Abstand zwischen Ventilen und Aktoren anzustreben ist, würde eine konventionelle Hydraulik kaum einen Vorteil bringen, da die platzraubende Peripherie nah am Endeffektor angebracht werden müsste. Eine mögliche Lösung, um kompakte, regelbare hydraulische Aktoren zu entwickeln, wäre daher die Miniaturisierung der Ventile, sodass diese direkt am Aktor positioniert werden können. Hierfür kommt die Verwendung einer intelligenten Flüssigkeit als Hydraulikmedium in Betracht. Bei intelligenten Flüssigkeiten lassen sich durch äußere Einflüsse wie elektrische oder magnetische Felder die Fließeigenschaften verändern (Oh & Choi 2017). Diese Eigenschaft kann ausgenutzt werden, um äußerst kompakte Ventile ohne mechanisch bewegte Bauteile zu entwickeln. Die Ventilfunktion wird bei intelligenten Flüssigkeiten nicht wie bei konventionellen Ventilen durch das mechanische Schließen des Hydraulikkanals erreicht, sondern das Fließen wird durch gezielte Änderung der rheologischen Eigenschaften verändert oder ganz unterbunden (Janocha 2013).

Innerhalb der Gruppe der intelligenten Flüssigkeiten sind für die Aktorentwicklung insbesondere elektrorheologische und magnetorheologische Flüssigkeiten relevant (Oh & Choi 2017). Magnetorheologische Flüssigkeiten erfordern starke Magnetfelder, die über Elektromagneten mit hohen Strömen bei geringer Spannung erzeugt werden können. Bei in der Literatur gezeigten Anwendungen ist zu sehen, dass die Elektromagnete einen im Verhältnis zum Hydraulikkanal großen Bauraum einnehmen (Nguyen et al. 2007; Gołdasz et al. 2022). Elektrorheologische Flüssigkeiten dagegen erfordern eine hohe elektrische Spannung bei sehr geringer Stromstärke, sodass im einfachsten Fall eine Elektrode mit dünner Zuleitung ausreicht, um eine Ventilfunktion in einen hydraulischen Kanal zu integrieren (Janocha 2013). Mit dem Ziel der Miniaturisierung ist daher die Fokussierung auf elektrorheologische Flüssigkeiten naheliegend. Für diese Flüssigkeiten ergibt sich im Gegensatz zu magnetorheologischen Flüssigkeiten und vielen anderen Aktorprinzipien ein breites Anwen-

dungsspektrum bis hin zum Einsatz im MRT, da für die Elektroden keine ferromagnetischen Werkstoffe benötigt werden. Generell kann der Anteil metallischer Komponenten sehr gering gehalten werden, was den Anforderungen in der interventionellen Radiologie entgegenkommt, da metallische Komponenten sowohl in der Röntgen- als auch der MRT-Bildgebung das Bild negativ beeinflussen können (Hargreaves et al. 2011; Barrett & Keat 2004).

Aus den genannten Gründen soll in dieser Arbeit die Möglichkeit, eine elektrorheologische Flüssigkeit für einen hydraulischen Kleinstantrieb in der Medizinrobotik einzusetzen, näher untersucht werden.

1.3 Forschungsfrage

Die Arbeit soll einen Beitrag zur Entwicklung kompakter hydraulischer Aktorsysteme für den Einsatz in minimalinvasiven Assistenzsystemen der Medizintechnik leisten. Da ein großes Potenzial zur Miniaturisierung in der Ventiltechnik liegt, soll es ermöglicht werden, kompakte Ventile auf Basis des elektrorheologischen Prinzips zu entwickeln. Die Aktoren selbst werden dabei lediglich für die Anforderungsanalyse, nicht jedoch als Bestandteil des zu entwickelnden Systems betrachtet. Den Ausgangspunkt dieser Arbeit bildet folgende Hypothese:

Mit einer elektrorheologischen Flüssigkeit können kompakte Ventile zur Steuerung miniaturhydraulischer Aktoren realisiert werden.

Da konventionelle hydraulische Aktoren zum Stand der Technik gehören und der elektrorheologische Effekt in der Grundlagenliteratur bereits beschrieben ist, ergibt sich für die Forschungsfrage die Ausgestaltung des

Ventils:

Wie muss ein elektrorheologisches, hydraulisches Ventil gestaltet sein, damit es zur Steuerung miniaturhydraulischer Aktoren geeignet ist?

Um diese Frage zu beantworten, soll nun ein Modell entwickelt werden, das das Verhalten einer elektrorheologischen Flüssigkeit in einem hydraulischen Antriebssystem beschreibt. Mithilfe des Modells soll der Entwurf von Ventilen ermöglicht werden, die für die Verwendung mit Aktoren für die Integration in medizinrobotische Systeme geeignet sind.

1.4 Wissenschaftstheoretische Positionierung

Wissenschaft dient dem Gewinn neuer Erkenntnis. Erkenntnis kann nach Deppert (2019) als „Kenntnis eines gelungenen Versuchs, etwas Ungeordnetes zu ordnen“ beschrieben werden. Die Aufgabe einer wissenschaftlichen Arbeit ist daher, systematische Fragen zu stellen, mithilfe deren Antworten ein Ordnungssystem zur Beschreibung der gesuchten Zusammenhänge erstellt werden kann.

Die Wissenschaften können nach Ulrich & Hill (1976) in die Formalwissenschaften wie Mathematik oder Philosophie und in Realwissenschaften, denen sich die Natur- und Ingenieurwissenschaften zuordnen lassen, unterteilt werden (siehe Abbildung 1.4). Die Formalwissenschaften sind dabei rein logisch und ohne Realitätsbezug aufgebaut. Neue Erkenntnisse werden über die logische Verknüpfung bekannter Tatsachen hergeleitet. Die Realwissenschaften hingegen müssen nach Ulrich & Hill „dem Kriterium der faktischen Wahrheit unterworfen werden“, mit dem Zweck, „subjektiv wahrgenommene Wirklichkeitsausschnitte zu explizieren (...), zu generalisieren (...) und Handlungsalternativen zu ihrer Gestaltung zu entwerfen“. Innerhalb der Realwissenschaften muss nochmals zwischen

den Grundlagenwissenschaften und den angewandten Wissenschaften unterschieden werden. Die vorliegende Arbeit bewegt sich im Rahmen der angewandten Wissenschaften, auch als Handlungswissenschaften bezeichnet, da der Fokus auf der Erforschung eines technischen Systems liegt, das sich natürliche Phänomene zunutze macht, und nicht auf der grundlegenden Beschreibung und Erklärung der Phänomene selbst.

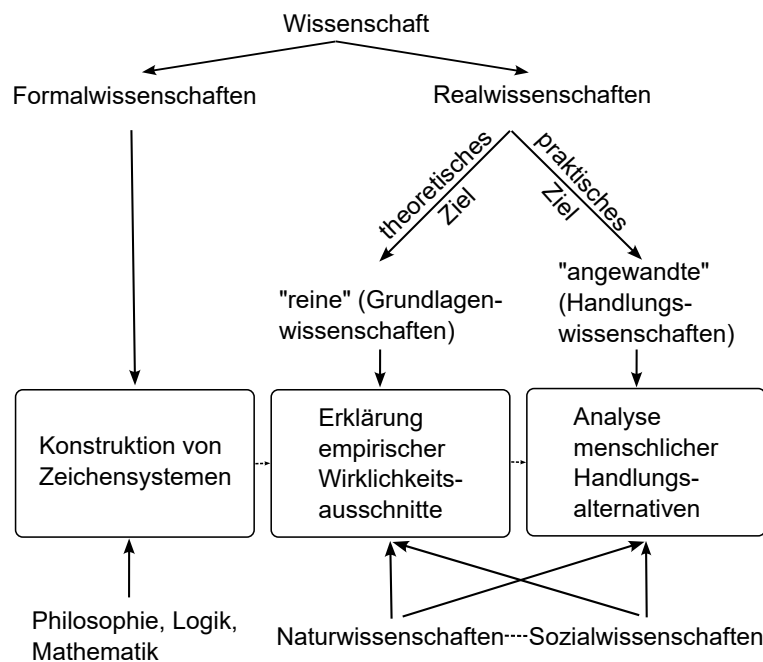


Abbildung 1.4: Einteilung der Wissenschaften (eigene Darstellung nach Ulrich & Hill (1976))

Für die Form der Erkenntnisgewinnung sind unterschiedliche Ansätze vorhanden. Diese wissenschaftstheoretischen Konzepte lassen sich nach Töpfer (2012) mit vier erkenntnistheoretischen Positionen beschreiben, wie Abbildung 1.5 zeigt. Die Positionen lassen sich bei der Art der Erkenntnisgewinnung und der Wahrnehmung der Realität jeweils in eine subjektive und eine objektive Sichtweise unterteilen.

Bei der Möglichkeit der Erkenntnisgewinnung (horizontale Achse) führt die Gegenüberstellung objektiv/subjektiv zu den beiden Extremen Rationalismus und Empirismus. Der Empirismus verfolgt hierbei das Prinzip, dass ausschließlich über Sinneswahrnehmung Gesetze und Zusammenhänge hergeleitet werden können. Der Begriff der Sinneswahrnehmung

beschränkt sich dabei im technischen Kontext nicht auf die reinen Sinne, sondern beinhaltet auch Messungen durch wissenschaftliche Instrumente. Das Extrem Rationalismus dagegen vertritt die Sichtweise, dass neue Erkenntnis ausschließlich rational aus bestehendem Wissen abgeleitet werden kann.

Auf der vertikalen Achse Realität und ihre Wahrnehmung führen die subjektive und objektive Sichtweise jeweils zu den Extrempositionen Idealismus und Realismus. Der Idealismus geht davon aus, dass keine objektiv feststellbare Realität existiert, sondern jede scheinbare Realität nur eine Projektion des Betrachters darstellt. Der Realismus hingegen nimmt die Existenz einer objektiven Realität an. Auch hier wird das Vorhandensein einer subjektiv wahrgenommenen Realität akzeptiert, jedoch bildet diese lediglich den vom Betrachter erkannten Teil der objektiven Realität.

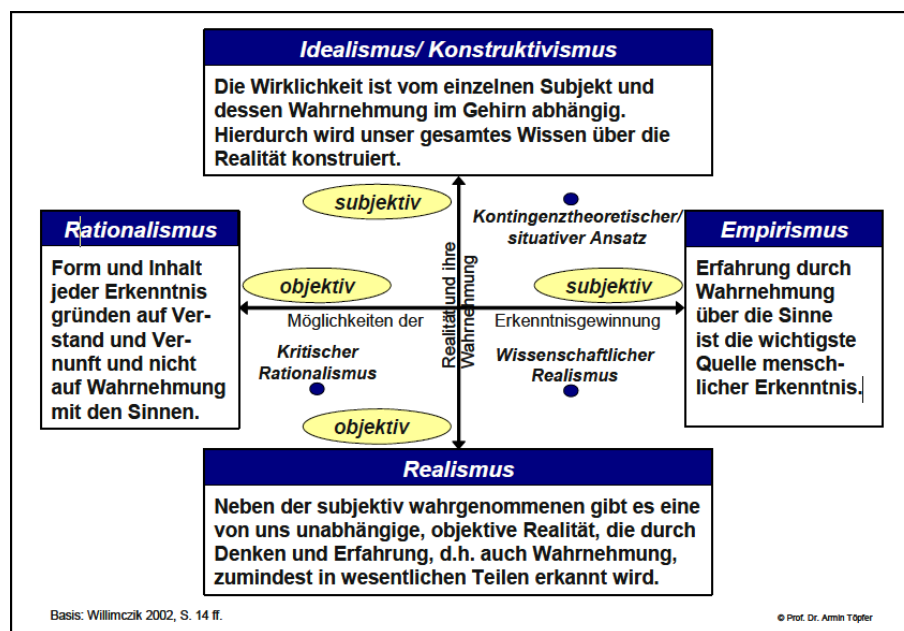


Abbildung 1.5: Grundrichtungen der Erkenntnisgewinnung (Töpfer 2012)

Diese Arbeit basiert auf der Annahme, dass für das Verhalten einer elektrorheologischen Flüssigkeit eine objektive, auf Naturgesetzen basierende Realität besteht, die es zu beschreiben gilt. Die zwei Ausprägungen auf der Seite der objektiven Realität, die des Kritischen Rationalismus und

des Wissenschaftlichen Realismus, eint zunächst die Annahme, dass neben der vom Menschen wahrgenommenen Realität eine objektive Realität existiert (Töpfer 2012). Der Unterschied der beiden Ansätze liegt in den Ansätzen der Bestätigung und Falsifikation: Der kritische Rationalismus geht davon aus, dass Thesen nie bestätigt, sondern nur falsifiziert werden können und eine Theorie so lange Bestand hat, bis sie widerlegt wird. Dies führt dazu, dass eine Theorie nie endgültig bewiesen wird, sondern immer nur eine Verfeinerung und Annäherung an die Realität möglich ist. Die Einschränkung, dass noch so viele übereinstimmende Beobachtungen nie den Schluss auf eine allgemeingültige Theorie zulassen, wird von Popper (1935) als Induktionsproblem bezeichnet. Der wissenschaftliche Realismus hingegen erweitert diese Sichtweise dahingehend, dass er für Thesen sowohl eine Bestätigung als auch eine Falsifikation zulässt. Auf diese Weise kann er als eine Vereinigung des Verifikationsprinzips per Induktion und des Falsifikationsprinzips per Deduktion gesehen werden (Töpfer 2012).

Die in der Arbeit verfolgte Hypothese, elektrorheologische Flüssigkeiten seien geeignet für die Steuerung miniaturhydraulischer Antriebe, wird untersucht, indem Modelle für bestimmte Ausprägungen elektrorheologischer Antriebe gebildet und diese Modelle experimentell validiert werden. Hierbei kann eine Falsifikation der Hypothese erfolgen, wenn grundlegende Hürden erkannt werden. Gleichzeitig ist eine Verifikation nur in der Hinsicht möglich, dass Hypothese und Beobachtung im speziellen beobachteten Fall konsistent sind. Dies bedeutet jedoch lediglich eine Annäherung der Hypothese an die Wahrheit und erhebt nicht den Anspruch einer uneingeschränkten Gültigkeit der Hypothese. Dieser Ansatz entspricht dem wissenschaftlichen Realismus.

1.5 Struktur der Arbeit

Die Arbeit gibt zunächst eine Einführung in robotische Assistenzsysteme in der Medizin und zeigt den Bedarf an einer Miniaturisierung der Aktorkomponenten solcher Systeme auf. Ausgehend von der Problemstellung, dass konventionelle elektrische Antriebe bezüglich der Leistungsdichte an Grenzen stoßen, die mit alternativen Aktorprinzipien überwunden werden können, wird die Forschungsfrage definiert, die der Arbeit zugrunde liegt.

Das zweite Kapitel erläutert die Grundlagen des elektrorheologischen Effekts und wie dieser zur Umsetzung hydraulischer Aktoren eingesetzt werden kann. Es werden sowohl der Stand der Forschung im Bereich elektrorheologischer Flüssigkeiten als auch bereits vorhandene Anwendungen aufgezeigt, um hiervon ausgehend die Forschungslücke zu identifizieren.

Im dritten Kapitel wird zunächst eine Lösungshypothese formuliert. Es werden anschließend verschiedene Lösungsansätze für die Ausgestaltung des Aktors, des Ventils und der Ansteuerung aufgezeigt und eine Kombination ausgewählt, mit der die Lösungshypothese überprüft wird. Hierauf aufbauend folgt die Entwicklung von Modellen, die das Verhalten der elektrorheologischen Flüssigkeit in einem elektrorheologischen Aktorsystem beschreiben und die Simulation des Ventils ermöglichen.

Kapitel vier beschreibt zunächst den Versuchsaufbau, der für die Charakterisierung der Flüssigkeit entwickelt wurde. Desweiteren wird eine Fehlerbetrachtung des Messsystems durchgeführt, um die Validität der Messungen zu bestätigen. Anschließend werden das Vorgehen und die Ergebnisse der Versuche gezeigt, mit denen das Verhalten der Flüssigkeit charakterisiert wurde.

Die Ergebnisse der experimentellen Validierung werden im fünften Kapitel in die zuvor entwickelten Modelle integriert. Es wird ein elektrorheologisches Ventil entwickelt und mithilfe des Modells simuliert. Durch Experimente wird die Übereinstimmung des Modells mit dem realen

Ventilaufbau überprüft. Ausgehend von den Ergebnissen wird eine Methodik zur strukturierten Auslegung eines elektrorheologischen Ventils aufgezeigt.

Im sechsten Kapitel erfolgen eine abschließende Zusammenfassung der Arbeit und ein Ausblick auf weitere Arbeiten in diesem Gebiet.

Im Folgenden wird ein Überblick über den Stand der Technik und Wissenschaft im Bereich der elektrorheologischer Flüssigkeiten gegeben, um daraus eine Forschungslücke zu identifizieren.

2.1 Intelligente Flüssigkeiten

Als intelligente Flüssigkeiten werden Flüssigkeiten bezeichnet, deren Eigenschaften sich durch äußere Einflüsse aktiv steuern lassen. Für den Einsatz in der Aktorik sind insbesondere zwei Gruppen von Flüssigkeiten relevant: Elektrorheologische Flüssigkeiten (ERF) und magnetorheologische Flüssigkeiten (MRF) (Oh & Choi 2017).

Als **elektorheologische Flüssigkeiten** werden Flüssigkeiten oder Suspensionen bezeichnet, die über eine von einem elektrischen Feld abhängige Fließgrenze verfügen. Stark vereinfacht können ERF als Stoffe angesehen werden, die elektrisch gesteuerte, reversible Übergänge zwischen den Zuständen flüssig und fest ermöglichen (Hao 2001).

Magnetorheologische Flüssigkeiten sind Flüssigkeiten oder Suspensionen, deren Wirkprinzip dem von ERF ähnelt, die aber nicht über ein elektrisches, sondern über ein Magnetfeld aktiviert werden (Kciuk & Turczyn 2006). Für MRF existiert bereits eine kommerzielle Anwendung in elektrisch einstellbaren Fahrwerksdämpfern im Automobilbereich (Lord Corporation 2020; Heißing 2011).

ERF haben gegenüber MRF einige Vorteile, wie zum Beispiel schnellere Reaktionszeiten und ein geringeres Gewicht des Aktors (Sohn et al. 2018). Ein Argument für die Verwendung von MRF ist eine deutlich höhere erreichbare Fließgrenze (Kciuk & Turczyn 2006). Diese Annahme gilt aber nicht mehr pauschal, da seit einigen Jahren neue ERF existieren, bei denen die Fließgrenze deutlich erhöht werden konnte (Wu et al. 2018). Im medizintechnischen Kontext dieser Arbeit ist außerdem zu beachten, dass MRF aufgrund ihres auf Magnetfeldern basierenden Funktionsprinzips nicht in stark magnetischen Umgebungen wie im MRT eingesetzt werden können. Diese Arbeit beschränkt sich daher auf elektrorheologische Flüssigkeiten.

Um zu zeigen, wie der elektrorheologische Effekt zur hydraulischen Steuerung genutzt werden kann, werden ERF allgemein als Bingham-Fluide mit steuerbarer Fließgrenze beschrieben. Bingham-Fluide sind Fluide, die im Gegensatz zu Newtonschen Fluiden erst bei Überschreiten einer gewissen Schubspannung zu fließen beginnen. Unterhalb dieser Schubspannung, die als Fließgrenze τ_0 bezeichnet wird, liegt kein Fließen vor und die Flüssigkeit kann als Festkörper betrachtet werden. Oberhalb der Fließgrenze verhält sich die Flüssigkeit wie ein Newtonsches Fluid, hat also eine konstante Viskosität (Zierep & Bühler 2010).

Die Fließkurve eines Bingham-Fluids lässt sich mit der Formel

$$\tau = \eta \cdot \dot{\gamma} + \tau_0 \quad \text{für } \tau \geq \tau_0 \quad (2.1)$$

beziehungsweise in der allgemeinen Form nach Butz & von Stryk (2002)

$$\tau = \eta \cdot \dot{\gamma} + \text{sgn}(\dot{\gamma}) \cdot \tau_0 \quad \text{für } |\tau| \geq \tau_0 \quad (2.2)$$

mit Schubspannung τ , dynamischer Viskosität η , Scherrate $\dot{\gamma}$ und Fließgrenze τ_0 beschreiben. Im Bereich $\tau < \tau_0$ gilt nach Spurk & Aksel (2019)

$$\tau = G \cdot \gamma \quad (2.3)$$

mit Schubmodul G und Scherung γ . Abbildung 2.1 zeigt die allgemeinen Fließkurven von Newtonschen und Bingham-Fluiden. Bei einer elektrorheologischen Flüssigkeit ist die Fließgrenze τ_0 abhängig von einem elektrischen Feld, das heißt mit Erhöhung der Feldstärke verschiebt sich die Fließkurve entlang der Schubspannungsachse nach oben (Janocha 2013).

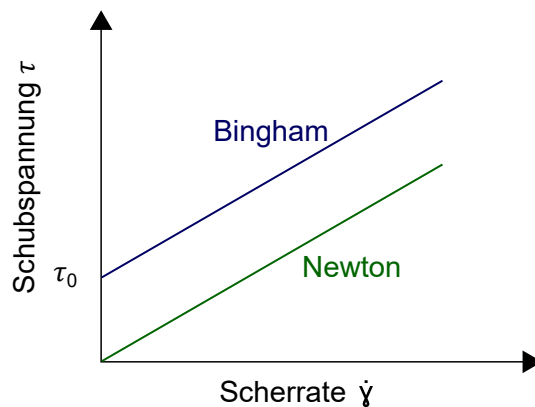


Abbildung 2.1: Fließkurven eines Newtonschen und eines Bingham-Fluids (eigene Darstellung angelehnt an Oertel et al. (2011))

Fließt eine Newtonsche Flüssigkeit hoher Viskosität durch einen Spalt, bildet sich unter Vernachlässigung der Schwerkraft ein parabelförmiges Strömungsprofil, dessen Verlauf der Fließgeschwindigkeit u in Abbildung 2.2 gezeigt ist (Surek & Stempin 2007). Es ergibt sich ein linearer Verlauf der Schubspannung mit $\tau = 0$ in der Kanalmitte und der maximalen Schubspannung an den Kanalwänden. Liegt ein Bingham-Medium ($\tau_0 > 0$) vor, sinkt die Schubspannung ebenfalls zur Kanalmitte hin ab und unterschreitet schließlich die Fließgrenze. Im mittleren Bereich, in dem $\tau < \tau_0$ gilt, verfestigt sich die Flüssigkeit und bildet einen Pfropfen (Janocha 2013). Ist die maximale Schubspannung, die an den Kanalwänden auftritt, kleiner als τ_0 , füllt der Pfropfen den gesamten Kanal aus. Somit ist kein Durchfluss mehr möglich, der Kanal kann also in einem hydraulischen System als geschlossenes Ventil betrachtet werden.

Die Druckverluste beim Fließen durch einen Spalt beschreiben Han et al. (2009) wie folgt: Im Spalt der Breite b , Höhe h und Länge l entsteht bei

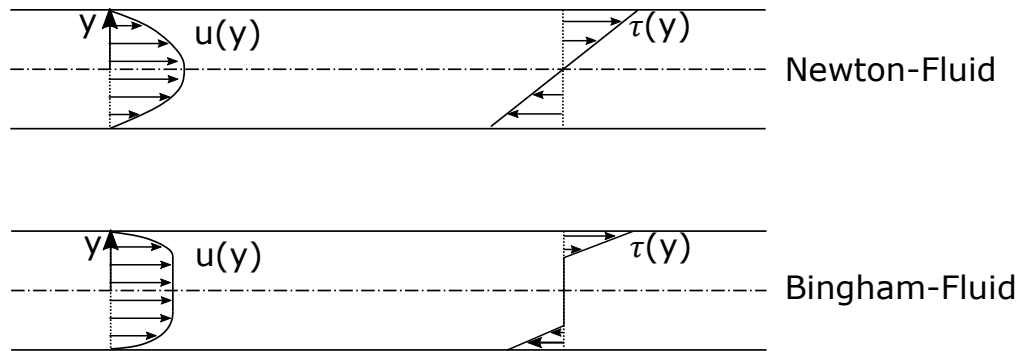


Abbildung 2.2: Verlauf der Fließgeschwindigkeit und Schubspannung bei einem Newton- (oben) und einem Bingham-Fluid (unten) (eigene Darstellung angelehnt an Surek & Stempin (2007) und Janocha (2013))

Volumenstrom \dot{V} zunächst ein viskositätsbedingter Druckverlust

$$\Delta p_{\eta} = \frac{12 \cdot \dot{V} \cdot \eta \cdot l}{b \cdot h^3} \quad (2.4)$$

Bei einem Bingham-Fluid entsteht ein zusätzlicher Druckverlust, bedingt durch die Fließgrenze:

$$\Delta p_{\tau_0} = \frac{2 \cdot l}{h} \cdot \tau_0 \quad (2.5)$$

Bei einer elektrorheologischen Flüssigkeit mit einer Fließgrenze, die abhängig von der elektrischen Feldstärke E ist, beträgt der maximale Druckverlust somit

$$\Delta p = \frac{12 \cdot \dot{V} \cdot \eta \cdot l}{b \cdot h^3} + \frac{2 \cdot l}{h} \cdot \tau_0(E) \quad (2.6)$$

Die Ventilfunktion kann über die Einstellung der elektrischen Feldstärke und die dadurch bedingte Veränderung der Fließgrenze realisiert werden. Ist die Fließgrenze so groß, dass Δp höher ist als der Versorgungsdruck, ist das Ventil „gesperrt“ und die Flüssigkeit kann nicht mehr fließen. Aus Gleichung 2.6 lassen sich die grundlegenden Anforderungen an eine ERF ableiten, wenn diese als Hydraulikmedium in einem Aktorsystem mit elektrorheologischen Ventilen eingesetzt werden soll: Da eine hohe Leistungsdichte einerseits durch hohe Drücke und andererseits durch

kleine geometrische Abmessungen erreicht werden kann, ist das Ziel, bei einer gegebenen Geometrie die höchstmögliche Druckdifferenz schalten zu können. Hierzu ist eine Flüssigkeit mit hoher Fließgrenze erforderlich. Gleichzeitig ist eine niedrige Viskosität vorteilhaft, um den viskositätsbedingten Druckverlust im Ventil und im gesamten hydraulischen System niedrig zu halten und somit das Verhältnis des Druckverlusts bei aktivierter ($\tau_0 > 0$) und deaktivierter ERF ($\tau_0 = 0$) zu maximieren. Dieses Verhältnis, das ein Leistungskriterium einer ERF ist, wird in der Literatur als *ER efficiency* bezeichnet (Ma & Dong 2017).

2.2 Arten elektrorheologischer Flüssigkeiten

Elektrorheologische Flüssigkeiten können Suspensionen aus Mikro- oder Nanopartikeln oder homogene Flüssigkeiten sein (Liu & Choi 2012).

Mikropartikel-ERF wurden bereits 1949 beschrieben und sind damit die am längsten bekannten ERF (Winslow 1949). Es handelt sich dabei um Suspensionen aus Partikeln mit einer Größe von wenigen Mikrometern bis ca. 100 μm und einer dielektrischen Trägerflüssigkeit. Als Trägerflüssigkeit wird in der Regel Öl eingesetzt. Der dem elektrorheologischen Effekt zugrunde liegende physikalische Effekt ist die induzierte Polarisation der Partikel durch ein externes elektrisches Feld. Durch die Polarisation bilden die Partikel im elektrischen Feld stabile Ketten, die das weitere Fließen verhindern oder einschränken (siehe Abbildung 2.3). Für die Partikel wurden bereits verschiedene Werkstoffe erfolgreich erprobt, wie beispielsweise Polyurethan (Fludicon 2012), das Biopolymer Chitosan (Sung et al. 2003) oder Maisstärke (Wang et al. 2011). Als Trägerflüssigkeit wurden verschiedene Öle, unter anderem Silikonöl (Hong et al. 2009) oder Maisöl (Sung et al. 2003) eingesetzt. Mikropartikel-ERF zeichnen sich durch eine einfache Herstellung aus. Der elektrorheologische Effekt ist jedoch mit Fließgrenzen im niedrigen Kilopascal-Bereich

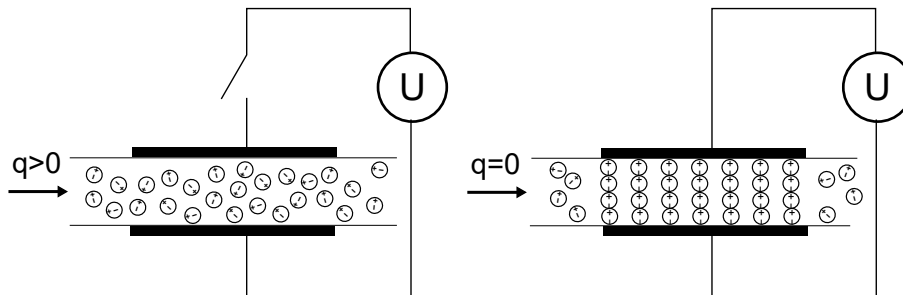


Abbildung 2.3: ERF-Funktionsprinzip in einem Fließkanal (eigene Darstellung, angelehnt an Nguyen et al. (2015))

vergleichsweise gering. Obwohl Mikropartikel-ERF schon lange bekannt sind, konnten sie sich bislang nur in wenigen Fällen bis zu praktischen Anwendungen durchsetzen. Ein Beispiel hierfür ist ein in Quitter (2010) beschriebener elektrorheologischer Kennfelddämpfer für die Fördertechnik. Ein Grund hierfür ist, dass bislang kommerziell erhältliche elektrorheologische Flüssigkeiten in Konkurrenz zu magnetorheologischen Flüssigkeiten stehen, mit diesen jedoch deutlich höhere Fließgrenzen erreicht werden können (Sohn et al. 2018).

Nanopartikel-ERF sind Suspensionen aus bestimmten Nanopartikeln und einer dielektrischen Trägerflüssigkeit. Neben der geringeren Größe der Partikel bis etwa 100 nm unterscheiden sie sich von Mikropartikel-ERF darin, dass dem elektrorheologischen Effekt keine induzierte Polarisierung zugrunde liegt, sondern molekulare Dipole der Nanopartikel (Wen et al. 2008). Nanopartikel-ERF mit molekularen Dipolen wurden erstmals 2003 beschrieben (Wen et al. 2003). Bereits in der Erstpublikation wurden für die Fließgrenze Werte von bis zu 130 kPa gemessen. Dieser Wert lag bereits weit über den bislang mit Mikropartikel-ERF erreichten Fließgrenzen und übertraf die theoretische Obergrenze für einen elektrorheologischen Effekt durch induzierte Polarisierung, die die Autoren für die untersuchte Flüssigkeit mit 6,1 kPa angeben. Somit konnte nachgewiesen werden, dass nicht der von Mikropartikel-ERF bekannte Effekt der induzierten Polarisierung für den elektrorheologischen Effekt verantwortlich ist. Fließgrenzen in der gleichen Größenordnung konnten in weiteren Arbeiten mit verschiedenen Nanopartikeln auf Basis von

TiO_2 (Shen et al. 2005; Wang et al. 2007), $BaTiO(C_2O_4)_2$ (Wen et al. 2004; Huang et al. 2006) und $Ca - Ti - O$ (Lu et al. 2012) erreicht werden.

Bei Nanopartikel-ERF ist ein aufwändiger Herstellungsprozess notwendig, da die Partikel oft mit einer Beschichtung oder Dotierung versehen werden müssen, um den gewünschten Effekt zu erreichen. So konnte von Wen et al. (2003) die Fließgrenze erst durch eine Oberflächenmodifikation mit einer 3-10 nm dicken Urea-Beschichtung von 5 kPa auf 130 kPa erhöht werden. Erhöhungen der Fließgrenze konnten auch durch die Dotierung mit Chromionen (Wang et al. 2007) oder Oberflächenmodifikation mit Natriumdodecylsulfat (Qiao et al. 2007) erreicht werden. Die Herstellung und Handhabung der Suspension sind bei Nanopartikel-ERF aufwändiger als bei Mikropartikel-ERF, da beispielsweise für das Auflösen von agglomerierten Nanopartikeln ein hoher Energieaufwand erforderlich ist. Auf der anderen Seite weisen Nanopartikel-Suspensionen im Vergleich zu Mikropartikel-Suspensionen vorteilhafte Eigenschaften wie eine höhere Stabilität der Suspension durch geringere Sedimentation auf.

Da gezeigt wurde, dass die maximale Fließgrenze bei Nanopartikel-ERF um ein Vielfaches höher sein kann als bei Mikropartikel-ERF, stellen sie bei vielen technischen Anwendungen eine Alternative zu magnetorheologischen Flüssigkeiten dar.

Der dritte Vertreter der elektrorheologischen Flüssigkeiten sind **homogene ERF**. Hierbei handelt es sich meist um Flüssigkristall-Werkstoffe. Obwohl diese einige Nachteile von Suspensionen, wie Sedimentation oder Partikelagglomeration nicht aufweisen, wurden sie bislang nur vereinzelt in der Forschung eingesetzt. In der Literatur konnten keine homogenen ERF gefunden werden, die eine hohe Fließgrenze aufweisen und damit als Alternative zu den anderen ERF-Arten einsetzbar sind.

Ein Vergleich der typischen Eigenschaften der ERF- und MRF-Typen ist in Tabelle 2.1 anhand jeweils eines Vertreters jedes Typs gezeigt.

Tabelle 2.1: Übersicht typischer ERF- und MRF-Eigenschaften

	Mikro-ERF	Nano-ERF	homogene ERF	MRF
Bezeichnung	RheOil 4.0	GER STD 0201	MLC-6457-000	MRF-132DG
Partikelgröße	3,5 μm	100 nm	(existiert nicht)	9 μm
Dynamische Viskosität	35 mPas (25 °C)	60 mPas (25 °C)	24 mPas (23 °C)	112 mPas (40 °C)
Partikelanteil (Masse)	50 %	50 %	(existiert nicht)	81 %
Feldstärke (max.)	5 kV/mm	5 kV/mm	5 kV/mm	600 kA/m
Fließgrenze (max.)	4,5 kPa	80 kPa	1,2 kPa	50 kPa
Material	organische Partikel, Öl	beschichtete TiO_2 -Partikel, Öl	Flüssigkristalle	Carbonyleisen-Partikel, Öl
Reaktionszeit	< 3 ms	< 3 ms	1,3 s	15 - 25 ms
Quellen	Fludicon (2012)	Smart Materials Laboratory (2013a), Smart Materials Laboratory (2013b)	Yoshida et al. (2005)	Kumbhar et al. (2015), Lord Corporation (2006), Xie et al. (2016), Lord Corporation (2011), Lita et al. (2009)

2.3 Betriebsarten elektrorheologischer Flüssigkeiten

In der Aktorik können elektrorheologische Flüssigkeiten nach Janocha (2013) in drei verschiedenen Betriebsarten eingesetzt werden. Die Modi sind in Abbildung 2.4 am Beispiel eines Plattenmodells dargestellt, bei dem die beiden Platten gleichzeitig die positive und negative Elektrode zur Aktivierung des elektrorheologischen Effekts sind. Im **Schermodus**

steht die untere Platte fest und die obere Platte bewegt sich parallel zur festen Platte. Durch die Scherung der Flüssigkeit findet eine durch das elektrische Feld einstellbare Kraftübertragung statt, sodass zur Bewegung der Platte eine Gegenkraft entsteht, die die Bewegung erschwert oder blockiert. Im **Fließmodus** sind beide Platten fest und die Flüssigkeit strömt durch den Spalt. Neben dem viskositätsbedingten Druckabfall entlang der Strömung entsteht ein weiterer Druckabfall durch Erhöhung der Fließgrenze, der durch das elektrische Feld beeinflusst werden kann (siehe Gleichung 2.6). Der dritte Betriebsmodus ist der **Quetschmodus**, bei dem eine Platte feststeht und die andere Platte in Richtung der festen Platte bewegt wird. Durch diese Bewegung wird die Flüssigkeit komprimiert und muss nach außen wegfließen, wobei wie im Fließmodus ein Druckabfall entsteht, der eine Gegenkraft zur Bewegung der Platte zur Folge hat.

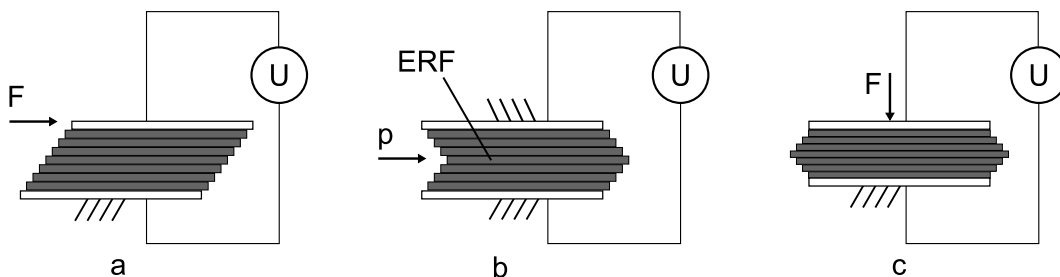


Abbildung 2.4: ERF-Betriebsarten: a) Schermodus, b) Fließmodus, c) Quetschmodus (eigene Darstellung, nach Janocha (2013))

Für den Quetschmodus sind bisher keine Anwendungen bekannt. In diesem Modus sind nur sehr kleine Bewegungen möglich und im Laufe der Bewegung wird die elektrische Feldstärke durch die Annäherung der Elektroden stark verändert. Der Schermodus kann in ERF-Aktoren zur Kraft- und Bewegungsmodulation eingesetzt werden, beispielsweise als Bremse, um die Relativbewegung zwischen einem beweglichen und einem festen Bauteil zu blockieren. Der Fließmodus wird in den meisten Fällen für hydraulische Anwendungen eingesetzt und wird daher in der weiteren Arbeit näher betrachtet.

Im folgenden Abschnitt werden verschiedene Aktoren auf Basis elektrorheologischer Flüssigkeiten exemplarisch gezeigt.

2.4 Anwendungen elektrorheologischer Flüssigkeiten

Anwendungen elektrorheologischer Flüssigkeiten finden sich sowohl im Makrobereich als auch in der Mikrosystemtechnik. Die Anwendungen beruhen dabei meist auf einem der zwei gängigsten Prinzipien: Für hydraulische Steuerungen wird die ERF als Hydraulikmedium eingesetzt und der elektrorheologische Effekt wird im Fließmodus ausgenutzt, um durch Veränderung der Fließgrenze die Funktion eines Ventils zu realisieren (Janocha 2013). Das Ziel ist hierbei, eine hohe elektrisch induzierte Druckdifferenz im Strömungskanal zu erreichen. Das zweite Prinzip ist die mechanische Kraftübertragung über eine ERF im Schermodus. Hierbei wird in einer Kupplung der Zwischenraum zwischen der Antriebs- und Abtriebsseite mit der Flüssigkeit gefüllt, um die Kraftübertragung von Antrieb auf Abtrieb mittels einer elektrischen Spannung zu variieren (Sun et al. 2020). Der Quetschmodus als dritte elektrorheologische Betriebsart ist für die Aktorentwicklung meist ungeeignet, da die nutzbare Wegamplitude hier gering ist (Janocha 2013).

Eine hydraulische ERF-Anwendung ist ein elektrorheologisch vorgesteuertes Servoventil für einen hydraulischen Fahrzeug-Prüfstand (Pagel et al. 2010). Hierzu wurde eine Mikropartikel-ERF kontinuierlich über eine Pumpe durch einen Kanal gefördert, der einen Abschnitt mit Elektroden als elektrorheologisches Ventil enthielt. Mit diesem einfachen Prinzip konnten mit einer Mikropartikel-ERF (RheoOil 3.0) bei Spannungen bis 6 kV Druckdifferenzen bis etwa 8 bar und eine hohe Schaltfrequenz von 200 Hz erreicht werden.

Noch höhere Drücke konnten im Versuchsaufbau von Zaun (2006) erzeugt werden, der in Abbildung 2.5 schematisch gezeigt ist. Dieser Aufbau

basiert auf einem ähnlichen Prinzip wie bei Pagel. In einem hydraulischen System sind zwei elektrorheologische Ventile („ER-valve“) und zwei feste Drosseln („Adjustable restrictor“) integriert. Die Druckzuführung erfolgt über eine Pumpe. Durch Variation der Spannung an den beiden Ventilen kann der Volumenstrom zwischen dem linken und dem rechten Pfad der hydraulischen Schaltung aufgeteilt werden, sodass eine Druckdifferenz zwischen dem linken und rechten Anschluss eines doppeltwirkenden Kolbens („valve piston“) entsteht. Die Ventile wurden hier konzentrisch mit Durchmesser 20-40 mm und Länge 100-300 mm ausgeführt. Die Flüssigkeit fließt durch einen Spalt zwischen einem Innen- und einem Außenzylinder, die gleichzeitig die Funktion der Elektroden übernehmen. Als Flüssigkeit wurde die Mikropartikel-ERF RheOil 2.0 eingesetzt. In diesem relativ großen Aufbau konnten Druckdifferenzen bis zu 35 bar erreicht werden.

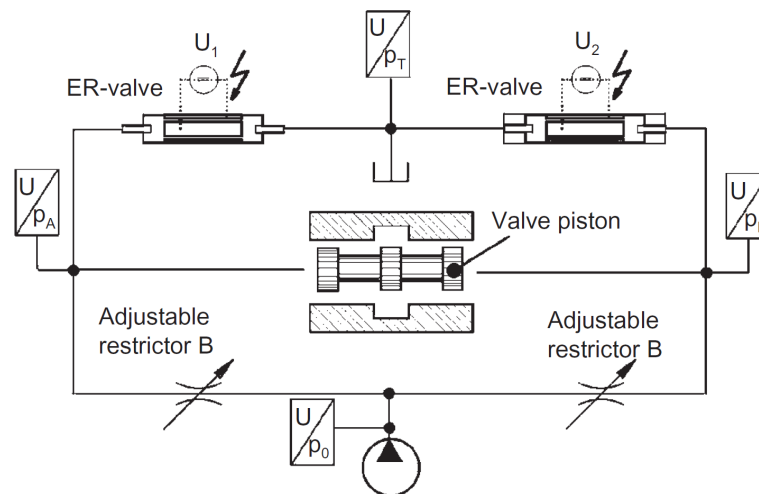


Abbildung 2.5: Elektrorheologisches Proportionalventil zur Steuerung eines hydraulischen Kolbenaktors (Zaun 2006)

Ein alternatives Konzept eines ER-Ventils zeigen Heinken et al. (2015). Bei diesem Ventil (siehe Abbildung 2.6) wurde der elektrorheologische Effekt nicht direkt dazu genutzt, durch die Erhöhung der Fließgrenze den Fluidstrom zu steuern. Stattdessen wurde ein konzentrisches Ventil aufgebaut, bei dem eine Elektrode außen und eine Elektrode innen lag und die innere Elektrode gefedert gelagert wurde. Durch Anlegen des

elektrischen Felds wurde die innere Elektrode vom strömenden Fluid mitgenommen. Am Ende des Kanals verlaufen die Elektroden konisch, sodass durch die Bewegung der inneren Elektrode der Strömungsquerschnitt verkleinert und dadurch der Strömungswiderstand vergrößert wird. Durch dieses selbstverstärkende Prinzip kann ein deutlich höherer Druck gesteuert werden als bei einer direkten ERF-Ansteuerung.

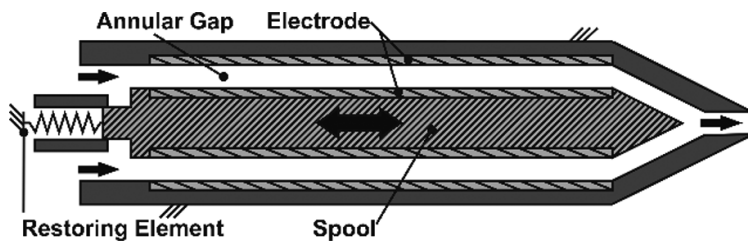


Abbildung 2.6: Selbstverstärkendes ERF-Ventil (Heinken et al. 2015)

Von Brookfield & Dlodlo (1998) wurde eine elektrorheologische Kupplung in Verbindung mit einem konstant laufenden Elektromotor zur Modulation der Drehbewegung genutzt. Bei diesem Aufbau konnte durch Einstellung der elektrischen Spannung die Übertragung des Drehmoments von der Antriebsseite (Motor) zur Abtriebsseite gesteuert werden. Mit diesem Prinzip konnte eine Positions- und Drehmoment-Regelung für robotische Anwendungen umgesetzt werden. Ein ähnliches Prinzip wird von Qiu et al. (2014) vorgestellt. Hier wurde mithilfe einer elektrorheologischen Kupplung und einer Nanopartikel-ERF die schwingende Bewegung eines Piezoaktors mit geringer Auslenkung in eine kontinuierliche Drehbewegung gewandelt (siehe Abbildung 2.7). Dazu wurde der in der Abbildung mittig liegende Antrieb in eine kontrollierte Schwingung versetzt und die ERF im Spalt zwischen Innen- und Außenring mit der gleichen Frequenz aktiviert und deaktiviert, sodass nur bei der Bewegung in eine Richtung ein Drehmoment vom inneren auf den äußeren Ring übertragen wurde. Dies entspricht aus mechanischer Sicht der Funktion eines Freilaufs, bei dem aber im Gegensatz zu einem mechanischen Aufbau die Richtung und Intensität der Übertragung durch ein elektrisches Signal gesteuert werden können.

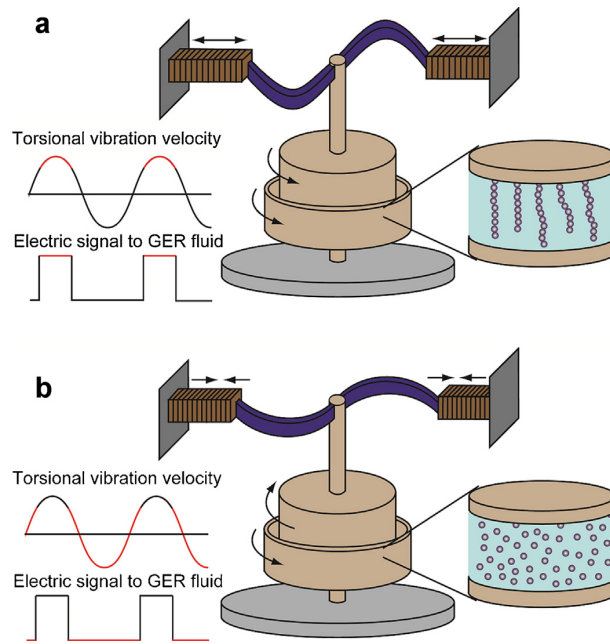


Abbildung 2.7: Wandlung einer Vibrationsbewegung in eine kontinuierliche Rotation (Qiu et al. 2014)

Xiaotao et al. (2010) und Liu et al. (2016) haben eine Membranpumpe mit elektrorheologischen Ventilen umgesetzt. Dazu erzeugt ein Piezo-Stapelaktor einen pulsierenden Druckverlauf in einer mit ERF gefüllten Kammer. Bei einer konventionellen Membranpumpe würden Rückschlagventile am Ein- und Auslass dafür sorgen, dass die Flüssigkeit in eine Richtung gefördert wird. Bei der elektrorheologischen Variante wurden diese Rückschlagventile durch elektrorheologische Ventile ersetzt. Die Ventile sind hier als gestapelte Elektroden mit einer Labyrinthstruktur ausgeführt, um die hydraulische Länge des Ventils zu erhöhen und damit eine hohe Druckdifferenz zu erzielen (siehe Abbildung 2.8). Durch die aktive Ansteuerung der Ventile ist die Flussrichtung bei diesem Prinzip nicht vorgegeben, sondern kann elektrisch eingestellt werden. Das System verfügt über eine hohe Dynamik und einen frequenzabhängigen Kraftverlauf, der näherungsweise linear von 40 N bei 0 Hz bis 5 N bei 250 Hz verläuft. Das Ventil erreicht eine Druckdifferenz von 290 kPa bei 3 kV/mm. Bei jedem Pumpenzyklus erreicht der in der Abbildung rechts unten gezeigte Aktor einen Verfahrweg von 38 nm, sodass auch bei höheren Frequenzen sehr langsame, präzise Bewegungen möglich sind.

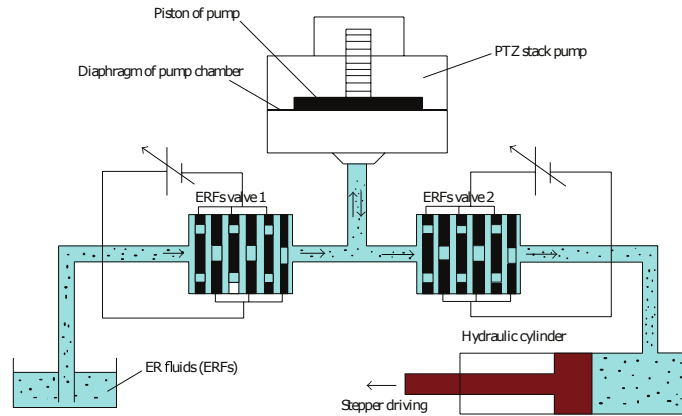


Abbildung 2.8: Schema einer pulsierenden ERF-Pumpe (Liu et al. 2016)

Von Sadeghi et al. (2012) wurde ein elektrorheologisches Ventil für die Steuerung eines Soft-Roboters entwickelt, bei dem die einzelnen Robotersegmente über flexible, hydraulisch angetriebene Gummibälge verbunden sind. Das Ventil hat hier einen Spalt mit 0,25 mm Höhe, 10 mm Breite und 25 mm Länge. Wie in Abbildung 2.9 zu sehen, wurden für ein Segment des Kontinuumsroboters vier ERF-Ventile und vier Balgaktoren in ein Modul integriert, sodass jedes Modul eine lineare Auslenkung sowie Kippung um zwei Achsen ermöglicht. Der zu steuernde Balg hat einen Durchmesser von 25 mm und eine Länge von 40 mm. Der maximale schaltbare Druck beträgt hier 140 kPa. Im Vergleich zu anderen Arbeiten konnte hier aufgrund der geringen Spalthöhe die Spannung auf 500 V reduziert werden, die trotzdem zu einer Feldstärke von 2 kV/mm führte.

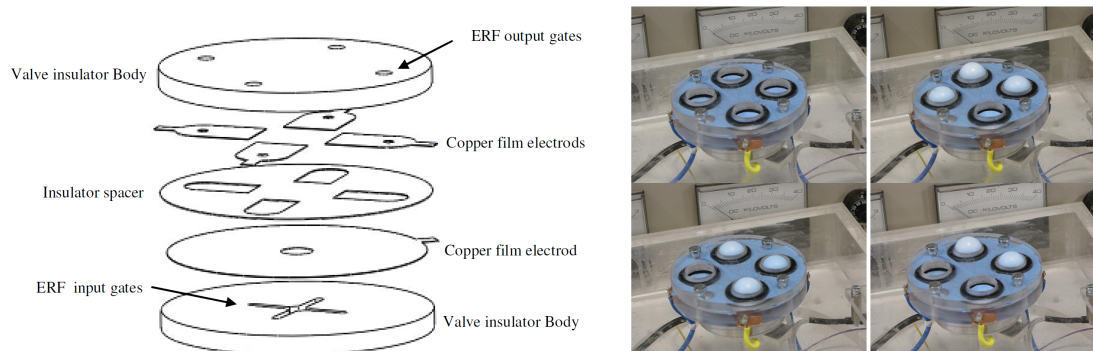


Abbildung 2.9: Links: Ventilplatte mit vier ERF-Ventilen; rechts: Aktorsegment mit teilweise druckbeaufschlagten Aktoren (Sadeghi et al. 2012) ©2012 IEEE

In der Mikrosystemtechnik wurden elektrorheologische Flüssigkeiten

bereits für die Steuerung von Mikroaktoren eingesetzt. Von Liu et al. (2006b) wurde eine elektrorheologische Pumpe auf einem mikrofluidischen Chip aufgebaut wie in Abbildung 2.10 gezeigt. Die ERF wird hierbei kontinuierlich zugeführt (ER fluid in) und in mehrere Kanäle aufgeteilt. In den Kanälen befinden sich jeweils zwei Elektrodenpaare, sodass im Hydraulikkanal zwischen jeweils zwei Elektrodenpaaren eine Druckdifferenz aufgebaut werden kann. Über eine Membran (pump diaphragm) kann dieser Druck einen darüber liegenden Kanal mit einer Sekundärflüssigkeit verschließen. Durch periodisches Aktivieren der einzelnen ER-Ventile entsteht ein Bewegungsablauf, der die Flüssigkeit im Sekundärkreislauf in Bewegung versetzt. Bei einer ERF-Kanalbreite von $500\ \mu\text{m}$ und der elektrischen Feldstärke $2\ \text{kV}/\text{mm}$ konnte hier eine Flussrate von maximal $1,4\ \mu\text{l}/\text{s}$ erreicht werden.

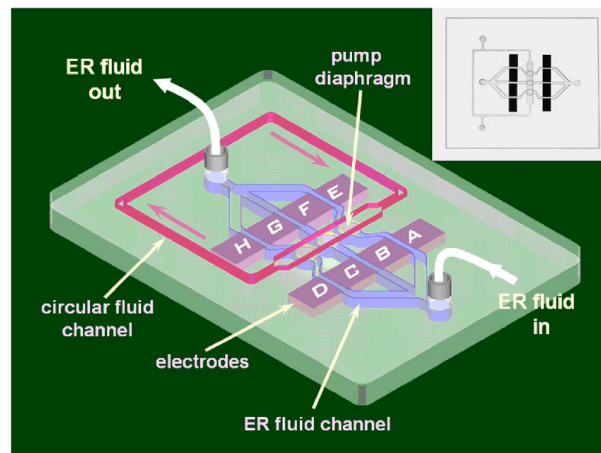


Abbildung 2.10: Mikrohydraulische Pumpe mit zwei Kreisläufen für ERF (blau) und Sekundärfluid (rot)(Liu et al. 2006b)

Miyoshi et al. (2016) und Kim et al. (2009) beschreiben ebenfalls Aktoren, die auf mikrosystemtechnischen Chips hergestellt wurden. Das Aktorprinzip beruht hier auf zwei Kammern in einem flexiblen Aktor, die unter Druck zu einer einseitigen Dehnung und damit einer Biegung des Aktors führen. Ein Aufbau mit drei solchen Aktoren ist in Abbildung 2.11 gezeigt. Die Abmessung der Aktoren, die sich auf der rechten unteren

Seite des Systems befinden, beträgt $500 \times 540 \times 1600 \mu\text{m}$. Das Antriebskonzept ist eine pulsierende Pumpe mit zwei ERF-Ventilen, sodass die Flüssigkeit immer von einer Kammer in die andere gepumpt werden kann (siehe Abbildung 2.11 rechts). Eingesetzt wurde eine homogene ERF. Bei dieser Anwendung wurden für das Ventil hydraulische Kanäle der Breite $1,2 \text{ mm}$, Höhe $52 \mu\text{m}$ und Länge 2 mm und elektrische Felder bis 7 kV/mm eingesetzt. Hiermit konnte eine maximale Druckdifferenz von 160 kPa erreicht werden, die im Aktor zu einer Kraft von $1,9 \text{ mN}$ führte. Die Reaktionszeit betrug 44 ms für die Aufwärtsbewegung und 29 ms für die Abwärtsbewegung.

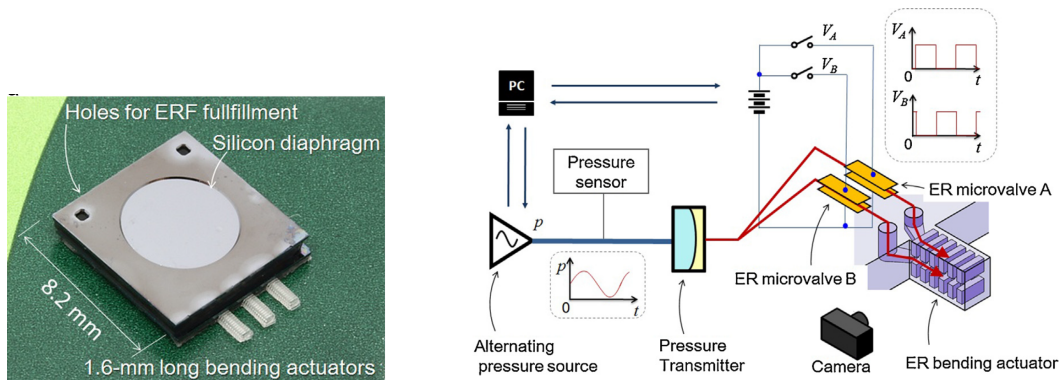


Abbildung 2.11: Mikrofluidischer ERF-Biegeaktor (Miyoshi et al. 2016)

Von Liu et al. (2006a) wurden vier Hydraulikkanäle jeweils mit Elektroden und einer Kammer auf einem Chip integriert. Die Kammern wurden jeweils mit einer Membran verschlossen und über eine Plattform mechanisch verbunden. Durch Ansteuerung der Ventile konnte die Bewegung der Plattform gesteuert werden. Mit dem Fokus auf die Dynamik konnte hier eine Auslenkung von maximal $400 \mu\text{m}$ bei $0,5 \text{ Hz}$ bis hin zu $50 \mu\text{m}$ bei 20 Hz erreicht werden.

Kohl (2000) hat über eine Brückenschaltung mit vier ERF-Ventilen einen hydraulischen Kolbenaktor realisiert (siehe Abbildung 2.12). Über die Kanäle mit Querschnitt $50 \mu\text{m} \times 1 \text{ mm}$ und Länge 32 mm wurde ein rechteckiger Kolben mit Querschnitt $0,45 \text{ mm} \times 0,25 \text{ mm}$ gesteuert. Durch den schmalen Spalt führte eine elektrische Spannung von 500 V zu einem

elektrischen Feld bis 10 kV/mm. Hierbei wurde mit einer homogenen ERF eine maximale Druckdifferenz von 200 kPa und eine Aktorkraft von 22 mN erreicht.

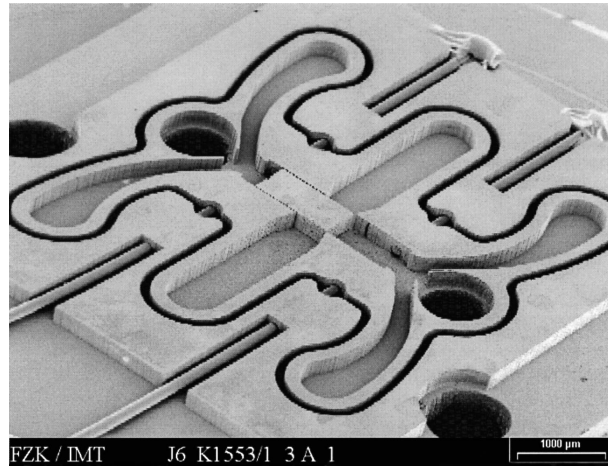


Abbildung 2.12: Mikrohydraulischer Kolbenaktor (Kohl 2000)

In der Medizintechnik gibt es bislang nur wenige Anwendungen elektrorheologischer Flüssigkeiten. Khanicheh et al. (2008) beschreibt ein haptisches Eingabegerät, das speziell für die Anwendung im MRT entwickelt wurde. Hierbei wurde gezeigt, dass ERF im MRT gefahrlos eingesetzt werden können. Von Chapuis et al. (2008) wurde ein MRT-tauglicher Ultraschallmotor mit einer elektrorheologischen Kupplung gekoppelt. Die ER-Kupplung dient als Bremse, über die das Drehmoment an der Abtriebsseite begrenzt werden kann. Das Anwendungsszenario ist hier ein Antrieb für ein haptisches Eingabegerät für den Einsatz im MRT.

Ebenfalls für ein haptisches Eingabegerät wurde eine elektrorheologische Flüssigkeit von Oh et al. (2013) eingesetzt. Hierbei handelt es sich um ein passives haptisches Element, bei dem ein Kugelgelenk eines Joysticks so mit einer ERF versehen wird, dass der mechanische Widerstand der Drehbewegung über ein elektrisches Feld variiert werden kann. Abbildung 2.13 zeigt den Aufbau, bei dem die innenliegende Kugel eine Elektrode und die äußere Aufnahme die andere Elektrode darstellen. Der Spalt zwischen Kugel und Aufnahme ist mit der ERF gefüllt.

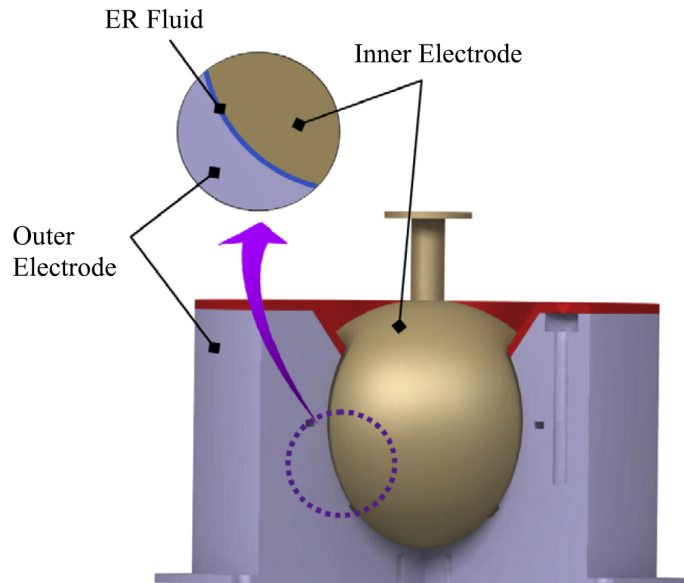


Abbildung 2.13: ERF-basiertes haptisches Eingabegerät (Oh et al. 2013)

Abschließend lässt sich zusammenfassen, dass sich die Anwendungen für elektrorheologische Flüssigkeiten im Wesentlichen auf die Bereiche der (Makro-)Hydraulik, der Mikrohydraulik und der haptischen Eingabegeräte konzentrieren. Bei den bislang bekannten Anwendungen in der Medizintechnik ist oft die MRT-Kompatibilität ein Grund für den Einsatz einer ERF.

2.5 Bewertung der Forschungslücke

Die Forschung im Bereich elektrorheologischer Flüssigkeiten kann in die Bereiche Grundlagenforschung und Anwendungsforschung unterteilt werden. Die Grundlagenforschung liegt in den Bereichen der Physik und Chemie und beschäftigt sich in erster Linie mit der Herstellung und Optimierung von Nanopartikeln und Herstellung von Suspensionen, sowie der Charakterisierung bestimmter Stoffeigenschaften. Obwohl sich der Großteil der ERF-Forschung in diesem Bereich befindet und bereits versucht wurde, das Verhalten der Partikel auf atomarer Ebene zu beschreiben, konnten bisher noch keine allgemeingültigen Modelle zur Erklärung des elektrorheologischen Effekts abgeleitet werden. Die Forschung ist damit

immer sehr spezifisch auf eine bestimmte Flüssigkeit unter bestimmten Einsatzbedingungen beschränkt, sodass die Ergebnisse oft nicht auf eine andere Anwendung übertragbar sind. Für einzelne Flüssigkeiten wurden bestimmte Parameter ausführlich charakterisiert, jedoch ist keine Arbeit bekannt, in der eine größere Bandbreite an Eigenschaften so untersucht wurde, dass eine Modellbildung möglich ist. Auf der Anwendungsseite

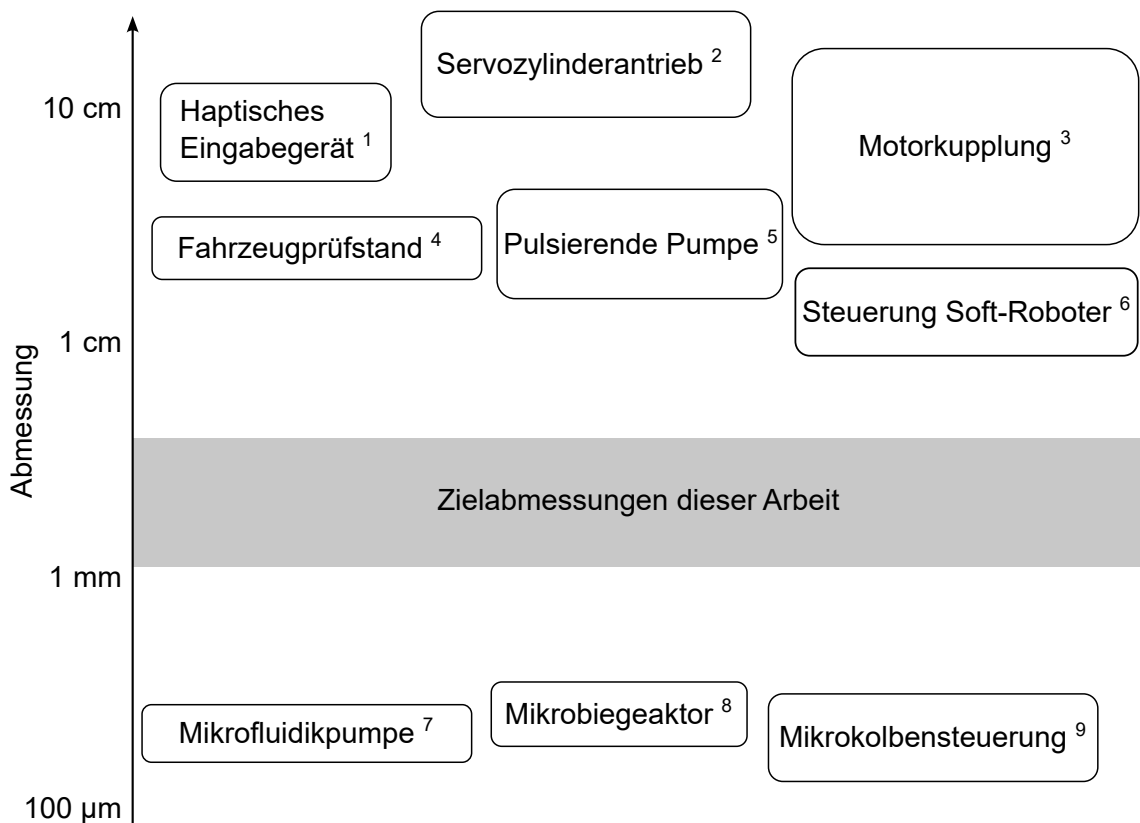


Abbildung 2.14: Anwendungen von ERF-Aktoren nach Aktorabmessung; ¹(Weinberg et al. 2009; Oh et al. 2013); ²(Zaun 2006); ³(Brookfield & Dlodlo 1998; Qiu et al. 2014; Chapuis et al. 2008); ⁴(Pagel et al. 2010); ⁵(Xiaotao et al. 2010; Liu et al. 2016); ⁶(Sadeghi et al. 2012); ⁷(Liu et al. 2006b); ⁸(Miyoshi et al. 2016; Kim et al. 2009); ⁹(Kohl 2000)

wurden Anwendungen im Makrobereich und in der Mikrosystemtechnik untersucht. Dies entspricht auch der heute gebräuchlichen Verwendung hydraulischer Systeme. In der Regel werden entweder große Aktoren, beispielsweise in Baumaschinen, hydraulisch angesteuert oder es werden in der Mikrosystemtechnik sehr kleine Kanäle mit Abmessungen im Mikrometerbereich verwendet. Dass dies auch auf elektrorheologische Aktoren

zutrifft, verdeutlicht Abbildung 2.14. Hier werden einige Anwendungen elektrorheologischer Aktoren, sortiert nach charakteristischen Abmessungen der Aktoren, die der jeweiligen Literatur entnommen werden konnten, dargestellt. Diese Auflistung zeigt eine Anwendungslücke im Bereich der Miniaturhydraulik mit Aktorabmessungen in der Größenordnung weniger Millimeter auf.

Ein weiterer Aspekt ist, dass Nanopartikel-ERF bisher hauptsächlich in der Grundlagenforschung zu finden sind, bislang jedoch kaum Anwendungen veröffentlicht wurden. Dies kann zumindest teilweise auf die schlechte Verfügbarkeit von Nanopartikel-ERF zurückgeführt werden, da es hierfür im Gegensatz zu Mikropartikel-ERF bislang keine kommerziellen Anbieter gibt.

Zusammenfassend lässt sich somit eine Forschungslücke identifizieren:

Die Charakterisierung und Modellierung einer elektrorheologischen Flüssigkeit für den Einsatz in hydraulischen Miniaturantrieben mit hoher Leistungsdichte ist bisher kaum erforscht.

Lösungskonzept

Das Ziel der Entwicklung eines elektrorheologischen Miniaturantriebs ist ein Aktorsystem mit hoher Leistungsdichte. Das Aktorsystem besteht dabei aus dem hydraulischen Aktor selbst und mindestens einem Ventil. Die Leistung beziehungsweise Kraft eines einfachen hydraulischen Aktors, beispielsweise eines Kolbenaktors, ergibt sich aus den geometrischen Abmessungen und dem eingesetzten hydraulischen Druck. Die Optimierung des Aktors hinsichtlich der Maximierung der Leistungsdichte ist nicht Gegenstand dieser Arbeit, da es sich hierbei in erster Linie um eine mechanisch-konstruktive Aufgabe handelt. Stattdessen soll die Miniaturisierung des Ventils untersucht werden. Dies kann erreicht werden, indem bei geringem Bauraum ein hoher Druck geschaltet wird. Ein hoher Schaltdruck kann bei elektrorheologischen Ventilen durch die Verwendung einer Flüssigkeit mit hoher Fließgrenze erreicht werden, wofür unter den bekannten ERF-Arten Nanopartikel-ERF aussichtsreich sind. Ein weiterer entscheidender Aspekt ist die Auslegung und Optimierung der Ventile im Entwicklungsprozess, um beispielsweise die geometrischen Abmessungen und benötigten Steuersignale optimal auf die Flüssigkeit und die Leistungsanforderungen anpassen zu können. Hierzu wurde in dieser Arbeit ein Modell entwickelt, mit dem das Verhalten der Flüssigkeit im Ventil beschrieben werden kann.

Da der elektrorheologische Effekt auf komplexen Wechselwirkungen zwischen Partikeln, Trägerflüssigkeit und dem elektrischen Feld beruht, sind

bislang keine allgemeingültigen Modelle zur Beschreibung dieses Effekts vorhanden, beziehungsweise lässt sich der Effekt nicht theoretisch herleiten. Der Lösungsansatz ist daher eine empirische Modellbildung, für die relevante elektrorheologische Eigenschaften identifiziert und charakterisiert werden. Das Modell kann anschließend verwendet werden, um das Verhalten der Flüssigkeit in einem elektrorheologischen Ventil zu simulieren und auf Basis dieser Simulation Ventile mit den gewünschten Eigenschaften zu entwickeln. Die Lösungshypothese lautet:

Für das Verhalten einer elektrorheologischen Flüssigkeit in einem hydraulischen System kann ein Modell entwickelt werden, das die Simulation und Auslegung elektrorheologischer Ventile ermöglicht.

Um die erforderlichen Ein- und Ausgangsgrößen des Modells zu identifizieren, muss das Ventil zunächst im Kontext des gesamten Aktorsystems betrachtet werden. Aus dieser Betrachtung können dann die Systemgrenzen definiert und die benötigten Fähigkeiten des Modells abgeleitet werden.

3.1 Komponenten des Aktorsystems

Für die Steuerung eines hydraulischen Aktors wird ein Aktorsystem benötigt, das aus folgenden Komponenten besteht:

- ▶ Pumpe zur Bereitstellung der hydraulischen Energie in Form von Druck und Volumenstrom
- ▶ Ventil zur Modulation der hydraulischen Energie
- ▶ Hydraulischer Aktor zur Wandlung der hydraulischen in mechanische Energie
- ▶ Sensoren (optional), zur Realisierung einer Regelung

- Steuerungscomputer/-elektronik zur Ansteuerung der Pumpe und Ventile, zum Auslesen der Sensoren sowie zur Regelung des Systems

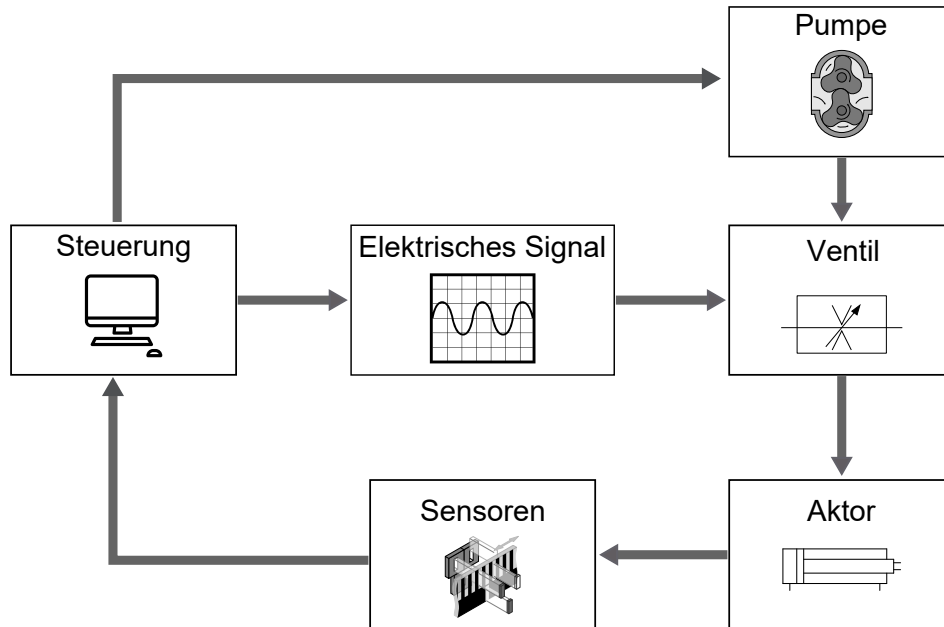


Abbildung 3.1: Aufbau des elektrorheologischen Aktorsystems (eigene Darstellung)

Der prinzipielle Aufbau eines elektrorheologischen Aktorsystems unterscheidet sich von einem allgemeinen hydraulischen Aktorsystem nur darin, dass den Ventilen nicht ein mechanisches Prinzip zugrunde liegt, sondern der elektrorheologische Effekt, also die lokale Erhöhung der Fließgrenze durch eine elektrische Spannung. Das Steuersignal des Ventils ist eine elektrische Hochspannung. Abbildung 3.1 zeigt das System schematisch. Da sich diese Arbeit auf das elektrorheologische Ventil beschränkt, wird die Systemgrenze so gesetzt, dass die Druckversorgung und der angesteuerte Aktor nicht Teil des Systems sind. Für die Entwicklung eines geeigneten Lösungskonzepts ist es dennoch von Bedeutung, zunächst alle Komponenten des Systems zu betrachten, um daraus Anforderungen etwa an die Gestalt oder die Ansteuerung des Ventils abzuleiten. In den folgenden Abschnitten werden für die einzelnen Komponenten Pumpe, Ventil und Aktor verschiedene Gestaltungsmöglichkeiten beschrieben, um anschließend eine geeignete Kombination zu identifizieren, mit der sich ein elektrorheologisches Aktorsystem umsetzen lässt.

3.1.1 Hydraulische Druckerzeugung

Für die Zuführung hydraulischer Energie stehen verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung, von denen mehrere Beispiele in Abbildung 3.2 gezeigt sind.

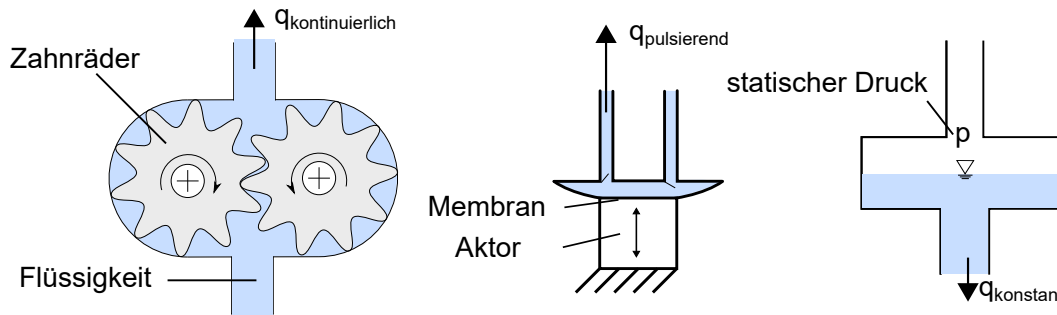


Abbildung 3.2: Arten hydraulischer Druckzuführung: Links: Zahnradpumpe (angelehnt an Gebhardt & Weber (2020)), Mitte: pulsierende Membranpumpe (angelehnt an Bach et al. (2015)), rechts: statische Druckzuführung (eigene Darstellung)

Für die **kontinuierliche Zuführung** des Fluids können Pumpen, beispielsweise Zahnradpumpen (Gebhardt & Weber (2020)) oder Schlauchpumpen (Leonhardt & Walter 2016), eingesetzt werden. Diese Pumpen erzeugen einen konstanten Volumenstrom, der meist einer geringen Pulsation unterliegt.

Eine **pulsierende Druckerzeugung** wird durch Pumpen wie Membranpumpen erzeugt (Eifler et al. 2009). Das Funktionsprinzip dieser Pumpen beruht auf dem abwechselnden Aufbau von Über- und Unterdruck. Je nach Verhältnis des Verdrängungsvolumens zum Volumen des hydraulischen Systems kann eine sehr starke Pulsation entstehen oder auch die Pulsation so gering sein beziehungsweise gedämpft werden, dass der Aufbau hoher Drücke nicht möglich ist. Die Pumpe muss in der Regel mit mehreren Ventilen gekoppelt werden, um aus dem pulsierenden Druckverlauf einen Volumenstrom zu erzeugen (Hoffman et al. 1998).

Bei der **statischen Druckzuführung** wird eine vorhandene Druckquelle wie beispielsweise Druckluft verwendet, um diesen Druck direkt auf das Hydraulikmedium zu übertragen. Hierdurch entsteht wieder eine

kontinuierliche Förderung. In einem stationären Strömungszustand ist die Zuführung eines konstanten Drucks gleichbedeutend mit der Zuführung eines konstanten Volumenstroms (siehe Gleichung 2.4).

In einem hydraulischen Aktorsystem haben Pumpen die Aufgabe, einen Druck und Volumenstrom aufzubauen, der dann durch ein Ventil moduliert und im Aktor in mechanische Energie umgesetzt wird.

3.1.2 Elektrorheologisches Ventil

Ein elektrorheologisches Ventil ist aus mechanischer Sicht einfacher aufgebaut als ein konventionelles Schaltventil, da es keine beweglichen Teile benötigt. Es besteht im einfachsten Fall aus einem hydraulischen Kanal mit integrierten Elektroden. Durch Anlegen einer elektrischen Spannung wird die Fließgrenze erhöht, sodass der ERF-Fluss erschwert wird, bis hin zum Stillstand. Für die Integration von Elektroden in einen Strömungskanal sind verschiedene Möglichkeiten vorstellbar, die in Abbildung 3.3 als Kanalquerschnitte gezeigt sind. Bei Ausführung a ist der Kanalquerschnitt rechteckig und die Elektroden sind an gegenüberliegenden Seiten angebracht. Dies hat den Vorteil, dass im Kanal ein homogenes elektrisches Feld entsteht, das heißt, die Feldstärke, die für den elektrorheologischen Effekt verantwortlich ist, ist im gesamten Querschnitt maximal.

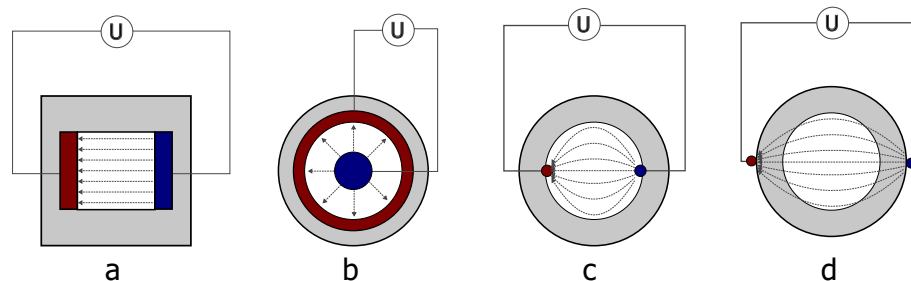


Abbildung 3.3: Mögliche Querschnitte für ein elektrorheologisches Ventil (eigene Darstellung)

Gleiches gilt für Ausführung b, bei der zwei konzentrische Elektroden den Kanal bilden und die Flüssigkeit im Spalt zwischen innerer und äußerer

Elektrode fließt. Auch hier entsteht aufgrund des konstanten Abstands der Elektroden ein homogenes Feld.

Eine Möglichkeit, Leitungen mit rundem Querschnitt einzusetzen, wie sie in der Hydraulik üblich sind, zeigt Ausführung c. Die Elektroden werden hier in die hydraulische Leitung integriert und sind in Kontakt mit der Flüssigkeit. Ein Nachteil dieser Ausführung ist, dass das elektrische Feld nicht homogen ist, das heißt, die maximale Feldstärke kann nur in der Kanalmitte, aber nicht an der oberen und unteren Wand erreicht werden. Da die Fließgrenze der ERF abhängig von der Feldstärke ist, wäre dies ein Nachteil für die erzielbare Druckdifferenz.

Eine letzte Möglichkeit ist schließlich Variante d. Hier wird wieder eine runde hydraulische Leitung eingesetzt, die Elektroden sind aber von außen an die Leitung angebracht. Vorteilhaft wäre hier eine sehr einfache Herstellung, da im einfachsten Fall Elektroden auf der Außenseite eines konventionellen Schlauchs angebracht werden können. Das System ist außerdem dicht, weil keine Durchföhrung durch die Kanalwand für die elektrische Kontaktierung vorgesehen werden muss. Ein Nachteil ist hier jedoch, dass durch die Wandstärke bedingt ein größerer Abstand zwischen den Elektroden besteht, der bei gleicher elektrischer Spannung zu einer geringeren Feldstärke föhrt. Außerdem ist die Materialauswahl des Schlauchs hier stark eingeschränkt, da der Werkstoff eine hohe Durchlässigkeit für elektrische Felder aufweisen muss. Das elektrische Feld ist, wie bei Variante c, nicht homogen.

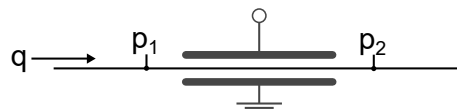


Abbildung 3.4: Schaltbild des elektrorheologischen Ventils (eigene Darstellung)

In Abbildung 3.4 ist das Schaltzeichen gezeigt, das in den folgenden Abschnitten für ein elektrorheologisches Ventil verwendet wird. Die geschaltete Druckdifferenz ist hier $\Delta p = p_1 - p_2$.

3.1.3 Elektrische Ansteuerung des Ventils

Für die Aktivierung der elektrorheologischen Flüssigkeiten mittels eines elektrischen Felds muss eine elektrische Hochspannungsquelle ausgewählt werden. Die benötigte Feldstärke wird anhand in der Literaturrecherche ermittelter typischer Werte mit maximal $5 \frac{kV}{mm}$ angenommen. Für die Bereitstellung der Spannung werden drei Ansteuerungsarten betrachtet, die in Abbildung 3.5 dargestellt sind. Hierbei handelt es sich um drei verbreitete Arten elektrischer Ansteuerung, die sich in einem Laboraufbau mit üblichen Hochspannungskomponenten umsetzen lassen.

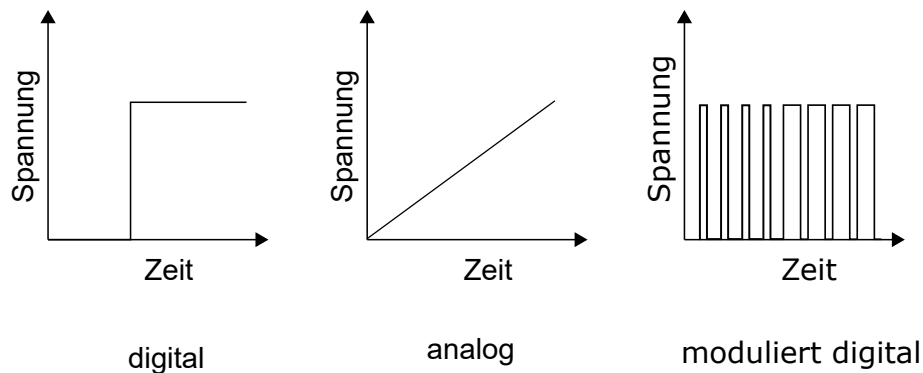


Abbildung 3.5: Elektrische Betriebsarten (eigene Darstellung)

Bei der **digitalen Ansteuerung** können die zwei Zustände „an“ und „aus“ angenommen werden, somit ist lediglich die Aktivierung oder Deaktivierung des elektrorheologischen Effekts mittels einer konstanten Spannung möglich. Die elektrische Spannung muss so gewählt werden, dass durch die Erzeugung des elektrischen Felds eine Fließgrenze in der ERF entsteht, die im Ventil zur erforderlichen Druckdifferenz führt. Es handelt sich um die einfachste Art einer elektrischen Ansteuerung, da lediglich eine konstante Spannungsversorgung und ein Schalter benötigt werden.

Bei der **analogen Ansteuerung** wird über den Betrag der elektrischen Spannung die elektrische Feldstärke variiert. Somit ist es möglich, die Fließgrenze auf einen bestimmten Wert einzustellen. Die Erzeugung der

elektrischen Spannung ist deutlich aufwändiger, da beliebige Spannungen in einem breiten Bereich erzeugt und gegebenenfalls geregelt werden müssen.

Bei der **modulierten digitalen Ansteuerung** wird die ERF mit schnellen Wechslen zwischen dem aktivierten und dem deaktivierten Zustand umgeschaltet. Das Verhältnis der Zustände kann dabei über eine Pulsweitenmodulation (PWM) eingestellt werden. Da elektrorheologische Flüssigkeiten über eine gewisse Reaktionszeit verfügen, kann bei höheren Frequenzen kein Wechsel mehr zwischen den Zuständen erfolgen. Allgemein kann eine PWM-Ansteuerung genutzt werden, um mit einer Festspannungsversorgung eine pseudo-analoge Spannung zu erzeugen, beispielsweise zur Steuerung von Elektromotoren.

3.1.4 Hydraulischer Aktor

Hydraulische Aktoren können in hydrostatische und hydrodynamische Aktoren unterteilt werden (Gebhardt & Weber 2020). Im Folgenden werden nur hydrostatische Aktoren betrachtet. Hierbei soll gezeigt werden, wie diese Aktoren in ein elektrorheologisches System integriert werden können.

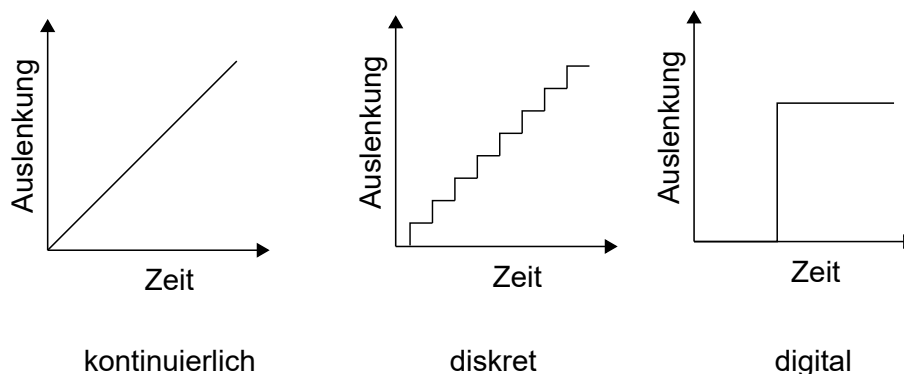


Abbildung 3.6: Betrachtete Bewegungsarten kontinuierlich, diskret und digital (eigene Darstellung)

Im Rahmen dieser Arbeit soll untersucht werden, wie sich verschiedene Aktorbewegungsarten mit hydrostatischen Aktoren und elektrorheolo-

gischer Steuerung umsetzen lassen. Hierzu werden drei Betriebsarten definiert, wie in Abbildung 3.6 dargestellt:

Als **digitaler Aktor** wird im Folgenden ein Aktor bezeichnet, der nur zwei Zustände kontrolliert annehmen kann. Dieses Ansteuerungsprinzip ist bei konventionellen pneumatischen Zylindern üblich, die nur bis zu ihren Endansschlägen eingefahren beziehungsweise ausgefahren werden können (Saravanakumar et al. 2017). Zwischenpositionen werden nur vorübergehend zum Erreichen der Endposition überfahren, nicht aber gezielt angefahren. Abbildung 3.7 zeigt das Funktionsprinzip eines solchen Aktors mit elektrorheologischen Ventilen. Hierfür wird ein einfachwirkender Zylinder mit mechanischer Rückstellfeder eingesetzt. Durch die Ansteuerung von Ventil 2 wird am Aktor der Druck erhöht, sodass dieser ausfährt. Wird Ventil 2 deaktiviert und Ventil 1 aktiviert, entsteht die Druckdifferenz am ersten Ventil und am Aktor liegt wieder ein geringerer Druck an, sodass dieser wieder einfährt. Für die elektrische Ansteuerung ist ein digitales Signal (an/aus) ausreichend. Die Druckzuführung kann über eine kontinuierliche Pumpe oder statischen Druck erfolgen.

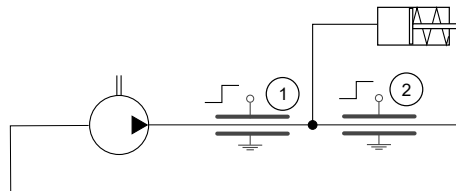


Abbildung 3.7: Digitaler Aktor (eigene Darstellung)

Kontinuierliche Aktoren haben einen definierten Bewegungsbereich, in dem jeder Punkt gezielt angefahren werden kann. Ein Beispiel hierfür sind konventionelle Hydraulikzylinder mit Servoansteuerung. Die Position kann dabei durch Zuführung einer definierten Fluidmenge gesteuert erfolgen oder mit der Rückkopplung eines zusätzlichen Positionssensors geregelt werden (Saravanakumar et al. 2017; Danaee et al. 2018).

Abbildung 3.8 zeigt zwei Beispiele für einen kontinuierlichen Aktorbetrieb mit Druckzuführung über einen konstanten Volumenstrom oder konstanten Druck. Im linken Beispiel wird wieder ein einfach wirkender Aktor

mit Rückstellfeder angesteuert. Durch eine analoge Ansteuerung kann der anteilige Druckabfall an den beiden Ventilen variiert werden, sodass der Druck am Aktor stufenlos steuerbar ist. Durch diesen Druck wird die Bewegung zum Ausfahren des Zylinders gesteuert, die Rückstellung erfolgt durch die Federkraft (Isermann 2008).

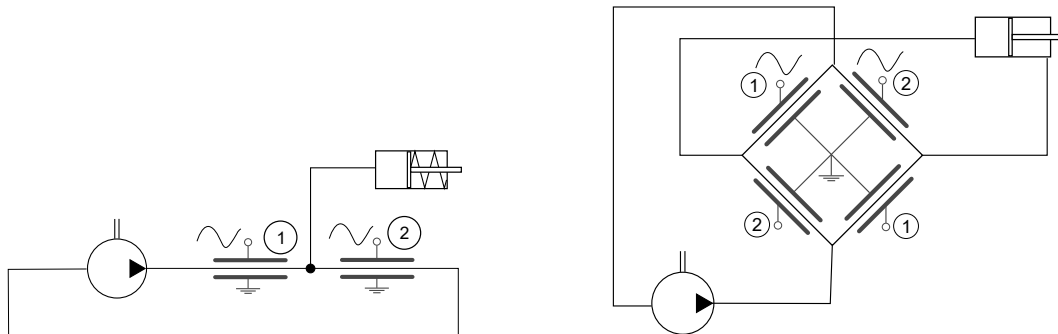


Abbildung 3.8: Kontinuierlicher Aktor: einfachwirkend (links) und doppelwirkend (rechts) (eigene Darstellung)

Im rechten Beispiel ist ein doppelt wirkender Aktor mit einer Brückenschaltung aus vier ERF-Ventilen mit analoger Ansteuerung verbunden. Die Kraft am Aktor kann durch Einstellung der beiden Drücke p_1 und p_2 und die daraus resultierende Druckdifferenz Δp erfolgen. Obwohl hier vier Elektrodenpaare notwendig sind, können diese elektrisch paarweise verschaltet werden. Die Ansteuerung ist somit ähnlich wie beim einfach wirkenden Aktor.

In beiden Fällen ist eine analoge Ansteuerung des Ventils notwendig, das heißt, das Ventil muss eine vorgegebene Fließgrenze der ERF kontinuierlich einstellen können. Die Druckzuführung kann über eine kontinuierliche Pumpe oder statischen Druck erfolgen.

Diskrete Aktoren verwenden ein oder mehrere digitale Aktorelemente, um bei jeder Aktivierung eines Aktorelements eine Bewegung um eine bestimmte Strecke beziehungsweise einen bestimmten Winkel zu erzeugen. Ein Beispiel hierfür sind hydraulische Schrittmotoren, bei denen mehrere hydraulische Aktoren jeweils eine zueinander versetzte Verzahnung auf ein Zahnrad drücken, um einen Motor um einen bestimmten Winkel zu

bewegen. Bei feiner Auflösung der Schritte ermöglichen diskrete Aktoren eine quasi-kontinuierliche Positionssteuerung mithilfe von digitalen Signalen (Fräger & Amrhein 2020).

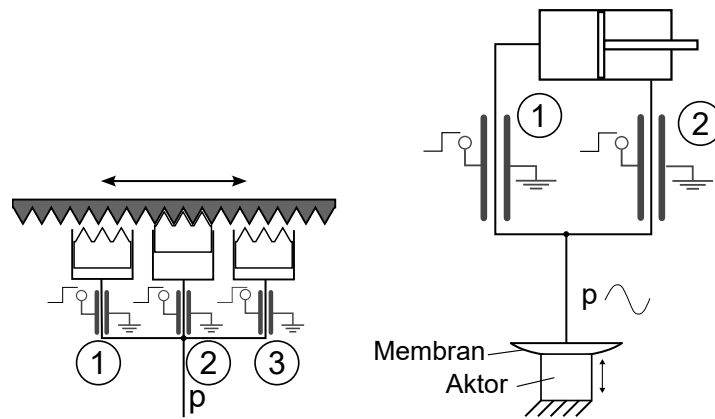


Abbildung 3.9: Diskrete Aktorkonzepte: schrittweise Ansteuerung durch Mechanik (links) und Hydraulik (rechts) (eigene Darstellung)

Für die diskrete Ansteuerung sind zwei Konzepte denkbar: Einen möglichen Aufbau zeigt Abbildung 3.9 links. Hier sind drei hydraulische Aktoren jeweils mit einer Verzahnung ausgestattet und greifen jeweils um eine Drittel Zahnbreite versetzt in eine Zahnstange ein. Durch die zyklische Ansteuerung der Aktoren in der Reihenfolge 1-2-3-1-2-3-... beziehungsweise 3-2-1-3-2-1-... kann eine schrittweise Bewegung in beide Richtungen erfolgen. Die Schrittweite ist hierbei durch die Verzahnung mechanisch vorgegeben. Die Geschwindigkeit ist durch die maximale Frequenz begrenzt, mit der die Ventile betrieben werden können. Für die Ansteuerung der Ventile ist eine digitale Ansteuerung (an/aus) ausreichend. Die Druckzuführung erfolgt über eine kontinuierliche Pumpe oder statische Druckzuführung.

Eine andere Möglichkeit eines diskreten Hydraulikaktors zeigt Abbildung 3.9 rechts. Bei diesem Konzept, das an die Ansteuerung des ERF-Mikroaktors von Miyoshi et al. (2016) angelehnt ist, wird ein doppeltwirkender hydraulische Aktor eingesetzt und die Druckzuführung erfolgt über eine pulsierende Pumpe. Hierfür kann beispielsweise eine piezoelektrische Membranpumpe verwendet werden. Synchron zur pulsierenden

Bewegung der Membran werden die beiden Elektroden abwechselnd angesteuert, sodass immer bei Überdruck das eine und bei Unterdruck das andere Ventil geöffnet ist. Wäre im gezeigten Beispiel immer bei Überdruck Ventil 1 geöffnet und bei Unterdruck Ventil 2, würde die ERF von der rechten in die linke Kammer des Aktors gefördert werden und der Aktor bewegt sich nach rechts. Bei dieser Ansteuerungsart erfolgt die Ansteuerung positionsgesteuert. Die Bewegung erfolgt schrittweise, die Länge eines Schritts ist dabei durch das verdrängte Fluidvolumen der Pumpe vorgegeben. Die maximale Geschwindigkeit hängt auch von der maximalen Frequenz ab, mit der die Membranpumpe und die ERF-Ventile betrieben werden können. Wie beim mechanisch-diskreten Konzept ist für die Ventile eine digitale elektrische Ansteuerung ausreichend.

3.2 Auswahl des Aktorsystems

Tabelle 3.1 zeigt eine Übersicht, mit welcher Art der hydraulischen Versorgung und welcher Art der elektrischen Ansteuerung die vorher beschriebenen Aktorkonzepte jeweils sinnvoll kombiniert werden können. Die modulierte digitale Ansteuerung wird hier als gleichbedeutend mit einer analogen Ansteuerung angesehen.

Tabelle 3.1: Kombinationsmöglichkeiten der Aktorsystemkomponenten

Aktorart	Druckversorgung			elektr. Ansteuerung	
	kont.	stat.	puls.	analog	digital
Digital	•	•		•	•
Kontinuierlich	•	•		•	
Diskret hydraulisch			•	•	•
Diskret mechanisch	•	•		•	•

Die Gegenüberstellung zeigt, dass durch eine pulsierende Druckversorgung die Aktorart auf hydraulisch-diskrete Aktoren beschränkt wäre.

Eine Druckversorgung mit statischem Druck oder kontinuierlichem Volumenstrom dagegen kann universell für die drei Aktorarten digital, kontinuierlich und mechanisch-diskret eingesetzt werden. Bei der elektrischen Ansteuerung ist die analoge Ansteuerung für alle Aktorarten einsetzbar. Aus diesem Grund wird als Aktorkonzept ein kontinuierlicher hydraulischer Aktor mit kontinuierlichem Volumenstrom oder statischer Druckzuführung und analoger elektrischer Ansteuerung gewählt. Dies stellt die anspruchsvollste Lösungskombination dar, da das Modell hierfür sowohl eine analoge Eingangsgröße (elektrische Spannung) als auch eine analoge Ausgangsgröße (Druck) besitzen muss. Durch die Auswahl dieser Kombination kann das zu entwickelnde Modell auch auf Aktorsysteme mit digitalen Elementen angewendet werden, da eine digitale Ansteuerung oder digitale Aktoren lediglich eine Vereinfachung analoger Ansteuerungen und Aktoren darstellen.

Die Zuführung hydraulischer Energie kann im Modell als konstanter Druck oder konstanter Volumenstrom angenommen werden. Hierdurch muss das Verhalten der Pumpe im Modell nicht berücksichtigt werden, wie es bei einer pulsierenden Pumpe der Fall wäre.

Obwohl das zu entwickelnde Ventilmodell universell einsetzbar sein soll und nicht für einen konkreten Aktor ausgelegt wird, soll an dieser Stelle als Orientierung für die Dimensionen des Zielsystems ein beispielhafter Aktor gezeigt werden. Hierzu wird als Anwendungsfall der aktuelle Forschungsstand eines Aktors aus einem Roboter für die interventionelle Radiologie gewählt (Siegfarth et al. 2020). Abbildung 3.10 zeigt, in welchem Kontext dieser Aktor eingesetzt wird. Das Modul einer hydraulisch angetriebenen Drehachse besteht aus zwei gegenüberliegenden hydraulischen Kolbenaktoren mit Durchmesser 4 mm, die mechanisch miteinander verbunden sind. Durch die Druckdifferenz zwischen der linken und rechten Seite wird eine Linearbewegung der Kolben erreicht, die über eine Verzahnung auf das Drehgelenk übertragen wird. Die benötigte Kraft des hydraulischen Aktors beträgt 10 N. Hieraus ergibt sich die benötigte Druckdifferenz $\Delta p = \frac{F}{A} = \frac{10 \text{ N}}{\pi \cdot (2 \text{ mm})^2} \approx 8 \text{ bar}$. Aufgrund des

zuvor ermittelten Stands der Technik erscheint diese Größenordnung zunächst realistisch.

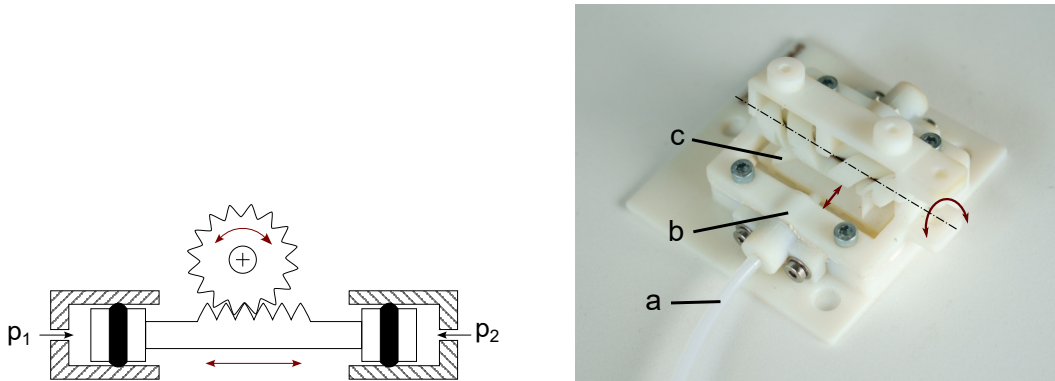


Abbildung 3.10: Hydraulisch angetriebenes Rotationsgelenk; links: Schnittbild mit Funktionsprinzip, rechts: Foto mit a) hydraulischer Druckzuführung, b) Kolbenaktoren (verdeckt), c) Übersetzung von linearer zu rotativer Bewegung (eigene Darstellung angelehnt an Pfeil et al. (2022))

3.3 Aufbau des Ventilmodells

Aus der Auswahl des Lösungskonzepts ergibt sich für das Ventil die Anforderung, dass mithilfe einer analogen Steuerspannung eine stufenlose Drucksteuerung ermöglicht werden soll. Somit muss das Modell als Eingänge eine konstante Druck- oder Volumenstromversorgung und eine variable Spannung erhalten. Als Ausgang soll das Modell einen Druck und Volumenstrom liefern.

Das Modell, das schematisch in Abbildung 3.11 gezeigt ist, kann in drei Komponenten unterteilt werden: Im ersten Schritt wird das elektrische Feld simuliert, das aufgrund der angelegten Hochspannung im Ventil entsteht. Die Modellierung soll in einer FEM-Simulation erfolgen. Im zweiten Schritt wird das Reaktionsverhalten der ERF auf Basis der elektrischen Feldstärke berechnet. Dies erfolgt in einem empirischen Modell. Im letzten Schritt erfolgt die hydraulische Simulation. Hier wird beschrieben, wie sich die Flüssigkeit mit den im vorherigen Schritt berechneten Eigenschaften im hydraulischen System verhält.

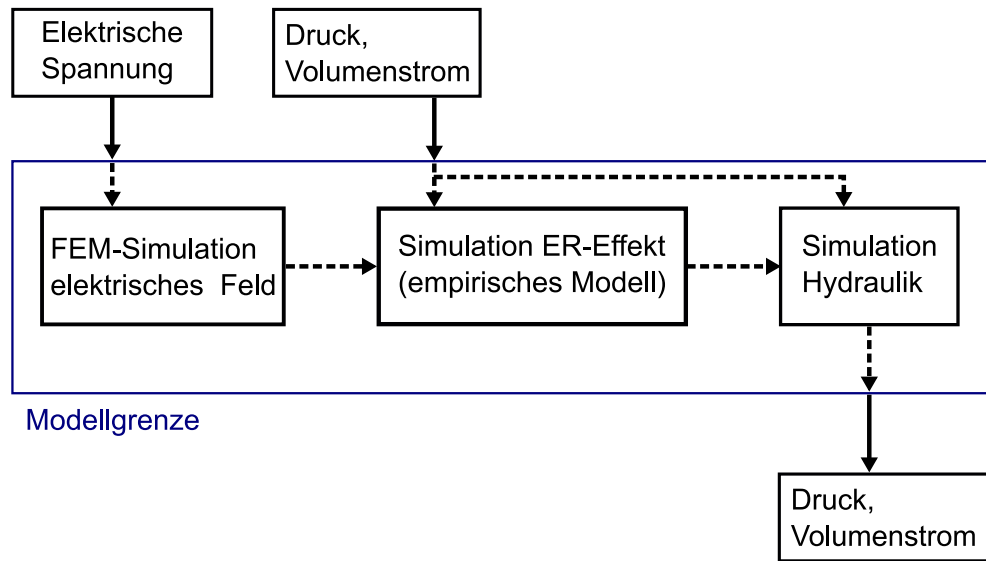


Abbildung 3.11: Schematischer Aufbau des Modells (eigene Darstellung)

Die Daten für die Simulation des elektrorheologischen Effekts müssen rein empirisch gewonnen werden. Für die Simulation des elektrischen Felds und der Hydraulik werden zwar auch empirisch ermittelte Stoffkennwerte benötigt, die Simulationen beruhen jedoch auf numerischen physikalischen Simulationen. Diese werden in den folgenden Abschnitten näher beschrieben.

3.4 Elektrische Modellbildung

Das Ziel der elektrischen Modellbildung ist die Umwandlung der elektrischen Spannung in ein räumlich aufgelöstes elektrisches Feld, um anschließend die Fließgrenze der ERF auf Basis des Felds zu simulieren. Dies wird in Form einer statischen FEM-Simulation umgesetzt. Darüber hinaus kann es erforderlich sein, das dynamische Verhalten des elektrischen Systems zu berücksichtigen. Dies ist insbesondere dann der Fall, wenn hochfrequente Wechselspannungen zum Einsatz kommen und das elektrorheologische Ventil als Kondensator betrachtet wird.

Das elektrische Feld wurde in einem FEM-Modell simuliert. Hierzu wurde die Software Comsol Multiphysics 5.4 mit dem Modul AC/DC eingesetzt. Mit der Auswahl einer Multiphysik-Simulationssoftware wurde gegen-

über eines rein elektrischen Simulationssystems die Möglichkeit offen gehalten, die Simulation bei Bedarf auf weitere physikalischer Vorgänge wie Hydraulik oder Mechanik zu erweitern. Alle Simulationen wurden zweidimensional unter der Annahme eines rechteckigen Querschnitts des Hydraulikkanals durchgeführt. Ein rechteckiger Querschnitt wurde gewählt, da sich dabei mittels Elektroden an gegenüberliegenden Kanalwänden eine homogene Feldstärke umsetzen lässt und sich in der experimentellen Validierung durch eine Schichtbauweise verschiedene Kanalverläufe aufbauen lassen. Der Hydraulikkanal mit Elektroden wurde zunächst per CAD entworfen und anschließend in Comsol importiert. Den Geometrien wurden drei Werkstoffe aus der in Comsol enthaltenen Materialbibliothek zugewiesen: 'Al - Aluminium' für die Elektroden, 'Nylon' für Kunststoffteile und 'Transformer oil' für den Kanal beziehungsweise die Flüssigkeit. Abbildung 3.12 zeigt die Materialzuordnung anhand eines einfachen Modells, bei dem ein hydraulischer Kanal mit Breite 1 mm als Aussparung in einem Kunststoffteil mit den Abmessungen $60 \times 20 \text{ mm}^2$ vorhanden ist und in der Mitte des Kanals zwei gegenüberliegende Elektroden für die Aktivierung der ERF vorhanden sind. Die beiden Elektroden wurden jeweils mit einem elektrischen Potential aus dem Paket versehen. Dabei wurde für die untere Elektrode immer das Potential 0 V und für die obere Elektrode abhängig von der durchgeführten Simulation ein Wert im Bereich 0-5 kV gewählt. Die Feinheit des Netzes wurde auf 'extremely fine' gesetzt, um im Kanal eine hoch aufgelöste Feldsimulation zu erhalten. Das Simulationsergebnis, das für die spätere Evaluation benötigt wird, ist die elektrische Feldstärke. Diese kann als Betrag und aufgeteilt nach x- und y-Komponente für jeden Punkt berechnet werden. Eine Simulation des Flusses der elektrorheologischen Flüssigkeit erfolgt nicht im FEM-Modell. Diese wird im folgenden Abschnitt näher erläutert. Die FEM-Simulation kann jedoch dafür eingesetzt werden, um Stoffkennwerte, die nur vom elektrischen Feld abhängen, aus der Simulation des Feldes abzuleiten. Auf dieses Vorgehen wird in den Abschnitten der jeweiligen Versuche, in denen es

angewendet wird, näher eingegangen.

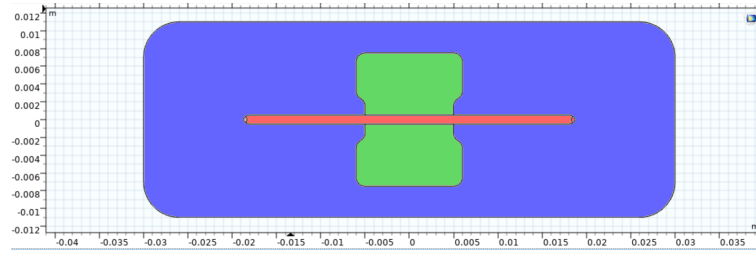


Abbildung 3.12: Einfacher Kanal in Comsol mit Materialzuordnung: Nylon (blau), Aluminium (grün), Öl (rot) (eigene Darstellung)

Neben der statischen FEM-Simulation erfolgt zunächst eine einfache dynamische Betrachtung anhand des zuvor gezeigten Kanalmodells. Der Aufbau des elektrorheologischen Ventils mit zwei gegenüberliegenden Elektroden und einem Dielektrikum im Kanal entspricht aus elektrotechnischer Sicht einem Plattenkondensator. Die Kapazität des Kondensators wird in einer ersten Abschätzung als klein angenommen, da die Elektroden im Vergleich zu typischen Kondensatoren eine kleine Oberfläche und einen großen Abstand zueinander haben. Trotzdem kann es notwendig sein, die Einflüsse des Kondensators in einem dynamischen Modell zu berücksichtigen, da ein Kondensator bei höheren Frequenzen starke Auswirkungen auf ein elektrisches System haben kann. Die Kapazität C eines Plattenkondensators, bei dem der Raum zwischen den Leitern mit einem Dielektrikum gefüllt ist, beträgt nach Tipler et al. (2019)

$$C = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{A}{d} \quad (3.1)$$

mit der Permittivität des Vakuums ε_0 , der Permittivitätszahl des Dielektrikums ε_r , der Plattenfläche A und dem Plattenabstand d . Im Falle des ERF-Ventils ist A die Oberfläche der Elektrode (hier: 10×1 mm), d der Elektrodenabstand (hier: 1 mm) und ε_r die Permittivitätszahl der ERF. Da ε_0 eine Konstante ist und A und d im Einzelfall aus der Ventilgeometrie abgeleitet werden können, ist hier ε_r die einzige Unbekannte und muss experimentell bestimmt werden.

Die Zeitkonstante t_C eines Kondensators mit Kapazität C , der über einen Widerstand R geladen wird, beträgt nach Tipler et al. (2019)

$$t_C = R \cdot C \quad (3.2)$$

Gleichung 3.1 mit dem Zahlenwert der Naturkonstante ε_0 , eingesetzt in Gleichung 3.2, führt zu

$$t_C = R \cdot 8,854 \cdot 10^{-12} \frac{As}{Vm} \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{A}{d} \quad (3.3)$$

Mit der Zeitkonstante kann bei einer dynamischen Betrachtung des elektrorheologischen Effekts ein möglicher Einfluss der Kondensatoreigenschaft abgeschätzt und bei Verwendung von Wechselspannungen eine Grenzfrequenz bestimmt werden, bis zu der ein dynamischer Betrieb möglich ist. Diese Betrachtung erfolgt später nach der experimentellen Bestimmung von ε_r und mit den jeweils relevanten geometrischen Elektrodenabmessungen, mit denen die experimentelle Validierung durchgeführt wird.

3.5 Hydraulische Modellbildung

Unter der Annahme einer idealen, inkompressiblen Flüssigkeit besteht in einem Hydraulikkanal ein proportionaler Zusammenhang zwischen Schubspannung und Druckdifferenz. Dies führt dazu, dass sich Änderungen der Fließgrenze einer ERF sofort als Änderung der Druckdifferenz bemerkbar machen und somit der Druck mit den gleichen Zeitkonstanten verändert werden kann wie die ER-Fließgrenze. In der Praxis liegt für ein hydraulisches System jedoch eine gewisse Kompressibilität vor, die vor allem durch einen Gasgehalt der ERF, Luftblasen im System und die mechanische Nachgiebigkeit der hydraulischen Komponenten entsteht Gebhardt & Weber (2020). Im Folgenden sollen zunächst die Einflussfaktoren auf die Kompressibilität abgeschätzt werden. Anschließend wird ein

hydraulisches Modell gebildet, das die Kompressibilität berücksichtigt.

3.5.1 Abschätzung der Kompressibilität

Ein reales hydraulisches System muss aufgrund mehrerer Faktoren als kompressibel betrachtet werden (Gebhardt & Weber 2020). Der Begriff Kompressibilität wird daher im Folgenden nicht nur in seiner eigentlichen Definition als Kehrwert des Kompressionsmoduls der Flüssigkeit und somit als feste Stoffeigenschaft verwendet, sondern zusammenfassend für verschiedene Einflüsse, die im hydraulischen System zu einer Kompression der Flüssigkeit führen. Die hier betrachteten Einflüsse sind der Kompressionsmodul der Flüssigkeit selbst, Gaseinschlüsse, die in der Flüssigkeit zu einer Erhöhung der Kompressibilität führen, sowie die mechanische Elastizität der hydraulischen Elemente wie Schläuche und Verbinder. Die Erhöhung des Drucks führt zu einer Kompression des Hydraulik-Mediums und gleichzeitig zu einer Erhöhung des Volumens durch Aufdehnung der Leitungen. Diese Dehnung hat auf das Hydrauliksystem die gleichen Auswirkungen wie eine kompressible Flüssigkeit, nämlich eine Änderung des Flüssigkeitsvolumens im System.

Die Kompressibilität kann für die einzelnen Einflüsse berechnet werden, um die jeweiligen Einflüsse auf das System abzuschätzen:

Fluid

Für Flüssigkeiten und Gase kann die Volumenänderung, die durch eine Druckänderung hervorgerufen wird, über den Kompressionsmodul K berechnet werden:

$$\frac{\Delta V}{V} = -\frac{\Delta p}{K} \quad (3.4)$$

Der Kompressionsmodul ist eine Stoffkonstante und beträgt beispielsweise $1 - 1,6 \text{ GPa}$ für Mineralöl (Will et al. 2007) und $2,2 \text{ GPa}$ für Wasser unter Normalbedingungen (Lüders & Oppen 2012).

Gaseinschlüsse

Der Kompressionsmodul von Luft beträgt etwa $1 \cdot 10^{-4} \text{ GPa}$ (Sigloch 2008) und ist somit um mehrere Größenordnungen kleiner als bei Öl oder Wasser. Bereits kleine Mengen Luft können somit zu einer starken Erhöhung der Kompressibilität führen (Will et al. 2007).

Dehnung der Leitung

Wird eine hydraulische Rohrleitung mit Innendruck beaufschlagt, erfolgt eine Dehnung. Die Berechnung erfolgt ausgehend von Altenbach (2018): Die Radialspannung σ in der Leitung mit Innenradius r_i und Wandstärke t aufgrund des Drucks p_i beträgt

$$\sigma = p_i \cdot \frac{r_i}{t} \quad (3.5)$$

Die Durchmesseränderung der Leitung Δd bei Durchmesser d , Radialspannung σ und Elastizitätsmodul E beträgt

$$\Delta d = d \cdot \frac{\sigma}{E} \quad (3.6)$$

Analog gilt für den Innenradius

$$\Delta r_i = r_i \cdot \frac{\sigma}{E} = \frac{p_i \cdot r_i^2}{E \cdot t} \quad (3.7)$$

Die Änderung des Innenvolumens des Schlauchs ergibt sich durch Subtraktion des Endvolumens vom Anfangsvolumen vor der Änderung:

$$\Delta V = \pi \cdot (r_i + \Delta r_i)^2 \cdot L - \pi \cdot r_i^2 \cdot L = \pi \cdot (\Delta r_i^2 + 2 \cdot r_i \cdot \Delta r_i) \cdot L \quad (3.8)$$

Mit $V = \pi \cdot r_i^2 \cdot L$ gilt

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta r_i^2}{r_i^2} + 2 \cdot \frac{\Delta r_i}{r_i} \quad (3.9)$$

Gleichung 3.7 eingesetzt in Gleichung 3.9 ergibt schließlich das Verhältnis von Volumenänderung zu Volumen, das durch den Innendruck in der Leitung hervorgerufen wird:

$$\frac{\Delta V}{V} = \left(\frac{p_i \cdot r_i}{E \cdot t}\right)^2 + 2 \cdot \frac{p_i \cdot r_i}{E \cdot t} \quad (3.10)$$

Vergleich der Einflüsse auf die Kompression

Um die Einflüsse der einzelnen Komponenten auf das hydraulische System abzuschätzen, wird folgende Beispielrechnung durchgeführt: Ein Schlauch aus dem Kunststoff PEEK ($E = 3,6 \text{ GPa}$) mit Innendurchmesser 1 mm und Außendurchmesser 1,6 mm ist mit dem Hydraulikmedium Öl ($K = 1,4 \text{ GPa}$) gefüllt. Neben dem Öl befindet sich ein Luftanteil von 1 % in der Leitung.

Bei Druckbeaufschlagung des Systems mit einem Innendruck von 1 MPa ergeben sich nach den gezeigten Formeln die Zahlenwerte $\frac{\Delta V}{V} = 0,7 \cdot 10^{-3}$ für reines Öl, $\frac{\Delta V}{V} = 9,9 \cdot 10^{-3}$ für Öl mit Lufteinschluss und $\frac{\Delta V}{V} = 1,9 \cdot 10^{-3}$ für die Aufdehnung des Schlauchs. Dies zeigt deutlich, dass bereits geringe Lufteinschlüsse die Kompression maßgeblich beeinträchtigen und daher im realen System berücksichtigt werden müssen.

3.5.2 Hydraulisches Modell

Das hydraulische Modell soll drei physikalische Effekte beschreiben: Die Druckdifferenz im Ventil aufgrund des elektrorheologischen Effekts, die viskositätsbedingten Druckunterschiede im System und den Einfluss der Kompressibilität, wie im vorherigen Kapitel beschrieben.

Hierzu wird zunächst ein generisches hydraulisches Segment modelliert, das durch entsprechende Parametrisierung die Funktion verschiedener

Elemente des fluidischen Systems wie Pumpe, Schlauch oder ER-Ventil annimmt. Das Segment hat, wie in Abbildung 3.13 gezeigt, jeweils einen Eingangs- und Ausgangsdruck und eine Eingangs- und Ausgangsflussrate. Über diese Schnittstellen werden die Segmente zu einer hydraulischen Kette verbunden. Ein weiterer Eingang ist die Fließgrenze der Flüssigkeit. Die Fließgrenze ist eine Eingangsgröße des Segments, da sie bei einem ER-Ventil zeitlich veränderbar sein soll. Die weiteren Stoffeigenschaften wie Basisviskosität und Kompressibilität sowie die geometrischen Abmessungen des Elements sind nicht veränderlich und werden daher als Konstanten in das jeweilige Segment integriert.

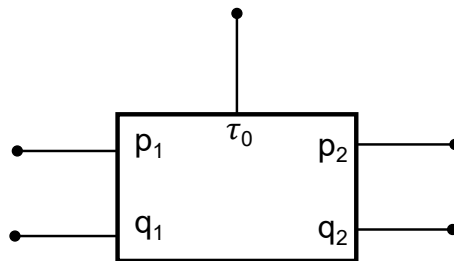


Abbildung 3.13: Schema eines Einzelsegments des hydraulischen Modells (eigene Darstellung)

Durch Verbinden mehrere Segmente zu einer hydraulischen Kette können Flussrate und Druck im System simuliert werden. Es werden die folgenden Randbedingungen gesetzt:

1. Die Flussrate am ersten Segment ist vorgegeben, da das System mit einer Spritzenpumpe bei konstanter Flussrate betrieben wird.
2. Der Druck am Ausgang des letzten Segments beträgt 0 Pa und entspricht somit einem offenen Leitungsende in der Fluidmechanik. Alle Druckwerte im System sind somit Relativdrücke gegenüber dem Umgebungsdruck.

Da die Flussrate am ersten Segment vorgegeben wird und der Druck am letzten Segment bekannt ist, wird das Modell so aufgebaut, dass die Flussraten ausgehend vom ersten Segment und der Druck ausgehend vom

letzten Segment berechnet wird, das heißt q_1 und p_2 sind Eingänge, q_2 und p_1 sind Ausgänge. Für die Modellbildung werden folgende Berechnungen herangezogen:

Die Druckdifferenz im hydraulischen Kanal, bedingt durch die Viskosität η und Fließgrenze τ_0 , beträgt nach Gleichung 2.6

$$\Delta p(\tau_0, q) = \frac{12 \cdot \eta \cdot l}{b \cdot h^3} \cdot q + \frac{2 \cdot l}{h} \cdot \tau_0 \quad (3.11)$$

Umgestellt ergibt dies für die Flussrate am Ausgang des Segments

$$q_2(\tau_0, \Delta p) = \begin{cases} (\Delta p - \frac{2 \cdot l}{h} \cdot \tau_0) \cdot \frac{h^3 \cdot b}{12 \cdot \eta \cdot l} & \text{für } \Delta p > \frac{2 \cdot l}{h} \cdot \tau_0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (3.12)$$

Die Fallunterscheidung ist hier notwendig, da Gleichung 2.6 die maximal erreichbare Druckdifferenz beschreibt, die auf $\frac{2 \cdot l}{h} \cdot \tau_0$ begrenzt ist. Die Druckdifferenz durch den elektrorheologischen Effekt kann also nie höher sein als der Eingangsdruck. In diesem Fall würde sich rechnerisch eine negative Flussrate einstellen.

Um den Effekt des elektrorheologischen Ventils zu beschreiben, wird davon ausgegangen, dass beim Anlegen der elektrischen Spannung die Flüssigkeit behindert wird und somit die Flussrate am Ausgang geringer ist als am Eingang. In der Folge kommt es zur Kompression der ERF und der Druck im Ventil steigt an. Sobald die Fließgrenze der ERF überschritten ist, fließt wieder mehr Flüssigkeit ab.

Aus Gleichung 3.4 für den Kompressionsmodul folgt für die Druckdifferenz Δp_K , die in Folge der Kompression entsteht:

$$\Delta p_K = -K \cdot \frac{\Delta V}{V} \quad (3.13)$$

Die Volumenänderung ΔV erhält man, indem die Differenz aus Flussrate des Abflusses und des Zuflusses gebildet und über die Zeit integriert wird:

$$\Delta V = \int (q_1(t) - q_2(t)) dt \quad (3.14)$$

Somit ist die Druckänderung infolge der Kompression

$$\Delta p_K = -K \cdot \frac{\int (q_1(t) - q_2(t)) dt}{V_0} \quad (3.15)$$

mit dem Anfangsvolumen V_0 , das sich aus der Geometrie des Segments ergibt. Die Druckberechnung im Modell erfolgt in der hydraulischen Kette von rechts nach links, somit gilt

$$p_1 = p_2 + \Delta p_K \quad (3.16)$$

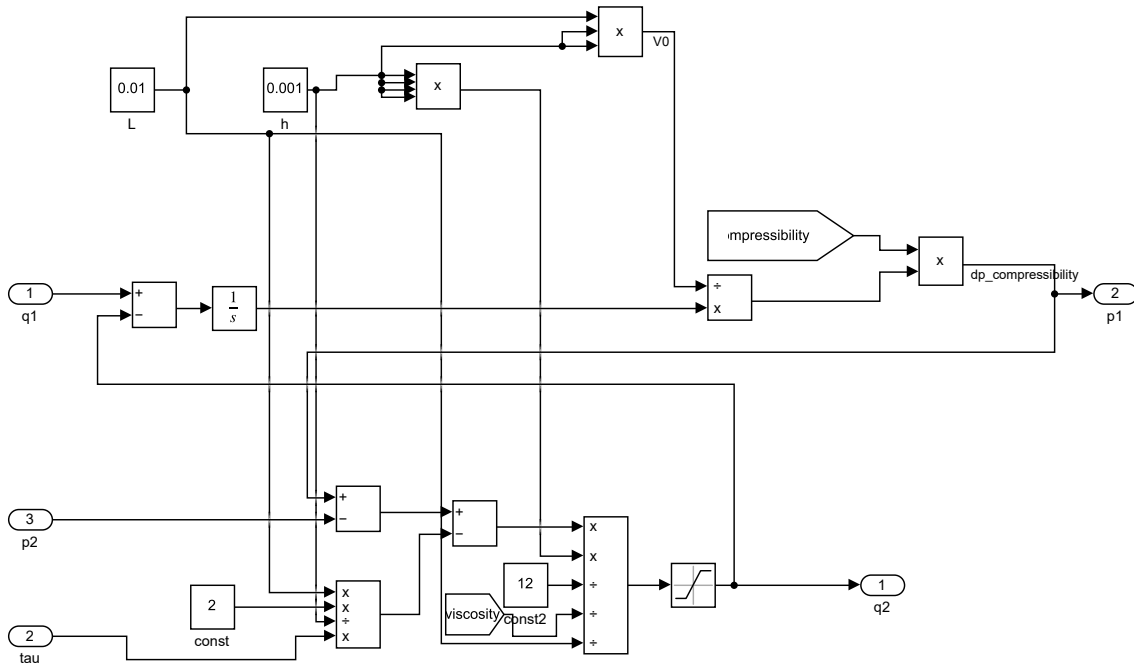


Abbildung 3.14: Einzelsegment des hydraulischen Modells in Simulink (eigene Darstellung)

Die Umsetzung der hydraulischen Modellierung in einen Simulink-Block zeigt Abbildung 3.14. Der Block besitzt die Eingänge Druck (p_2), Flussrate (q_1) und Fließgrenze (τ) sowie die Ausgänge Druck (p_1) und Flussrate (q_2). Die Stoffeigenschaften Kompressibilität und Viskosität

werden aus der globalen Definition des Gesamtmodells abgerufen, die für das Segment spezifischen Parameter Länge (L) sowie Spalthöhe und -breite (h) sind als Konstanten vorgegeben.

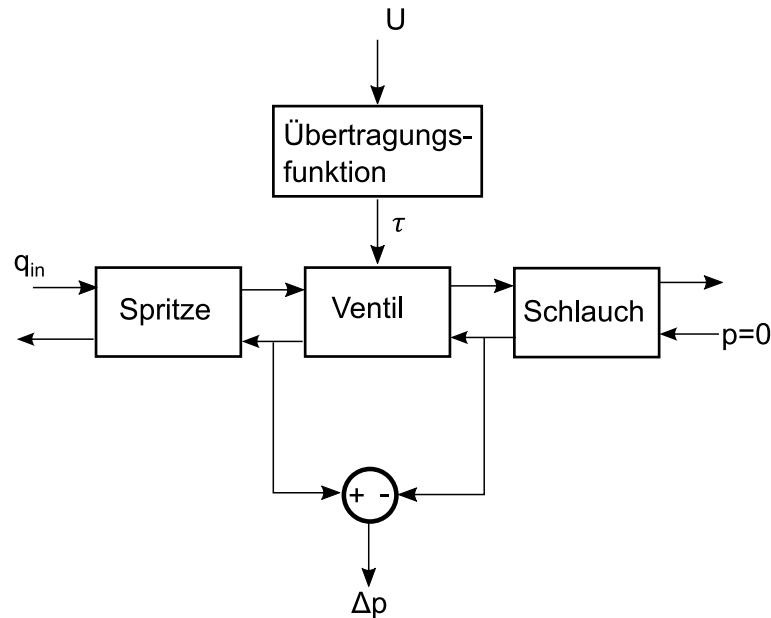


Abbildung 3.15: Schema des hydraulischen Modells (eigene Darstellung)

Abbildung 3.15 zeigt, wie ein einfaches Minimalmodell als Kette mit drei Elementen aufgebaut werden kann. Hierzu wird angenommen, dass das hydraulische System lediglich aus einer Spritzenpumpe, einem rheologischen Ventil und einem Abflussschlauch besteht. An der Spritzenpumpe als erstes Element der Kette wird eine konstante Flussrate vorgegeben. Dies beschreibt die Spritze. Der Segment-Eingang 'Fließgrenze' wird nur beim Segment 'Ventil' genutzt. Bei den anderen Segmenten gilt der Standardwert $\tau_0 = 0$. Die Differenz des Drucks vor und hinter dem Ventil ist die Ausgabegröße des Modells. Die Umwandlung der elektrischen Spannung in die ERF-Fließgrenze muss als Übertragungsfunktion experimentell ermittelt werden.

Nachdem das Modell aufgestellt wurde, beginnt der experimentelle Teil. Hierbei werden zunächst die Materialeigenschaften und fehlenden Bestandteile des Modells empirisch bestimmt, um anschließend das Modell mittels Simulation und Messungen zu validieren.

Experimentelle Validierung

Um die Modellbildung des elektrorheologischen Hydrauliksystems vornehmen zu können, war zunächst eine Charakterisierung der ERF erforderlich. Hierbei mussten Stoffparameter wie Viskosität und Fließgrenze, aber auch komplexere Zusammenhänge wie das zeitliche Verhalten der Fließgrenze bei Änderung des elektrischen Felds bestimmt werden. Um diese Messungen durchzuführen, wurde ein Versuchsaufbau entwickelt.

Im Versuchsaufbau sollten Messungen mit elektrorheologischen Flüssigkeiten sowohl in einem Rotationsrheometer als auch in einem hydraulischen System durchgeführt werden. Das Rotationsrheometer wurde hier als etabliertes Standardverfahren in der Rheologie gewählt. Das hydraulische System entspricht der späteren Anwendung, bei der der Fluidstrom über ein elektrorheologisches Ventil gesteuert werden soll. Das Ziel war es, die Flüssigkeit im Rheometer zu charakterisieren und die gemessenen Eigenschaften im Anschluss auf ein hydraulisches System zu übertragen.

Um die Komponenten des Versuchsaufbaus auslegen zu können, beispielsweise durch Festlegung der erforderlichen Messbereiche, musste zunächst eine elektrorheologische Flüssigkeit ausgewählt werden. Es wurde eine ERF von Smart Materials Laboratory, Hong Kong, unter der Bezeichnung GER STD 0201 hergestellt und als nichtkommerzielle Probe zur Verfügung gestellt. Bei dieser Flüssigkeit handelt es sich um eine Nanopartikel-ERF auf Basis von TiO_2 -Partikeln und Silikonöl. Zum Zeitpunkt der Arbeit handelte es sich um die einzige verfügbare ERF

auf Basis von Nanopartikeln. Die wichtigsten Daten dieser Flüssigkeit sind in Tabelle 4.1 aufgelistet.

Tabelle 4.1: Eigenschaften der ERF 'GER STD 0201' (Smart Materials Laboratory 2013a; Smart Materials Laboratory 2013b)

Eigenschaft	Wert
Bestandteile	Silikonöl, Titandioxid
Massenanteil Partikel	50 %
Dynamische Viskosität	60 mPas
Mittlere Partikelgröße	100 nm
Fließgrenze bei 5 kV/mm	80 kPa
Stromdichte bei 2 kV/mm	4 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$
Reaktionszeit	< 3 ms

Die Eigenschaften der Flüssigkeit führten zu ersten Anforderungen an den Versuchsaufbau: Ausgehend von der Zielgröße des hydraulischen Systems mit Kanaldurchmessern in der Größenordnung von einem Millimeter wurde zur Ansteuerung der ERF eine Hochspannungsquelle mit maximaler Spannung 5 kV und Stromstärke im μA - oder niedrigen mA-Bereich benötigt, um mit einer Feldstärke von 5 kV/mm und geringem Strom arbeiten zu können. Um neben statischen auch dynamische Eigenschaften der ERF zu bestimmen, mussten die Messdaten aufgrund der Reaktionszeit der ERF von unter 3 ms mit Frequenzen im kHz-Bereich aufgenommen werden.

4.1 Laboraufbau

In den folgenden Abschnitten sollen die Bestandteile des Laboraufbaus beschrieben werden. Hierbei handelt es sich um ein Rotationsrheometer für rheologische Messungen und ein hydraulisches System, das die Messung von Druckdifferenzen bei einer fließenden ERF unter Einwirkung eines elektrischen Felds ermöglicht. Durch die Eigenentwicklung bietet der

Versuchsaufbau die Möglichkeit, Messprotokolle nach Bedarf zu konfigurieren und Messungen durchzuführen, für die keine Standard-Protokolle existieren.

4.1.1 Rheometer

Für die Messung rheologischer Eigenschaften der ERF unter Einwirkung elektrischer Felder war ein Rheometer erforderlich, bei dem die Flüssigkeit während der Messung mit einer Hochspannung elektrisch kontaktiert werden kann, ohne dass die Hochspannung die elektrischen Rheometerkomponenten beeinflusst.

Rotationsrheometer sind ein Standardinstrument zur Messung rheologischer Eigenschaften von Flüssigkeiten. Grundsätzlich besteht ein Rotationsrheometer aus einem Rotor und einem Stator, zwischen denen sich die zu vermessende Flüssigkeit befindet. Durch den motorischen Antrieb des Rotors wird eine Relativbewegung gegenüber dem Stator erzeugt. Die Flüssigkeit fließt und überträgt ein Drehmoment auf den Stator. Das auf den Stator übertragene Moment wird über einen Drehmomentsensor gemessen. Durch Umrechnung von Drehzahl und Drehmoment in die rheologischen Größen Scherrate und Scherspannung kann beispielsweise die Fließkurve der Flüssigkeit aufgezeichnet werden.

Als Rheometerprinzip wurde eine Platte-Platte-Anordnung gewählt, da mit dieser Anordnung ein geringeres Fluidvolumen für die Messung benötigt wird als beispielsweise bei einer Zylinder-Anordnung und nur eine begrenzte ERF-Menge zur Verfügung stand. Andere Anordnungen wie Kegel-Platte sind für elektrorheologische Messungen nicht zielführend, da hier aufgrund des nicht konstanten Plattenabstands kein homogenes elektrisches Feld erzeugt werden kann.

Für die Durchführung von Messungen des elektrorheologischen Effekts wurde ein Platte-Platte-Rheometer entwickelt, bei dem die beiden Platten aus Edelstahl eine weitere Funktion als Hochspannungselektroden erfüllen. Um gegen die elektrische Hochspannung zu isolieren, wurde

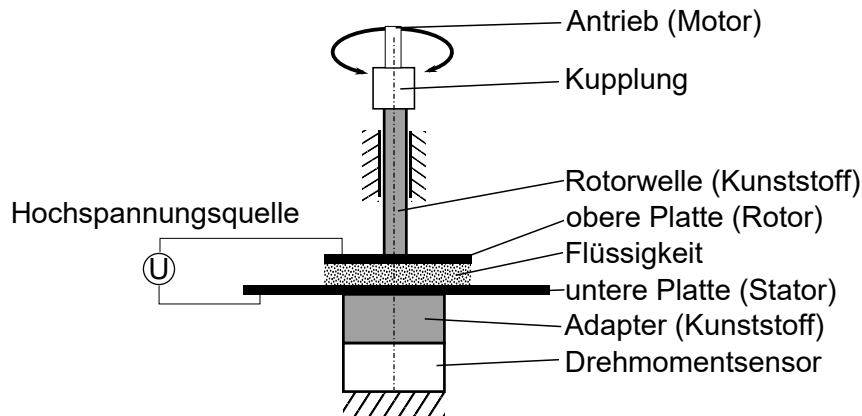


Abbildung 4.1: Schema des Platte-Platte-Rheometers (eigene Darstellung)

der Abschnitt der Rotorwelle zwischen Kupplung und oberer Platte sowie der Adapter zwischen Drehmomentsensor und unterer Platte aus isolierendem Kunststoff gefertigt. Die Hochspannung wird über einen statischen Federkontaktstift auf die untere Platte und über einen Schleifkontakt auf die obere rotierende Platte übertragen. Abbildung 4.1 zeigt das Funktionsschema mit dem Antrieb am Rotor und dem Drehmomentsensor am Stator. Eine Explosionszeichnung des Rheometers zeigt Abbildung 4.2. Der gesamte obere Block mit Motor, Kupplung, Welle und oberer Rheometerplatte ist auf einer Linearführung mit Feststellmechanismus angebracht. Der für rheologische Messungen benötigte Spalt zwischen den Platten wird über eine Mikrometerschraube eingestellt. Die Flüssigkeitsaufnahme ist ein austauschbares Gefäß, bestehend aus einem Metallboden und einem hohen Kunststoffrand. Die Flüssigkeit wird außerhalb des Rheometers in das Gefäß eingefüllt, anschließend wird das Gefäß in die Kunststoffaufnahme eingeschoben, die gleichzeitig der elektrische Isolator zum Drehmomentsensor ist. Am hinteren Anschlag erfolgt die elektrische Kontaktierung über einen Federkontaktstift. An der oberen Platte erfolgt die Kontaktierung über eine vorgespannte Torsionsfeder als Schleifring.

Bei den meisten kommerziellen Rheometern ist der Drehmomentsensor am Rotor angebracht. Entsprechend Shen et al. (2005) ist aber davon auszugehen, dass der gezeigte, technisch einfacher umzusetzende, Aufbau mit einem nicht-rotierenden Drehmomentsensor am Stator zu ausreichend

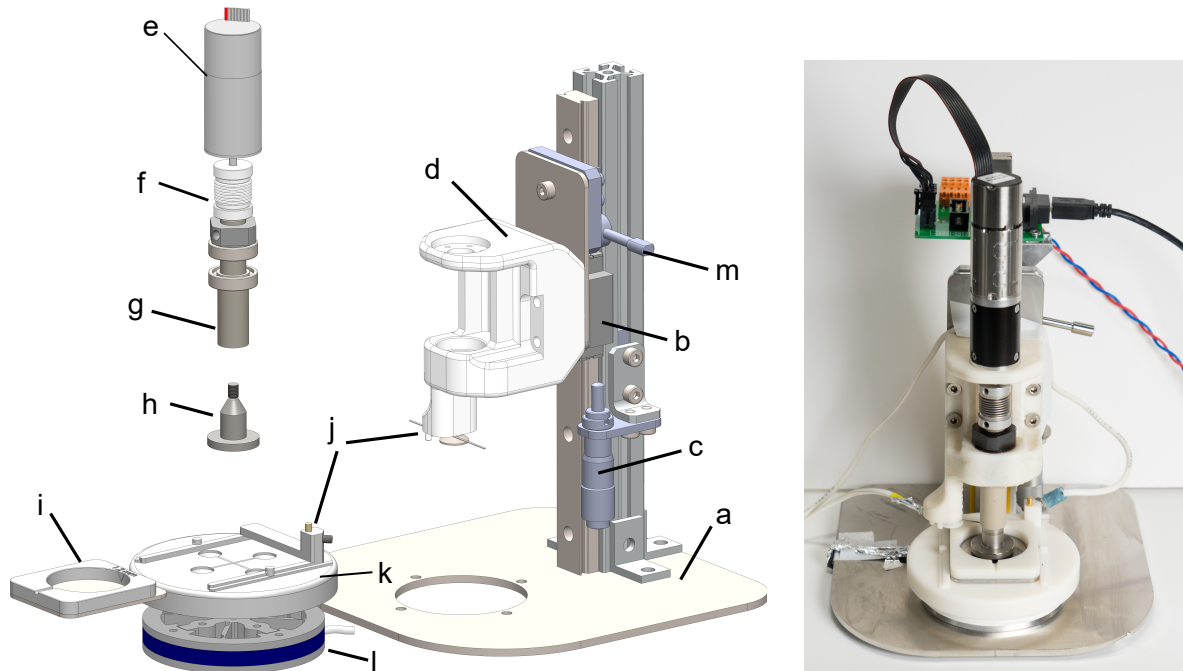


Abbildung 4.2: Eigenbau-Rheometer: Links: Explosionsansicht mit a) Montageplatte, b) verriegelbare Höhenverstellung, c) Mikrometerschraube zum Einstellen der Spalthöhe, d) Aufnahme zur Lagerung des Motors und der Welle, e) Motor, f) Kupplung, g) Kunststoffwelle, h) obere Rheometer-Platte, i) Flüssigkeitsaufnahme mit unterer Rheometer-Platte, j) Hochspannungskontaktierung, k) Kunststoffadapter für untere Rheometerplatte l) Drehmomentsensor, m) Feststellmechanismus; rechts: Foto des Rheometers

guten Messergebnissen führt. Durch den Eigenbau ist das Rheometer vielseitig einstellbar und alle Messdaten können durch Zugriff auf die Rohdaten nachvollzogen werden. Außerdem kann für verschiedene Messungen wie dem Vergleich von Rheometer- und Fließversuchen die gleiche Hard- und Software verwendet werden, was zu einer guten Vergleichbarkeit der Ergebnisse führt.

Um aus den Messungen des Drehmoments und der Motordrehzahl die rheologischen Größen Scherrate und Schubspannung zu erhalten, erfolgt eine Umrechnung nach Mezger (2016):

$$\dot{\gamma}_m = \frac{\pi \cdot R \cdot n}{45 \cdot H} \quad (4.1)$$

$$\tau_m = \frac{4 \cdot M}{3 \cdot \pi \cdot R^3} \quad (4.2)$$

mit mittlerer Scherrate $\dot{\gamma}_m$ ($\frac{1}{s}$), mittlerer Schubspannung τ_m (Pa), Plattenradius R (m), Drehzahl n ($\frac{1}{min}$), Plattenabstand H (m) und Drehmoment M (Nm). Scherrate und Schubspannung werden jeweils als mittlere Werte angegeben, da bei einer Platte-Platte-Anordnung die Geschwindigkeit vom Mittelpunkt nach außen hin ansteigt.

Die Rotor-Platte wurde auswechselbar gestaltet, sodass durch Veränderung des Plattenradius Messungen in verschiedenen Drehmomentbereichen möglich sind. Je nach benötigtem Messbereich kann eine obere Platte mit Durchmesser 10 mm oder 20 mm eingesetzt werden. Das maximale zu erwartende Drehmoment nach Gleichung 4.2 ergibt sich bei der ERF-Schubspannung 80 kPa (siehe Tabelle 4.1). Hier würde mit einer Platte mit Durchmesser 10 mm das Drehmoment 23,562 mNm entstehen, bei einer 20 mm-Platte wäre das Drehmoment 188,5 mNm. Es wurde ein Drehmomentsensor mit Messbereich ± 50 mNm ausgewählt, mit dem mit einer 10 mm-Platte das maximale Moment noch innerhalb des Messbereichs liegt. Die 20 mm-Platte kann zur Steigerung der Genauigkeit von Messungen in einem niedrigeren Messbereich genutzt werden, beispielsweise zur Bestimmung der Viskosität.

Der Motor ist ein bürstenloser DC-Servomotor (Faulhaber 2232S024BX4 CSD) mit maximalem Drehmoment 32 mNm und kann als Direktantrieb oder mit Getriebe eingesetzt werden. Da rheologische Messungen teilweise sehr niedrige Drehzahlen erfordern, die minimale Drehzahl des Motors jedoch auf 1 min^{-1} begrenzt ist, wurde ein 25:1-Getriebe verwendet. Der in Rotationsrheometern übliche Betriebsmodus CSR (Controlled Shear Rate) kann über die Drehzahlregelung des Motors umgesetzt werden. In diesem Modus wird die Scherrate in vorgegebenen Intervallen erhöht und zu jeder Scherrate die Schubspannung gemessen. Im Modus CSS (Controlled Shear Stress) wird die Schubspannung in Intervallen erhöht und es wird zu jeder Schubspannung die Scherrate gemessen. Dieser Modus erfolgt über die Einstellung eines konstanten Motorstroms, da das Drehmoment proportional zum Motorstrom ansteigt. Die Kommunikation zwischen Steuerungsrechner und Motor erfolgt über

eine serielle Schnittstelle mit USB-RS232-Konverter. Dem Motor werden Start-/Stopp-Befehle sowie wahlweise eine Solldrehzahl oder ein Sollstrom übermittelt. Zur Berechnung der Scherrate wird die Istdrehzahl des Motors ausgelesen. Bei niedriger Geschwindigkeit kann die Drehzahl genauer berechnet werden, indem der Motorencoder zu zwei Zeitpunkten ausgelesen und aus der Differenz und dem zeitlichen Abstand die Drehzahl berechnet wird.

Das Drehmoment wird über einen Drehmomentsensor des Typs MEME-Meßsysteme TD70 mit Messbereich ± 50 mNm und Genauigkeitsklasse 0,1 % gemessen. Der Millivolt-Ausgang des Sensors mit Nennkennwert $0,7 \frac{mV}{V}$ wird über einen Signalverstärker (Omega IN-UVI) auf ± 10 V verstärkt, um eine ausreichende Auflösung zu erfassen. Das verstärkte Signal wird an die Datenerfassungseinheit ausgegeben.

Da rheologische Messungen oft eine hohe Temperaturabhängigkeit aufweisen, wurde bei allen Versuchen die Umgebungstemperatur aufgezeichnet. Die Messung erfolgte über ein PT1000A-Element, das in den Versuchsaufbau, nicht unmittelbar in das Rheometer integriert wurde.

4.1.2 Hydraulisches System

Das hydraulische System besteht aus Pumpen, Drucksensoren und einem elektrorheologischen Ventil. Die einzelnen Komponenten werden über Schläuche mit Einschraubfittingen verbunden. Das hydraulische System ist in Abbildung 4.3 gezeigt. Das Funktionsprinzip des Systems ist die Messung des hydraulischen Drucks vor und hinter dem elektrorheologischen Ventil, um daraus die elektrorheologisch geschaltete Druckdifferenz des Ventils zu bestimmen.

Die Flüssigkeit wird über Spritzenpumpen des Typs Cetoni Nemesys gefördert. Diese Pumpen ermöglichen sehr genau einstellbare Flussraten. Flussrate und Druck sind von der verwendeten Spritze abhängig. In den meisten Versuchen wurden 2,5 ml-Edelstahlspritzen eingesetzt, womit ein maximaler Druck von 199 bar und eine pulsationsfreie Flussrate im

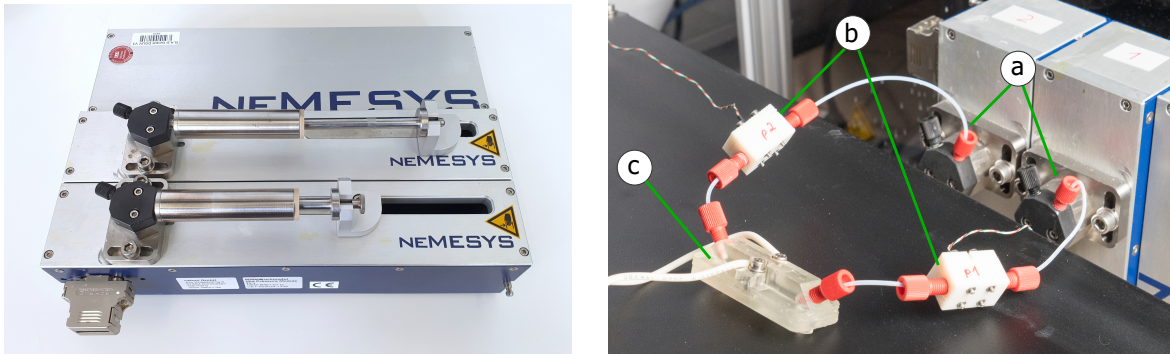


Abbildung 4.3: Links: Spritzenpumpen, rechts: hydraulischer Versuchsaufbau: a) Pumpen, b) Drucksensormodule, c) Ventilmodul

Bereich $0,05 \mu\text{l/s}$ bis $0,3 \text{ ml/s}$ möglich sind. Zur Verbindung der Komponenten werden PTFE-Schläuche mit Innendurchmesser 1 mm eingesetzt. Die einstellbare Flussgeschwindigkeit beträgt somit $0,06 - 382 \text{ mm/s}$. Zur Messung des Drucks wurde ein Drucksensormodul entwickelt (siehe Abbildung 4.4), das über einen 1 mm -Durchgangskanal mit zwei UNF $1/4$ “-Gewindebohrungen zum Einschrauben der Schlauchfittings sowie eine Aufnahme für einen Drucksensor verfügt. Der Sensor wird über einen angeschraubten Deckel fixiert und mit einem O-Ring abgedichtet. Der Druck wird jeweils mit einem Miniatur-Drucksensor des Typs TE EPB mit Messbereich $0-15 \text{ bar}$ (absolut) und Genauigkeit $\pm 0,5 \%$ gemessen. Um den Druck vor und hinter dem Ventil zu messen und daraus die Druckdifferenz des Ventils zu berechnen, sind zwei Sensoren erforderlich. Da der Kennwert der Sensoren $\pm 12,5 \text{ mV/V}$ und die Versorgungsspannung 10 V beträgt, erzeugen die Sensoren eine elektrische Spannung von $\pm 125 \text{ mV}$ und können ohne Vorverstärkung direkt von der Datenerfassungseinheit ausgelesen werden.

Für die Versuche muss zunächst das hydraulische System mit ERF gefüllt werden. Die zwei Spritzenpumpen können synchron gegenläufig betrieben werden, sodass ein kontinuierlicher Fluss von einer in die andere Spritze entsteht. Sobald die Spritze entleert ist, wechselt die Bewegungsrichtung beider Spritzen und die Flussrichtung wird umgekehrt.

Das Elektrodenmodul, das die Funktion des elektrorheologischen Ventils übernimmt, ist durch den modularen Aufbau austauschbar und wird in

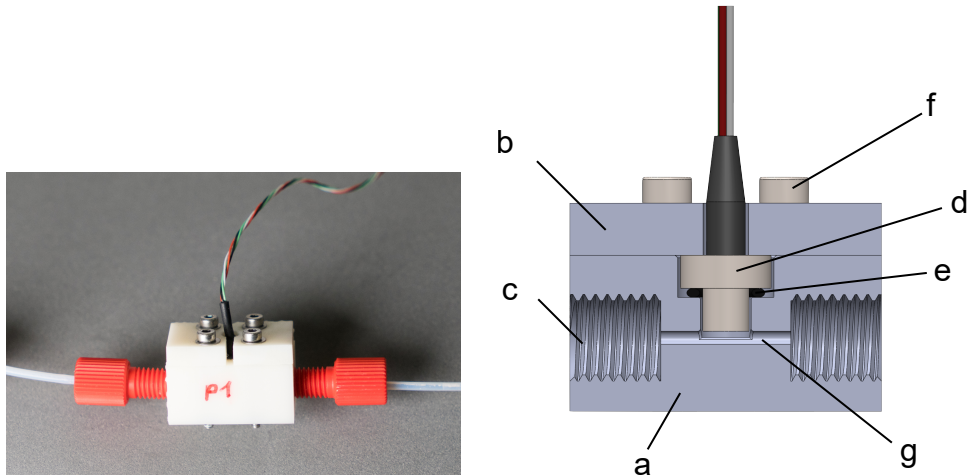


Abbildung 4.4: Links: Foto des Drucksensormoduls, rechts: Schnittansicht mit a) Modulkörper, b) Deckel, c) Gewindebohrungen für fluidische Anschlüsse, d) Drucksensor, e) Dichtung, f) Schrauben, g) hydraulischer Durchgangskanal

der Beschreibung des jeweiligen Versuchs dargestellt.

4.1.3 Hochspannungskomponenten

Zur Erzeugung der Hochspannung sowohl für das Rheometer als auch für den hydraulischen Aufbau wurden zwei Hochspannungswandler Advanced Energy 5HVA24-BP1 eingesetzt. Die bipolaren Wandler können eine geregelte Hochspannung im Bereich ± 5 kV mit maximaler Stromstärke $200 \mu\text{A}$ erzeugen. Die Sollspannung wird durch das Steuergerät über ein analoges ± 10 V-Signal vorgegeben, Istspannung und -strom werden als analoge Signale mit ± 10 V an die Datenerfassungseinheit zurückgegeben. Die elektrische Kontaktierung zum Rheometer beziehungsweise hydraulischen System erfolgt über isolierte Hochspannungskabel.

4.1.4 Datenerfassung und Steuerung

Für die Aufzeichnung der Daten aller Sensoren wurde eine Datenerfassungseinheit des Typs Keysight U2355A verwendet. Das Gerät kann bis zu 64 analoge Kanäle mit 16 bit Auflösung erfassen. Durch den kanalweise einstellbaren Spannungsbereich von $\pm 1,25$ V bis ± 10 V wird

eine Spannungsaufösung von $38,15\mu\text{V}$ ($\pm 1,25\text{ V}$, entspricht ($\frac{2,5\text{V}}{2^{16}}$)) bis $305,18\mu\text{V}$ ($\pm 10\text{ V}$, entspricht ($\frac{20\text{V}}{2^{16}}$)) erreicht. Für jeden Sensor wird der minimal notwendige Spannungsbereich gewählt um die maximale Auflösung zu erreichen. In der Software ist für jeden Kanal die Kennlinie der Sensoren hinterlegt, um die gemessene Spannung in die entsprechende physikalische Größe umzuwandeln.

Die Steuerung der Hochspannungsgeneratoren erfolgt über eine weitere Datenerfassungseinheit des Typs NI USB-6001, von der nur die analogen Ausgänge verwendet werden. Die Analogausgänge haben einen Spannungsbereich von $\pm 10\text{ V}$ und die Auflösung 14 bit. Somit können hier Spannungen mit einer Auflösung von $1,22\text{ mV}$ ausgegeben werden, was auf der Hochspannungsseite einer Auflösung von $0,61\text{ V}$ entspricht.

4.1.5 Schema des Versuchsaufbaus

Tabelle 4.2 fasst die in den Versuchsaufbau integrierten mechatronischen Komponenten sowie ihre Verwendung für die zwei Versuchsarten Rheometer und Fließkanal zusammen.

Tabelle 4.2: Komponenten im Versuchsaufbau

Komponente	Rheometer	Fließkanal
Datenerfassung und Steuerung	•	•
Hochspannungsgenerator	•	•
Temperatursensor	•	•
Motor	•	
Drehmomentsensor	•	
Pumpe		•
Drucksensor		•

Das Schema der Software und Hardware des Versuchsaufbaus zeigt Abbildung 4.5. Die Software wurde in Matlab programmiert, was die Anbindung der Hardware über eine Hardware-Schnittstelle (Data Acquisition Toolbox) und die Bedienung über eine grafische Benutzeroberfläche (GUI)

ermöglicht. Es wurde ein herkömmlicher PC eingesetzt, an den alle verwendeten Geräte über USB-Schnittstellen angeschlossen wurden.

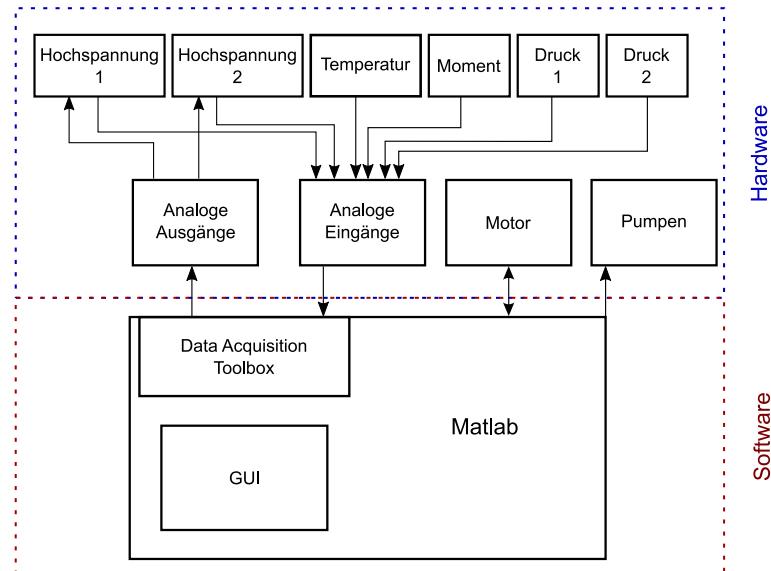


Abbildung 4.5: Schema des Versuchsaufbaus

Ein Foto des gesamten Messaufbaus ist in Abbildung 4.6 gezeigt. Da der Aufbau einen Hochspannungsgenerator enthält, befindet er sich in einer Einhausung mit automatischer Hochspannungsabschaltung beim Öffnen der Tür.

4.1.6 Software zur Steuerung der Versuche

Für die Steuerung, Datenaufzeichnung und Versuchsauswertung wurde eine Software mithilfe von Matlab entwickelt. Zentrales Element ist eine grafische Benutzeroberfläche (GUI), über die die Verbindung zur Hardware hergestellt wird, Versuche konfiguriert und gestartet werden, sowie eine Live-Verfolgung und Schnellauswertung der Messungen erfolgen. Die GUI wurde im Laufe der Arbeit um Bedienelemente für neue Experimente erweitert. Für die Entwicklung musste die Matlab-Version 2015b (32-bit) eingesetzt werden, da es sich hierbei um die letzte zur Datenerfassungseinheit kompatible Version handelt.

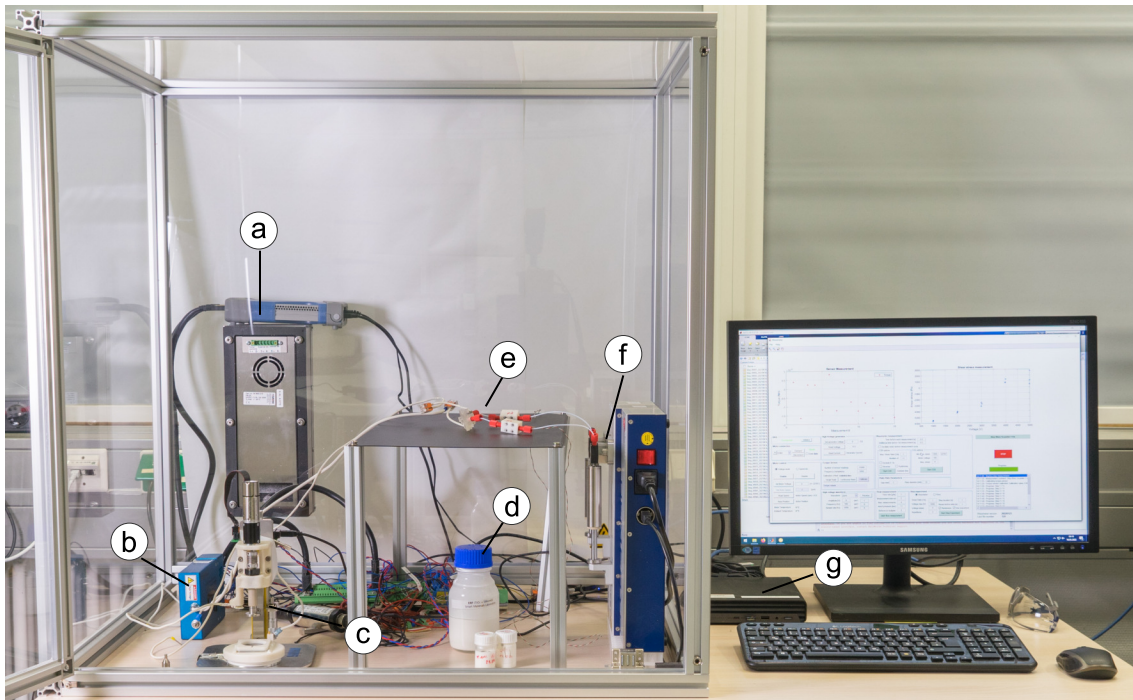


Abbildung 4.6: Foto des Messaufbaus: a) Datenerfassungseinheit, b) Hochspannungsgenerator, c) Rheometer, d) Elektrorheologische Flüssigkeit, e) hydraulischer Kanal, f) Spritzenpumpen, g) Steuerungsrechner

Ziel der GUI-Entwicklung war zum einen eine hohe Flexibilität in Bezug auf die durchführbaren Experimente, zum anderen eine gute Reproduzierbarkeit der Experimente und Rückverfolgbarkeit der Ergebnisse. Dies wurde durch eine hohe Automatisierung erreicht. Beispielsweise können Versuche, die mit verschiedenen Parametern und mit mehreren Wiederholungen durchgeführt werden sollen, einmalig konfiguriert und dann als Versuchsreihe automatisch durchgeführt werden. Bei allen Versuchen werden zur Nachvollziehbarkeit der Ergebnisse sämtliche Rohmessdaten abgespeichert.

Im Endzustand umfasst die Matlab-GUI folgende Funktionen:

- Grafische Anzeige (Plot) der Daten des aktuellen Versuchs im Rohformat und in aufbereiteter Form
- Herstellung der Verbindung mit der Mess- und Steuerungshardware
- Manuelle Steuerung des Motors und Auslesen des Drehmoment-sensors (Rheometer)

- ▶ Manuelle Steuerung der Hochspannung und Auslesen von Spannung und Strom
- ▶ Konfiguration verschiedener Hochspannungsformen (Gleichstrom, Wechselstrom etc.)
- ▶ Konfiguration der Dauer und Rate der Datenerfassung
- ▶ Konfiguration und Durchführung verschiedener Versuche:
 - Rheometer: CSR und CSS-Messungen
 - Fließkanal: Messung der Druckdifferenz
 - Rheometer und Fließkanal: Stufenexperimente (Versuchsreihe mit mehreren Spannungsstufen)

Für jede Messung werden folgende Daten in einer eigenen Datei gespeichert:

- ▶ Laufende Nummer der Messung (automatisch generiert)
- ▶ Art der Messung, Datum und Uhrzeit
- ▶ Benutzerdefinierter Kommentar
- ▶ Vollständige Rohmessdaten
- ▶ Für die Messung spezifische, gefilterte und aufbereitete Messdaten
- ▶ Screenshot der GUI zum Zeitpunkt der Messung

Der Aufbau der Benutzeroberfläche wird schematisch in Abbildung 4.7 dargestellt. Einzelne Elemente aus der Oberfläche sind in Abbildung 4.8 zu sehen. Hierbei handelt es sich um die GUI-Bereiche *Konfiguration Stufenmessreihe* und *Einstellungen Spannungsform*. In diesem Beispiel wird eine Stufenmessreihe im Rheometer konfiguriert, bei der mit Scher-rate $1s^{-1}$ 15 Messungen aufgenommen werden. Die Messungen erfolgen

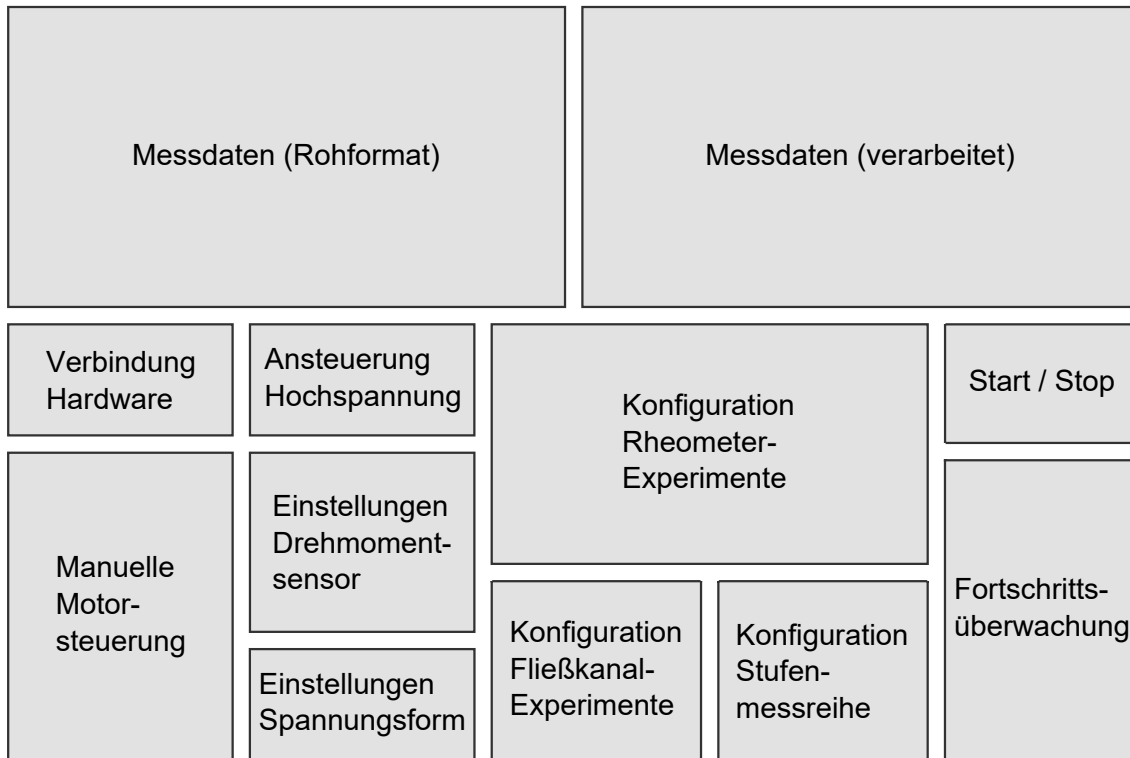


Abbildung 4.7: Schematischer Aufbau der Grafischen Benutzeroberfläche des Versuchsaufbaus

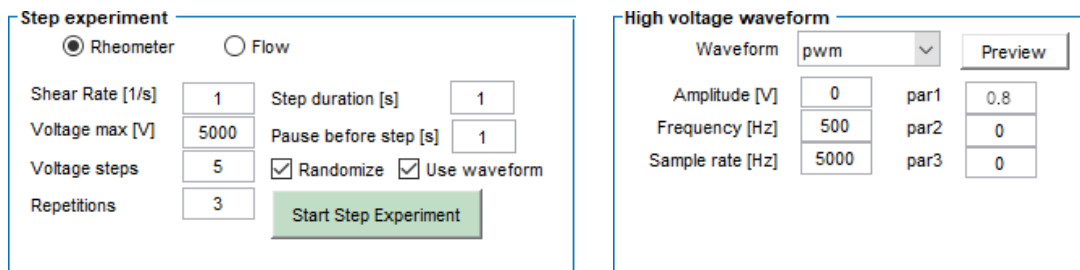


Abbildung 4.8: Auszug aus den Einstellungen eines Experiments

in den fünf Stufen 1000 / 2000 / 3000 / 4000 / 5000 V mit jeweils drei Wiederholungen, in zufälliger Reihenfolge. Als Spannungsform wird eine PWM-Spannung mit Frequenz 500 Hz und Pulsbreite 80 % verwendet. Die Ergebnisse der Messreihe zeigt Abbildung 4.9: Oben befindet sich die Darstellung der Drehmoment-Messdaten in der Reihenfolge der Versuchsdurchführung. In der unteren Abbildung ist schließlich die verarbeitete Form der Messdaten zu sehen, bei der das Drehmoment in die Schubspannung umgerechnet und die Messwerte über die Spannung aufgetragen sind. Diese Darstellung ermöglicht eine schnelle Kontrolle der Ergebnisse nach Beendigung der Messreihe.

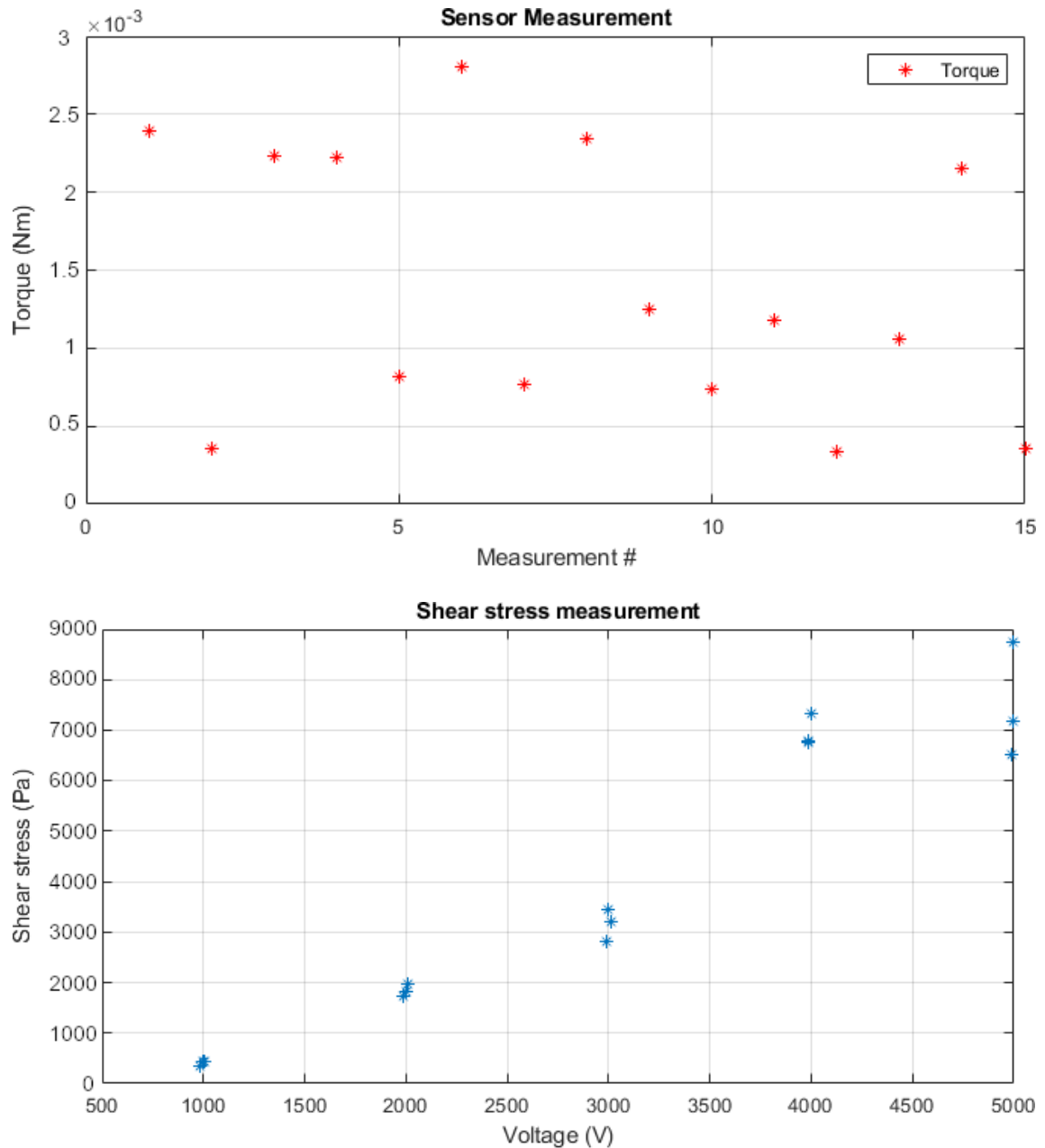


Abbildung 4.9: Darstellung der Versuchsergebnisse: Messdaten in Messreihenfolge (oben), aufbereitete Messdaten (unten)

4.1.7 Fehlerbetrachtung des Messsystems

Nach dem Start der Software wird eine Verbindung zur Datenerfassungshardware aufgebaut und die Messkanäle werden initialisiert. Neben Bezeichnung, Einheit und Messbereich wird für jeden Kanal eine Kalibrierungskurve geladen, die die Umrechnung der gemessenen Spannung in die jeweilige Messgröße enthält. Die Kalibrierung der einzelnen Sensoren

kann dabei individuell erfolgen. Die Daten werden nach jeder Kalibrierung in einer zentralen Datei abgespeichert, die beim Start der Software geladen wird.

Im Folgenden wird die Kalibrierung der Sensoren beschrieben und jeweils eine Fehlerbetrachtung durchgeführt. Dies ermöglicht die Beurteilung der Validität der Messungen.

4.1.7.1 Hochspannung

Die Genauigkeit der analogen Ausgänge beträgt laut Datenblatt $\pm 0,5\%$ für die Spannung und $\pm 1\%$ für den Strom und somit $\pm 25\text{ V}$ beziehungsweise $\pm 2\text{ }\mu\text{A}$. Der Umwandlungsfehler durch die Auflösung der Datenerfassungseinheit bei 16 bit und Messbereich $\pm 10\text{ V}$ beträgt $0,08\text{ V}$ beziehungsweise $0,003\text{ }\mu\text{A}$ und ist somit vernachlässigbar.

Ein weiterer Fehler kann durch eine Abweichung zwischen Ist- und Sollspannung entstehen. Dies kann beispielsweise der Fall sein, wenn die Regelung der Spannung zu träge ist oder es zu einem Spannungseinbruch kommt, weil die maximale Stromstärke des Generators überschritten wurde. Dieser Fehler wird eliminiert, indem bei allen Messungen die Istspannung aufgezeichnet und ausgewertet wird.

4.1.7.2 Drucksensoren

Die Kalibrierung der Drucksensoren erfolgt über eine Zweipunktkalibrierung mit einem Referenzsensor GE Druck DPI 104. Der Sensor ist im Messbereich 0 bis 20 bar (relativ) mit einer Auflösung von 1 mbar und maximaler Fehlergrenze 10 mbar spezifiziert.

Der zu kalibrierende Drucksensor wird mit dem Referenzsensor und einer Spritzenpumpe hydraulisch verbunden. Im statischen Fall kann davon ausgegangen werden, dass im gesamten System ein konstanter Druck vorliegt. Zunächst wird bei Umgebungsdruck der Spannungswert des Drucksensors und der angezeigte Druck des Referenzsensors notiert. Anschließend wird

mithilfe der Spritzenpumpe ein Überdruck von etwa 10 bar aufgebracht und es werden wieder die gemessene Spannung und beide Druckwerte notiert. Aus diesen Werten kann nun die Steigung der Kennlinie des Sensors berechnet werden. Da die Druckmessung des Referenzsensors der Relativdruck gegenüber dem Umgebungsdruck ist, muss noch der Absolutdruck ermittelt werden. Hierzu wird der aktuell herrschende Luftdruck abgerufen (Deutscher Wetterdienst, Station 5906 / Mannheim, Messwert PP_10). Die Kalibrierungskurve der Messwerte wird so angepasst, dass der zuerst gemessene Wert (Umgebungsdruck) dem abgerufenen Umgebungsdruck entspricht.

Für die Fehlerbetrachtung werden folgende mögliche Abweichungen berücksichtigt: Der Referenzsensor ist mit einer maximalen Abweichung von 0,05 % des Messbereichs und somit einer Druckabweichung von 10 mbar spezifiziert. Der maximale Fehler durch die Analog-digital-Umwandlung beträgt im Messbereich $\pm 1,25$ V bei 16 bit Auflösung 38,15 μ V. Da die Steigung der Kennlinie der Drucksensoren laut Kalibrierungsprotokoll 102 beziehungsweise 120 mV / 15 bar ist, entspricht diese Auflösung einem maximalen Fehler von 5,6 mbar und 4,8 mbar. Somit ergibt sich in Summe durch die Signalumwandlung und Ungenauigkeit des Referenzsensors ein maximaler Fehler von 15,6 mbar.

4.1.7.3 Temperatursensor

Das verwendete Platinwiderstandsthermometer verfügt über eine Genauigkeit von $\pm(0,15\text{ }^\circ\text{C} + 0,002 \cdot t)$, also $\pm 0,19\text{ }^\circ\text{C}$ bei Umgebungstemperatur $20\text{ }^\circ\text{C}$. Die Genauigkeit der Referenzstromquelle REF200 mit Stromstärke 200 μ A beträgt $\pm 0,5\%$. Der tatsächliche Strom wurde gemessen und bei der Umrechnung der Spannung in die Temperatur bereits einbezogen. Der Umwandlungsfehler der Datenerfassungseinheit von analog zu digital beträgt wie bei den Drucksensoren 38,15 μ V. Für den Widerstand führt dies zu einem maximalen Umwandlungsfehler von $\frac{38,15\mu\text{V}}{200\mu\text{A}} = 0,19\ \Omega$. Aufgrund des konstanten Werts der Steigung von PT1000-Elementen, der

$3,851 \Omega/^\circ C$ beträgt, entspricht dies einer Abweichung von $0,05^\circ C$. In Summe ist für die Temperaturmessung somit eine maximale Abweichung von $0,24^\circ C$ zu erwarten.

4.1.7.4 Drehmomentsensor

Im Gegensatz zu den Druck- und Temperatursensoren ist der Drehmomentsensor über einen Messverstärker an die Datenerfassungseinheit angeschlossen. Daher wird die gesamte Messkette aus Sensor, Verstärker und Digital-analog-Wandler kalibriert.

Zuerst erfolgt die Grobeinstellung des Verstärkers, um das Sensorausgangssignal im Bereich $\pm 3,5 \text{ mV}$ auf den Messbereich $\pm 10 \text{ V}$ zu verstärken. Dazu wird am Verstärker ein Rechtecksignal mit den Stufen 0 und $3,5 \text{ mV}$ angelegt, während der Sensor nicht angeschlossen ist. Nullpunkt und Verstärkung werden so justiert, dass das Ausgangssignal von 0 bis 10 V geht.

Nach dem Anschluss des Drehmomentsensors wird eine Messung am unbelasteten Sensor durchgeführt und die gemessene Spannung als Nullsignal notiert. Mithilfe eines Hakengewichts wird ein definiertes Drehmoment aufgebracht. Das Gewicht ist mit einem Faden über eine Umlenkrolle mit dem Drehmomentsensor verbunden. Zwei Gewichte sind dabei symmetrisch angebracht, um eine Querbelastung des Sensors zu verhindern, der zu einem Messfehler führen könnte. Das Ausgangssignal des Verstärkers bei der Belastung mit 200 g (jeweils 100 g auf der linken und rechten Seite) wird notiert. Die Ergebnisse werden in der Initialisierung der Datenerfassungseinheit als Kalibrierungswerte hinterlegt. Die Messung kann optional mit der Masse 100 g wiederholt werden, um die Linearität des Sensors zu validieren. Die Hakengewichte (Kern 347-466) sind mit einer Genauigkeit nach OIML M1, das heißt 3 mg maximaler Abweichung bei 50 g, spezifiziert. Dies entspricht einer Abweichung von $\pm 0,006\%$. Die Umrechnung der Masse in die Gewichtskraft erfolgt über die Erdbeschleunigung. Diese kann bei Annahme des Standardwerts $9,81 \text{ m/s}^2$ mit

einem sehr geringen Fehler in Höhe von 0,004 % angenommen werden (Schwartz & Lindau 2002). Der Durchmesser der Adapterscheibe zur Umrechnung der Kraft in das Drehmoment wurde mit 49,9 mm gemessen, die Abweichung vom Sollwert 50 mm beträgt somit 0,2 %. Die Umwandlungsungenauigkeit der Datenerfassungseinheit beträgt 0,0015 %. In der Summe kann somit ein maximaler Fehler von 0,2115 % des Messbereichs (50 mNm) angenommen werden. Dies entspricht einer Drehmomentabweichung von 0,1 mNm. Zur Validierung der Linearität wurden fünf Messungen mit verschiedenen Belastungen des Sensors durchgeführt. Die Ergebnisse liegen im erwarteten Rahmen und die Messungen konnten mit einer linearen Regression mit Bestimmtheitsmaß $R^2=0,9999$ angenähert werden (siehe Abbildung 4.10).

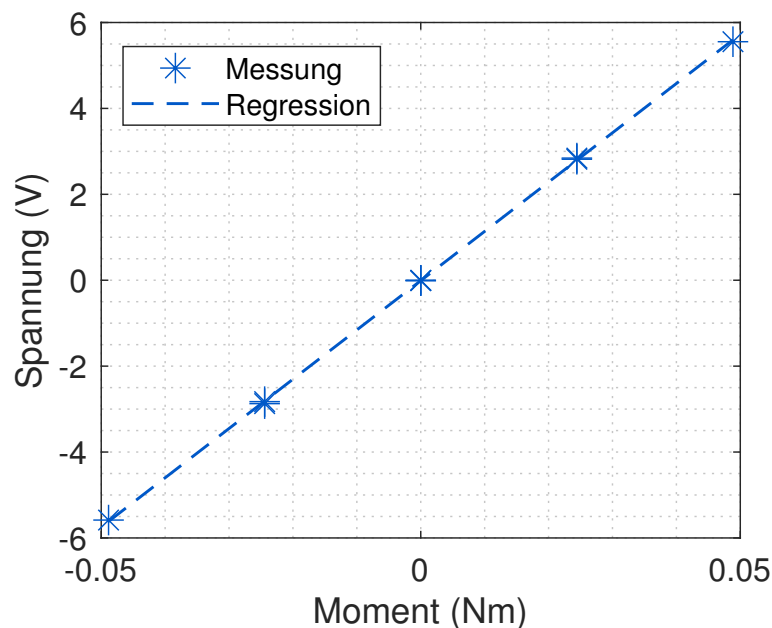


Abbildung 4.10: Kalibrierungskurve des Drehmomentsensors

4.1.7.5 Rheometerspalt

Die Spalthöhe des Rheometers wird justiert, indem zunächst die Mikrometerschraube für den Höhenanschlag entfernt wird. Die Linearführung wird so verfahren, dass die obere auf der unteren Rheometerplatte aufliegt.

Anschließend wird die Mikrometerschraube in Nullstellung wieder so montiert, dass sie gerade in Kontakt mit dem Linearschlitten steht. Über das Drehen der Mikrometerschraube kann nun die Spalthöhe eingestellt werden. Die Genauigkeit der Mikrometerschraube beträgt 0,01 mm. Weitere Ungenauigkeiten können sich über eine Schiefstellung der Rheometer-Platten ergeben. Das heißt, die Platten waren in der Nullstellung nur punktuell in Kontakt.

4.1.7.6 Gesamtrheometer

Das gesamte Rheometer kann über einen Viskositätsstandard, einer Flüssigkeit mit bekannter Viskosität, kalibriert werden. Hierfür wurde die ölbasierte Flüssigkeit VWR 85081.260 mit Newtonschem Fließverhalten verwendet. Die Flüssigkeit wird in das Rheometer eingefüllt. Anschließend wird eine Messung der Viskosität gestartet, indem im CSR-Modus die Scherrate schrittweise erhöht wird und jeweils die Schubspannung ermittelt wird. Aus der gemessenen Viskosität, die der Steigung der Fließkurve entspricht, und der aus dem Analysezertifikat des Viskositätsstandards bekannten Viskosität wird ein Korrekturfaktor berechnet. Mit diesem Faktor können alle folgenden Messungen des Drehmoments multipliziert werden, um kalibrierte Messwerte zu erhalten. Über diese Kalibrierung lassen sich die Sensorungenauigkeit und Ungenauigkeit der Spalthöhe korrigieren. Die größte Ungenauigkeit entsteht hier jedoch dadurch, dass die Viskosität des Standards stark temperaturabhängig ist. Bei 20 °C Umgebungstemperatur führt die Ungenauigkeit des Temperatursensors von $\pm 0,24$ °C zu einer Ungenauigkeit des Viskositäts-Referenzwerts von $+1,7 / -3,4$ % plus einem zusätzlichen unbestimmten Fehler, da die Viskosität nur für fünf bestimmte Temperaturen bekannt ist und für alle anderen Temperaturen interpoliert werden muss.

4.1.7.7 Zusammenfassung der Messfehler

Die abgeleiteten zu erwartenden Messfehler der einzelnen Komponenten sind in Tabelle 4.3 zusammengefasst. Insgesamt liegen die Fehler in Bereichen, in denen von einer geringen Beeinträchtigung der Ergebnisse durch Messungenauigkeiten ausgegangen werden kann.

Tabelle 4.3: Maximale Messfehler des Versuchsaufbaus

Name	Einheit	Messbereich	Fehler
Druck	bar	0 .. 15	0,016
Temperatur	°C	-242 ... 1848 ¹	0,24
Drehmoment	mNm	-50 .. 50	0,1
Spannung	V	-5000 .. 5000	25
Strom	µA	-200 .. 200	2
Schubspannung (Rheometer) ²	kPa	0 .. 170	0,34

4.2 Charakterisierung der elektrorheologischen Flüssigkeit

Nach der Entwicklung des Versuchsaufbaus konnte die Charakterisierung der ERF für die Modellbildung erfolgen. Hierzu wurden zunächst Grundeigenschaften bestimmt. Anschließend wurden statistische Versuchspläne erstellt, um mögliche Einflussfaktoren auf den elektrorheologischen Effekt zu identifizieren und, ausgehend von den Ergebnissen dieser Experimente, diese Einflussfaktoren genauer zu untersuchen.

¹Theoretischer Messbereich des A/D-Wandlers

²Abgeleitet aus Gleichung 4.2

4.2.1 Erste Validierung der ERF-Eigenschaften

Im ersten Schritt wurde überprüft, ob die vom Hersteller angegebenen Eigenschaften der elektrorheologischen Flüssigkeit im Laborversuch bestätigt werden können. Hiermit sollte als Voraussetzung für alle weiteren Arbeitsschritte die Funktionsfähigkeit der Flüssigkeit, also das Vorhandensein des elektrorheologischen Effekts, überprüft werden.

Die **dynamische Viskosität** der ERF ohne elektrisches Feld beträgt laut Datenblatt 60 mPas, eine CSR-Messung im Rheometer ergab jedoch den Wert 2 Pas. Es ist davon auszugehen, dass sich die im Datenblatt genannte Viskosität auf die Basisviskosität des Silikonöls bezieht. Dafür spricht, dass es sich bei 60 mPas um einen realistischen Wert für ein niederviskoses Silikonöl handelt und die Viskosität von Suspensionen höher ist als die der Basisflüssigkeit.

Als maximale **Fließgrenze** wurde in ersten Versuchen 16 kPa bei 5 kV/mm gemessen. Im Datenblatt finden sich hierzu die widersprüchlichen Angaben 80 kPa sowie 30-45 kPa. Die gemessene Fließgrenze ist somit deutlich niedriger als angegeben, liegt aber in der gleichen Größenordnung.

Die gemessene **Stromdichte** bei 2 kV/mm betrug $3 \mu\text{A}/\text{cm}^2$. Der vom Hersteller angegebene Wert $4 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ist somit plausibel.

Die **Reaktionszeit** konnte nicht genau bestimmt werden, da nicht bekannt ist, auf welche Dauer sich die Herstellerangabe bezieht. Erste Versuche im Rheometer zeigten, dass beim Anlegen einer Spannung innerhalb weniger Millisekunden eine Erhöhung des Drehmoments messbar war, sodass die Angabe des Datenblatts (3 ms) plausibel erscheint.

Insgesamt ergeben die ersten Messungen ein gemischtes Bild: Einerseits ist die ERF funktionsfähig, andererseits sind die Herstellerangaben teils ungenau oder stimmen nicht mit den ersten Validierungsmessungen überein. Daher konnten diese Angaben im weiteren Verlauf, insbesondere für die Modellbildung, nicht verwendet werden. Alle benötigten Eigenschaften wurden daher in den folgenden Versuchen durch eigene Messungen

bestimmt.

4.2.2 Probenvorbereitung

Bereits in den ersten Versuchen traten immer wieder unvorhergesehene Messergebnisse auf, die sich in erhöhten Stromstärken oder Spannungseinbrüchen an der Hochspannungsquelle oder sichtbaren Funkenüberschlägen bemerkbar machten. Während eine Erhöhung der Stromstärke noch nicht zwangsläufig ein Problem darstellt, führen Spannungseinbrüche dazu, dass der elektrorheologische Effekt abgeschwächt oder ganz aufgehoben wird. Hierdurch konnten keine Versuche bei hohen Feldstärken durchgeführt werden. Eine naheliegende Vermutung ist, dass die ERF im Laufe der Zeit Feuchtigkeit aufnimmt und dies die beschriebenen Effekte zur Folge hat. Um diese These zu überprüfen, wurden zwei Versuche durchgeführt: Im ersten Versuch wurde eine ERF-Probe entsprechend dem in der Literatur üblichen Protokoll über zwei Stunden im Ofen bei 120 °C getrocknet (Gong et al. 2008; Wu et al. 2012; Wu et al. 2016; Hong & Wen 2014; Wen & Hong 2016). Durch Wiegen der Probe vor und nach der Trocknung wurde eine Gewichtsabnahme von 5,685 g auf 5,364 g, also 5,6 % ermittelt. Um zu überprüfen, ob dies auf das Verdampfen von Wasser zurückzuführen ist, wurde in einem zweiten Versuch die Durchschlagfestigkeit der Flüssigkeit vor und nach der Trocknung gemessen. Hierzu wurde die ERF in den Rheometer-Aufbau mit Plattenabstand 1 mm gefüllt. An den Platten wurde die elektrische Spannung in 100 V-Schritten erhöht, bis es zu einem Spannungsüberschlag kam oder die maximale Stromstärke der Hochspannungsquelle erreicht war. Zur Validierung der Messmethode wurde der Versuch zunächst mehrfach ohne Flüssigkeit durchgeführt, sodass sich im Rheometerspalt Luft befand. Hier konnte wie erwartet bei Erhöhung der Spannung zunächst kein Strom gemessen werden. Im Bereich 4-4,4 kV kam es dann jedoch zu einem Spannungsüberschlag. Da die elektrische Durchschlagfestigkeit von Luft in der Literatur mit Werten im Bereich 3-5 kV/mm angegeben

wird (Stimper 2012; Tipler et al. 2019), kann die Messmethode als valide angesehen werden.

Der Versuch wurde anschließend mit zwei ERF-Proben wiederholt, von denen eine direkt aus dem Vorratsgefäß entnommen und die andere vor der Versuchsdurchführung getrocknet wurde. Bei beiden Messungen kam es zu keinem elektrischen Durchschlag. Bei der getrockneten Flüssigkeit konnte die Messreihe bis zur maximalen Spannung von 5 kV durchgeführt werden. Bei der ungetrockneten Flüssigkeit wurde ein deutlich höherer Strom gemessen, sodass die Strombegrenzung der Hochspannungsquelle bereits bei 4 kV erreicht war. Abbildung 4.11 zeigt die Messungen für Luft, getrocknete und ungetrocknete ERF, jeweils als Mittelwert aus fünf Messreihen. Im Messbereich 0-4 kV, in dem für alle drei Messungen valide Ergebnisse vorliegen, wurde für Luft ein konstanter Strom im Bereich $0,3 \mu\text{A}$ gemessen, bei der ungetrockneten und getrockneten ERF erfolgte ein Anstieg auf $88 \mu\text{A}$ beziehungsweise $22 \mu\text{A}$. Der Stromverlauf war hier jeweils quadratisch.

Diese beiden Beobachtungen lassen die Schlussfolgerung zu, dass es bei der Lagerung der ERF zu einer Feuchtigkeitsaufnahme gekommen ist und die ERF somit vor der Benutzung getrocknet werden muss.

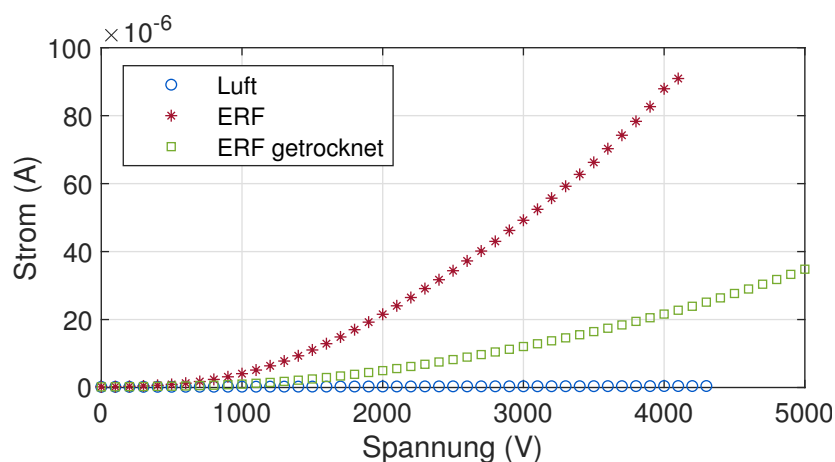


Abbildung 4.11: Einfluss der ERF-Trocknung auf die elektrische Leitfähigkeit

Ein weiteres Problem der ERF war eine starke Aufnahme von Luftblasen, die insbesondere beim Vermischen der Flüssigkeit auftrat. Das Vermi-

schon durch Schütteln oder Rühren war erforderlich, um sedimentierte Partikel nach längerer Standzeit wieder gleichmäßig zu verteilen. Ein hoher Luftgehalt kann zum einen zu elektrischen Durchschlägen durch Luftblasen zwischen den Elektroden führen, zum anderen wirkt sich der Luftanteil dämpfend auf ein hydraulisches System aus, weil die Flüssigkeit in diesem Fall über eine höhere Kompressibilität verfügt. Die Fähigkeit von Öl, große Mengen Luft aufzunehmen, wurde beispielsweise in Roberts et al. (2017) gezeigt. Hier konnte in Silikonöl 0,18 mL/g Stickstoff gelöst werden. Bei einer Dichte des Öls von etwa $1 \frac{g}{cm^3}$ entspricht dies einem Anteil von 18 Vol.-%. Bei Luftanteilen in dieser Größenordnung wäre eine unerwünscht starke Kompressibilität der Flüssigkeit zu erwarten.

Um Probleme durch Lufteinschlüsse zu vermeiden, wurden daher Möglichkeiten untersucht, die Flüssigkeit zu entgasen. Da die verwendete ERF opak ist, war es nicht möglich, Lufteinschlüsse optisch zu beurteilen. Einziger Anhaltspunkt für eine erfolgreiche Entgasung sind sichtbare Luftblasen an der Oberfläche. Die Entgasungsversuche wurden daher ersatzweise mit einem niederviskosen Silikonöl (Sigma-Aldrich AR 20, Viskosität 20 mPas) und einem hochviskosen Viskositätsstandard (VWR 85080.260, Viskosität 5,9 Pas) durchgeführt. Hierzu wurde die Flüssigkeit in einen Behälter gefüllt und durch starkes Schütteln Luft eingebracht. Da diese beiden Flüssigkeiten transparent sind, konnte die Entgasung im Anschluss visuell beurteilt werden.

Im ersten Schritt wurden Luftblasen eingebracht und die Flüssigkeit wurde eine Stunde stehengelassen. Im niederviskosen Silikonöl waren danach keine Luftblasen mehr sichtbar. In der hochviskosen Flüssigkeit konnte dagegen keine Entgasung beobachtet werden.

Im nächsten Schritt wurde wieder Luft in die Proben eingebracht und die Entgasung in einem Ultraschallbad mit 80 W Leistung beobachtet. Die Entgasung durch Ultraschall beruht darauf, dass sich durch schnelle und intensive Druckwechsel Gasblasen zu größeren Blasen verbinden und an die Oberfläche steigen. Bei der niederviskosen Flüssigkeit konnte die Entgasung innerhalb weniger Sekunden beobachtet werden. Bei der

hochviskosen Flüssigkeit war eine Beschallung von etwa zehn Minuten notwendig, bis keine Luftblasen mehr sichtbar waren und die Flüssigkeit klar war.

Im letzten Schritt wurde die Entgasung durch Vakuum untersucht, da es sich hierbei wie bei Ultraschall um ein Standardverfahren zur Entgasung handelt. Durch den Unterdruck in einer Vakuumkammer erhöht sich die Größe der in der Flüssigkeit eingeschlossenen Luftblasen, sodass diese schließlich an die Oberfläche aufsteigen. In Versuchen in einer Vakuumkammer mit Endvakuum 20 mbar waren sowohl bei der niederviskosen als auch bei der hochviskosen Probe bereits nach wenigen Minuten keine Lufteinschlüsse mehr erkennbar. Bei der Vakuumentgasung muss jedoch darauf geachtet werden, dass nicht der Dampfdruck des Fluids unterschritten wird, da dies zu einer Verdampfung führt.

Da sich die gemessene Viskosität der ERF mit 2 Pas zwischen den Viskositäten der beiden untersuchten Referenzflüssigkeiten befindet, kann davon ausgegangen werden, dass sowohl die Ultraschallentgasung als auch die Vakuumentgasung für die ERF geeignet sind.

Als Vorbereitungsverfahren für die weitere Arbeit wurde eine Vakuumtrocknung ausgewählt, da hiermit Trocknung und Entgasung in einem Schritt kombiniert werden können. Hierzu wurde die ERF in einem Vakuumofen auf 40 °C erhitzt und der Ofen für die Dauer von zwei Stunden auf einen Absolutdruck von 20 mbar evakuiert. Aufgrund des Dampfdrucks des Wassers von 20 mbar bei 18 °C (Stephan & Mayinger 1998) liegt die Temperatur somit 22 °C über dem Siedepunkt des Wassers, was zu einer vergleichbaren Trocknung führen sollte wie die zuvor untersuchte Erhitzung auf 120 °C bei Umgebungsdruck. Eine Kontrollmessung der elektrischen Leitfähigkeit nach dem bereits beschriebenen Vorgehen ergab, dass die Vakuumtrocknung einen vergleichbaren Einfluss auf die ERF hatte wie die Trocknung bei 120 °C. Da die Viskosität von Flüssigkeiten mit steigender Temperatur sinkt und Luftblasen bei geringerer Viskosität leichter aufsteigen können, läuft die Entgasung durch Vakuum bei 40 °C schneller ab als in den vorherigen Versuchen bei Raumtemperatur.

4.2.3 Messung der Permittivität

Die Permittivität der Flüssigkeit wird im Modell an zwei Stellen benötigt: bei der statischen FEM-Simulation des elektrischen Felds und bei der elektrodynamischen Betrachtung. Bei der elektrodynamischen Betrachtung wird das Ventil aufgrund seines Aufbaus aus zwei Elektrodenflächen, deren Zwischenraum mit einem Dielektrikum gefüllt ist, als Kondensator angenommen.

Für die Messung der Permittivitätszahl wurde das Rheometer mit Plattendurchmesser 20 mm als Kondensator mit variablem Elektrodenabstand eingesetzt. Die Messungen erfolgten mit einer LCR-Messbrücke (Keysight E4980A). Aus der allgemeinen Kondensatorgleichung des Plattenkondensators

$$C = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{A}{d} \quad (4.3)$$

mit Kapazität C , Permittivität des Vakuums ε_0 , Permittivitätszahl des Dielektrikums ε_r , Plattenfläche A und Plattenabstand d folgt für den Vergleich der Messungen zweier Dielektrika

$$\frac{C_1}{C_2} = \frac{\varepsilon_{r1}}{\varepsilon_{r2}} \quad (4.4)$$

Da die Permittivitätszahl von Luft mit $\varepsilon_r = 1$ hinreichend genau angenommen werden kann, kann die Permittivitätszahl der ERF durch Messungen der Kondensatorkapazität jeweils mit Luft und ERF im Spalt bestimmt werden:

$$\varepsilon_{r,ERF} = \frac{C_{ERF}}{C_{Luft}} \quad (4.5)$$

In einem realen Messsystem muss die Kondensatorkapazität nach Gleichung 4.3 um eine Fehlerkapazität C_F erweitert werden, die durch Leitungskapazitäten entsteht und daher nicht durch den Plattenkondensator bedingt ist:

$$C = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{A}{d} + C_F \quad (4.6)$$

Zur Bestimmung der Fehlerkapazität wurde C mit Luft als Dielektrikum bei verschiedenen Plattenabständen gemessen und die Kurve auf $d \rightarrow \infty$ extrapoliert, da unter dieser Voraussetzung die Kondensatorkapazität gegen null geht und nur die Fehlerkapazität verbleibt. Dies erfolgte durch Auftragen der Kapazität über den Kehrwert des Plattenabstands und Extrapolation auf $d^{-1} \rightarrow 0$. Die Messung wurde mit den Plattenabständen 0,2 / 0,4 / 0,6 / 0,8 / 1,0 mm durchgeführt. Abbildung 4.12 zeigt die Extrapolation der Kurve auf $C_F = 11,8 \text{ pF}$. Von allen weiteren Messungen wurde dieser Wert subtrahiert, um ausschließlich die Kondensatorkapazität zu erhalten.

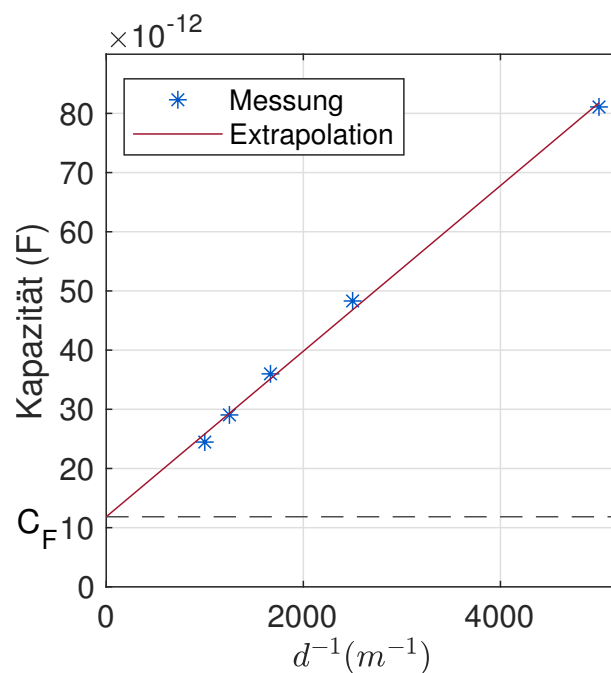


Abbildung 4.12: Extrapolation der Fehlerkapazität C_F

Um nun die Permittivitätszahl der ERF zu bestimmen, wurde die Kapazitätsmessung mit der ERF als Dielektrikum wiederholt. Da die Permittivität eines Stoffes frequenzabhängig sein kann, wurde für jede Messung, also jeden Plattenabstand, die Kapazität über das am Messgerät verfügbare Spektrum von 20 Hz bis 300 kHz aufgezeichnet. Abbildung 4.13 zeigt

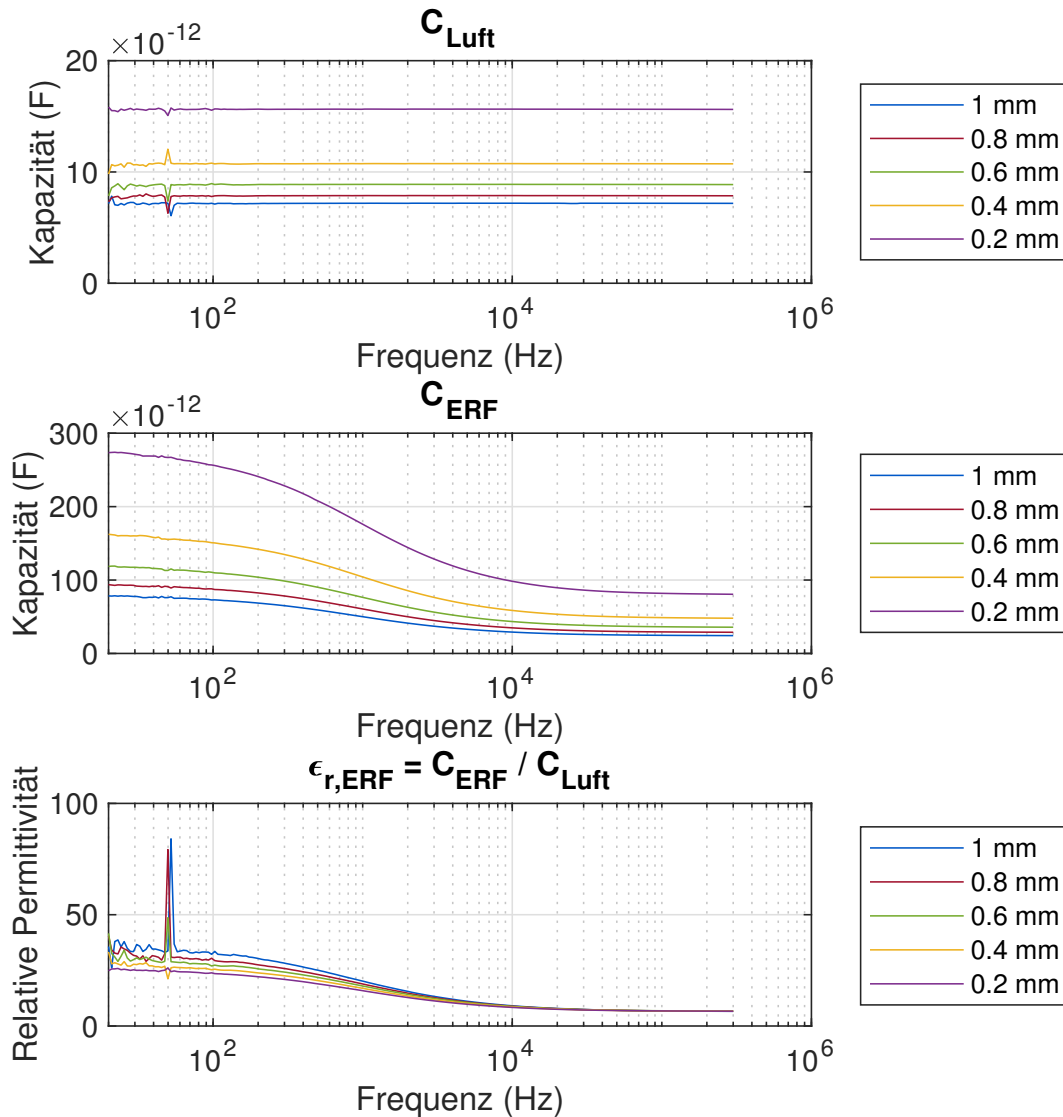


Abbildung 4.13: Messung der Kapazität mit Luft und ERF im Spalt sowie die daraus abgeleitete Permittivitätszahl

die Kapazität für Luft und ERF sowie die nach Gleichung 4.5 abgeleitete Permittivitätszahl für jede Spaltbreite. Die Kapazität bei der Messung mit Luft ist hierbei, wie erwartet, über das gesamte Spektrum konstant. Durch das Messprinzip bedingt nimmt der Messfehler mit steigender Frequenz ab, weil die Messdauer für alle Frequenzen identisch ist. Die Anzahl der Perioden, über die die Messung gemittelt wird, wird deshalb bei steigender Frequenz höher. Dies macht sich in der Messung durch deutliche Schwankungen im niedrigen Frequenzbereich bis etwa 100 Hz bemerkbar. Dass es bei jeder Messkurve einen einzelnen Ausreißer um 50 Hz gibt, kann mit eingekoppelten Störungen durch die Netzfrequenz

erklärt werden.

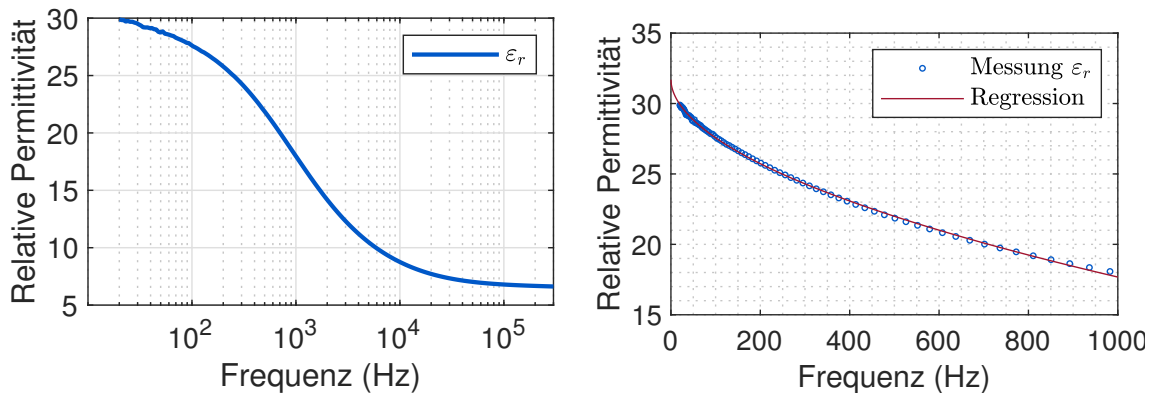


Abbildung 4.14: Links: gemittelte Permittivitätszahl; rechts: unterer Frequenzbereich mit Regression

Bei einer idealen Messreihe müssten die Kurven der Permittivitätszahl bei allen Plattenabständen deckungsgleich sein. Die in Abbildung 4.13 unten sichtbaren Abweichungen, insbesondere bei niedrigen Frequenzen, lassen sich auf Ungenauigkeiten im Versuchsaufbau zurückführen. Abweichungen entstehen beispielsweise, wenn die Platten nicht exakt parallel sind und weil das elektrische Feld zwischen den Platten durch den unterschiedlichen Durchmesser der oberen und unteren Platte unscharfe Ränder aufweist. Aus den fünf Messkurven wurde daher ein gemittelter Verlauf der Permittivitätszahl gebildet, der in Abbildung 4.14 gezeigt ist. Da der hohe Frequenzbereich für diese Arbeit nicht relevant ist, wurde nur noch der Bereich bis 1 kHz betrachtet und eine Regression gebildet. Die Gleichung der Regressionskurve lautet mit Frequenz f in Hz

$$\varepsilon_{r,ERF}(f) = -0,357 \cdot f^{0,5313} + 31,7 \quad (4.7)$$

Somit ergibt sich für Simulationen im statischen Fall ($f \rightarrow 0$) die Permittivitätszahl 31,7.

4.2.4 Statistische Versuchsplanung im Rheometer

Messungen im Rheometer sind ein Standardverfahren zur Bestimmung rheologischer Eigenschaften von Flüssigkeiten, wie der Viskosität oder der Bingham-Fließgrenze. Die erste ERF-Versuchsreihe wurde daher im Rheometer durchgeführt. Ziel der Versuchsreihe war die Bestimmung des Einflusses einer Reihe von Faktoren auf die ERF-Fließgrenze. Diese Faktoren sollten mithilfe einer statistischen Versuchsplanung (Design of Experiment / DoE) systematisch untersucht werden, indem ein teilfaktorieller Versuchsplan aufgestellt wurde. Die identifizierten Faktoren ergaben sich aus der ERF-Literatur und aus Anforderungen, die im Lösungskonzept bereits beschrieben wurden. Folgende Faktoren sollten untersucht werden:

- ▶ Partikelkonzentration
- ▶ Elektrische Feldstärke / Spannung
- ▶ Form der elektrischen Spannung (Gleichspannung / Wechselspannung)
- ▶ Wellenform der Wechselspannung
- ▶ Frequenz der Wechselspannung
- ▶ Polarität der Wechselspannung

Für die einzelnen Faktoren werden die Werte entsprechend Tabelle 4.4 gewählt. Die Versuchsreihe wurde im Platte-/Platte-Rheometer mit Plattenabstand 1 mm durchgeführt. Spannung und elektrische Feldstärke waren somit betragsmäßig äquivalent ($1000 \text{ V} \hat{=} 1000 \text{ V/mm}$).

Zur Erreichung der unterschiedlichen **Partikelkonzentrationen** wurde die vorhandene ERF mit Partikelkonzentration 50 % zunächst auf zwei Gefäße aufgeteilt und zentrifugiert. Hierdurch kam es zu einer starken Sedimentation der Partikel und ein Teil des Öls wurde vom einen in das

Tabelle 4.4: Parameter des DoE-Versuchsplans

Faktor	Wert 1	Wert 2
Konzentration	40 %	60 %
Spannung	1,5 kV	3 kV
Spannungsform	Gleichspannung	Wechselspannung
Wechselspannungsform	Sinus	Rechteck
Frequenz	5 Hz	20 Hz
Polarität	Unipolar	Bipolar

andere Gefäß pipettiert. Anschließend wurden die beiden Flüssigkeiten jeweils wieder durchmischt, um die Partikel gleichmäßig in der Flüssigkeit zu verteilen. Es entstanden zwei Flüssigkeiten mit den Partikelkonzentrationen 40 % und 60 %.

Drei in technischen Anwendungen weit verbreitete elektrische **Spannungsformen** sind Gleichspannung, sinusförmige Wechselspannung und rechteckförmige Spannungen. Rechteckförmige Spannungen werden durch das schnelle digitale Schalten einer Gleichspannung erzeugt. Alle drei Spannungsformen werden durch die Faktoren Spannungsform und Wechselspannungsform abgedeckt.

Die maximale **Spannung** wurde auf 3 kV festgelegt, um bei allen Wellenformen Spannungen mit vergleichbarem Gleichrichtwert zu erhalten. Das System ist durch die maximale Spannung des Hochspannungswandlers von +/-5 kV und der maximalen Feldstärke der ERF von 5 kV/mm begrenzt. Eine Sinusschwingung mit Amplitude 4,713 kV, deren Gleichrichtwert 3 kV beträgt, war somit technisch umsetzbar. Für die Definition der Rechteckspannung wurde die Amplitude auf den gleichen Wert der Sinusschwingung gesetzt und die Pulslänge 63,7 % gewählt, um ebenfalls den Gleichrichtwert 3 kV zu erhalten.

Der Faktor **Polarität** gibt an, ob es sich um eine Spannungsform mit wechselnder Polarität (bipolar) oder immer gleicher Polarität (unipolar) handelt. Die Polarität wurde einbezogen, da eine Sinusschwingung eine wechselnde Polarität aufweist, während Rechteckspannungen in der Regel unipolar ausgeführt sind. Durch das Einbeziehen des Faktors Polarität in

den Faktoren Wechselspannungsform, Frequenz und Polarität eine Abhängigkeit vom Faktor Spannungsform, da bei einer Gleichspannung keine Wellenform, Frequenz und bipolare Eigenschaft existieren. Der Versuchsplan wurde daher wie folgt aufgestellt:

Zunächst wurde der Faktor Spannungsform aus dem DoE entfernt, sodass nur noch Wechselspannungen vorhanden waren. Aus den verbleibenden fünf Faktoren wurde ein zweistufiges Split-Plot-Design erstellt, bei dem der Faktor Konzentration als schwer veränderbar und die verbleibenden vier Faktoren als leicht veränderbar definiert wurden. Aus diesen Faktoren wurde ein 1/2-Fraktion-Versuchsplan erstellt, womit sich 16 Durchläufe ergaben. Um nun auch Gleichspannungsmessungen zu integrieren, wurden die vier Kombinationsmöglichkeiten für die Spannungsform Gleichspannung (Konzentration 40 / 60 % sowie Spannung 1,5 / 3 kV) manuell in die Versuchsreihenfolge eingeschlossen. Für die spätere Auswertung wurden die Ergebnisse in zwei Versuchspläne für Wechselspannungen und Gleichspannungen aufgeteilt und separat ausgewertet.

Die entstandenen 20 Kombinationen wurden mit drei Replikationen in – abgesehen von der Änderung der Partikelkonzentration – zufälliger Reihenfolge durchgeführt. Somit ergab sich ein Versuchsplan aus insgesamt 60 Versuchen (48x Wechselspannung + 12x Gleichspannung), in dessen Verlauf die ERF-Konzentration zweimal (nach Durchlauf 20 & 50) gewechselt werden musste. Tabelle 4.5 zeigt einen Auszug des Plans an den Stellen des Konzentrationswechsels. Der gesamte Versuchsplan ist in Anhang A.1 zu finden.

Für die Versuchsdurchführung wurde das Rheometer im drehmomentgesteuerten CSS-Modus betrieben. Ein Versuch bestand darin, dass zunächst bei Stillstand des Antriebs die elektrische Spannung mit entsprechender Spannungsform an den Platten angelegt wurde. Anschließend wurde schrittweise der Motorstrom erhöht und jeweils das Drehmoment und die Motorgeschwindigkeit gemessen. Das zu erwartende Ergebnis bei dieser Messmethode ist, dass zunächst das Drehmoment ansteigt, da die ERF das Moment auf den Drehmomentsensor überträgt, der Rotor durch

Tabelle 4.5: Schema des DoE-Versuchsplans

#	Konzentr.	Frequenz	Wellenform	Spannung	Polarität
1	40 %	5 Hz	Sinus	3 kV	unipolar
...		...			
20		5 Hz	Rechteck	1,5 kV	unipolar
21	60 %	5 Hz	Rechteck	3 kV	unipolar
...		...			
50		20 Hz	Sinus	1,5 kV	bipolar
51	40 %	20 Hz	Rechteck	3 kV	unipolar
...		...			
60		20 Hz	Rechteck	1,5 kV	bipolar

die Fließgrenze der ERF aber noch blockiert ist. Die Geschwindigkeit bleibt somit bei null. Sobald die Fließgrenze überschritten ist, setzt sich der Motor in Bewegung und das Drehmoment steigt nicht weiter an. Das Ende einer Messung wurde auf den Zeitpunkt festgelegt, wenn die Drehgeschwindigkeit einen definierten Wert überschreitet. Die Messwerte der Drehgeschwindigkeit und des Moments wurden anschließend in die rheologischen Größen Scherrate und Schubspannung umgerechnet. Die maximal erreichte Schubspannung in jedem Versuchsdurchlauf wurde als Ergebnis ausgegeben und entsprach der ERF-Fließgrenze. Abbildung 4.16 zeigt eine beispielhafte Messung. Oben ist der zeitliche Verlauf der Drehzahl und des Drehmoments dargestellt, unten die Fließkurve mit Markierung der Fließgrenze τ_0 . Es ist zu sehen, dass die Drehzahl bis zur fünften Messung bei null bleibt, das Drehmoment aber ansteigt. Nachdem sich der Rotor ab der sechsten Messung in Bewegung setzt, kommt es noch zu einer kurzen Erhöhung des Moments, das bei der siebten Messung das Maximum erreicht. Anschließend steigt die Drehzahl weiter an und das Drehmoment sinkt wieder, bevor der Versuch bei Überschreiten der Rotorgeschwindigkeit 5 U/min beendet wird.

Die Ergebnisse der DoE-Studie wurden mit der Statistik-Software Minitab ausgewertet. Um die Einflüsse der einzelnen Faktoren zu beurteilen, wurden die in den Abbildungen 4.17 und 4.18 dargestellten Haupteffekte- und Wechselwirkungsdiagramme erstellt. Die Diagramme zeigen jeweils die

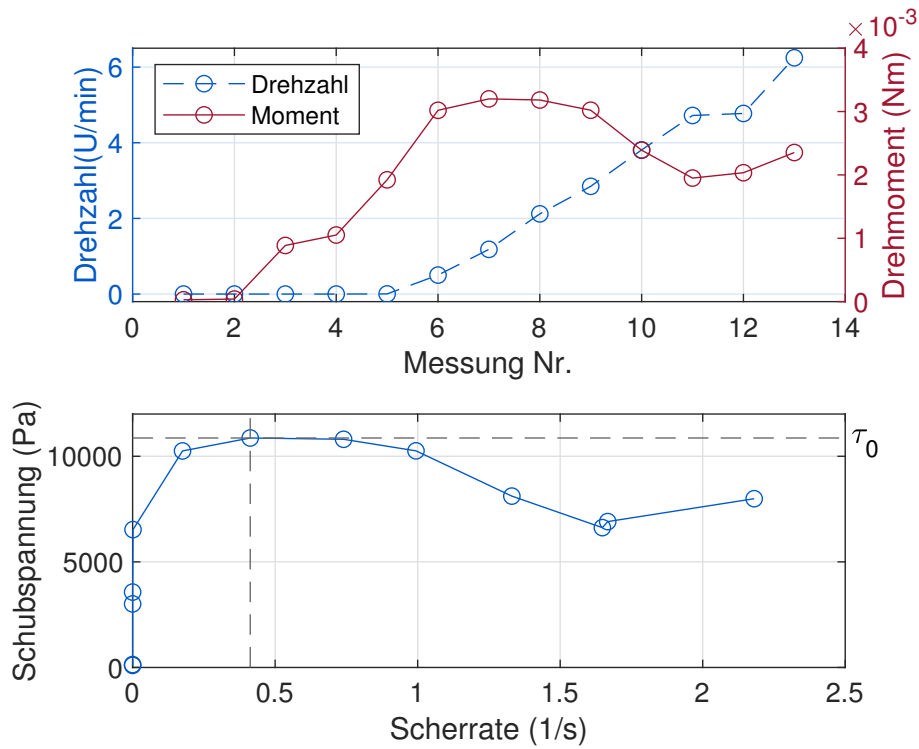


Abbildung 4.16: Ergebnis einer Rheometer-CSS-Messung

Mittelwerte der Fließgrenze für die verschiedenen Faktor-Kombinationen auf. Die Auswertung erfolgte dabei separat für die Wechsellspannungs- und Gleichspannungsmessungen, da bei Gleichspannung nur die Faktoren Spannung und Konzentration ausgewertet wurden, bei Wechsellspannung auch Frequenz, Wellenform und Polarität. Abbildung 4.19 zeigt das Pareto-Diagramm der standardisierten Effekte. Die rote, gestrichelte Linie ist die Referenzlinie der statistisch signifikanten Terme bei Konfidenzniveau 0,95.

4.2. Charakterisierung der elektrorheologischen Flüssigkeit

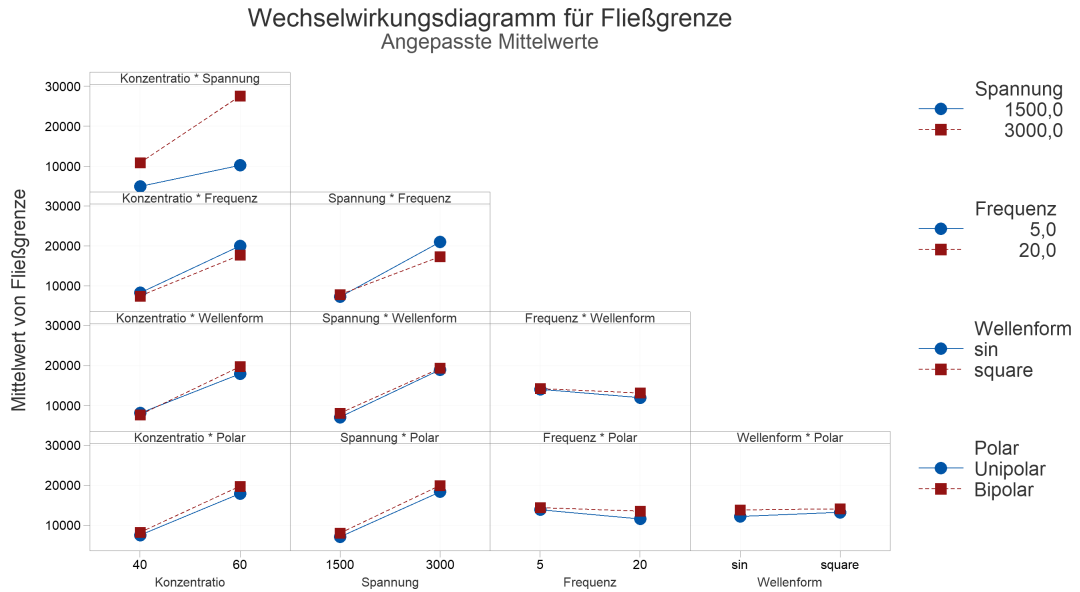
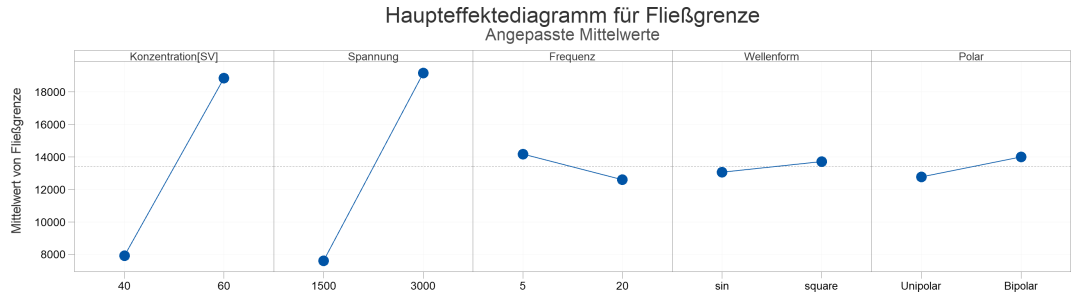


Abbildung 4.17: Haupteffekte und Wechselwirkungen des Rheometer-DoE für Wechselspannung

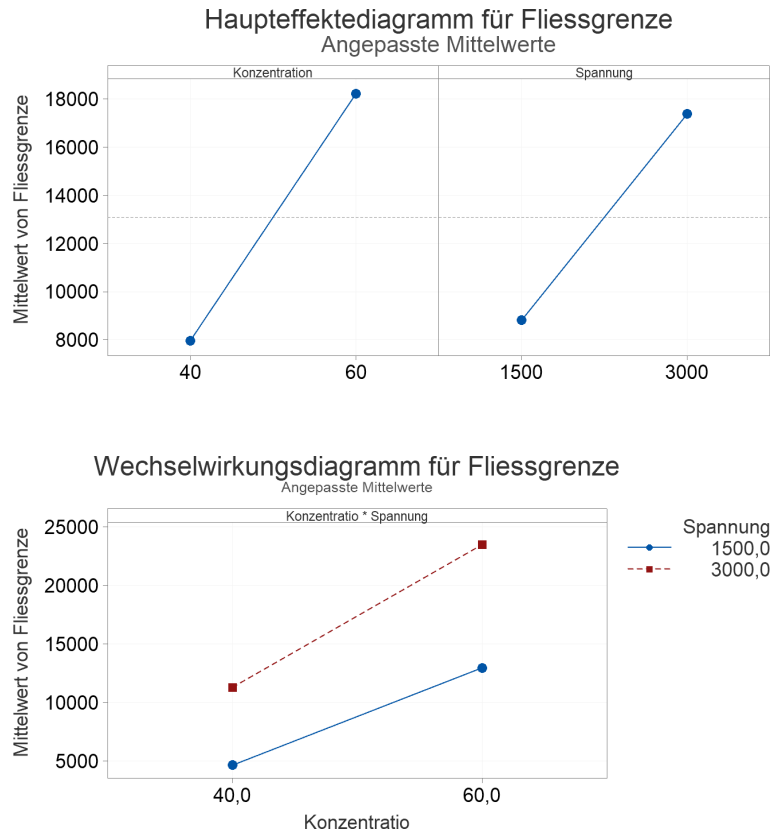


Abbildung 4.18: Haupteffekte und Wechselwirkungen des Rheometer-DoE für Gleichspannung

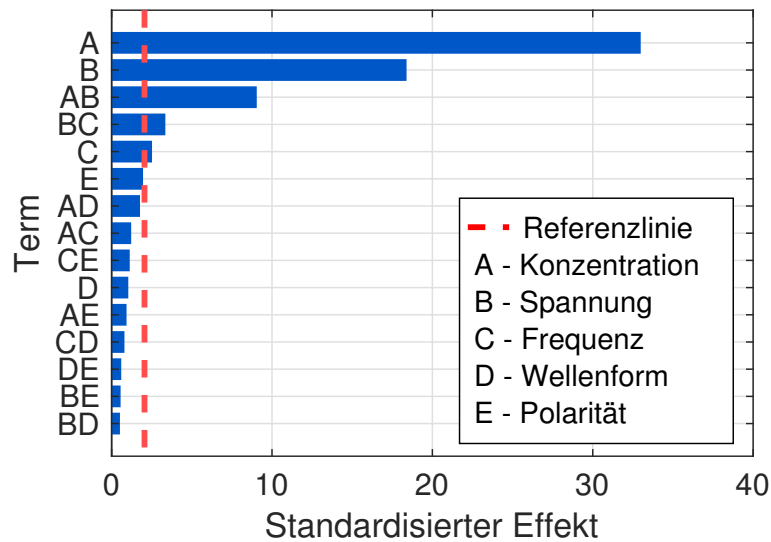


Abbildung 4.19: Pareto-Diagramm der standardisierten Effekte im Rheometer-DoE (nur Wechselspannung)

Der Vergleich der Haupteffektdiagramme für Gleich- und Wechselspannungen zeigt zunächst eine hohe Übereinstimmung der erzielten

Fließgrenze bei den Faktoren Spannung und Konzentration. Bei beiden Spannungsarten führt die Erhöhung der Konzentration und der Spannung jeweils zu einer deutlichen Erhöhung der Fließgrenze. Die durchschnittliche Fließgrenze ist mit 13,4 kPa (Wechselspannung) und 13,1 kPa (Gleichspannung) nahezu identisch. Bei den Wechselspannungsmessungen zeigen Haupteffektediagramm und Pareto-Diagramm, dass Spannung und Konzentration die Faktoren sind, die den größten Einfluss auf die Fließgrenze haben. Frequenz und Polarität liegen knapp über beziehungsweise unter der Referenzlinie, die Wellenform ist der Hauptterm mit der geringsten Signifikanz. Bei der Konzentration ergibt sich bei der Stufe 60 % eine Fließgrenze von 18,9 kPa gegenüber 7,9 kPa bei 40 %, was einer Erhöhung um 140 % entspricht. Durch die Spannung 3 kV kann gegenüber 1,5 kV eine Erhöhung der Fließgrenze um 150 % (von 7,7 kPa auf 19,2 kPa) erreicht werden. Diese Effekte sind bei den Faktoren Frequenz mit 13 %, Wellenform mit 5 % und Polarität mit 10 % deutlich geringer.

Um die Kombination mit der maximal möglichen Fließgrenze zu identifizieren, wurde eine Zielgrößenoptimierung des Modells durchgeführt. Diese ergab bei der Vorgabe *Maximierung der Fließgrenze* die Parameter Konzentration = 60 %, Spannung = 3 kV, Frequenz = 5 Hz, Wellenform = Rechteck und Polarität = bipolar. Mit diesen Parametern könnte die Fließgrenze 30.718 Pa erreicht werden. Im Vergleich dazu wird bei der gleichen Zielgrößenoptimierung bei Gleichspannung mit Spannung = 3 kV und Konzentration = 60 % nur eine Fließgrenze von 23.466 Pa erreicht.

Die Auswertung des DoE legt somit zunächst den Schluss nahe, dass durch den Einsatz einer Rechteckspannung ein stärker ausgeprägter elektrorheologischer Effekt erreicht werden kann als mit Gleichspannung. Um dies zu verifizieren, müssen die Messdaten und die Art der Datengenerierung genauer betrachtet werden. Zur Veranschaulichung wird die Wellenform Rechteck herangezogen. Bei den Messungen mit Rechteckspannung wurde die ERF mit den Spannungen 4,713 kV und 2,357 kV sowie Pulsbreite 63,7 % angeregt. Der durchschnittliche Spannungswert

beträgt damit 3 kV und 1,5 kV und ist äquivalent zur Spannung der Gleichspannungsmessungen. Die Annahme, dass dies auch eine Äquivalenz der Fließgrenze bedeutet, wäre jedoch nur zutreffend, wenn zwischen Spannung und Fließgrenze ein proportionaler Zusammenhang besteht. Für einen nichtproportionalen Zusammenhang, also $\tau(E) \propto E$ gilt jedoch

$$\tau(E \cdot 0,637) \neq \tau(E) \cdot 0,637 \quad (4.8)$$

Der Blick auf das Haupteffektdiagramm zeigt, dass kein proportionaler Zusammenhang zwischen Fließgrenze und Spannung vorhanden ist: Bei 1,5 kV beträgt die mittlere Fließgrenze 7,7 kPa, bei der doppelten Spannung 3 kV liegt sie bei 19,2 kPa und ist somit um den Faktor 2,5 höher. Dieser Faktor liegt über dem erwarteten Wert bei einem proportionalen Zusammenhang (Faktor 2), aber unter dem Erwartungswert für einen rein quadratischen Zusammenhang (Faktor 4).

Obwohl das Vorliegen von zwei Datenpunkten für eine zuverlässige Regression nicht ausreichend ist, kann für eine erste Abschätzung unter Zuhilfenahme eines theoretischen dritten Wertes (Fließgrenze 0 Pa bei Feldstärke 0 V/mm) eine quadratische Regression gebildet werden. Das Ergebnis dieser Regression lautet mit τ in Pa und E in V/mm

$$\tau(E) = 7,55 \cdot 10^{-4} \cdot E^2 + 4,07 \cdot E \quad (4.9)$$

Nun soll ermittelt werden, wie sich bei diesem Zusammenhang der Mittelwert der Fließgrenze einer Rechteckspannung mit Amplitude 4712 V und Pulsbreite 63,7% (Effektivspannung 3 kV) gegenüber einer Gleichspannung mit 3 kV verhält. Aus Gleichung 4.9 ergibt sich durch Einsetzen der Spannungswerte und der Pulsbreite das Verhältnis

$$\frac{\tau_{Rechteck}}{\tau_{DC}} = \frac{\tau(4712 \text{ V/mm}) \cdot 0,637}{\tau(4712 \text{ V/mm} \cdot 0,637)} = 1,21 \quad (4.10)$$

Die vom Modell mittels Zielgrößenoptimierung prognostizierte Erhöhung von 23.466 Pa auf 30.718 Pa (Faktor 1,3) bei Verwendung einer Rechteck-

spannung gegenüber der Gleichspannung kann somit zu einem großen Teil mit dem nichtlinearen Zusammenhang zwischen Fließgrenze und elektrischer Feldstärke erklärt werden. Die Ergebnisse lassen somit nicht die Schlussfolgerung zu, dass das Vorliegen eines Wechselfelds zur Erhöhung der Fließgrenze der ERF führt. Vielmehr lässt das DoE nur die Schlussfolgerung zu, dass alle untersuchten Spannungsformen gleichermaßen für die Ansteuerung der ERF geeignet sind. Eine entscheidende Erhöhung der Fließgrenze kann nur durch die Erhöhung der Feldstärke oder Erhöhung der Partikelkonzentration erreicht werden. Da die einsetzbare Feldstärke durch die Durchschlagfestigkeit der ERF begrenzt ist, ist eine Erhöhung zum Zweck der Maximierung der Fließgrenze nur bis zu einer Obergrenze von etwa 5 kV/mm möglich. Die Partikelkonzentration kann ebenfalls nicht beliebig erhöht werden, da die Erhöhung der Konzentration in einer Suspension auch zur Erhöhung der Viskosität führt. Um dies zu verifizieren, wurde mit den beiden Flüssigkeiten jeweils eine klassische rheologische Messung zur Aufnahme der Fließkurve und Ableitung der Viskosität durchgeführt. Die gemessene Viskosität betrug 2,3 Pas für die 40%ige Flüssigkeit und 91,4 Pas für die 60%ige Flüssigkeit, was einer Erhöhung der Viskosität um den Faktor 40 entspricht. Dies kann insbesondere bei hydraulischen Systemen zu Problemen führen, da durch die hohe Viskosität ein hoher Druckabfall beim Fließen der Flüssigkeit entsteht.

4.2.5 Statistische Versuchsplanung im Fließkanal

Im Anschluss an das DoE im Rheometer wurde der gleiche Versuchsplan in einem Fließkanal mit quadratischem Querschnitt der Fläche $1 \times 1 \text{ mm}^2$ und Länge 10 mm wiederholt. Hierzu wurde das hydraulische System, wie in Abbildung 4.20 gezeigt, aufgebaut. Zwei Spritzenpumpen wurden mit konstanter Geschwindigkeit gegenläufig betrieben, sodass ein konstanter ERF-Fluss entstand. Zwischen die Pumpen wurden zwei Drucksensormodule und das elektrorheologische Ventilmodul geschaltet.

Die Versuchsdurchführung war zunächst aufgrund der hohen Viskosität der 60%igen Flüssigkeit nicht möglich. Bei der gesamten Schlauchlänge des Systems von 300 mm und durchschnittlicher Kanalbreite und -höhe von 1 mm würde bei den gewählten Versuchsbedingungen nach Gleichung 2.4 ein viskositätsbedingter Druckabfall von etwa 900 kPa entstehen. Aus diesem Grund wurde statt der 60%igen Flüssigkeit die ursprüngliche Flüssigkeit mit 50 % Partikelkonzentration verwendet und die Stufen des Faktors Konzentration wurden für den Fließkanalversuchsplan auf 40 % und 50 % angepasst. Durch diese Anpassung waren die Ergebnisse aus Rheometer und Fließkanal nicht mehr quantitativ vergleichbar. Für das Ziel des DoE, den Einfluss der einzelnen Faktoren zu bestimmen und die Ergebnisse zwischen Rheometer und Fließkanal zu vergleichen, war eine qualitative Auswertung jedoch ausreichend.

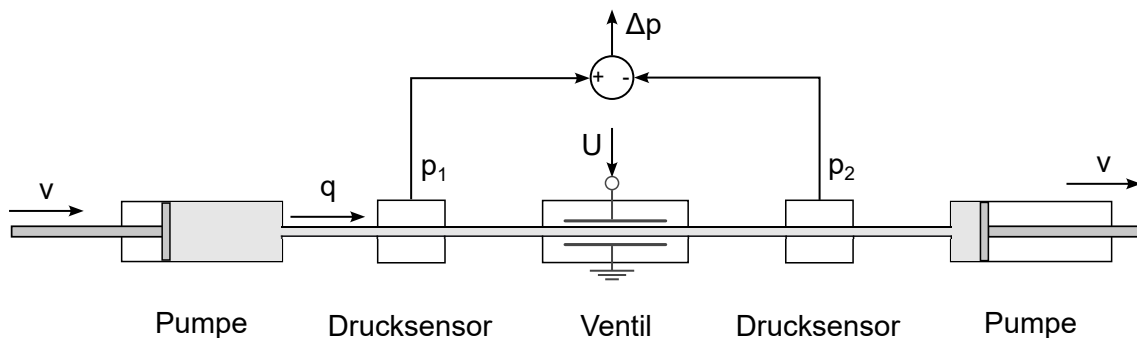


Abbildung 4.20: Schema des hydraulischen Systems für das Fließkanal-DoE

Die Messungen wurden analog zum Vorgehen der Rheometermessungen durchgeführt: Zunächst wurde bei ausgeschalteter Pumpe die Spannung an den Elektroden aktiviert, anschließend wurde die Pumpe mit Flussrate 1 $\mu\text{l/s}$ gestartet und der Druck an den beiden Drucksensoren aufgezeichnet. Die Messung wurde automatisch beendet, wenn über einen festgelegten Zeitraum keine Änderung der Druckdifferenz mehr gemessen wurde. Abbildung 4.21 zeigt eine beispielhafte Messung. Hier ist zu sehen, dass der Druck an beiden Drucksensoren zu Beginn der Messung dem Umgebungsdruck von etwa 100 kPa entspricht. Nach dem Start der Pumpe erhöht sich der Druck am druckseitigen Sensor p_1 bis zum

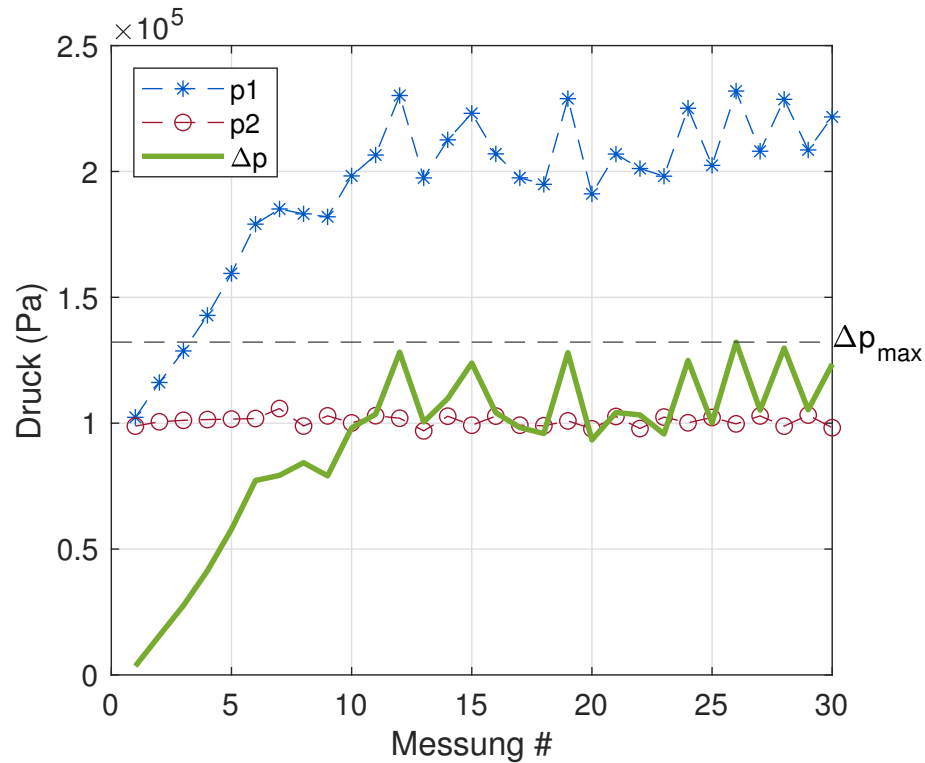


Abbildung 4.21: Ergebnis einer Fließkanalmessung

Erreichen der ERF-Fließgrenze. Nach dem Erreichen der Grenze stellt sich eine konstante Druckdifferenz ein und der Versuch wird beendet. Das Ergebnis der Messung ist die maximale Druckdifferenz. Im Fall der gezeigten Messung ist $\Delta p_{max} = 132 \text{ kPa}$. Dieser Wert wird noch um einen konstanten Wert Δp_{ref} korrigiert, der in einem Vorversuch mit gleicher Flussrate, aber ohne elektrisches Feld, bestimmt wurde. Δp_{ref} beinhaltet die viskositätsbedingte Druckdifferenz des hydraulischen Systems sowie die Kalibrierungsungenauigkeit des Absolutdrucks zwischen den beiden Sensoren.

Für das DoE im Fließkanal wurde der gleiche Versuchsplan wie bei der Rheometerversuchsreihe verwendet und die Druckdifferenz als Zielgröße ausgewertet. Die Haupteffektdiagramme und Wechselwirkungsdiagramme in Abbildung 4.22 und 4.23 sowie das Pareto-Diagramm in Abbildung 4.24 zeigen, dass sich die Ergebnisse qualitativ in weiten Teilen mit den Ergebnissen der Rheometermessungen decken: Spannung und Konzentration haben mit Abstand den größten Einfluss auf die Druckdifferenz. Im Gegensatz zum Rheometer-DoE befindet sich im Pareto-Diagramm

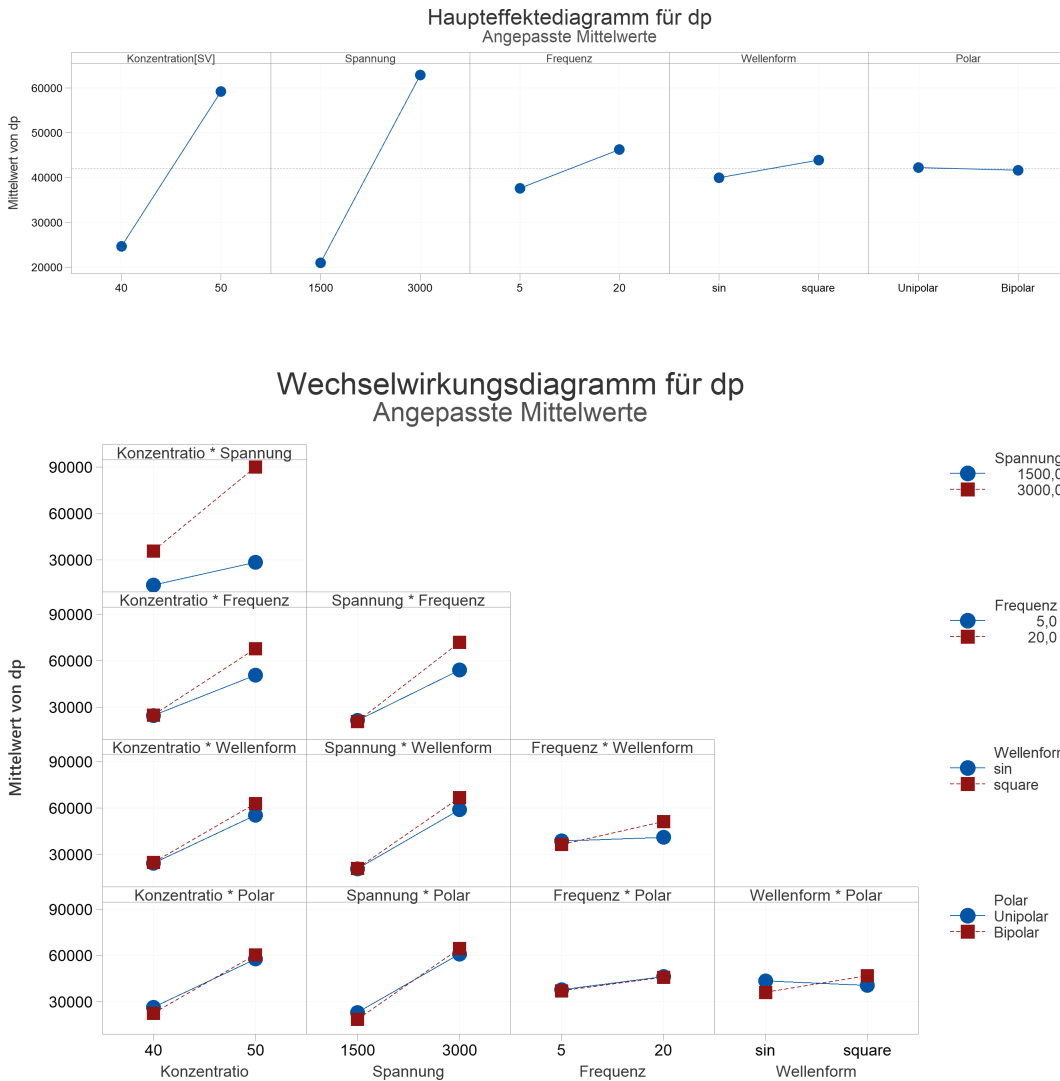


Abbildung 4.22: Haupteffekte und Wechselwirkungen des Fließkanal-DoE (Wechselspannung)

des Fließkanal-DoE der Einfluss der Polarität weit unterhalb der Referenzlinie der statistisch signifikanten Terme, die Frequenz liegt etwas oberhalb der Referenzlinie. Eine Abweichung von den Ergebnissen des Rheometer-DoEs ist, dass die Druckdifferenz bei höherer Frequenz höher ist als bei niedriger Frequenz, das heißt der Einfluss der Frequenz ist hier genau umgekehrt. Der auffälligste Unterschied wird jedoch beim Vergleich der Wechselspannungsmessungen mit den Gleichspannungsmessungen deutlich: Während die durchschnittliche Fließgrenze aller Messungen im Rheometer für Wechsel- und Gleichspannung nah beieinander liegt (Wechselspannung: 13.394 Pa, Gleichspannung: 13.092 Pa),

4.2. Charakterisierung der elektrorheologischen Flüssigkeit

ist im Fließversuch eine große Diskrepanz der Druckdifferenz vorhanden (Wechselspannung: 41.948 Pa, Gleichspannung: 148.584 Pa).

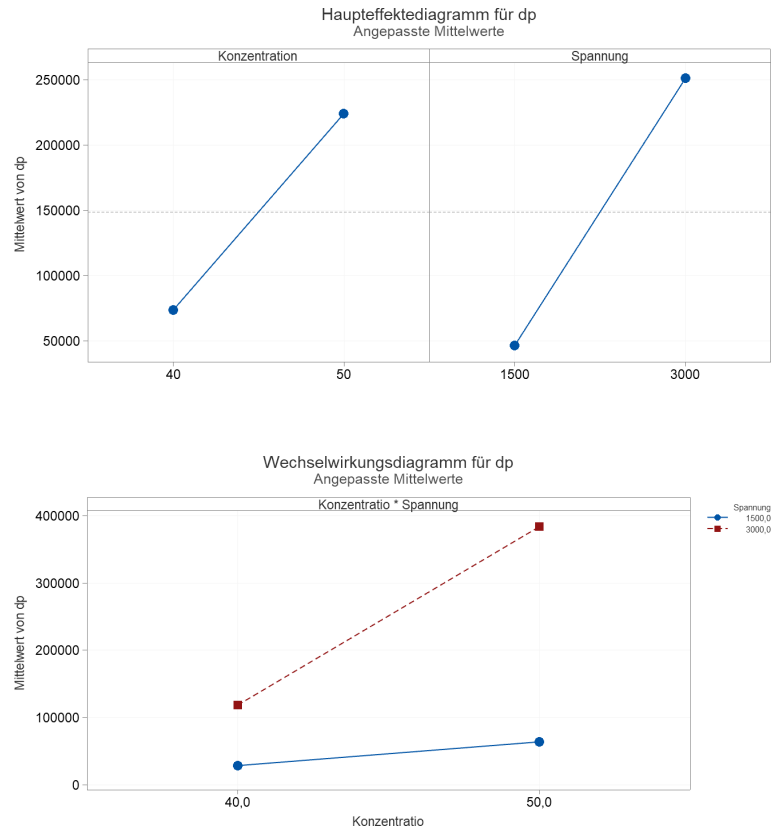


Abbildung 4.23: Haupteffekte und Wechselwirkungen des Fließkanal-DoE (Gleichspannung)

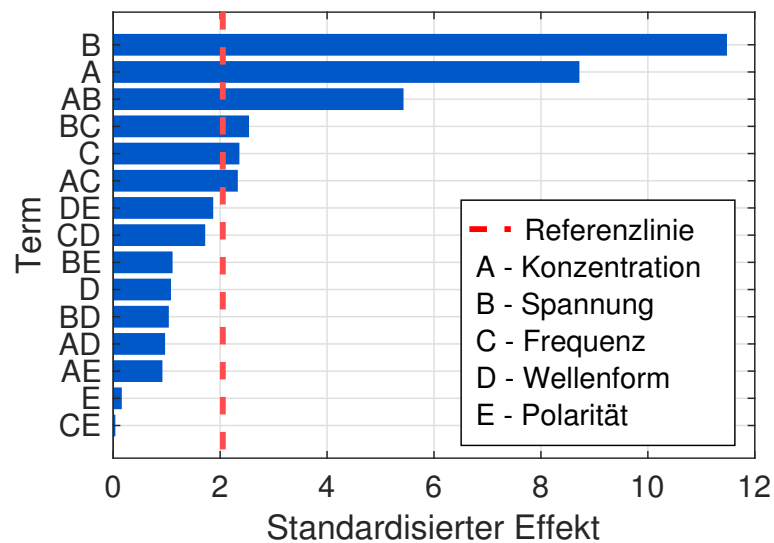


Abbildung 4.24: Pareto-Diagramm der standardisierten Effekte im Fließkanal-DoE (nur Wechselspannung)

Eine naheliegende Schlussfolgerung dieser Experimente wäre, dass Wechselfspannungen nicht zur Ansteuerung der ERF im hydraulischen System geeignet sind, beziehungsweise dass die zu erreichenden Druckdifferenzen bei gleicher Spannung gering sind. Da dies jedoch einen Widerspruch zu den Ergebnissen des Rheometer-DoE darstellt, muss das Zeitverhalten der Flüssigkeit näher betrachtet werden, um die Ursache für die großen Unterschiede zu identifizieren.

4.2.6 Messung der Druckdifferenz im Ventil

Da für das zu entwickelnde Modell Eigenschaften der elektrorheologischen Flüssigkeit im Rheometer gemessen und anschließend auf ein hydraulisches System übertragen werden sollten, wurde eine Versuchsreihe durchgeführt um zu überprüfen, ob die hydraulische Druckdifferenz aus der im Rheometer bestimmten Fließgrenze abgeleitet werden kann. Die Versuchsreihe wurde jeweils im Rheometer mit Plattendurchmesser 10 mm und Spaltbreite 1 mm und in einem Kanal mit Querschnitt $1 \times 1 \text{ mm}^2$ und Länge 10 mm durchgeführt. Bei jeder Messung wurde als Spannung ein Rechteckimpuls der Länge 0,5 Sekunden und Amplitude von 1000 V bis 5000 V angelegt und jeweils das entstehende Drehmoment beziehungsweise die entstehende Druckdifferenz gemessen. Aus den Rheometermessungen wurde anschließend aus dem Drehmoment die Scherspannung berechnet und aus der Scherspannung entsprechend Gleichung 2.5 die Druckdifferenz abgeleitet, die mit der ermittelten Scherspannung in einem Kanal der genannten Geometrie zu erwarten wäre. Außerdem wurde bei jedem Impuls die Zeitkonstante der Sprungantwort bestimmt, das heißt die Dauer vom Anlegen der Spannung bis zum Erreichen von 63,2% des Endwerts von Drehmoment beziehungsweise Druck. Der Wert 63,2% entspricht der Definition der Zeitkonstante der Sprungantwort eines PT_1 -Glieds ($1 - e^{-1}$). An den Ergebnissen in Abbildung 4.25 ist zu sehen, dass es bei der Druckdifferenz eine gute Übereinstimmung zwischen den Rheometer- und Kanalmessungen gibt.

Bei den Zeitkonstanten bestehen jedoch erhebliche Unterschiede von etwa einer Größenordnung. Während die meisten Zeitkonstanten der Rheometermessungen im Bereich $\leq 10 \text{ ms}$ lagen, wurden im Fließkanal bis zu $0,8 \text{ s}$ gemessen.

Wie bereits in den DoE-Versuchsreihen zeigen diese Ergebnisse, dass das Zeitverhalten der Flüssigkeit näher untersucht werden muss, um Ursachen für die großen Abweichungen zu identifizieren.

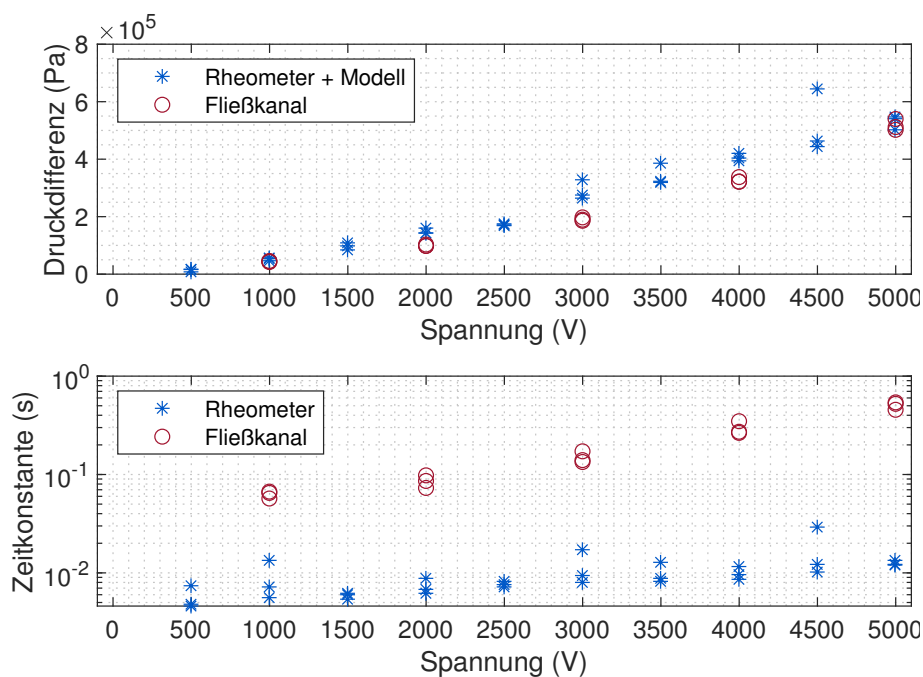


Abbildung 4.25: Vergleich der Druckdifferenzen und Zeitkonstanten

4.2.7 Dynamisches Verhalten der elektrorheologischen Flüssigkeit

Nach den statischen Messungen wurden neue Messreihen durchgeführt, um das dynamische Verhalten der Flüssigkeit zu charakterisieren. Ziel der Messungen war, die Flüssigkeit als dynamisches System zu beschreiben, in dem sich eine Fließgrenze in Folge einer zeitlichen Änderung der elektrischen Feldstärke einstellt.

Hierzu sollte eine Systemidentifizierung mithilfe von Sprungantworten vorgenommen werden. Die ERF wurde dazu sowohl im Rheometer als auch im Fließkanal in einen konstanten Fluss versetzt, d.h. im Rheometer wurde eine konstante Drehgeschwindigkeit und im Fließkanal ein konstanter Volumenstrom eingestellt. Nach einer spannungsfreien Startphase wurde die Hochspannung mit einer steilen Flanke angelegt und die Sprungantwort des Signals für das Drehmoment beziehungsweise die Druckdifferenz aufgezeichnet.

Bereits bei den ersten Versuchen zeigte sich, dass das Drehmomentsignal des Rheometers eine starke Schwingung etwa bei der Frequenz 100 Hz aufweist. Diese Schwingung konnte zwar für die weitere Auswertung aus den Messwerten herausgefiltert werden, da die Schwingungsamplitude aber teilweise größer war als die Amplitude des Signals, sollte sie dennoch genauer analysiert werden, um mögliche Fehlerquellen zu identifizieren.

4.2.7.1 Analyse des Zeitverhaltens des Messsystems

Als mögliche Ursachen für die Schwingung wurden eine mechanische Schwingung des Rheometers beziehungsweise des Drehmomentsensors oder eine elektromagnetische Störung angenommen, da Spannungsänderungen der Hochspannungsleitung Fehlerströme in den Messleitungen induzieren können. Aufgrund der Frequenz der beobachteten Störung in Höhe der doppelten Netzfrequenz des Stromnetzes (50 Hz) konnte weiterhin eine elektromagnetische Störung durch die Spannungsversorgung des Versuchsaufbaus nicht ausgeschlossen werden.

Zur Identifizierung der Fehlerursache wurden zwei Experimente durchgeführt: Im ersten Experiment wurde die ERF in das Rheometer eingefüllt und das Drehmoment während eines Sprungs der Hochspannung aufgezeichnet. Im Gegensatz zu den Rheometermessungen, mit denen die Eigenschaften der Flüssigkeit bestimmt wurden, wurde die Messung ohne Rotation des Motors durchgeführt. In diesem Fall konnte davon ausgegangen werden, dass die elektrischen Einflussgrößen identisch mit dem

ursprünglichen Experiment sind, durch die fehlende Rotation jedoch keine mechanischen Einflüsse vorhanden sind. Eine auftretende Schwingung im Messsignal des Drehmomentsensors wäre also auf eine elektrische Störung durch das Hochspannungssignal zurückzuführen. Im zweiten Experiment wurden dagegen die elektrischen Einflüsse eliminiert, indem die ERF nicht mit Spannungsimpulsen aktiviert wurde. Stattdessen wurde durch ein kurzes Klopfen auf die ERF-Aufnahmeschale in Drehrichtung ein mechanischer Impuls auf den Drehmomentsensor ausgeübt.

Die bei beiden Experimenten aufgezeichneten Signale des Drehmomentsensors sind in Abbildung 4.26 gezeigt. Die Zeitachse wurde jeweils so angepasst, dass der Zeitpunkt 0,1 s dem Zeitpunkt des mechanischen Impulses beziehungsweise des elektrischen Sprungs entspricht. Die Messungen zeigen, dass der mechanische Impuls das System in starke Schwingung versetzt, während der Sprung der Hochspannung keinen signifikanten Einfluss auf das Messsignal hat. Die Analyse der Frequenzspektren (siehe untere Abbildung) ergab keine auffälligen Frequenzen im elektrisch angeregten Signal und eine deutliche Spitze im Frequenzspektrum bei $f = 97$ Hz für das mechanisch angeregte Signal.

Somit konnte gezeigt werden, dass es sich bei der Schwingung um eine mechanische Schwingung des Drehmomentsensors handelt und keine elektrische Beeinträchtigung des Messsystems vorhanden ist. Mit den Informationen des Frequenzspektrums konnte somit ein Filter erstellt werden, um den entsprechenden Frequenzbereich um 97 Hz aus dem Drehmomentsignal zu filtern.

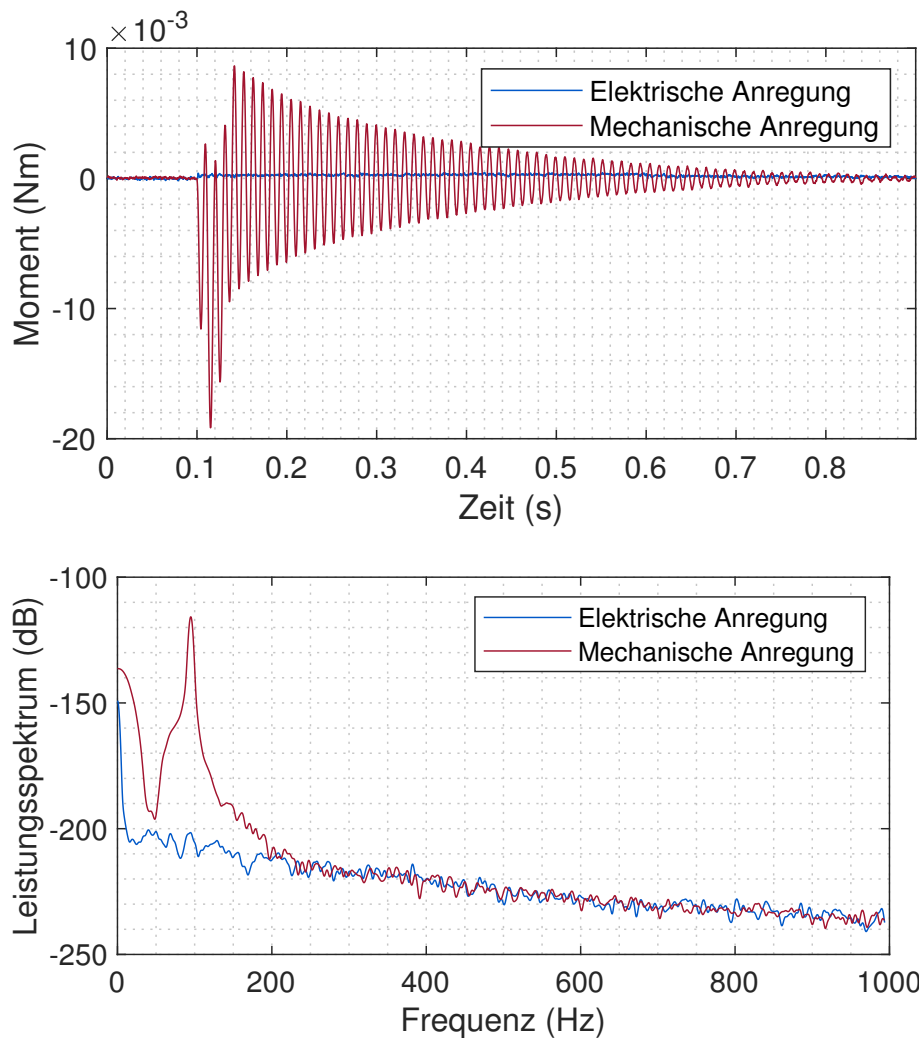


Abbildung 4.26: Drehmomentverlauf nach mechanischem und elektrischem Impuls (oben); Frequenzspektren der Messungen (unten)

4.2.7.2 Untersuchung der Sprungantwort

Um das dynamische Verhalten der Flüssigkeit zu untersuchen, wurden Messungen der Sprungantworten im Rheometer mit der Eingangsgröße Spannung und der Ausgangsgröße Moment vorgenommen. Die Messungen wurden mit der ursprünglichen ERF (Konzentration 50 %) durchgeführt. Das Rheometer wurde mit verschiedenen konstanten Geschwindigkeiten betrieben, sodass die Scherraten $0,2 \text{ s}^{-1}$, 1 s^{-1} und 5 s^{-1} entstanden. Es wurde eine stufenförmige Spannung nach dem Schema $0 \text{ V} \rightarrow U_{max} \rightarrow 0 \text{ V}$ mit Werten für U_{max} zwischen 500 V und 5000 V und einer Stufendauer $0,5 \text{ s}$ angelegt. Aus jeder Messung wurden die

zwei Messwerte Moment und Zeitkonstante gewonnen: Die Differenz zwischen dem gemessenen Drehmoment am Ende der Stufe und vor der Stufe wurde als ERF-induziertes Drehmoment angenommen. Die Zeitkonstante entspricht dem zeitlichen Abstand zwischen der positiven Spannungsflanke und dem Erreichen von 63,2% des Drehmomentendwerts. Abbildung 4.27 zeigt beispielhaft drei Messungen, die mit den drei Scherraten durchgeführt wurden. Wie aufgrund der vorangegangenen Versuche bereits zu erwarten war, trat in allen Messungen eine Schwingung mit der Frequenz 97 Hz auf. Da es sich hierbei um eine mechanische Eigenschwingung des Sensors handelt, wurde diese eliminiert, indem das Signal als Sprungantwort mit einer Übertragungsfunktion mit einer Polstelle und keiner Nullstelle angenähert wurde. Die Sprungantwort dieser Übertragungsfunktion (rote Kurve) wurde für die Ermittlung des maximalen Drehmoments und der Zeitkonstante verwendet. Die stark unterschiedlichen Schwingungen des Signals lassen sich darauf zurückführen, dass bei $0,2\text{ s}^{-1}$ das Moment sehr langsam aufgebaut wurde und dies daher keine Eigenschwingung des Systems zur Folge hatte. Das linke und rechte Diagramm zeigen jeweils das Drehmoment bei positivem ($0 \rightarrow 5\text{ kV}$) und negativem ($5 \rightarrow 0\text{ kV}$) Spannungssprung. T1 und T3 sind dabei jeweils die Zeitpunkte des Spannungssprungs, T2 und T4 sind die Zeitpunkte, zu denen das Momentensignal 63,2% seiner Änderung erreicht hat. Die Zeitkonstanten für den positiven und negativen Sprung sind somit $T_{pos} = T2 - T1$ und $T_{neg} = T4 - T3$.

Auffällig ist, dass beim positiven Sprung eine starke Abhängigkeit der Zeitkonstante von der Scherrate besteht. Die Zeitkonstante beträgt 542 ms bei $0,2\text{ s}^{-1}$, 12 ms bei 1 s^{-1} und 4 ms bei 5 s^{-1} . Beim negativen Sprung ist diese Differenz mit 2,4 ms / 4 ms / 3,2 ms deutlich schwächer ausgeprägt. Dies lässt sich mit der üblichen Beschreibung einer elektrorheologischen Flüssigkeit erklären: Zwischen den Elektroden bilden sich nach Anlegen der elektrischen Spannung Partikelketten, die durch die Relativbewegung zwischen den Elektroden gedehnt werden, bis sie reißen und neue Ketten gebildet werden. Nach dieser Auffassung wäre zunächst eine feste Dauer

für den Aufbau der Ketten zu erwarten. Das im Rheometer gemessene Drehmoment würde aber durch die langsame Bewegung des Rotors erst allmählich auf den Stator übertragen werden, sodass hier ein langsamer Anstieg des Drehmoments zu erwarten ist. Die Dauer dieses Anstiegs müsste mit steigender Scherrate sinken, da die maximale „Dehnung“ der Ketten schneller erreicht wäre. Die Beispielmessungen stützen diese Beschreibung.

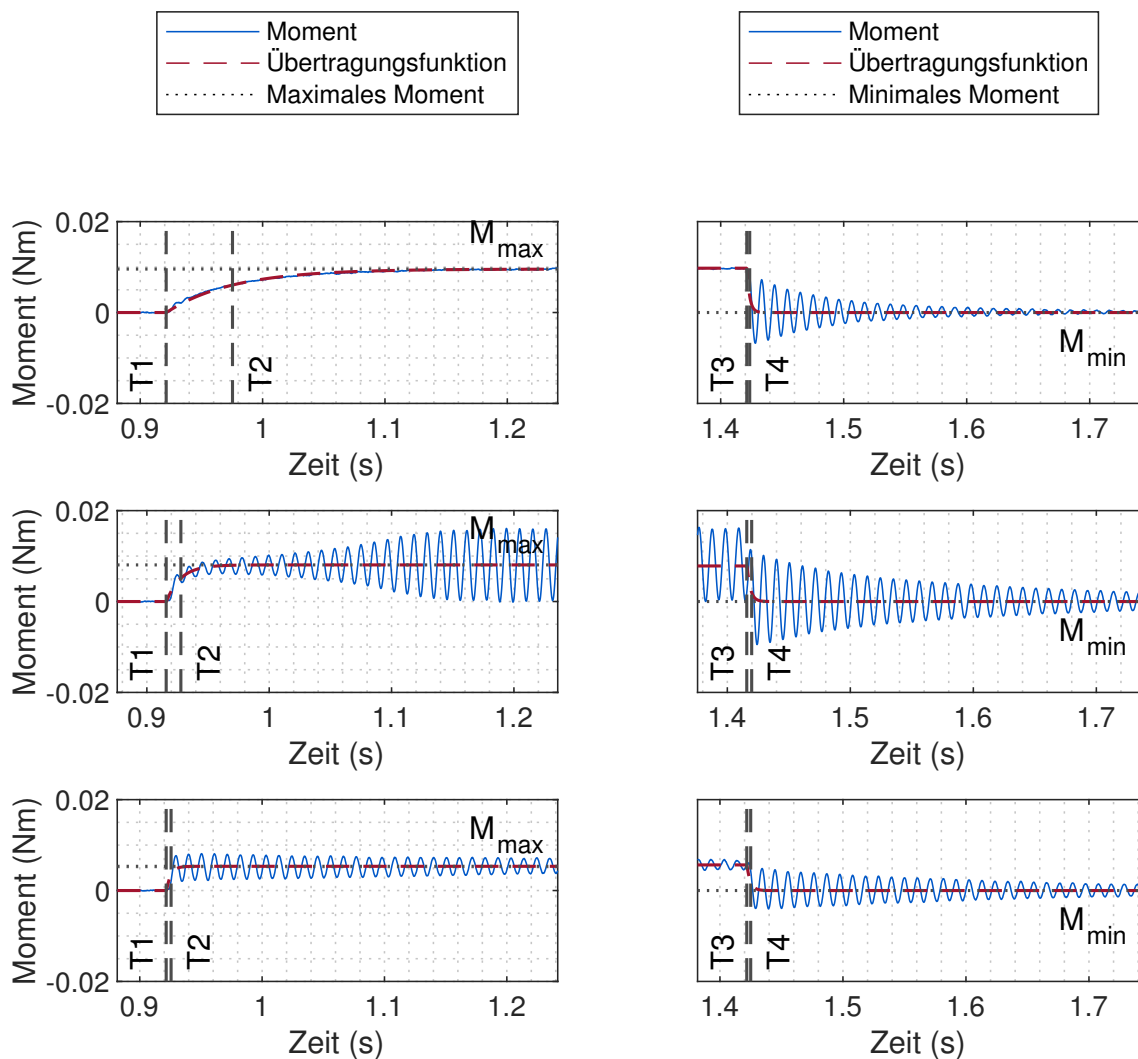


Abbildung 4.27: Zeitverhalten bei positivem (links) und negativem (rechts) Spannungssprung bei $0,2 \text{ s}^{-1}$ (oben), 1 s^{-1} (Mitte), 5 s^{-1} (unten)

Abbildung 4.28 zeigt die nach diesem Schema für alle Messungen berechneten Zeitkonstanten. Für die Berechnung der Ausgleichsgeraden wurde

eine robuste lineare Regression gewählt, um Verzerrungen durch Ausreißer, die im niedrigen Spannungsbereich vorhanden sind, zu vermeiden. Aus dem Diagramm lassen sich folgende Zusammenhänge ableiten:

- ▶ Bei negativen Spannungssprüngen ist die Reaktionszeit für alle Scherraten und Spannungen etwa identisch. Der mittlere Wert beträgt hier 3,7 ms.
- ▶ Die Erhöhung der Scherrate führt bei positiven Spannungssprüngen zu einer Verkleinerung der Zeitkonstante
- ▶ Bei niedriger Scherrate besteht bei den positiven Sprüngen eine größere Abhängigkeit der Zeitkonstante von der Spannung. Bei einer Scherrate von 5 s^{-1} ist die Zeitkonstante nahezu konstant mit ca. 3,5 ms.

Die kürzeste erreichbare Zeitkonstante liegt somit bei etwa 3,5 ms und wird bei negativen Spannungssprüngen unabhängig von der Scherrate und bei positiven Spannungssprüngen bei hohen Scherraten erreicht. Dies lässt die Schlussfolgerung zu, dass dies der Zeit für den Auf- und Abbau der Partikelketten entspricht. Eine zweite Komponente der Zeitkonstante ist von der Scherrate abhängig und hat nur beim Aufbau des elektrorheologischen Effekts, also bei positiven Spannungsänderungen, eine Auswirkung. Abschließend kann die Zeitkonstante T der ERF somit als Summe einer Konstanten $T_{ER} = 3,5 \text{ ms}$ und einer von der Scherrate $\dot{\gamma}$ abhängigen Komponente T_2 beschrieben werden. Bei T_2 müssen die zwei Fälle einer positiven Spannungs- beziehungsweise Feldänderung und einer negativen Feldänderung unterschieden werden.

$$T = T_{ER} + T_2(\dot{\gamma}) \begin{cases} T_2 > 0 & \text{für } \frac{dE}{dt} > 0 \\ T_2 = 0 & \text{für } \frac{dE}{dt} < 0 \end{cases} \quad (4.11)$$

Wie sich der Unterschied der Zeitkonstanten bei positiven und negativen Spannungssprüngen auf das Frequenzverhalten auswirkt, soll im nächsten Versuch ermittelt werden.

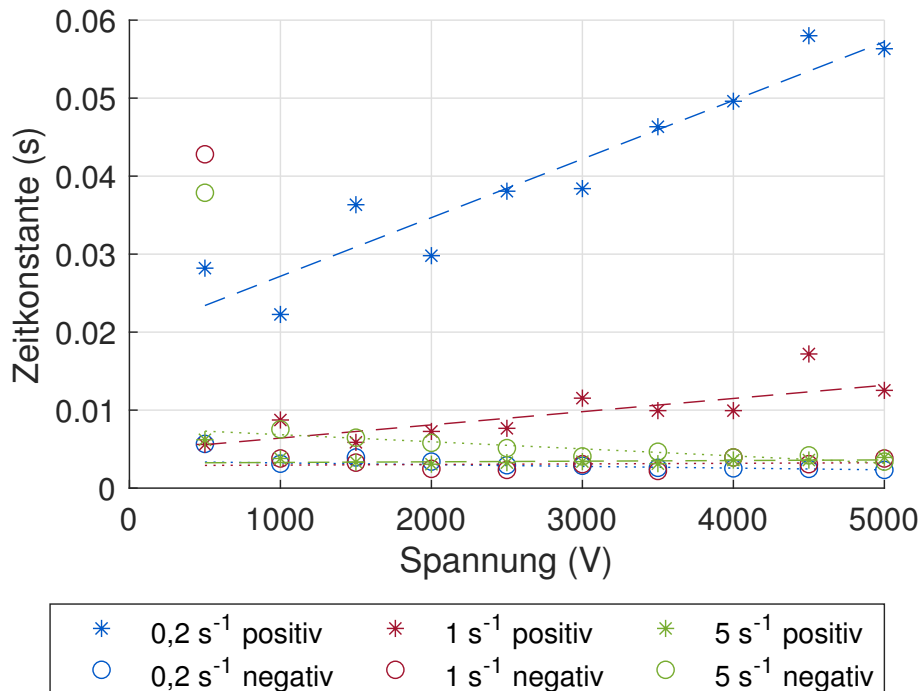


Abbildung 4.28: Zeitkonstanten des Drehmoments bei positivem und negativem Spannungssprung

Vor der Untersuchung des Frequenzverhaltens erfolgt zunächst noch eine Betrachtung des Einflusses der Kondensatoreigenschaft des Messsystems, wie in Abschnitt 3.4 beschrieben. Wird die Hochspannungsquelle mit der maximalen Spannung betrieben, beträgt der Innenwiderstand aufgrund der Quellenspannung 5 kV und dem Kurzschlussstrom 200 μ A

$$R_i = \frac{U_q}{I_k} = \frac{5 \text{ kV}}{200 \mu\text{A}} = 25 \text{ M}\Omega \quad (4.12)$$

Setzt man R_i sowie die gemessene Permittivitätszahl $\epsilon_r = 31,7$ in Gleichung 3.3 ein, ergibt sich für das Rheometer mit der Oberfläche der oberen Platte als Elektrodenfläche $A = \pi \cdot (5 \text{ mm})^2 = 78,5 \text{ mm}^2$ und dem Plattenabstand $d = 1 \text{ mm}$ die Zeitkonstante $t_C = 0,55 \text{ ms}$. Diese Zeitkonstante bedeutet, dass bedingt durch die Kondensatorwirkung der Rheometerplatten bei den dynamischen Messungen der ERF Zeitkonstanten des elektrorheologischen Effekts unterhalb 0,55 ms nicht mehr gemessen werden könnten, da der Spannungsaufbau im als Kondensator betrachteten Ventil langsamer wäre als die Erhöhung der Fließgrenze.

Da die gemessenen Zeitkonstanten mit mindestens 3,5 ms über diesem Wert liegen, kann die Schlussfolgerung gezogen werden, dass der Kondensatoreffekt nicht zu einer Einschränkung der Messungen führte.

Beim Fließkanal mit Elektroden der Länge 10 mm, Höhe 1 mm und somit der Elektrodenoberfläche $A = 10 \text{ mm}^2$ beträgt beim Elektrodenabstand $d = 1 \text{ mm}$ die Zeitkonstante $t_C = 0,07 \text{ ms}$. Da dieser Wert noch einmal deutlich kleiner ist als im Rheometer, muss auch hier nicht von einer Beeinflussung der Messungen durch den Kondensatoreffekt ausgegangen werden.

4.2.7.3 Untersuchung des Frequenzverhaltens

Um die ERF gezielt anzusteuern, kann entweder mit einer variablen Gleichspannung oder mit einer konstanten gepulsten Spannung gearbeitet werden. Bei den bisherigen Messungen wurden die relativ niedrigen Frequenzen 5 Hz und 20 Hz untersucht. Die Periodendauer 50 ms bei der Frequenz 20 Hz liegt noch über der ermittelten Zeitkonstante des elektrorheologischen Effekts von 3,5 ms. Somit ist davon auszugehen, dass bei einer Frequenz von 20 Hz die ERF vollständig auf die Spannungsänderungen reagieren kann, da die Partikelketten innerhalb einer Periode vollständig auf- und abgebaut werden können. Im folgenden Versuch sollte daher das Verhalten bei höheren Frequenzen untersucht werden, wenn die Reaktionszeit der ERF zu lang ist um innerhalb einer Periode Partikelketten vollständig auf- und abzubauen. Bei üblichen PWM-Anwendungen wie der Modulation der Spannung für Elektromotoren kommen in der Regel hohe Frequenzen ab 25 kHz zum Einsatz, um die Schwingungen außerhalb des für Menschen hörbaren Bereichs zu halten. Im hier verwendeten Versuchsaufbau konnten aufgrund dynamischer Begrenzungen des Steuergeräts und des Hochspannungswandlers nur niedrigere Frequenzen bis 1 kHz untersucht werden. Hiermit ergibt sich eine Periode von 1 ms, die für diese Untersuchung ausreichend kurz ist.

Zunächst wurde eine Versuchsreihe im Rheometer durchgeführt. Es wurde ein Stufensignal erzeugt, das die Hochspannung für die Dauer 0,5 s aktiviert und das entstehende Drehmoment aufzeichnet. Als Spannungsstufen werden 1 / 2 / 3 / 4 / 5 kV gewählt. Pro Spannungsstufe wurden drei Wiederholungen durchgeführt. Die Reihenfolge, in der die Stufen angesteuert wurden, wurde zufällig festgelegt. Der Versuch wurde zunächst mit Gleichspannung durchgeführt.

Zuerst wurden jeweils aus den drei Sprungantworten jeder Spannungsstufe die Messwerte des Drehmoments gemittelt. Mittels eines Bandstoppfilters wurden anschließend die Frequenzen um die Resonanzfrequenz 97 Hz herausgefiltert. Somit lag nun eine Sprungantwort für verschieden hohe Spannungsstufen vor, mit der eine Systemidentifikation durchgeführt werden konnte. Eine Übertragungsfunktion, wie sie in den vorherigen Untersuchungen zur Beschreibung einzelner Sprünge verwendet wurde, konnte hier aufgrund der unterschiedlichen Zeitkonstanten bei positiven und negativen Sprüngen nicht angewendet werden, da es sich um ein nichtlineares System handelt. Stattdessen wurde ein Hammerstein-Wiener-Modell angenommen, bei dem der Übertragungsfunktion zwei nichtlineare Glieder vor- und angestellt werden. Die numerische Annäherung der Modellparameter wurde mithilfe der System Identification Toolbox von Matlab abgeschätzt. Abbildung 4.29 zeigt die verwendeten Signale des Spannungsverlaufs als Systemeingang, dem Drehmoment als Systemausgang sowie die simulierte Systemantwort des Hammerstein-Wiener-Modells. Der Vergleich der Messwerte mit dem simulierten Modell ergab eine Übereinstimmung in Höhe von 95,6 %. Das identifizierte Hammerstein-Wiener-Modell war somit in der Lage, das System mit einer hohen Genauigkeit zu beschreiben.

Im nächsten Schritt sollte das Modell eingesetzt werden, um die Reaktion der ERF auf PWM-Signale der Frequenzen 500 Hz und 1000 Hz zu überprüfen. Hierzu wurde das Stufensignal jeweils mit einem PWM-Signal der entsprechenden Frequenz und Pulsbreite 0,6 überlagert. Für jede Spannungsstufe wurde eine Messung entsprechend dem vorher für Gleich-

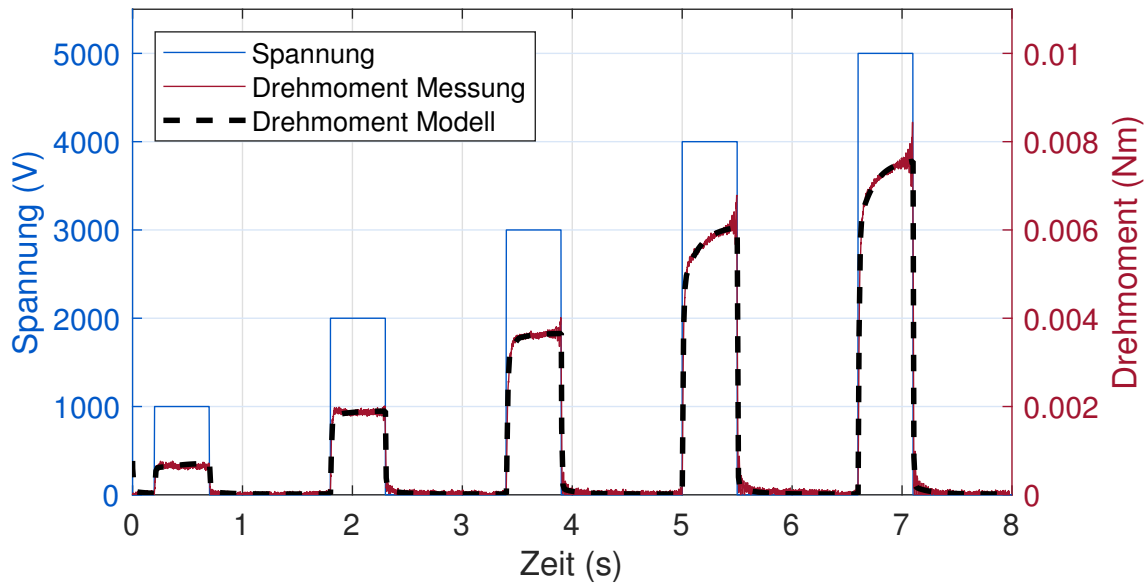


Abbildung 4.29: Simulationsergebnis des Hammerstein-Wiener-Modells mit Systemeingang Spannung und Systemausgang Drehmoment

spannung beschriebenen Vorgehen durchgeführt und das entstandene Drehmoment gemessen. Das gleiche Spannungssignal wurde anschließend mit dem Hammerstein-Wiener-Modell simuliert.

Da das Gleichspannungssignal einen höheren Effektivwert hat als die PWM-Signale und durch den Hochspannungsgenerator Schwankungen in Spannung und Zeitverhalten auftreten können, wurde für die Auswertung jeweils die Effektivspannung, also der Spannungsmittelwert, verwendet. Die Ergebnisse sind in Abbildung 4.30 gezeigt. Hier ist erkennbar, dass eine gute Übereinstimmung zwischen Messung und Simulation besteht, wobei die Messwerte bei 500 Hz und 1000 Hz etwas niedriger sind als die simulierten Werte. Sowohl bei den Messungen als auch in der Simulation führt das PWM-Signal mit 500 Hz etwa zum gleichen Drehmoment wie bei 1000 Hz, was darauf hindeutet, dass die kritische Frequenz, bei der das Drehmoment noch dem Spannungsverlauf folgen kann, bereits bei 500 Hz überschritten ist. Um dies zu überprüfen, wurde jeweils der Drehmomentverlauf infolge eines PWM-Impulses mit 500 Hz und 1000 Hz zeitlich aufgelöst betrachtet und zusätzlich eine Messung mit einem 150 Hz-Signal durchgeführt. Die Ergebnisse in Abbildung 4.31 bestätigen den erwarteten Einfluss der Frequenzsteigerung: Während bei 150 Hz die

PWM-Frequenz noch mit starker Amplitude in der Messung erkennbar ist, ist der Anteil bei 500 Hz und 1000 Hz nur noch vergleichsweise gering. Die Welligkeit, also das Verhältnis der Amplitude der hochfrequenten Schwingung zum Mittelwert des Drehmoments, beträgt hier bei 150 Hz 90 %, bei 500 Hz 25 % und bei 1000 Hz 15 %.

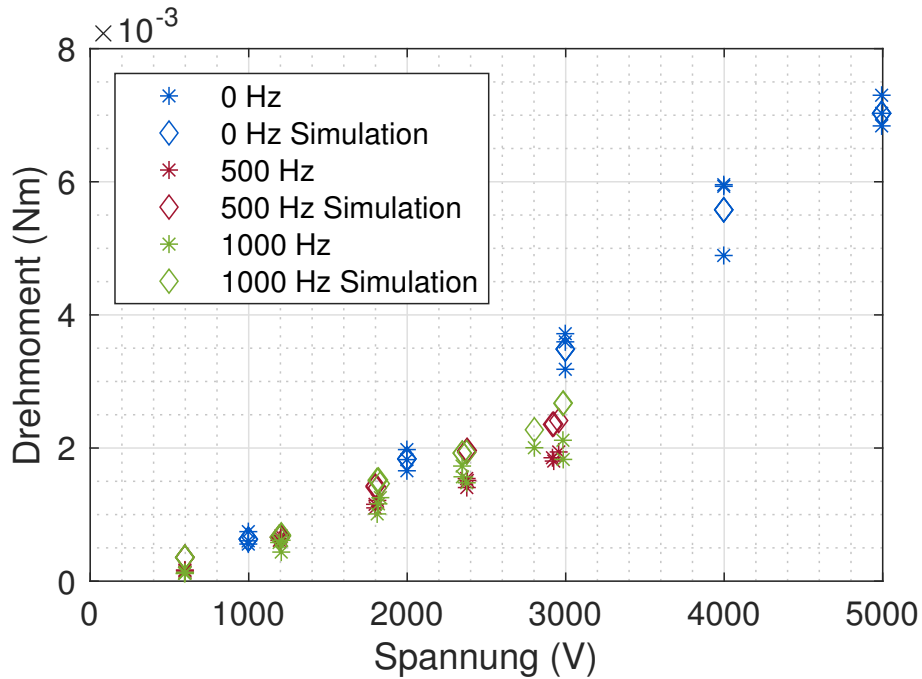


Abbildung 4.30: Ergebnisse der Simulation und Messungen mit verschiedenen Frequenzen

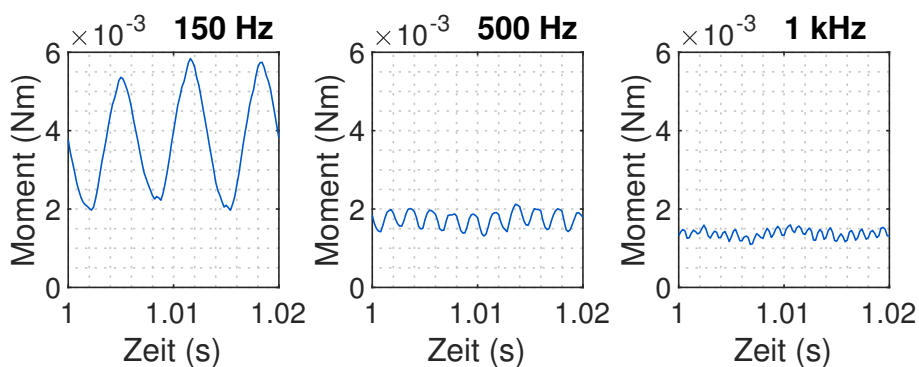


Abbildung 4.31: Welligkeit des Messung bei verschiedenen Frequenzen

Im nächsten Versuch wurde für die Frequenz 500 Hz das PWM-Verhalten genauer untersucht. Mit den folgenden Versuchen sollte der Einfluss der

Pulsbreite auf die Fließgrenze untersucht werden. Die Frequenz wurde aufgrund der technischen Begrenzungen des Versuchsaufbaus gewählt. Da die Steuerung der Hochspannungsquelle mit einer maximalen Frequenz von 5 kHz erfolgen kann, kann ein PWM-Signal mit 500 Hz hier gerade noch ausreichend gut zeitlich aufgelöst werden. Aufgrund der Ergebnisse des vorangegangenen Versuchs war außerdem nicht zu erwarten, dass eine Erhöhung der Frequenz über 500 Hz zu Änderungen der erreichbaren Fließgrenze – mit Ausnahme der Welligkeit – führen würde.

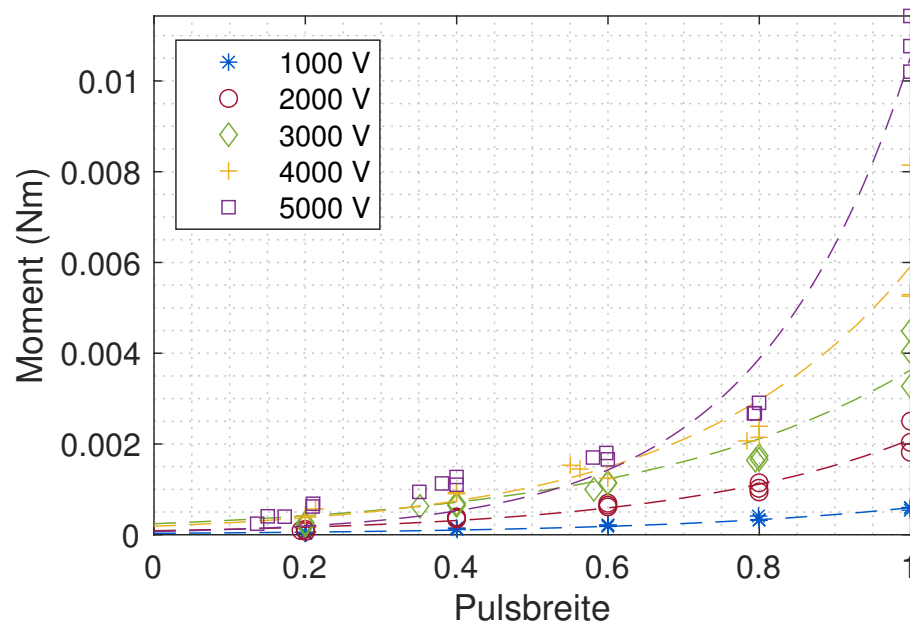


Abbildung 4.32: Ergebnisse der Messungen mit 500 Hz-PWM-Signal mit Regression

Es wurde eine weitere Versuchsreihe nach dem Muster der vorherigen Reihe durchgeführt. Diesmal blieb die Frequenz bei 500 Hz und es wurde jeweils ein Versuchsdurchlauf mit den PWM-Anteilen 0,2 / 0,4 / 0,6 / 0,8 / 1 durchgeführt. Bei jeder Messung wurde das Drehmoment aufgezeichnet. Die Ergebnisse sind in Abbildung 4.32 nach Spannung gruppiert aufgetragen. Die gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse führt zur Schlussfolgerung, dass bei bekanntem Zusammenhang zwischen Fließgrenze und Pulsbreite eine PWM-Ansteuerung mit Frequenz 500 Hz geeignet ist, um eine stufenlose Steuerung der Fließgrenze zu ermöglichen.

4.2.8 Zusammenfassung der Charakterisierung

Nach der Probenvorbereitung wurden im Versuchsaufbau zunächst die Viskosität und die Permittivität der elektrorheologischen Flüssigkeit ermittelt. Die Ergebnisse können direkt in die folgenden Simulationen als Stoffeigenschaften übernommen werden.

In den darauf folgenden statischen Versuchsreihen wurden die Einflüsse verschiedener Faktoren wie elektrischer Feldstärke und Partikelkonzentration auf die Fließgrenze der ERF untersucht. Die Ergebnisse ermöglichen bei einer späteren Ventilauslegung die Auswahl geeigneter Betriebsbedingungen.

Mit einer Reihe dynamischer Messungen wurde schließlich das für ein dynamisches hydraulisches System wichtige Zeitverhalten der ERF näher untersucht. Es wurde ein Modell entwickelt und experimentell validiert, das den zeitlichen Auf- und Abbau der elektrorheologischen Fließgrenze in Abhängigkeit der elektrischen Feldstärke beschreibt. Dieses Modell wird im folgenden Kapitel eingesetzt, um zunächst die Reaktion der ERF auf ein beliebiges Spannungssignal zu simulieren und hieraus schließlich den erwarteten Druckverlauf im Ventil zu berechnen.

Methode zum Entwurf des elektrorheologischen Ventils

Im letzten Schritt sollten ein elektrorheologisches Ventil entworfen und die Auswirkung der Fließgrenze auf das hydraulische System untersucht werden. Die PWM-Frequenz wurde dafür aufgrund der Ergebnisse der Charakterisierung bei 500 Hz belassen. Für die Spannungsversorgung wurde die Spannung 3 kV ausgewählt. Mit dieser Spannung kann ein System mit Elektrodenabstand 1 mm sicher betrieben werden, da die Feldstärke 3 kV/mm unterhalb der Durchschlagfestigkeit von Luft liegt (siehe Abschnitt 4.2.2). Durch die Wahl dieser Spannung kann ein stabiler Betrieb gewährleistet werden, da Funkenüberschläge zwischen den Elektroden durch Lufteinschlüsse im System ausgeschlossen werden können.

Für den Entwurf des Ventils sollte zunächst die Auswirkung der Gestaltung der Elektroden und anschließend das Zeitverhalten des elektrorheologischen Effekts im Ventil untersucht werden.

Bei den bisherigen Betrachtungen wurde davon ausgegangen, dass im ERF-Ventil ein homogenes elektrisches Feld mit Feldlinien rechtwinklig zur Flussrichtung des Fluids vorliegt. Es sind jedoch auch Elektrodenanordnungen denkbar, die eine andere Ausrichtung des Felds zur Folge haben. In der Literatur finden sich hierzu nur wenige Daten. Bei einer Untersuchung von Shilei et al. (2020) führten beispielsweise Feldlinien, die nicht senkrecht zur Flussrichtung standen, zu einer Steigerung der

Stabilität der Partikelketten und somit einer Erhöhung der Fließgrenze. Um den Einfluss der Richtung der Feldlinien auf den elektrorheologischen Effekt zu überprüfen, wurden Versuche mit verschiedenen gestalteten Elektroden durchgeführt.

5.1 Untersuchung verschiedener Elektrodenanordnungen

Der für die bisherigen hydraulischen Versuchen eingesetzte Versuchsaufbau wurde um Ventilmodule erweitert, in denen aufgrund der Elektrodenkonfigurationen unterschiedliche Anteile des elektrischen Felds in x- und y-Richtung vorhanden sind. Die drei Geometrien zeigt Abbildung 5.1.

Bei allen drei Varianten fließt die ERF durch einen Kanal mit quadratischer Querschnittsfläche $1 \times 1 \text{ mm}^2$ und Länge 35 mm. Im mittleren Abschnitt des Kanals befinden sich an den gegenüberliegenden Kanalwänden zwei Elektroden, um ein elektrisches Feld zu erzeugen. Bei der ersten Variante handelt es sich um eine einzige Elektrode der Länge 10 mm. Bei Variante 2 ist die Elektrode in zehn Abschnitte der Länge 1 mm unterteilt, mit jeweils 2 mm Abstand zwischen den Abschnitten. Bei Variante 3 sind die beiden gegenüberliegenden Elektroden um die Hälfte ihres Abstands gegeneinander versetzt, sodass die Feldlinien hauptsächlich schräg zur Strömungsrichtung der ERF verlaufen. Die untere Seite hat hier elf statt zehn Abschnitte, da die Abschnitte an den Rändern jeweils nur zur Hälfte zum elektrischen Feld beitragen. Die Elektrodenkonfigurationen werden im Folgenden entsprechend der Anzahl der Elektrodenabschnitte pro Seite als $1/1$, $10/10$ und $10/11$ bezeichnet.

5.1.1 Herstellung der ERF-Kanäle

Die ERF-Kanäle wurden so gestaltet, dass sie in den modularen Messaufbau zur Fluidikmessung integriert werden konnten. Eine Explosions-

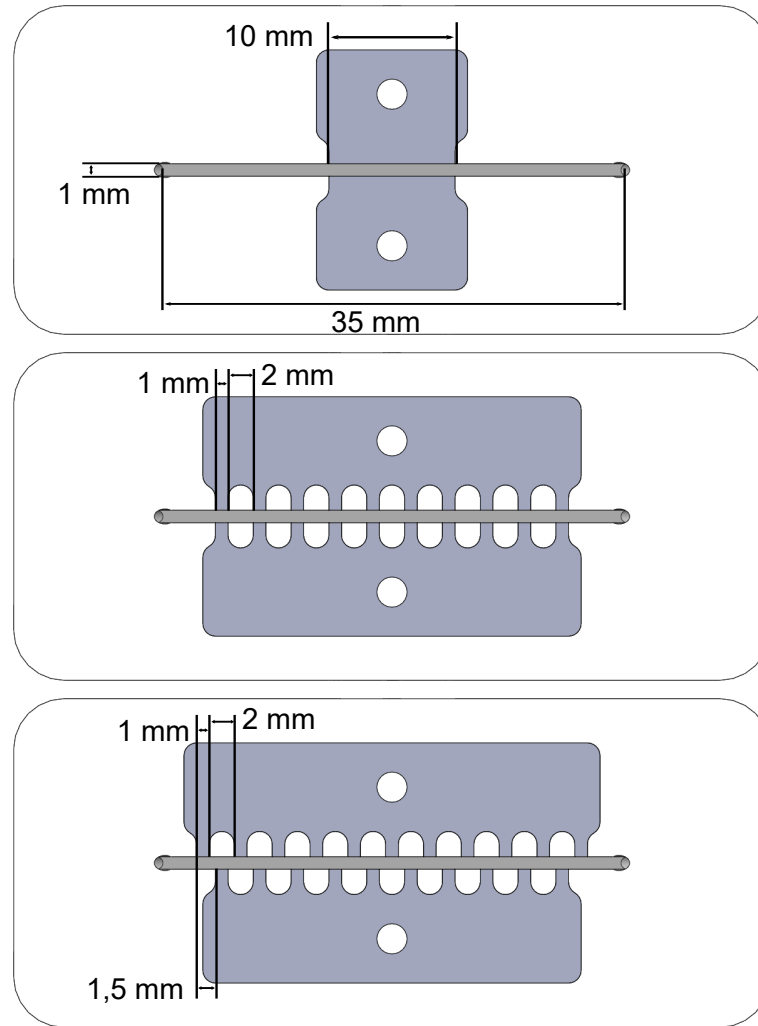


Abbildung 5.1: Elektrodenkonfigurationen 1/1 (oben), 10/10 (Mitte) und 10/11 (unten)

zeichnung der Komponenten ist in Abbildung 5.2 exemplarisch für die Elektrodenkonfiguration 10/10 gezeigt.

Die Kanäle bestehen jeweils aus einem Ober- und Unterteil, die per Stereolithographie aus Kunststoff gefertigt wurden. Das Unterteil verfügt über eine Aussparung für die Elektroden, das Oberteil über einen Hohlraum, der im Montageprozess mit Klebstoff befüllt wird.

Zur Herstellung wurden zunächst die Elektroden in die dazugehörigen Aussparungen des Unterteils eingesetzt und punktuell mit Klebstoff fixiert. Die elektrische Kontaktierung nach außen erfolgt über Gewindestifte, die in die Elektroden eingeschraubt wurden. Anschließend wurde das Oberteil aufgesetzt und ebenfalls fixiert. Im letzten Schritt wurden die Hohlräume zwischen den Kunststoffteilen, Elektroden und Gewinde-

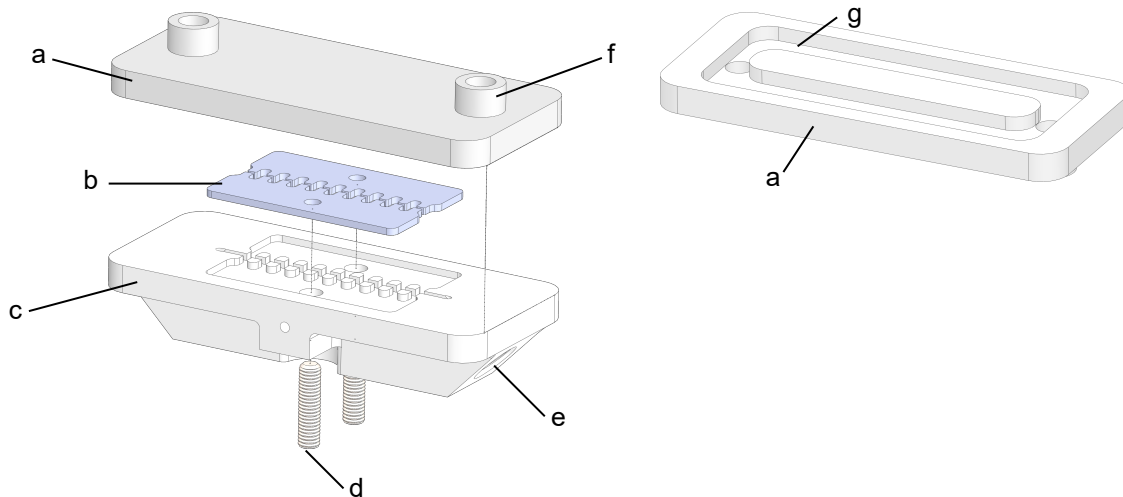


Abbildung 5.2: Links: Explosionszeichnung des Kanals: a) Oberteil, b) Elektroden, c) Unterteil, d) Gewindestifte, e) fluidische Anschlüsse, f) Einfüllöffnungen für Harz; rechts: Unteransicht des Oberteils mit g) Hohlraum zum Einfüllen des Harzes

stiften mit Epoxydharz aufgefüllt, um das gesamte System druckstabil zu verbinden und hydraulisch abzudichten. Zum Einfüllen des Harzes sind am Oberteil zwei Spritzenanschlüsse angebracht. Eine Klebstoffbeschichtung des oberen Kunststoffteils im Kanalbereich hat hier eine dichtende Wirkung und sorgt dafür, dass das Harz nicht in den Hydraulikkanal gelangt. Der hydraulische Anschluss des Kanals erfolgt über Einschraubfittinge. Abbildung 5.3 zeigt einen auf diese Weise aufgebauten Kanal mit Schlauchanschlüssen und elektrischen Hochspannungsleitungen.

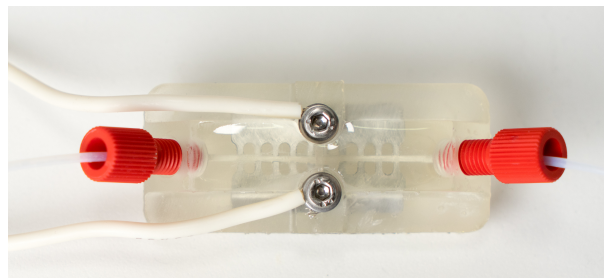


Abbildung 5.3: Foto des hydraulischen Kanals 10/10

5.1.2 Modellbildung des elektrischen Felds

Für die drei verschiedenen Kanäle wurde ein 2-dimensionales FEM-Modell zur Simulation der elektrischen Feldstärke gebildet. Abbildung 5.4 zeigt die Simulation des elektrischen Felds für die drei Elektrodenformen. Da die Elektroden aus elektrisch leitfähigem Aluminium bestehen, sind sie feldfrei. Das Feld im den Kanal umgebenden Kunststoff wird zur besseren Erkennbarkeit nicht dargestellt.

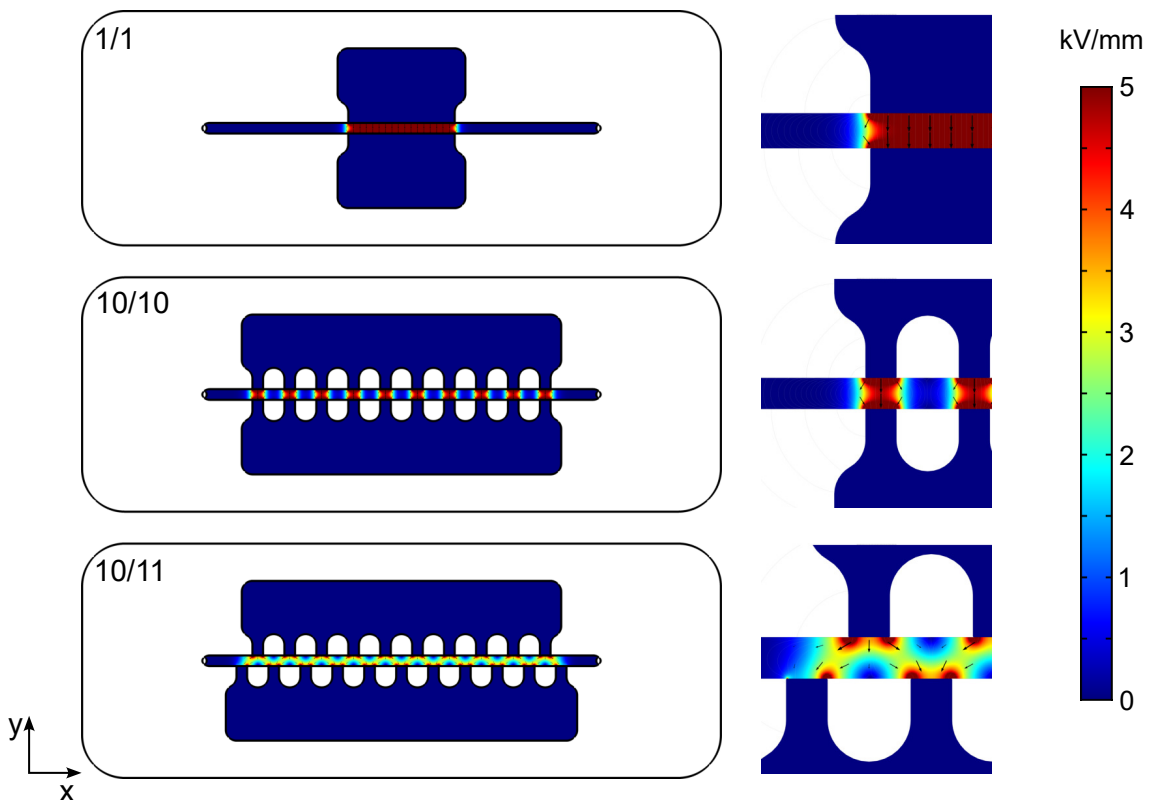


Abbildung 5.4: Simulationsergebnis der elektrischen Feldstärke mit Detailansicht zu jeder Elektrodenform

Im ersten Schritt wurde das Integral des elektrischen Felds über die Fläche des Strömungskanals gebildet. Bei der Elektrodenkonfiguration 1/1 ist zum Großteil ein homogenes Feld in y-Richtung der Feldstärke $5 \frac{kV}{mm}$ zu erwarten, wenn die Spannung 5 kV angelegt wird. Im Idealfall, also bei einem reinen Feld in y-Richtung mit scharfen Kanten, wäre das

erwartete Simulationsergebnis für die x- und y-Richtung

$$\int E_x \cdot dA = 0 \quad (5.1)$$

$$\int E_y \cdot dA = \int 5 \frac{kV}{mm} \cdot dA = \int_0^{10mm} \int_0^{1mm} 5 \frac{kV}{mm} \cdot dx \cdot dy = 50 Vm \quad (5.2)$$

Tabelle 5.1 zeigt die Simulationsergebnisse für die drei Elektrodenkonfigurationen, die sich durch Integration des Betrags des elektrischen Felds sowie dessen x- und y-Anteil über die Kanalfäche ergeben. Die Ergebnisse der Konfiguration 1/1 liegen nah an den Erwartungswerten aus den Gleichungen 5.1 und 5.2. Abweichungen entstehen, da das entstehende elektrische Feld durch einen unscharfen Rand etwas breiter ist als die Elektroden und durch die Krümmung der Feldlinien im Randbereich einen kleinen Anteil in x-Richtung aufweist. Die Elektrodenkonfiguration 10/10 hat durch die größere Ausdehnung in x-Richtung und einem unscharfen Randbereich an jedem der zehn Elektrodensegmente sowohl ein höheres Gesamtfeld in x-Richtung als auch in y-Richtung. Bei der Anordnung 10/11 ist durch den Versatz der Elektroden der x-Anteil deutlich erhöht und wird ähnlich groß wie der y-Anteil. Somit sind die Elektrodenkonfigurationen geeignet, um den Richtungseinfluss zu beurteilen.

Tabelle 5.1: Simulationsergebnisse des elektrischen Felds für verschiedene Elektrodenkonfigurationen

Elektrodenkonfig.	$\int E \cdot dA (Vm)$	$\int E_x \cdot dA (Vm)$	$\int E_y \cdot dA (Vm)$
1/1	53,1	2,5	52,0
10/10	79,6	23,0	69,6
10/11	83,2	50,4	55,7

5.1.3 Versuchsdurchführung

Zunächst wurde eine Messung am Kanal mit Elektrodenkonfiguration 1/1 durchgeführt, bei der die Druckdifferenz für Spannungen im Bereich 1-5 kV gemessen wurde. Hierzu wurde das Elektrodenmodul in ein hydraulisches System mit Spritzenpumpen und jeweils einem Drucksensor vor und hinter dem Kanal integriert. Es wurde eine konstante Flussrate von $2,5 \mu\text{l/s}$ eingestellt, sodass sich im Kanal die Fließgeschwindigkeit $2,5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ ergab. Nun wurde für drei Sekunden die elektrische Hochspannung angelegt und die daraufhin entstehende Druckdifferenz gemessen. Für die Spannungsstufen 1-2-3-4-5 kV wurden jeweils drei Messungen durchgeführt, sodass sich insgesamt 15 Messungen ergaben, die in randomisierter Reihenfolge durchgeführt wurden. Bei jeder Messung wurde die nicht-spannungsinduzierte Druckdifferenz, also die Druckdifferenz vor dem Anlegen der Spannung, von der spannungsinduzierten Druckdifferenz subtrahiert. Damit wurde die viskositätsbedingte Druckdifferenz und eine Absolutwertabweichung der Drucksensoren eliminiert. Aus den Messdaten wurde die maximal erreichte Druckdifferenz extrahiert. Abbildung 5.5 zeigt beispielhaft den Datensatz einer einzelnen Messung bei der Spannung 3 kV. Die Hochspannung wurde hier beim Zeitpunkt 3 s angelegt und beim Zeitpunkt 6 s entfernt.

Entsprechend Gleichung 2.5 kann die Druckdifferenz in die ERF-Fließgrenze umgerechnet werden. Die Feldstärke in $\frac{\text{kV}}{\text{mm}}$ entspricht wegen des konstanten Elektrodenabstands 1 mm betragsmäßig der Spannung in kV. Die Darstellung der Messergebnisse in Abbildung 5.6 erfolgt somit als Fließgrenze in Abhängigkeit der Feldstärke. Die Messungen wurden mit einer polynomialen Regression 2. Grades angenähert:

$$\tau(E) = 1,0231 \cdot 10^{-9} \cdot E^2 - 2,0102 \cdot 10^{-4} \cdot E \quad (5.3)$$

Im nächsten Schritt wurde die Regression mit der FEM-Simulation verknüpft. Dazu wurde die Fließgrenze als abgeleiteter Wert deklariert

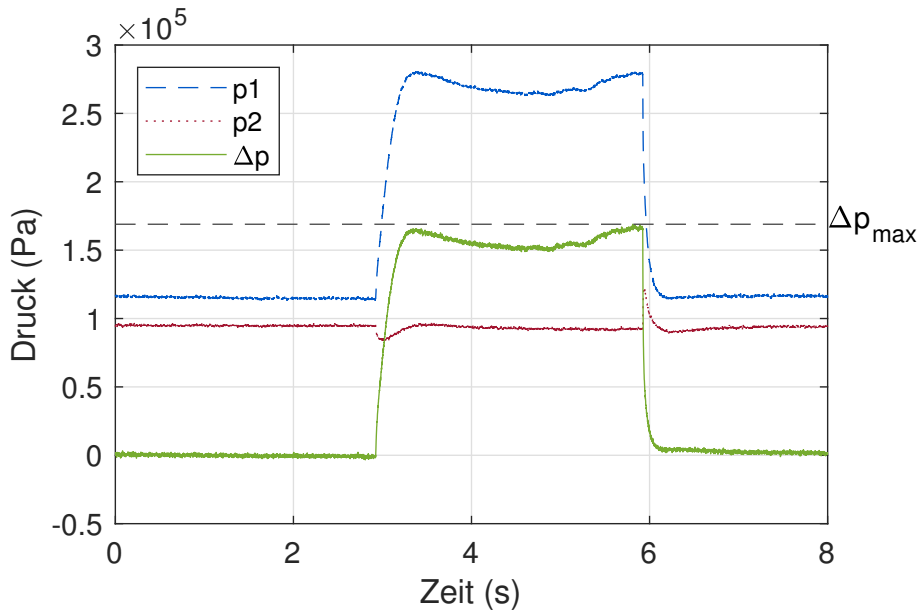


Abbildung 5.5: Zeitlicher Druckverlauf im Fließkanal

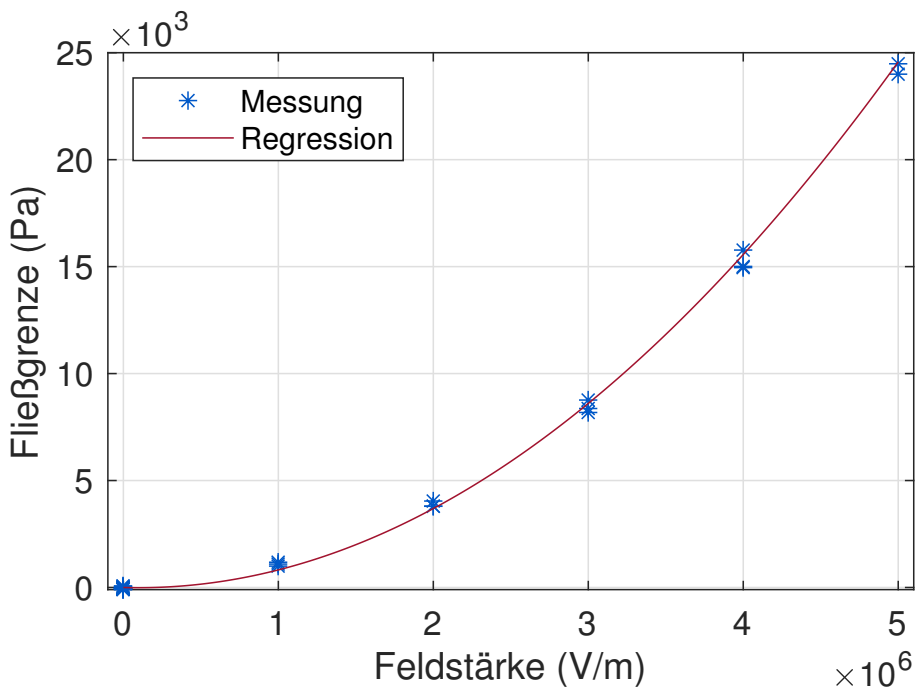


Abbildung 5.6: Zusammenhang zwischen Fließgrenze und Feldstärke

(COMSOL: Derived Value), der über Gleichung 5.3 in Zusammenhang mit der Feldstärke gesetzt wurde. Somit beinhaltet die FEM-Simulation an jedem Punkt die lokale Fließgrenze, wie Abbildung 5.7 zeigt.

Anschließend wurde über den Kanal das Flächenintegral der Fließgrenze gebildet und durch die Länge L der Elektroden und Breite h des Kanals

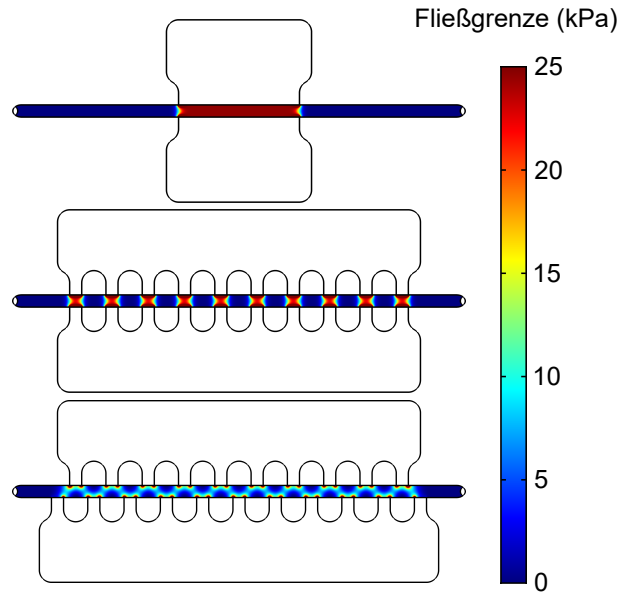


Abbildung 5.7: Simulierte Fließgrenze in den Kanälen

dividiert, um die mittlere Fließgrenze zu erhalten:

$$\tau' = \int \tau \cdot dA \cdot \frac{1}{L \cdot h} \quad (5.4)$$

Der bekannte Zusammenhang zwischen Druckdifferenz und Fließgrenze nach Gleichung 2.5 wurde herangezogen, um in der Formel die Fließgrenze durch den Druck zu ersetzen:

$$\Delta p = 2 \cdot \tau' \cdot \frac{L}{h} = 2 \cdot \int \tau \cdot dA \cdot \frac{1}{L \cdot h} \cdot \frac{L}{h} = \frac{2}{h^2} \cdot \int \tau \cdot dA \quad (5.5)$$

Hier ist zu sehen, dass die Kanallänge aus der Gleichung verschwindet und am Ende nur die Kanalhöhe stehen bleibt. Für den bestehenden Kanal mit Höhe 1 mm ergibt sich somit der Zusammenhang

$$\Delta p = 2 \cdot 10^6 \frac{1}{m^2} \cdot \int \tau \cdot dA \quad (5.6)$$

Die Fließgrenze nach Gleichung 5.3 hier eingesetzt ergibt

$$\Delta p = \int (1,0231 \cdot 10^{-9} \cdot E^2 - 2,0102 \cdot 10^{-4} \cdot E) \cdot dA \cdot 2 \cdot 10^6 \quad (5.7)$$

für die Druckdifferenz in Pa.

Die beschriebene Versuchsreihe wurde nun mit den Elektrodenkonfigurationen 10/10 und 10/11 wiederholt. Parallel dazu wurde die FEM-Simulation mit diesen Elektroden berechnet. Eine erste Auswertung, bei der die Ergebnisse nur anhand des Betrags des elektrischen Felds berechnet wurden und somit die Richtung des elektrischen Felds nicht berücksichtigt wurde, lieferte bereits eine gute Übereinstimmung der Simulation mit den Messungen (siehe Abbildung 5.8). Die größte Abweichung trat hier bei der Elektrodenkonfiguration 10/10 auf. Bei der Konfiguration 1/1 ergab sich wie erwartet die beste Übereinstimmung, da der Zusammenhang zwischen Fließgrenze und elektrischem Feld, auf dem die Simulation basiert, aus dieser Messung abgeleitet wurde.

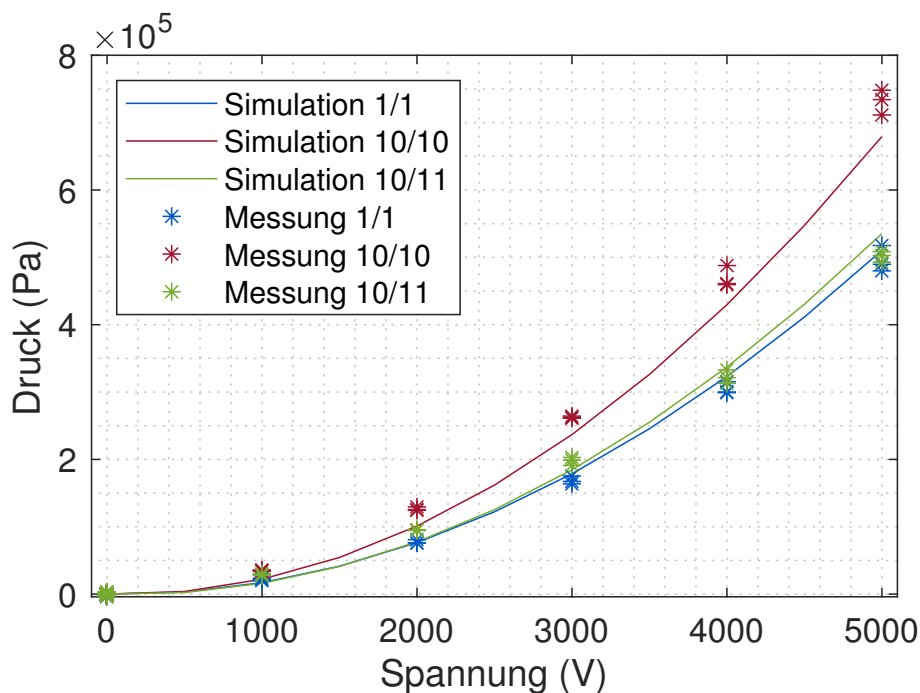


Abbildung 5.8: Ergebnisse der ersten Simulation

Im nächsten Schritt wurde der Simulation nun eine Richtungsabhängigkeit hinzugefügt. Wenn die Richtung des elektrischen Felds aufgrund der Elektrodenanordnung nicht senkrecht auf einer Achse steht (siehe Abbildung 5.9), setzt sie sich aus jeweils einer Komponente in x- und y-Richtung zusammen:

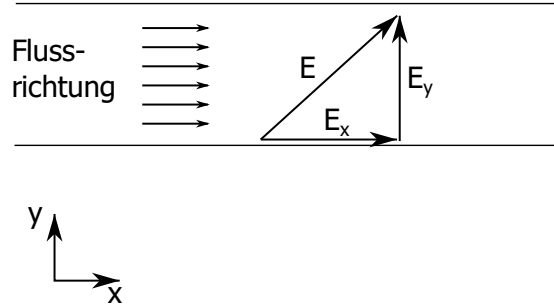


Abbildung 5.9: Elektrisches Feld mit Winkel zur Flussrichtung

$$E = \sqrt{E_x^2 + E_y^2} \quad (5.8)$$

Nun wurde angenommen, dass die x- und y-Komponente unterschiedlich starke Einflüsse auf die durch die Feldstärke induzierte ERF-Fließgrenze haben. Dazu wird eine Ersatz-Feldstärke \hat{E} mit einer Hilfsvariablen Φ gebildet:

$$E'(\Phi) = \sqrt{(1 - \Phi)E_x^2 + \Phi E_y^2} \quad (5.9)$$

Die Variable Φ mit Werten im Intervall $[0; 1]$ ist der Anteil, zu dem die y-Komponente in die Feldstärke eingeht. Bei $\Phi = 1$ würde nur die y-Komponente berücksichtigt werden, bei $\Phi = 0$ nur die x-Komponente.

In der Simulation wurde in Gleichung 5.7 die übliche Definition der Feldstärke E als Betrag nach Gleichung 5.8 durch die Ersatzfeldstärke E' nach Gleichung 5.9 ersetzt. Die Simulation wurde anschließend für aufsteigende Werte von Φ im Intervall $[0; 1]$ und Spannungen im Intervall $[0; 5]$ kV berechnet (COMSOL-Funktion: Parametric Sweep). In jedem Schritt wurden die entstehenden Druckdifferenzen für die drei Kanalkonfigurationen berechnet und in einer Ergebnisdatei abgespeichert.

Die weitere Auswertung erfolgte in Matlab. Für jeden Wert von Φ wurde die simulierte Kurve des Zusammenhangs Druckdifferenz über Spannung berechnet und jeweils den Messungen gegenübergestellt. Da der Faktor Φ zu einer Skalierung der Ergebnisse führt, wurden die Drücke zuerst auf die Referenzsimulation mit Elektrodenanordnung 1/1 normiert.

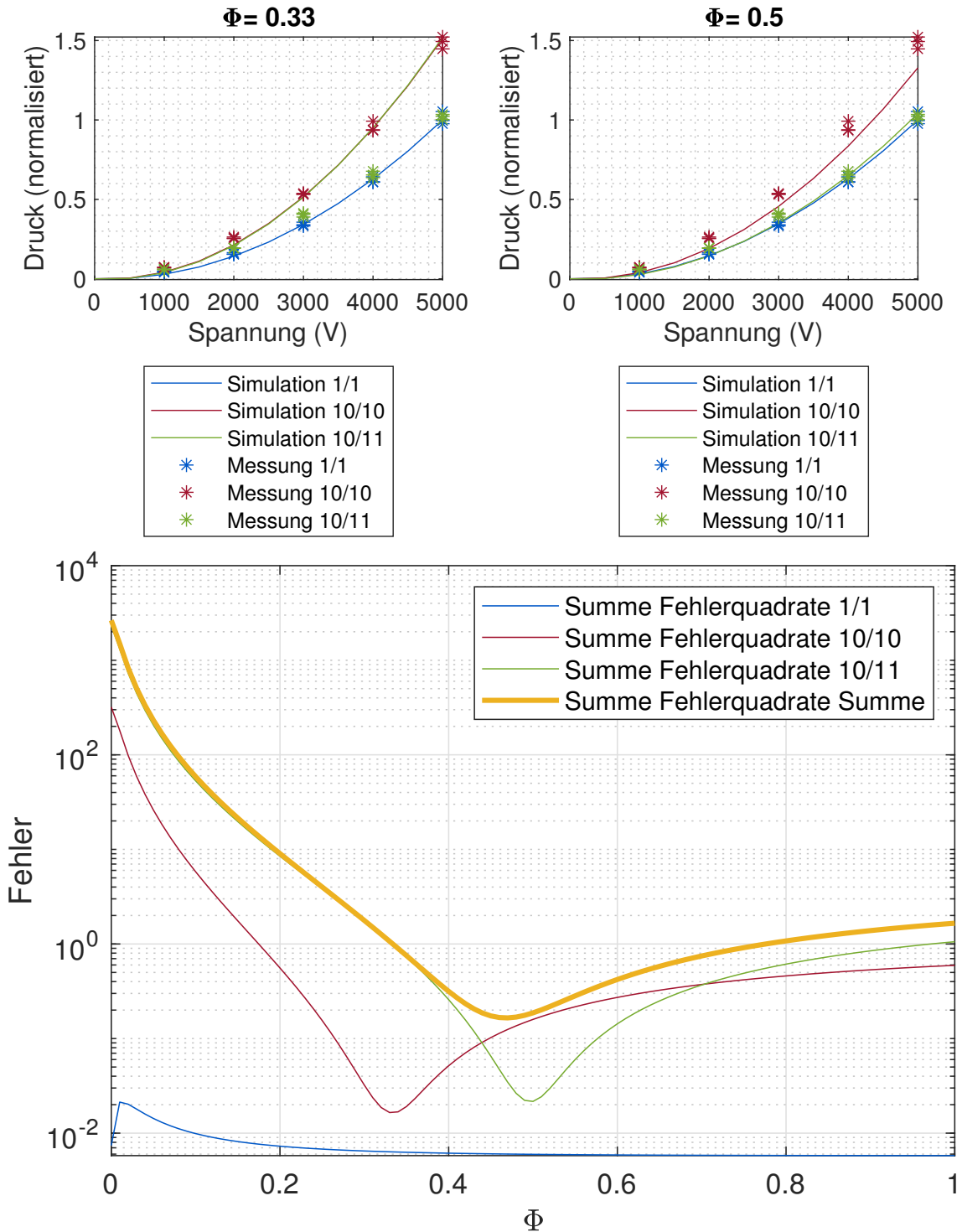


Abbildung 5.10: Oben: Vergleich des Modells mit Messungen für $\Phi = 0,33$ und $\Phi = 0,5$; unten: Summe der Fehlerquadrate über Φ

Abbildung 5.10 zeigt oben den Vergleich von Simulation und Messung für zwei Werte von Φ , bei denen die beste Übereinstimmung bei der Anordnung 10/10 ($\Phi = 0,33$) beziehungsweise der Anordnung 10/11

($\Phi = 0,5$) besteht. Als Gütekriterium für die Modellgenauigkeit wurde für jede Elektrodenkonfiguration die Summe der Fehlerquadrate aller Messpunkte gegenüber den Simulationsergebnissen gebildet. Das Ziel war, das Minimum der Fehlerquadrate zu finden, um den Wert von Φ zu identifizieren, bei dem die höchste Übereinstimmung zwischen Simulation und Messung besteht. Abbildung 5.10 zeigt unten die Fehlerquadratsummen für alle Werte von Φ . Die Kurve 1/1 hat erwartungsgemäß immer den geringsten Fehler, da anhand dieser Messung das Modell gebildet wurde. Bei den Kurven der Elektrodenkonfigurationen 10/10 und 10/11 gibt es jeweils ein Minimum, bei dem also diese Elektrodenkonfiguration durch das Modell am besten beschrieben wird. Die Fehler der anderen Elektrode sind an diesen Punkten jedoch deutlich größer. Interessant ist hier die Beobachtung, dass die Summe der Fehlerquadrate der Elektrodenkonfiguration 10/11, also der Konfiguration mit dem höchsten Anteil des elektrischen Felds in x-Richtung, ihr Minimum bei $\Phi = 0,5$ hat. Das Verhalten bei dieser Konfiguration lässt sich somit am besten beschreiben, wenn keine Richtungsabhängigkeit des elektrischen Felds angenommen wird. Bei der Bildung der Summe aus allen drei Fehlerkurven ergibt sich das Minimum bei $\Phi = 0,47$. Dies würde bedeuten, dass die x-Komponente des Felds einen etwas höheren Anteil an der Bildung der Fließgrenze hat als die y-Komponente. Der Wert der Fehlerquadrate unterscheidet sich hier aber nur in geringem Maß vom Fehler bei $\Phi = 0,5$, sodass das Experiment den Rückschluss zulässt, dass keine Feldrichtungsabhängigkeit vorhanden ist.

Für die Simulation des elektrischen Felds konnte somit gezeigt werden, dass es ausreicht, nur den Betrag der Feldstärke zu berücksichtigen.

5.2 Untersuchung des Zeitverhaltens im Ventil

Die durch die bislang durchgeführten Versuche gewonnenen Erkenntnisse wurden auf das hydraulische Modell angewendet. Hierzu wurde ein hydraulisches System in Simulink aufgebaut, wie in Kapitel 3.5.2 beschrieben, und das Hammerstein-Wiener-Modell in das System eingefügt. In einer Simulationsreihe soll nun die These überprüft werden, dass die Kompressibilität des Fluids dafür verantwortlich ist, dass im DoE des hydraulischen Kanals deutlich niedrigere Druckdifferenzen bei Wechselspannungen gemessen wurden als bei Gleichspannungen.

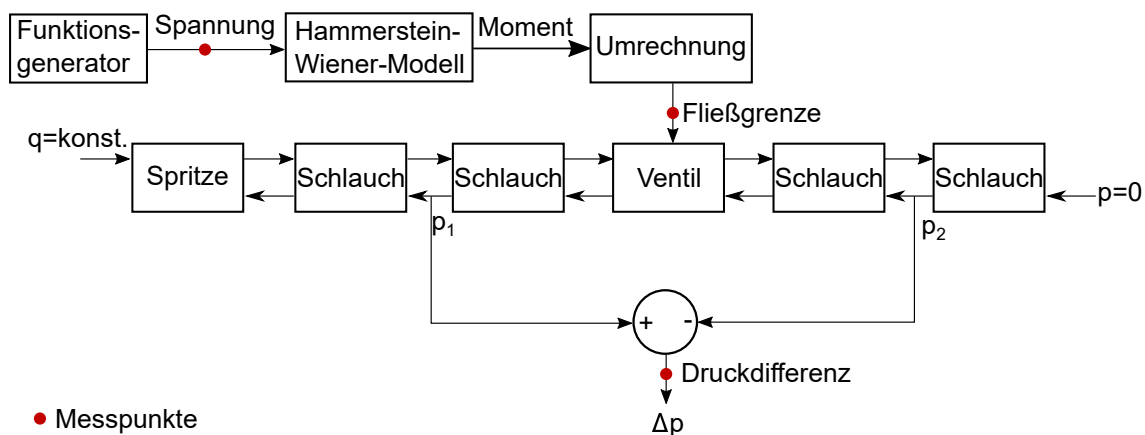


Abbildung 5.11: Schema des Gesamtmodells

Hierzu wird das Modell aufgebaut wie in Abbildung 5.11 gezeigt. Die Abbildung dient der besseren Veranschaulichung, der Aufbau des gesamten Modells in Simulink ist in Abbildung 5.12 dargestellt. Das Modell startet mit einem Funktionsgenerator, der verschiedene Spannungsformen wie Gleichspannung oder ein PWM-Signal erzeugt. Das zeitveränderliche Spannungssignal ist die Eingangsgröße des Hammerstein-Wiener-Modells, welches aus den Stufenexperimenten im Rheometer abgeleitet wurde. Der Ausgang dieses Modells ist folglich der Verlauf des Drehmoments, der bei diesem Spannungsverlauf im Rheometer entstehen würde. Anhand der Umrechnungsformel des Rheometers (Gleichung 4.2) kann das

Drehmoment in die ERF-Fließgrenze umgerechnet werden. Diese Fließgrenze dient nun als Eingangsgröße des Blocks 'Ventil', alle anderen Blöcke haben als Eingang für die Fließgrenze den konstanten Wert 0 vorgegeben.

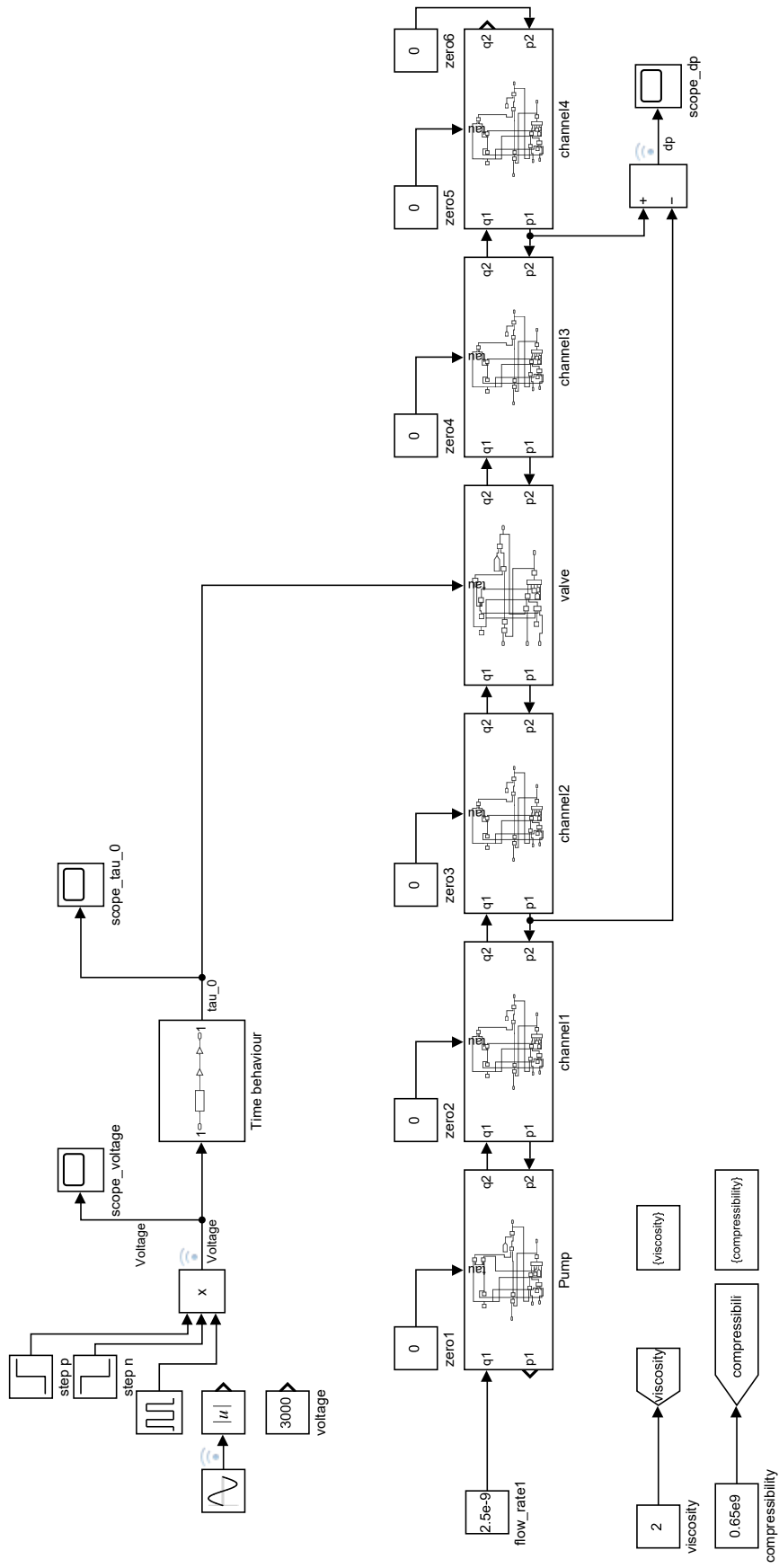


Abbildung 5.12: Aufbau des Gesamtmodells in Simulink

Darüber hinaus hat das Modell einen weiteren Eingang q für die Flussrate am ersten Block, der in diesen Versuchen als Konstante eingestellt wurde. Die Ausgabe des Modells ist der zeitliche Verlauf der Druckdifferenz vor und hinter dem ERF-Ventil. Die Drucksensoren wurden nicht als eigenständige Segmente modelliert, da keine Beeinflussung des hydraulischen Systems durch die Sensoren erwartet wurde.

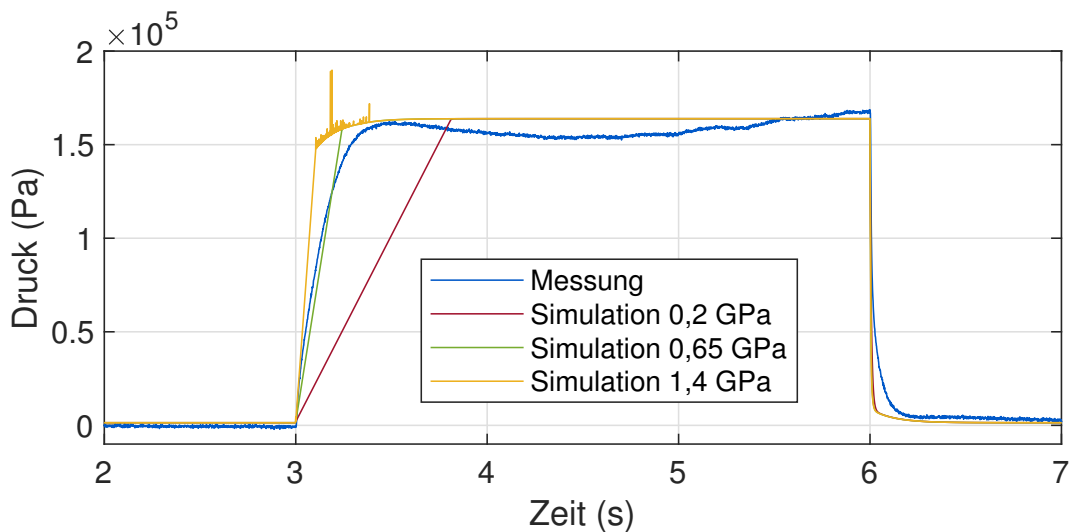


Abbildung 5.13: Messung der Druckdifferenz im Kanal und Simulation bei verschiedenen Kompressionsmoduln

Die einzelnen Blöcke des Modells wurden so konfiguriert, dass die Simulation der experimentellen Versuchsdurchführung der Sprungexperimente entspricht: Am Eingang des ersten Moduls wurde ein konstanter Volumenstrom $2,5 \mu\text{l/s}$ vorgegeben. Drei Sekunden nach Beginn der Simulation wurde ein Spannungssprung auf 3 kV für die Dauer von drei Sekunden vorgegeben und die dadurch entstehende Druckdifferenz wurde simuliert. Die Simulation wurde nun mehrfach mit verschiedenen Werten für die Fluidkompressibilität durchgeführt, um den Einfluss der Kompressibilität auf das System zu untersuchen. Abbildung 5.13 zeigt das Simulationsergebnis für die Kompressionsmoduln 0,2 GPa, 0,65 GPa und 1,4 GPa. 1,4 GPa entspricht dem Kompressionsmodul des reinen Öls, 0,2 GPa ist zunächst ein zufällig gewählter Wert für eine Flüssigkeit mit hoher

Kompressibilität, beispielsweise durch Lufteinschlüsse. Die iterative Annäherung der Simulation an die Messung ergibt schließlich, dass der Wert 0,65 GPa für den Kompressionsmodul zur besten Übereinstimmung zwischen Modell und Messung führt.

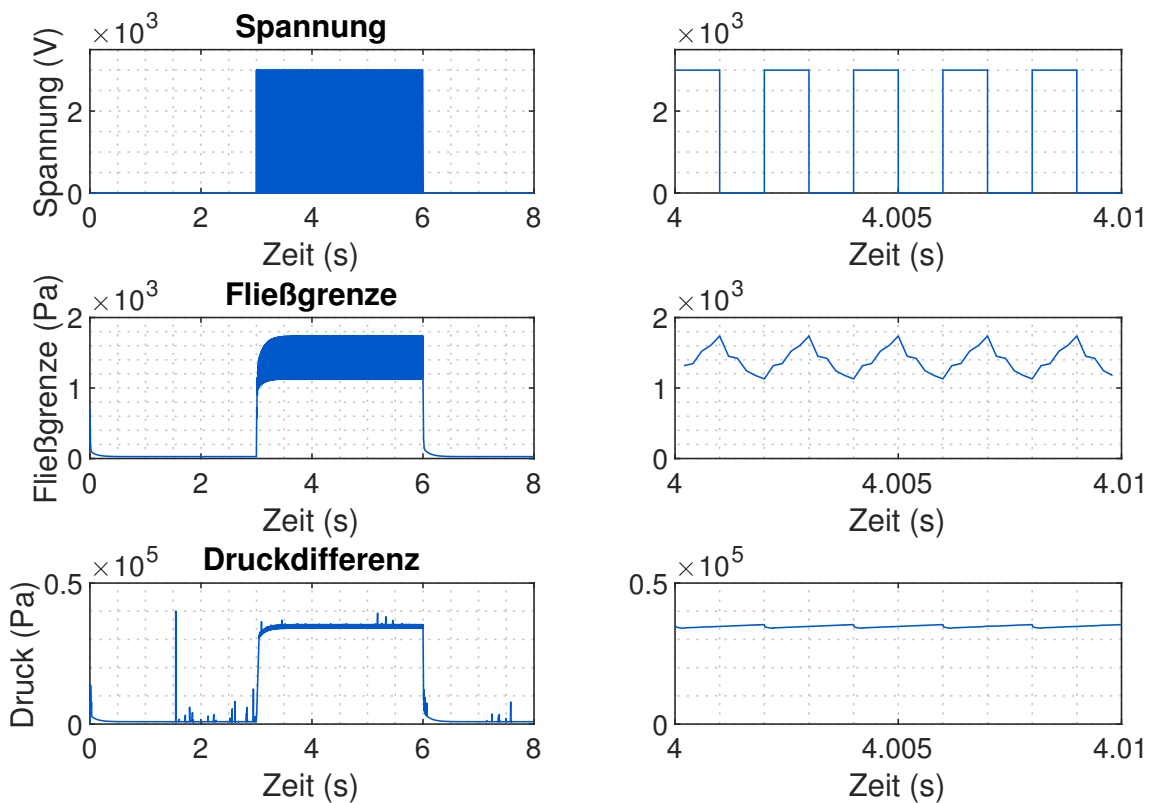


Abbildung 5.14: Simulation der Spannung, Fließgrenze und Druckdifferenz (links), jeweils mit Detailausschnitt (rechts)

Auf Basis dieser Simulation wurde die Simulation um eine PWM-Ansteuerung erweitert, das heißt das Spannungs-Eingangssignal wurde durch eine Rechteckspannung mit Frequenz 500 Hz, Amplitude 3 kV und variabler Pulsbreite erweitert. Die Funktionsfähigkeit des Modells zeigt Abbildung 5.14 durch Aufzeichnen der Signale Spannung, Fließgrenze und Druckdifferenz. Die linken Diagramme zeigen den Verlauf während der gesamten Simulation, die rechten Diagramme jeweils einen kurzen Zeitausschnitt daraus zur Verdeutlichung des hochfrequenten Einflusses. Die Punkte, an denen die Signale aufgezeichnet wurden, sind in Abbildung 5.11 mit roten Punkten gekennzeichnet. In Abbildung 5.14 ist oben

das Spannungssignal gezeigt, das mit der Frequenz 500 Hz zwischen 3 kV und 0 kV wechselt. In der Mitte ist die Fließgrenze der ERF gezeigt. Hier wird der Einfluss des Hammerstein-Wiener-Modells sichtbar: Die Fließgrenze folgt nicht direkt dem Spannungssignal, sondern baut sich bei steigender oder fallender Spannung erst allmählich auf beziehungsweise ab. Da die Reaktionszeit der ERF zu langsam ist, um die Partikelketten bei der Frequenz 500 Hz innerhalb einer Periode vollständig auf- oder abzubauen, bleibt die Fließgrenze oberhalb eines bestimmten Wertes, hier etwa 1.200 Pa. Die schnell wechselnde Spannung führt dennoch dazu, dass hochfrequente Änderungen in der Fließgrenze sichtbar sind, diese bilden aber nur noch 35 % der Amplitude. Ebenfalls sichtbar ist der Effekt, dass die Fließgrenze bei positiver Flanke langsamer aufgebaut wird, als sie bei negativer Flanke abgebaut wird. Dies ist daran erkennbar, dass die Dauer vom ersten Anlegen der Spannung beim Zeitpunkt 3 s bis zum Erreichen der Endfließgrenze länger ist als die Zeit vom Entfernen der Spannung beim Zeitpunkt 6 s bis zum Minimalwert der Fließgrenze. Im unteren Diagramm ist schließlich der Effekt der hydraulischen Dämpfung erkennbar: Aufgrund der Kompressibilität der Flüssigkeit werden die schnellen Schwankungen der Fließgrenze nahezu vollständig ausgeglichen und es entsteht eine konstante Druckdifferenz als Systemausgangsgröße mit einer Schwankung von nur noch 3,7 %.

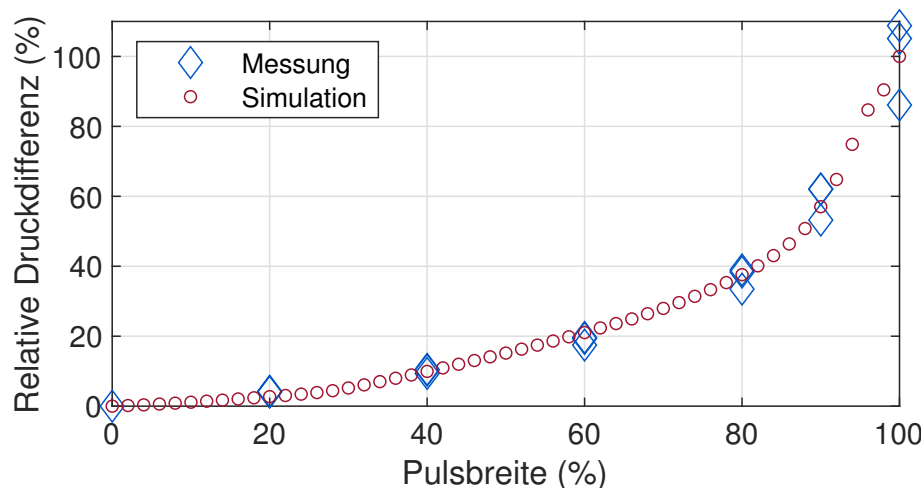


Abbildung 5.15: Druckdifferenz über Pulsbreite

Im letzten Schritt wurde die Abhängigkeit der Druckdifferenz von der Pulsbreite experimentell bestimmt. Hierzu wurde die ERF mit konstanter Flussrate $2,5 \mu\text{l/s}$ durch den Kanal gefördert. Wie zuvor wurde für die Dauer von drei Sekunden ein PWM-Signal mit Amplitude 3 kV , Frequenz 500 Hz und Pulsbreite $20, 40, 60, 80, 90$ oder 100% angelegt und die durchschnittliche Druckdifferenz gemessen, die im Kanal entstand. Die Messung wurde für jede Pulsbreite dreimal wiederholt. Parallel wurde die Simulation entsprechend dem Versuch parametrisiert und für den gesamten Bereich der Pulsbreite von 0 bis 100% mit feinerer Auflösung durchgeführt. Die Ergebnisse, normiert auf die maximale Pulsbreite und die maximale Druckdifferenz, sind in Abbildung 5.15 dargestellt. Hier ist zu sehen, dass eine hohe Übereinstimmung der Messungen mit dem Modell besteht. Zwischen Pulsbreite und Druckdifferenz besteht ein nicht-linearer Zusammenhang, der sich mit der Simulation gut beschreiben lässt. Die aus der Simulation abgeleitete Kurve kann demzufolge eingesetzt werden, um eine stufenlose Druckdifferenz am elektrorheologischen Ventil einzustellen.

5.3 Vorgehen zur Auslegung eines elektrorheologischen Ventils

Abschließend sollen die Ergebnisse der Modellbildung und experimentellen Arbeit zu einem Vorgehen zur strukturierten Auslegung eines ERF-Ventils für ein hydraulisches Aktorsystem zusammengefasst werden. Abbildung 5.16 veranschaulicht die Zusammenhänge zwischen den einzelnen Schritten sowie die Ergebnisse der einzelnen Messungen und wo diese wieder eingesetzt werden. In diesem Vorgehen wird davon ausgegangen, dass die einzusetzende ERF vorliegt und dass die Drucksteuerung mittels einer gepulsten Hochspannungsansteuerung per PWM erfolgen soll.

1. Im Rheometerversuch wird zunächst die Viskosität der ERF bestimmt. Sie wird später für die hydraulische Simulation benötigt.

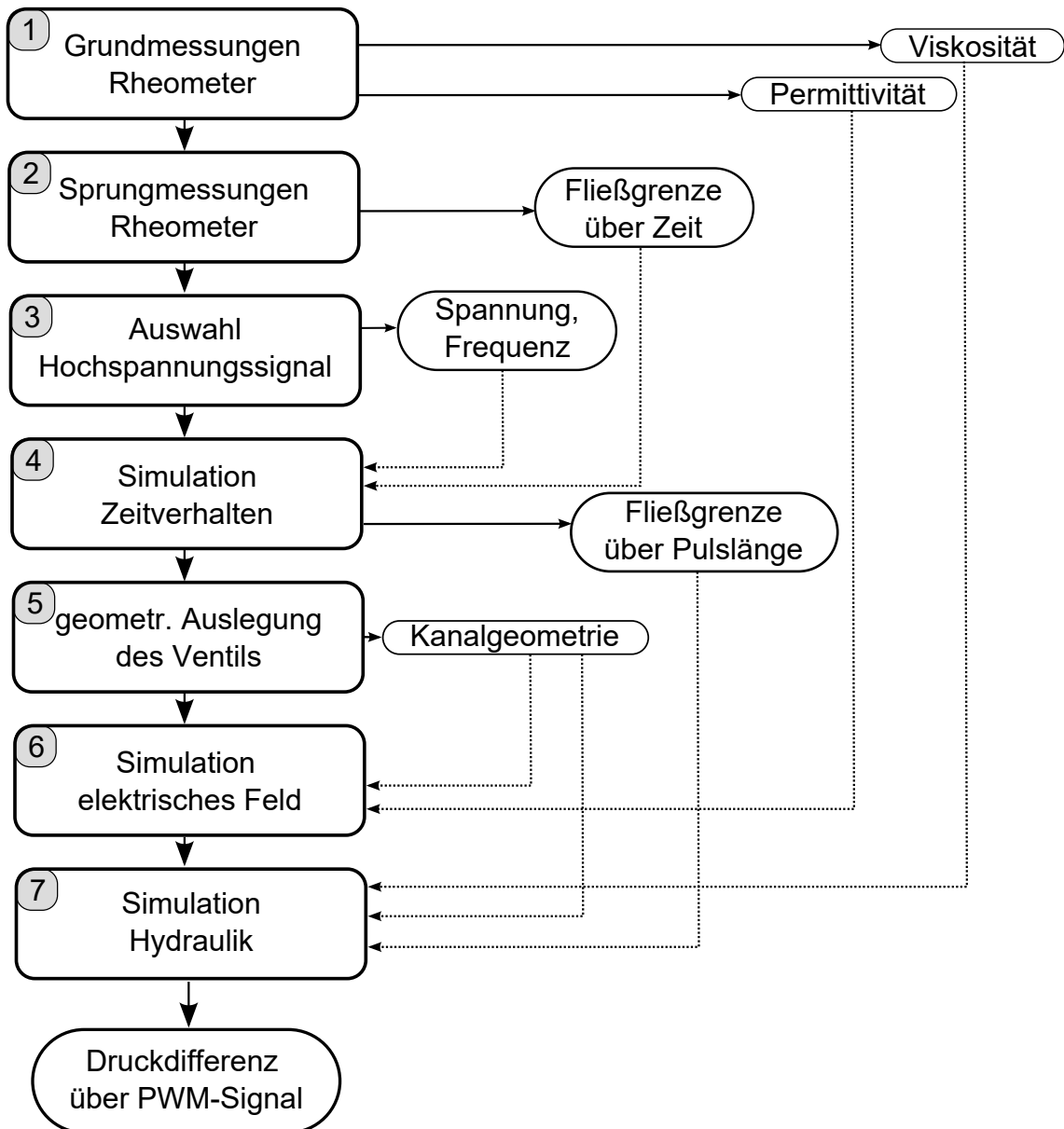


Abbildung 5.16: Vorgehen bei der ERF-Ventil-Entwicklung

Ebenfalls im Rheometer wird die Permittivität gemessen, die für die Simulation des elektrischen Felds benötigt wird.

2. In Rheometersprungversuchen wird das dynamische Verhalten der Flüssigkeit bestimmt, indem Sprungantworten der Fließgrenze auf Spannungssprünge gemessen werden und eine Systemidentifikation durchgeführt wird. Hierfür wurde ein Hammerstein-Wiener-Modell als geeigneter Ansatz ermittelt.
3. Im nächsten Schritt wird entsprechend den Anforderungen der An-

wendung eine Versorgungsspannung und PWM-Frequenz gewählt.

4. In einer Simulation wird das Verhalten der Flüssigkeit bei Anlegen eines PWM-Signals bestimmt. Das Ergebnis ist der Zusammenhang zwischen Pulslänge und Fließgrenze.
5. Im nächsten Schritt erfolgt die geometrische Auslegung der Ventile anhand der Leistungsanforderungen und der bereits bekannten Materialeigenschaften Viskosität und Fließgrenze.
6. In einer FEM-Simulation wird das elektrische Feld im Ventil simuliert. Hieraus wird der Zusammenhang zwischen Feldstärke und durchschnittlicher Fließgrenze berechnet.
7. In der abschließenden hydraulischen Simulation werden alle Ergebnisse zusammengeführt und mit weiteren Randbedingungen wie der Druckzuführung verknüpft. Das Ergebnis der Simulation ist schließlich der zeitliche Druckverlauf beim Anlegen eines bestimmten PWM-Signals.

5.4 Anwendungsbeispiele für elektrorheologische Aktorsysteme

Die Erkenntnisse aus dieser Arbeit fließen in zwei aktuelle Forschungsprojekte ein, in denen die Einsatzfähigkeit elektrorheologischer Antriebe für die Medizinrobotik anhand konkreter Anforderungen untersucht wird. Im Folgenden soll gezeigt werden, wie eine elektrorheologische Steuerung für diese Antriebe umgesetzt werden kann.

Im Projekt „Hydraulischer schlangenartiger Roboter für die Endoskopie“ wird die Möglichkeit untersucht, einen hydraulischen Kontinuumsroboter mit etwa 50 Segmenten für die flexible Endoskopie zu entwickeln. Hierfür ist eine hohe Anzahl hydraulischer Ventile auf engem Bauraum

notwendig, was aufgrund der Anforderung, dass der Durchmesser des Roboters maximal 10 mm betragen soll, mit konventionellen hydraulischen Komponenten nicht umsetzbar ist. Das Konzept sieht daher vor, dass eine gemeinsame hydraulische Versorgungsleitung durch einen mittig liegenden Kanal durch den Kontinuumsroboter verläuft und an jedem Segment ein Abzweig von der Versorgungsleitung vorhanden ist, über den zwei antagonistische Bälge mit Druck versorgt werden. Abbildung 5.17 zeigt das Schema des Aktors, ein CAD-Modell ist in Abbildung 5.18 dargestellt.

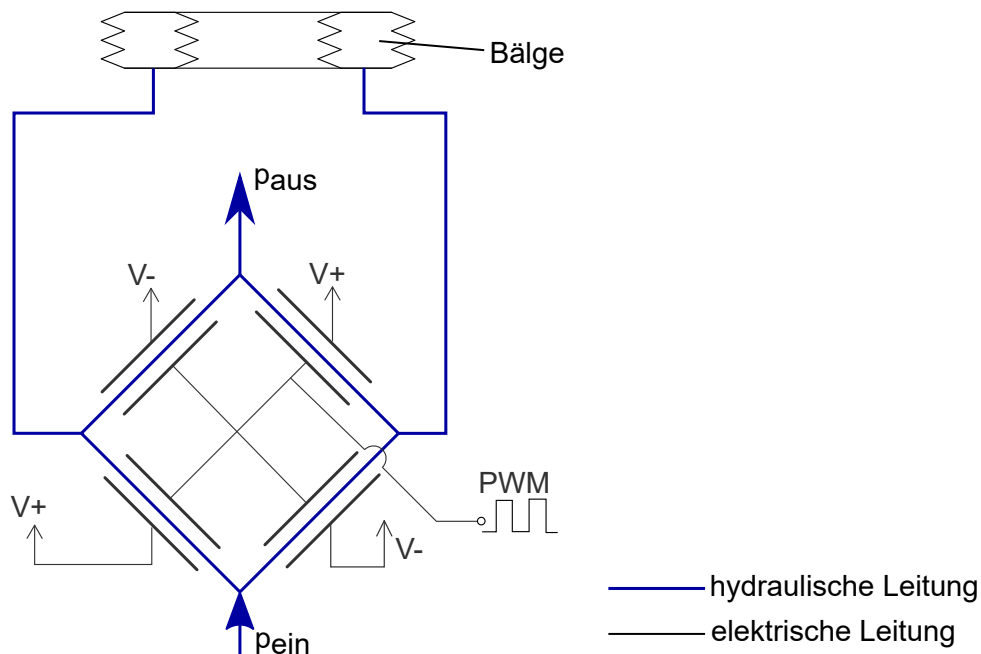


Abbildung 5.17: Funktionsschema des antagonistischen Balgaktors mit elektrorheologischen Ventilen

Durch die Bälge wird ein Drehgelenk zwischen unterer und oberer Balgaufnahme aktiviert, sodass die Druckdifferenz zwischen den Bälgen zu einem Drehmoment im Gelenk führt. Das Lösungskonzept dieser Arbeit mit einer PWM-Ansteuerung der Ventile kann in diesem Aufbau in folgendes Ventilkonzept umgesetzt werden: Im Basissegment erfolgt die hydraulische Zuleitung und Ableitung über zwei gegenüberliegende Bohrungen im Boden. Die ERF fließt von hier aus durch die ringförmigen Elektroden bis zu den hydraulischen Zuleitungen der Bälge, die jeweils

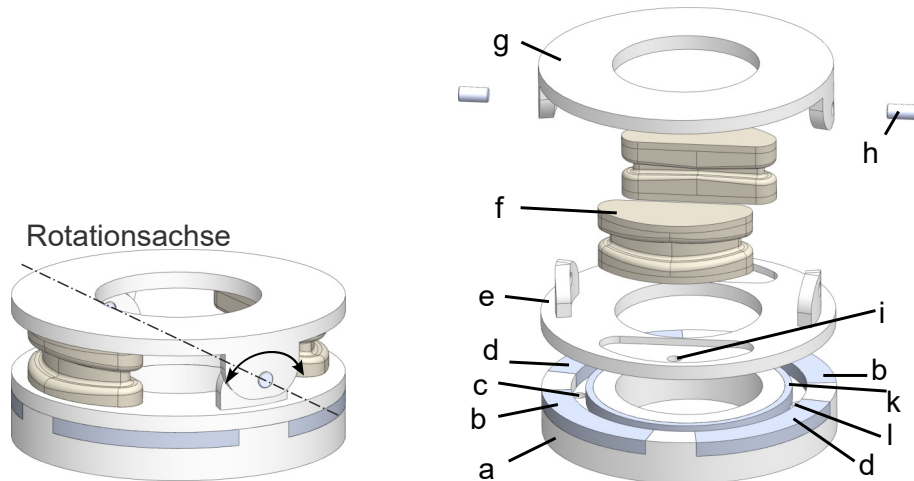


Abbildung 5.18: Antagonistischer Balgaktor mit ERF-Steuerung; links: CAD-Modell; rechts: Explosionsansicht mit a) Basissegment, b) Elektroden für negative Spannung ($V-$), c) hydraulische Zuleitung (p_{ein}), d) Elektroden für positive Spannung ($V+$), e) untere Balgaufnahme, f) Bälge, g) obere Balgaufnahme, h) Drehachsen, i) hydraulische Zuleitung für den Balg, k) gemeinsame Innenelektrode, l) hydraulische Ableitung (p_{aus})

um 90° gegen die Bohrungen im Basissegment verschoben sind. Es wird eine hydraulische Brückenschaltung entwickelt, bei der jeweils zwei äußere Elektroden mit einem hohen ($V+$) und niedrigen Hochspannungsniveau ($V-$) und die gemeinsame mittlere Elektrode mit einem PWM-Signal, das zwischen den zwei Spannungsniveaus $V+$ und $V-$ wechselt, verbunden ist. Die Veränderung der Pulslänge führt immer zum Druckanstieg am einen Ausgang und zum Abfallen des Drucks am anderen Ausgang. Somit ist die Druckdifferenz zwischen den beiden Aktoren alleine durch die Pulslänge steuerbar.

Dieser Aufbau dient dazu, die Anzahl der notwendigen elektrischen Hochspannungsleitungen zu reduzieren, da eine hohe Anzahl elektrischer Leitungen zu einem Kabelstrang führen würde, der nicht im Roboter untergebracht werden kann. Das Konzept sieht vor, dass parallel zur hydraulischen Versorgungsleitung lediglich eine Hochspannungsleitung durch den Roboter verläuft. An jedem Segment ist ein Wandler angebracht, der ein Kleinspannungs-PWM-Signal in ein Hochspannungs-PWM-Signal umsetzt. Somit muss pro Segment lediglich eine Kleinspannungsleitung durch den Roboter verlaufen, was den Platzbedarf gegenüber Hochspannungsleitungen stark verringert, da die Isolationsabstände zwischen den

Leitungen verkleinert werden können.

An diesem Beispiel soll nun gezeigt werden, wie das in Abschnitt 5.3 beschriebene Vorgehen auf die Entwicklung eines Aktorsystems angewendet wird: Zunächst muss eine ERF ausgewählt werden, die im Rheometer statisch und dynamisch charakterisiert wird (Schritte 1 & 2). In diesem Fall wird die bereits vorhandene ERF eingesetzt, da die Messergebnisse hierfür bereits vorliegen. Im nächsten Schritt wird das Hochspannungssignal ausgewählt, hier ein PWM-Signal mit Feldstärke $3 \frac{kV}{mm}$ und Frequenz 500 Hz, um die zuvor beschriebene stufenlose Steuerung des Drucks zu ermöglichen. Die Simulation des Zeitverhaltens (Schritt 4) führt zu dem in Abbildung 5.19 gezeigten Zusammenhang zwischen Pulsbreite und Druckdifferenz. Durch die zwischen den Ventilen gegensätzliche Polung der äußeren Elektroden führt eine große Pulsbreite am ersten Balg zu einer hohen, am zweiten Balg zu einer niedrigen Druckdifferenz. Die Kurve *Differenz* beschreibt hier die Druckdifferenz zwischen den beiden Aktoren, die sich aus der Differenz der beiden Balgkurven ergibt. Durch die antagonistische Anordnung der hydraulischen Bälge ist diese Druckdifferenz gleichbedeutend mit dem resultierenden Moment des Kippaktors. Diese Kennlinie wird in der späteren Steuerung hinterlegt, um die zur Erreichung eines vorgegebenen Moments nötige Pulsbreite zu bestimmen.

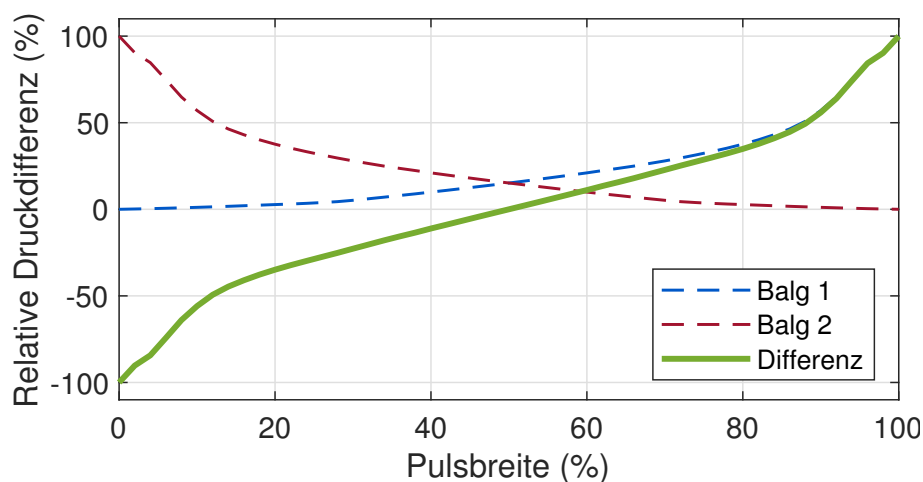


Abbildung 5.19: Zusammenhang zwischen Pulsbreite und Druckdifferenz bei zwei Ventilen für einen antagonistischen Aktor

Da die Geometrie in diesem Beispiel nur in engen Grenzen variiert werden kann, wird für den fünften Schritt (geometrische Auslegung) zunächst der in Abbildung 5.18 gezeigte Aufbau mit Kanalbreite 0,5 mm, Kanalhöhe 1 mm und Ventillänge 5 mm angenommen. Die Simulation des elektrischen Felds und der Hydraulik (Schritte 6 & 7) ergibt schließlich, dass mit dem Aufbau eine maximale Druckdifferenz von etwa 200 kPa zwischen den beiden Bälgen gesteuert werden kann. Die Kennlinie des Aktors (Drehmoment über Pulsbreite) entspricht dem Verlauf der Differenzkurve aus Abbildung 5.18. Zusammen mit dem zum Zeitpunkt dieser Arbeit noch nicht vorliegenden Design der Bälge kann im nächsten Schritt bestimmt werden, ob der Steuerbereich mit den Anforderungen und Fähigkeiten des Aktors wie Drehmoment und Druckstabilität kompatibel ist. Ist dies nicht der Fall, kann eine iterative Annäherung an eine neue Lösung erfolgen. Ein Austausch der ERF, falls sich diese für die Anwendung als ungeeignet erweist, wäre hierbei die aufwändigste Änderung, da der gesamte Entwurfsprozess von vorne beginnen muss. Kann hingegen eine Lösung durch die Veränderungen anderer Parameter wie der Ventilgeometrie oder der Spannungsform gefunden werden, kann eine simulative und damit sehr zeiteffiziente Optimierung erfolgen.

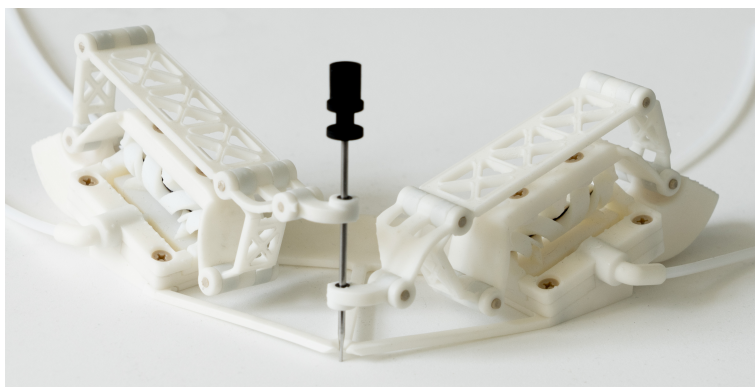


Abbildung 5.20: Hydraulischer 2-Achs-Manipulator zur Nadelpositionierung

Im Projekt „MRI safe robot control using smart fluids“ wird ein elektrorheologisches Aktorsystem für einen MRT-kompatiblen Roboter entwickelt. Der Roboter für die Platzierung einer Biopsienadel im MRT

soll auf einem bereits vorhandenen hydraulischen Manipulator basieren (siehe Abbildung 5.20). Bei diesem Manipulator werden zwei Drehgelenke jeweils über zwei gegenüberliegende hydraulische Kolben aktuiert. Die elektrorheologische Ansteuerung kann, wie im zuvor gezeigten Beispiel, über eine hydraulische Brückenschaltung mit einer gemeinsamen Elektrode für alle Ventile, umgesetzt werden. Das Drehmoment des Aktors kann auch hier über die Pulslänge des PWM-Signals gesteuert werden. Die Herausforderung in diesem Projekt ist, dass alle nicht-MRT-kompatiblen Geräte wie beispielsweise hydraulische Pumpen oder Hochspannungsgeneratoren aufgrund des starken Magnetfelds des MRT-Scanners im Kontrollraum platziert werden müssen und somit eine Distanz von etwa fünf Metern mit Schläuchen und Kabeln überbrückt werden muss. Außerdem muss untersucht werden, inwieweit die elektrischen Hochspannungssignale, insbesondere wenn die in dieser Arbeit als Lösungsansatz vorgeschlagenen PWM-Signale eingesetzt werden, zu einer Störung des MRT-Scanners oder der Beeinträchtigung der Bildqualität führen können.

Zusammenfassung und Ausblick

6.1 Zusammenfassung der Arbeit

In der heutigen medizinischen Versorgung kommen bereits robotische Operations-Assistenzsysteme zum Einsatz, die durch Telemanipulation mehrerer Instrumente eine hohe Flexibilität bieten und für Patienten schonende Eingriffe versprechen. Ein noch neues Gebiet, für das bisher kaum technische Assistenzsysteme verfügbar sind, sind radiologische, bildgeführte Interventionen. Durch den Einsatz robotischer Assistenzsysteme bei solchen Eingriffen könnten Operationen verbessert und neue Therapieformen entwickelt werden. Aufgrund des stark eingeschränkten Arbeitsraums innerhalb des Patiententunnels eines CT- oder MRT-Scanners können klassische Roboter hier jedoch nicht eingesetzt werden. Um kompakte Robotersysteme zu entwickeln, können neue Aktorkonzepte in Betracht gezogen werden, die gegenüber klassischen Elektromotoren eine höhere Leistungsdichte besitzen. Ein solches Konzept ist die Hydraulik, die in Verbindung mit einer elektrorheologischen Flüssigkeit eine kompakte Kombination aus Ventilen und Aktoren ermöglicht. Die Ventile haben hierbei keine beweglichen Teile, sondern die Flüssigkeit wird per Hochspannung durch in die hydraulischen Leitungen integrierte Elektroden gesteuert.

Zur Beschreibung des elektrorheologischen Effekts liegen bislang keine allgemeingültigen Modelle vor. Das Ziel der Arbeit war es daher, das

dynamische Verhalten einer elektrorheologischen Flüssigkeit in einem hydraulischen System zu modellieren, um ausgehend von dem Modell die Entwicklung und Auslegung elektrorheologischer Ventile zu ermöglichen.

Zunächst wurde der Stand der Technik auf diesem Gebiet ermittelt. Es zeigte sich, dass elektrorheologische Ventile bereits für Anwendungen in der Mikrosystemtechnik und im Makrobereich erfolgreich eingesetzt wurden, jedoch nicht im miniaturhydraulischen Bereich mit der Anforderung einer hohen Leistungsdichte. Bisherige Arbeiten zum Verhalten einer ERF in einem hydraulischen System beschränken sich meist auf die Untersuchung einzelner Aspekte wie der elektrischen Spannung oder der Zusammensetzung der Flüssigkeit. Modelle, die alle für den Entwurf eines ERF-Ventils notwendigen Parameter beschreiben, liegen bislang nicht vor. Als Forschungslücke wurde die systematische Charakterisierung einer elektrorheologischen Flüssigkeit zur Modellbildung eines miniaturhydraulischen Systems abgeleitet.

Um das zu modellierende System zu beschreiben, wurde zunächst das gesamte hydraulische Aktorsystem betrachtet, in dem ein elektrorheologisches Ventil zum Einsatz kommt. Aus verschiedenen Lösungsmöglichkeiten für die Zuführung hydraulischer Energie, Gestaltung des Ventils und Art des Aktors wurde ein Konzept erarbeitet, bei dem eine konstante Volumenstromzuführung durch eine analoge Hochspannungsansteuerung in eine stufenlose hydraulische Druckdifferenz umgewandelt wird.

Da viele für die Modellierung notwendigen Materialeigenschaften der ERF empirisch ermittelt werden mussten, wurde ein Versuchsaufbau entwickelt, der zum einen die Charakterisierung grundlegender Stoffeigenschaften der ERF wie Viskosität und Permittivität und zum anderen die Beschreibung des Zeitverhaltens in Form eines nichtlinearen Modells ermöglicht. Die Daten wurden im Versuchsaufbau in einem Rotationsrheometer und als Druckmessungen in einem hydraulischen System gemessen. Die Versuche wurden mit einer elektrorheologischen Flüssigkeit auf Basis polarer Nanopartikel durchgeführt.

Zur Charakterisierung der ERF wurden zunächst Experimente im Rheometer und im Fließkanal nach statistischen Versuchsplänen durchgeführt, bei denen der Einfluss von Parametern wie der Feldstärke, Partikelkonzentration und verschiedene Formen der elektrischen Spannung untersucht wurden. Hierbei ergab sich, dass die Feldstärke und Partikelkonzentration die entscheidenden Faktoren waren und alle anderen Faktoren nur einen vergleichsweise geringen Einfluss hatten. Große Differenzen ergaben sich jedoch zwischen den Messungen in Rheometer und Fließkanal beim Einsatz von Wechselspannungen. Um diese Differenzen zu erklären, wurde das dynamische Verhalten der Flüssigkeit weiter untersucht. Die Untersuchungen ergaben, dass der elektrorheologische Effekt dynamisch mit Zeitkonstanten im Millisekundenbereich aktiviert und deaktiviert werden konnte, diese hohe Dynamik beim Einsatz von Wechselspannungen durch das hydraulische System aber stark gedämpft wurde, was zu deutlich geringeren erreichbaren Druckdifferenzen führte als bei Gleichspannungen.

Zur Unterstützung der Gestaltung der Ventile wurde eine FEM-Simulation des elektrischen Felds im Ventil erstellt. Um zu untersuchen, welchen Einfluss der Richtungsvektor des elektrischen Felds auf den elektrorheologischen Effekt hat, wurden Kanäle mit verschiedenen Elektrodenanordnungen entworfen und aufgebaut. Aus der FEM-Simulation wurde die in den Ventilen zu erwartende Druckdifferenz unter der Annahme verschiedener Richtungseinflüsse simuliert und im hydraulischen Versuchsaufbau validiert. Die Versuche ergaben, dass der stärkste elektrorheologische Effekt durch eine Elektrodenkonfiguration erreicht werden konnte, bei der zwei Elektroden gegenüberliegend im hydraulischen Kanal angebracht sind. Eine Erhöhung der Druckdifferenz durch Elektrodenformen, die zu elektrischen Feldern führen, die nicht im rechten Winkel zur Flussrichtung stehen, konnte nicht erreicht werden.

Der zeitliche Verlauf der Fließgrenze, also der Aufbau und Abbau des elektrorheologischen Effekts als Folge von Änderungen des elektrischen Felds, konnte auf Basis der Rheometermessungen in einem nichtlinearen Modell beschrieben werden. Dieses Modell wurde eingesetzt, um eine

Simulation des hydraulischen Systems in Simulink vorzunehmen. In dem Modell wurden die einzelnen Elemente des hydraulischen Systems wie Pumpe, Schläuche und elektrorheologisches Ventil einzeln konfiguriert und zu einer hydraulischen Kette verbunden. Mit der Flussrate des Fluids und dem zeitlichen Verlauf der elektrischen Hochspannung wurden die Verläufe der Drücke und Flussraten im System simuliert. Durch die Simulation konnte die Druckdifferenz im Ventil simuliert werden, die in Folge eines gepulsten elektrischen Signals entsteht. Die experimentelle Validierung in einem hydraulischen System ergab eine gute Übereinstimmung mit der Simulation.

Für die abschließenden Experimente wurde die Frequenz der elektrischen Wechselspannung so weit erhöht, dass die Reaktionszeit der Flüssigkeit zu träge war, um den Spannungsänderungen noch vollständig zu folgen. Auf diese Weise wurde eine PWM-Ansteuerung für ein Ventil realisiert, bei der die Druckdifferenz im Ventil über die Variation der Pulsbreite eingestellt werden konnte.

Das Ergebnis der Arbeit ist die Beschreibung einer strukturierten Vorgehensweise zur Entwicklung eines elektrorheologischen Ventils. Diese Vorgehensweise beschreibt die Experimente und Simulationen, die notwendig sind, um ein elektrorheologisches Ventil auszulegen. Mit diesem Schema können hydraulische Systeme simuliert werden, die elektrorheologische Ventile enthalten und mittels einer pulsbreitenmodulierten Hochspannung eine stufenlose Drucksteuerung eines Aktors ermöglichen.

6.2 Ausblick

In dieser Arbeit wurde das Verhalten einer vorhandenen elektrorheologischen Flüssigkeit in einem dynamischen Aktorsystem modelliert. Obwohl eine geeignete elektrische Ansteuerung entwickelt werden konnte und das entwickelte ERF-Modell eine gute Übereinstimmung mit den Messergebnissen zeigte, sind weitere Arbeiten notwendig, um das Aktorprinzip für medizintechnische Anwendungen in der Praxis einsetzbar zu machen. Ein Fokus liegt hier auf der elektrorheologischen Flüssigkeit, insbesondere auf der Stabilität der Suspension. Im Laufe der Arbeit zeigte sich, dass unerwünschte Veränderungen der Flüssigkeit wie die Sedimentation der Partikel und die Feuchtigkeitsaufnahme aus der Umgebungsluft starke Auswirkungen auf die Funktionsfähigkeit der Flüssigkeit hatten und reproduzierbare Ergebnisse nur unter kontrollierten Bedingungen erreicht werden konnten. Solche Einflüsse führten bis zur Funktionsunfähigkeit der ERF, beispielsweise wenn die Partikelsedimentation zum Verstopfen eines hydraulischen Kanals führte. Bei einem in der Praxis eingesetzten elektrorheologisch gesteuerten Assistenzsystem müsste sichergestellt werden, dass derartige Effekte auch über lange Zeiträume im Betrieb oder bei längerer Lagerung des Systems nicht auftreten, um eine hohe Zuverlässigkeit und Ausfallsicherheit zu gewährleisten und damit die hohen technischen Anforderungen an Medizinprodukte zu erfüllen.

Ein weiterer Fokus sollte auf die Gestaltung des gesamten hydraulischen Systems inklusive Pumpe, Ventilen und Aktoren gelegt werden. Hier muss aus verschiedenen Gründen eine hermetische Dichtheit gewährleistet werden. Die Aktoren sollen nah an Patienten oder sogar an offenen Wunden eingesetzt werden. In diesem Umfeld könnten schon geringe Undichtigkeiten zu einer gefährlichen Kontamination führen, da nicht davon auszugehen ist, dass die ERF biokompatibel und steril ist. Ein anderer Ansatz zur Lösung dieses Problems wäre, eine biokompatible und sterilisierbare ERF zu entwickeln, um diese Gefahrenquelle auszuschließen. Jedoch sollte ein dichtes System immer das Ziel sein, da verschiedene

Effekte beobachtet wurden, die durch Undichtigkeiten zu einer Einschränkung der Funktion führten. Beispiele hierfür sind eingedrungene Luft oder durch Kapillareffekte an hydraulischen Verbindungsstellen ausgetretene Trägerflüssigkeit, wodurch es zu einer Erhöhung der Partikelkonzentration bis hin zum Austrocknen kommen kann.

Da elektrorheologische Flüssigkeiten zum Zeitpunkt der Arbeit nicht kommerziell verfügbar waren, konnten die Versuche nur mit einer Flüssigkeit durchgeführt werden. Die einzige Möglichkeit der Modifikation bestand in der Anpassung der Partikelkonzentration. Für die Entwicklung von ERF-gesteuerten Systemen wäre es ein großer Vorteil, die benötigte Flüssigkeit selbst herstellen und die Eigenschaften an die technischen Anforderungen anpassen zu können.

Literatur

- Abedin-Nasab 2020** Abedin-Nasab, Mohammad H., 2020.
Handbook of robotic and image-guided surgery.
Amsterdam, Netherlands: Elsevier.
ISBN: 978-0-12-814245-5
- Altenbach 2018** Altenbach, Holm, 2018.
*Holzmann/Meyer/Schumpich Technische Mechanik
Festigkeitslehre.* Wiesbaden: Springer Fachmedien.
ISBN: 978-3-658-22854-5
- Bach et al. 2015** Bach, D.; Schmich, F.; Masselter, T.; Speck, T., 2015.
A review of selected pumping systems in nature and
engineering–potential biomimetic concepts for
improving displacement pumps and pulsation
damping.
Bioinspiration & biomimetics **10** (5), S. 051001.
DOI: 10.1088/1748-3190/10/5/051001
- Barrett & Keat 2004** Barrett, Julia F.; Keat, Nicholas, 2004.
Artifacts in CT: Recognition and avoidance.
*Radiographics : a review publication of the
Radiological Society of North America, Inc* **24** (6), S.
1679–1691.
DOI: 10.1148/rg.246045065
- Bomers et al. 2017** Bomers, J. G. R.; Bosboom, D. G. H.; Tigelaar, G. H.;
Sabisch, J.; Fütterer, J. J.; Yakar, D., 2017.
Feasibility of a 2nd generation MR-compatible
manipulator for transrectal prostate biopsy guidance.
European radiology **27** (4), S. 1776–1782.
DOI: 10.1007/s00330-016-4504-2

- Brookfield & Dlodlo 1998** Brookfield, D. J.; Dlodlo, Z. B., 1998.
Robot torque and position control using an electrorheological actuator.
Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part I: Journal of Systems and Control Engineering **212** (3), S. 229–238.
DOI: 10.1243/0959651981539424
- Butz & von Stryk 2002** Butz, Torsten; von Stryk, Oskar, 2002.
Modelling and Simulation of Electro- and Magnetorheological Fluid Dampers.
ZAMM **82** (1), S. 3.
DOI: 10.1002/1521-4001(200201)82:1<3::AID-ZAMM3>3.0.CO;2-0
- Carubbi et al. 2021** Carubbi, Francesco; Bosch, Philipp; Machado, Pedro M.; Scirè, Carlo Alberto; Alunno, Alessia; Proft, Fabian; Baraliakos, Xenofon; Dejacó, Christian, 2021.
Current Practice of Imaging-Guided Interventional Procedures in Rheumatic and Musculoskeletal Diseases: Results of a Multinational Multidisciplinary Survey.
Frontiers in medicine **8**.
DOI: 10.3389/fmed.2021.779975
- Chapuis et al. 2008** Chapuis, Dominique; Gassert, Roger; Burdet, Etienne; Bleuler, Hannes, 2008.
A hybrid ultrasonic motor and electrorheological fluid clutch actuator for force-feedback in MRI/fMRI.
Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **2008**, S. 3438–3442.
DOI: 10.1109/IEMBS.2008.4649945
- Corvin et al. 2004** Corvin, S.; Kuczyk, M.; Merseburger AS; Stenzl A; Sturm W, 2004.
Etablierung der Laparoskopie an einer urologischen Abteilung - allgemeine Konzepte und eigene Erfahrungen.
Journal für Urologie und Urogynäkologie (3), S. 7–10
- Cuntz et al. 2013** Cuntz, Timo; James, Georgina; Valkov, Vladimir; Sanagoo, Arash; Kaltenbacher, Dominik, 2013.
Next Generation Surgical Instruments Powered by Hydraulics.
Biomedizinische Technik. Biomedical engineering **58 Suppl 1**.
DOI: 10.1515/bmt-2013-4399

-
- Cuntz 2016** Cuntz, Timo, 2016.
Untersuchungen zur Eignung mikrohydraulischer Antriebe für die minimal invasive Chirurgie.
Stuttgart, Universität Stuttgart, Dissertation.
DOI: 10.18419/opus-8821
- Danaee et al. 2018** Danaee, Siavash; Minav, Tatiana; Pietola, Matti, 2018.
Sensorless Position Control For Electro-Hydraulic System–A technological status review.
2018 Global Fluid Power Society PhD Symposium (GFPS).
DOI: 10.1109/GFPS.2018.8472381
- Deppert 2019** Deppert, Wolfgang, 2019.
Theorie der Wissenschaft. Wiesbaden: Springer Fachmedien.
ISBN: 978-3-658-14023-6
- Eifler et al. 2009** Eifler, Wolfgang; Schlücker, Eberhard; Spicher, Ulrich; Will, Gotthard, 2009.
Küttner Kolbenmaschinen: Mit 40 Tabellen sowie zahlreichen Übungen und Beispielen mit Lösungen. 7., neu bearb. Aufl. Wiesbaden: Vieweg+Teubner.
DOI: 10.1007/978-3-8348-9302-4
- Federspil 2007** Federspil, P. A., 2007.
Automatische Endoskopführung in der Nasennebenhöhlenchirurgie.
HNO 55 (3), S. 164–165.
DOI: 10.1007/s00106-006-1517-1
- Fludicon 2012** Fludicon, 2012.
RheOil4 Datenblatt.
URL: www.erfgmbh.de
Zugriff am: 25.07.2018
- Fortune Business Insights 2019** Fortune Business Insights, 2019.
Robotic Surgical Procedures Market Size, Share & COVID-19 Impact Analysis, By Application (General Surgery, Gynecology, Urology, Orthopedics, and Others), Regional Forecast, 2020-2027.
URL: <https://www.fortunebusinessinsights.com/industry-reports/robotic-surgical-procedures-market-100124>
Zugriff am: 28.09.2022
-

- Fräger & Amrhein 2020** Fräger, Carsten; Amrhein, Wolfgang (Hrsg.), 2020. *Handbuch Elektrische Kleinantriebe: Kleinmotoren, Leistungselektronik*. Berlin/München/Boston: De Gruyter.
ISBN: 978-3-1105-6532-4
- Gebhardt & Weber 2020** Gebhardt, Norbert; Weber, Jürgen, 2020. *Hydraulik – Fluid-Mechatronik: Grundlagen, komponenten, systeme*. Berlin, Heidelberg: Springer.
ISBN: 978-3-662-60664-3
- Gieras & Gieras 2001** Gieras, Jacek F.; Gieras, Izabella A., 2001. Recent developments in electrical motors and drives. In: *2nd International Conference on Electrical and Electronics Engineering (07.-11.11.2001)*. Bursa, Turkey
- Gołdasz et al. 2022** Gołdasz, Janusz; Sapiński, Bogdan; Kubík, Michal; Macháček, Ondřej; Bańkosz, Wojciech; Sattel, Thomas; Tan, Aditya Suryadi, 2022. Review: A Survey on Configurations and Performance of Flow-Mode MR Valves. *Applied Sciences* **12** (12).
DOI: 10.3390/app12126260
- Gong et al. 2008** Gong, Xiuqing; Wu, Jinbo; Huang, Xianxiang; Wen, Weijia; Sheng, Ping, 2008. Influence of liquid phase on nanoparticle-based giant electrorheological fluid. *Nanotechnology* **19** (16).
DOI: 10.1088/0957-4484/19/16/165602
- Han et al. 2009** Han, Young-Min; Sung, K-G; Sohn, J. W.; Choi, Seung-Bok, 2009. Performance comparison of electrorheological valves with two different geometric configurations: Cylinder and plate. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science* **223** (3), S. 573–581.
DOI: 10.1243/09544062JMES1175
- Hao 2001** Hao, Tian, 2001. Electrorheological Fluids. *Advanced Materials* **13** (24), S. 1847.
DOI: 10.1002/1521-4095(200112)13:24<1847::AID-ADMA1847>3.0.CO;2-A

-
- Hargreaves et al. 2011** Hargreaves, Brian A.; Worters, Pauline W.; Pauly, Kim Butts; Pauly, John M.; Koch, Kevin M.; Gold, Garry E., 2011.
Metal-induced artifacts in MRI.
AJR. American journal of roentgenology **197** (3), S. 547–555.
DOI: 10.2214/AJR.11.7364
- Heinken et al. 2015** Heinken, Helge; Krivenkov, Konstantin; Ulrich, Stephan; Bruns, Rainer, 2015.
High-pressure electrorheological valve with full pQ-functionality for servohydraulic applications.
Journal of Intelligent Material Systems and Structures **26** (14), S. 1959–1967.
DOI: 10.1177/1045389X15591382
- Heißing 2011** Heißing, Bernd, 2011.
Fahrwerkhandbuch: Grundlagen, Fahrdynamik, Komponenten, Systeme, Mechatronik, Perspektiven.
3. Aufl. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag / Springer Fachmedien. Praxis ATZ/MTZ-Fachbuch.
ISBN: 978-3-8348-8168-7
- Hoffman et al. 1998** Hoffman, Dorothy; Singh, Bawa; Thomas III, John, 1998.
Handbook of Vacuum Science and Technology. San Diego: Elsevier.
ISBN: 978-0-12-352065-4
- Hong et al. 2009** Hong, C. H.; Sung, Jun Hee; Choi, Hyoung Jin, 2009.
Effects of medium oil on electroresponsive characteristics of chitosan suspensions.
Colloid and Polymer Science **287** (5), S. 583–589.
DOI: 10.1007/s00396-009-2006-3
- Hong & Wen 2014** Hong, Yaying; Wen, Weijia, 2014.
Sedimentation upon Different Carrier Liquid in Giant Electrorheological Fluid and Its Application.
Frontiers in Materials **1**.
DOI: 10.3389/fmats.2014.00024
- Huang et al. 2006** Huang, Xianxiang; Wen, Weijia; Yang, Shihe; Sheng, Ping, 2006.
Mechanisms of the giant electrorheological effect.
Solid State Communications **139** (11-12), S. 581–588.
DOI: 10.1016/j.ssc.2006.04.042
-

- Huber et al. 1997** Huber, J. E.; Fleck, N. A.; Ashby, M. F., 1997. The selection of mechanical actuators based on performance indices. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* **453** (1965), S. 2185–2205. DOI: 10.1098/rspa.1997.0117
- Hubert et al. 2013** Hubert, N.; Gilles, M.; Desbrosses, K.; Meyer, J. P.; Felblinger, J.; Hubert, J., 2013. Ergonomic assessment of the surgeon’s physical workload during standard and robotic assisted laparoscopic procedures. *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS* **9** (2), S. 142–147. DOI: 10.1002/rcs.1489
- Isermann 2008** Isermann, Rolf, 2008. *Mechatronische Systeme: Grundlagen*. 2., vollst. neu bearb. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer. DOI: 10.1007/978-3-540-32512-3
- Janocha 2013** Janocha, Hartmut, 2013. *Unkonventionelle Aktoren*. München: Oldenbourg Wissenschaftsverlag. ISBN: 978-3-486-75692-0
- Ji et al. 2021** Ji, Jiansong; Fang, Shiji; Minjiang, Chen; Liyun, Zheng; Chen, Weiqian; Zhao, Zhongwei; Cheng, Yongde, 2021. Precision interventional radiology. *Journal of interventional medicine* **4** (4), S. 155–158. DOI: 10.1016/j.jimed.2021.09.002
- Kanji et al. 2021** Kanji, Falisha; Cohen, Tara; Alfred, Myrteide; Caron, Ashley; Lawton, Samuel; Savage, Stephen; Shouhed, Daniel; Anger, Jennifer T.; Catchpole, Ken, 2021. Room Size Influences Flow in Robotic-Assisted Surgery. *International journal of environmental research and public health* **18** (15), S. 7984. DOI: 10.3390/ijerph18157984
- Kassamali & Ladak 2015** Kassamali, Rahil Hussein; Ladak, Bilal, 2015. The role of robotics in interventional radiology: Current status. *Quantitative imaging in medicine and surgery* **5** (3), S. 340–343. DOI: 10.3978/j.issn.2223-4292.2015.03.15

-
- Kciuk & Turczyn 2006** Kciuk, M.; Turczyn, R., 2006.
Properties and application of magnetorheological fluids.
Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering **18** (1-2), S. 127–130.
Zugriff am: 06.10.2022
- Khanicheh et al. 2008** Khanicheh, Azadeh; Mintzopoulos, Dionyssios; Weinberg, Brian; Tzika, A. Aria; Mavroidis, Constantinos, 2008.
Evaluation of Electrorheological Fluid Dampers for Applications at 3-T MRI Environment.
IEEE/ASME Transactions on Mechatronics **13** (3), S. 286–294.
DOI: 10.1109/TMECH.2008.924043
- Kim et al. 2009** Kim, Joon Wan; Yoshida, Kazuhiro; Kouda, Kumiko; Yokota, Shinichi; Kim, Joon Wan, 2009.
A flexible electro-rheological microvalve (FERV) based on SU-8 cantilever structures and its application to microactuators.
Sensors and Actuators A: Physical **156** (2), S. 366–372.
DOI: 10.1016/j.sna.2009.10.013
- Kohl 2000** Kohl, Manfred, 2000.
Fluidic actuation by electrorheological microdevices.
Mechatronics **10** (4-5), S. 583–594.
DOI: 10.1016/S0957-4158(99)00067-7
- König et al. 2019** König, Alexander Marc; Etzel, Robin; Thomas, Rohit Philip; Mahnken, Andreas H., 2019.
Persönliche Strahlenschutzmittel und Dosimetrie des medizinischen Personals in der interventionellen Radiologie: Aktueller Status und neue Entwicklungen.
RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin **191** (6), S. 512–521.
DOI: 10.1055/a-0800-0113
- Kramme 2017** Kramme, Rüdiger, 2017.
Medizintechnik. Berlin, Heidelberg: Springer.
DOI: 10.1007/978-3-662-48771-6
- Kumbhar et al. 2015** Kumbhar, Bhau K.; Patil, Satyajit R.; Sawant, Suresh M., 2015.
Synthesis and characterization of magneto-rheological (MR) fluids for MR brake application.
Engineering Science and Technology, an International Journal **18** (3), S. 432–438.
DOI: 10.1016/j.jestch.2015.03.002
-

- Le et al. 2016** Le, Huu Minh; Do, Thanh Nho; Phee, Soo Jay, 2016. A survey on actuators-driven surgical robots. *Sensors and Actuators A: Physical* **247**, S. 323–354. DOI: 10.1016/j.sna.2016.06.010
- Leonhardt & Walter 2016** Leonhardt, Steffen; Walter, Marian (Hrsg.), 2016. *Medizintechnische Systeme: Physiologische Grundlagen, Gerätetechnik und automatisierte Therapieführung*. Berlin, Heidelberg: Springer. DOI: 10.1007/978-3-642-41239-4
- Lita et al. 2009** Lita, Marin; Han, Adelina; Susan-Resiga, Daniela, 2009. Characterization of sedimentation and high magnetic field flow behavior of some magnetorheological fluids. *Journal of Physics: Conference Series* **149**. DOI: 10.1088/1742-6596/149/1/012071
- Liu & Pan 2019** Liu, Chengyu; Pan, Lung-Kwang, 2019. Advances in minimally invasive surgery and clinical measurement. *Computer assisted surgery* **24** (sup1), S. 1–4. DOI: 10.1080/24699322.2018.1560103
- Liu et al. 2016** Liu, Guojun; Zhang, Yanyan; Liu, Jianfang; Li, Jianqiao; Tang, Chunxiu; Wang, Tengfei; Yang, Xuhao, 2016. An Unconventional Inchworm Actuator Based on PZT/ERFs Control Technology. *Applied bionics and biomechanics* **2016**. DOI: 10.1155/2016/2804543
- Liu et al. 2006a** Liu, Liyu; Niu, Xize; Wen, Weijia; Sheng, Ping, 2006. Electrorheological fluid-actuated flexible platform. *Applied Physics Letters* **88** (17). DOI: 10.1063/1.2196847
- Liu et al. 2006b** Liu, Liyu; Chen, Xiaoqing; Niu, Xize; Wen, Weijia; Sheng, Ping, 2006. Electrorheological fluid-actuated microfluidic pump. *Applied Physics Letters* **89** (8). DOI: 10.1063/1.2337877
- Liu & Choi 2012** Liu, Ying Dan; Choi, Hyoung Jin, 2012. Electrorheological fluids: Smart soft matter and characteristics. *Soft Matter* **8** (48), S. 11961–11978. DOI: 10.1039/c2sm26179k

-
- Lord Corporation 2006** Lord Corporation, 2006.
MRF-132DG Safety Datasheet.
URL: <https://ehslegacy.unr.edu/msdsfiles/27001.pdf>
Zugriff am: 31.03.2022
- Lord Corporation 2011** Lord Corporation, 2011.
MRF-132DG Magneto-Rheological Fluid: Lord
Technical Data.
URL: https://lordfulfillment.com/pdf/44/DS7015_MRF-132DGMRFfluid.pdf&opi=89978449
Zugriff am: 12.01.2016
- Lord Corporation 2020** Lord Corporation, 2020.
Automotive Suspension Systems.
URL: <https://www.lord.com/products-and-solutions/active-vibration-control/automotive-suspension-systems>
Zugriff am: 28.02.2021
- Lu et al. 2012** Lu, Kunquan; Shen, Rong; Wang, Xuezhao;
Sun, Gang; Wen, Weijia; LIU, JIXING, 2012.
Polar Molecule Type Electrorheological Fluids.
International Journal of Modern Physics B **21**
(28n29), S. 4798–4805.
DOI: 10.1142/S0217979207045682
- Lüders & Oppen 2012** Lüders, Klaus; Oppen, Gebhard von, 2012.
Klassische Physik - Mechanik und Wärme. Berlin und
Boston: De Gruyter.
ISBN: 978-3-11-022668-3
- Ma & Dong 2017** Ma, Ning; Dong, Xufeng, 2017.
Effect of carrier liquid on electrorheological
performance and stability of oxalate group-modified
TiO₂ suspensions.
*Journal of Wuhan University of Technology-Mater.
Sci. Ed.* **32** (4), S. 854–861.
DOI: 10.1007/s11595-017-1679-6
- Mezger 2016** Mezger, Thomas, 2016.
*Das Rheologie Handbuch: Für Anwender von
Rotations- und Oszillations-Rheometern*. 5. Aufl.
Hannover: Vincentz.
ISBN: 978-3-86630-633-2
- Mittermair 2019** Mittermair, Reinhard, 2019.
Moderne Entwicklungen der Viszeralchirurgie.
Österreichische Ärztezeitung (11), S. 24–28.
Zugriff am: 24.09.2022
-

- Miyauchi & Miyahara 2021** Miyauchi, Akihiro; Miyahara, Yuji, 2021. *Biomedical Engineering*. New York: Jenny Stanford Publishing. ISBN: 978-1-003-14194-5
- Miyoshi et al. 2016** Miyoshi, Tomoya; Yoshida, Kazuhiro; Kim, Joon Wan; Eom, Sang In; Yokota, Shinichi, 2016. An MEMS-based multiple electro-rheological bending actuator system with an alternating pressure source. *Sensors and Actuators A: Physical* **245**, S. 68–75. DOI: 10.1016/j.sna.2016.04.041
- Möller et al. 2020** Möller, Thorben; Becker, Thomas; Reichert, Benedikt; Egberts, Jan-Hendrik, 2020. Robotische Ösophagusektion (RAMIE) – Setup, Port Placement, strukturierte OP-Schritte. *Zentralblatt für Chirurgie* **145** (3), S. 252–259. DOI: 10.1055/a-1149-2247
- Nguyen et al. 2015** Nguyen, Quang-Anh; Jorgensen, Steven; Ho, Joseph; Sentis, Luis, 2015. Characterization and Testing of an Electrorheological Fluid Valve for Control of ERF Actuators. *Actuators* **4** (3), S. 135–155. DOI: 10.3390/act4030135
- Nguyen et al. 2007** Nguyen, Quoc-Hung; Han, Young-Min; Choi, Seung-Bok; Wereley, Norman M., 2007. Geometry optimization of MR valves constrained in a specific volume using the finite element method. *Smart Materials and Structures* **16** (6), S. 2242–2252. DOI: 10.1088/0964-1726/16/6/027
- Oertel et al. 2011** Oertel, Herbert; Böhle, Martin; Reviol, Thomas, 2011. *Strömungsmechanik: Grundlagen - Grundgleichungen - Lösungsmethoden - Softwarebeispiele*. 6., überarbeitete und erweiterte Auflage. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag / Springer Fachmedien. DOI: 10.1007/978-3-8348-8110-6
- Oh et al. 2013** Oh, Jong-Seok; Han, Young-Min; Lee, Sang-Rock; Choi, Seung-Bok, 2013. A 4-DOF haptic master using ER fluid for minimally invasive surgery system application. *Smart Materials and Structures* **22** (4). DOI: 10.1088/0964-1726/22/4/045004

-
- Oh & Choi 2017** Oh, Jong-Seok; Choi, Seung-Bok, 2017.
State of the art of medical devices featuring smart electro-rheological and magneto-rheological fluids.
Journal of King Saud University - Science **29** (4), S. 390–400.
DOI: 10.1016/j.jksus.2017.05.012
- Pagel et al. 2010** Pagel, Kenny; Michael, Ekart; Rennert, Roland; Drossel, Welf-Guntram, 2010.
Ziel: Erhöhung der Dynamik in der hydraulischen Prüftechnik: Entwicklung und Erprobung eines elektrorheologisch vorgesteuerten Servoventils.
O+P Fluidtechnik (3), S. 2–5
- Park & Baik 2016** Park, Eun Jung; Baik, Seung Hyuk, 2016.
Robotic Surgery for Colon and Rectal Cancer.
Current oncology reports **18** (1), S. 5.
DOI: 10.1007/s11912-015-0491-8
- Peirs et al. 2001** Peirs, Jan; Reynaerts, Dominiek; van Brussel, Hendrik, 2001.
A miniature manipulator for integration in a self-propelling endoscope.
Sensors and Actuators A: Physical **92** (1-3), S. 343–349.
DOI: 10.1016/S0924-4247(01)00570-2
- Pfeil et al. 2019** Pfeil, Antoine; Siegfarth, Marius; Geiskopf, Francois; Pusch, Tim Philipp; Barbé, Laurent; Renaud, Pierre, 2019.
Hydraulically-actuated compliant revolute joint for medical robotic systems based on multimaterial additive manufacturing.
International Conference on Robotics and Automation (ICRA).
DOI: 10.1109/ICRA.2019.8793666
- Pfeil et al. 2022** Pfeil, Antoine; Siegfarth, Marius; Pusch, Tim Philipp; Barbé, Laurent; Geiskopf, Francois; Renaud, Pierre, 2022.
Design and Experimental Characterization of Hydraulically Actuated Revolute Joint Based on Multimaterial Additive Manufacturing.
Journal of Mechanical Design **144** (5), S. 105.
DOI: 10.1115/1.4052905
- Popper 1935** Popper, Karl, 1935.
Logik der Forschung: Zur Erkenntnistheorie der modernen Naturwissenschaft. Wien: Springer.
DOI: 10.1007/978-3-7091-4177-9
-

- Qiao et al. 2007** Qiao, Yinpo; Yin, Jianbo; Zhao, Xiao-Peng, 2007. Oleophilicity and the strong electrorheological effect of surface-modified titanium oxide nano-particles. *Smart Materials and Structures* **16** (2), S. 332–339. DOI: 10.1088/0964-1726/16/2/011
- Qiu et al. 2014** Qiu, Wei; Hong, Yaying; Mizuno, Yosuke; Wen, Weijia; Nakamura, Kentaro, 2014. Non-contact piezoelectric rotary motor modulated by giant electrorheological fluid. *Sensors and Actuators A: Physical* **217**, S. 124–128. DOI: 10.1016/j.sna.2014.05.019
- Quitter 2010** Quitter, Dorothee, 2010. Stufenlos und hochdynamisch dämpfen. URL: <https://www.konstruktionspraxis.vogel.de/stufenlos-und-hochdynamisch-daempfen-a-290752/> Zugriff am: 08.06.2022
- Radiology Oncology Systems 2022a** Radiology Oncology Systems, 2022. CT Scanner/Simulator Comparison Charts. URL: <https://www.oncologysystems.com/resources/ct-scanner-simulator-guides> Zugriff am: 28.09.2022
- Radiology Oncology Systems 2022b** Radiology Oncology Systems, 2022. MRI System Comparison Charts. URL: <https://www.oncologysystems.com/resources/mri-system-guides> Zugriff am: 28.09.2022
- Roberts et al. 2017** Roberts, Christine; Graham, Alan; Nemer, Martin; Phinney, Leslie; Garcia, Robert; Soehnel, Melissa; Stirrup, Emily, 2017. Physical Properties of Low-Molecular Weight Polydimethylsiloxane Fluids. *Sandia Report: SAND2017-1242*. DOI: 10.2172/1343365
- Roman et al. 2018** Roman, Andrei; Achimas-Cadariu, Patriciu; Fetica, Bogdan; Gata, Vlad; Seicean, Andrada, 2018. CT-guided procedures: An initial experience. *Clujul medical (1957)* **91** (4), S. 427–434. DOI: 10.15386/cjmed-1145

-
- Sadeghi et al. 2012** Sadeghi, A.; Beccai, L.; Mazzolai, B., 2012. Innovative soft robots based on electro-rheological fluids: IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), 2012 7 - 12 Oct. 2012, Vilamoura, Algarve, Portugal, S. 4237–4242. DOI: 10.1109/IROS.2012.6385846
- Saravanakumar et al. 2017** Saravanakumar, D.; Mohan, B.; Muthuramalingam, T., 2017. A review on recent research trends in servo pneumatic positioning systems. *Precision Engineering* **49** (6), S. 481–492. DOI: 10.1016/j.precisioneng.2017.01.014
- Schwartz & Lindau 2002** Schwartz, Roman; Lindau, Andreas, 2002. Das europäische Gravitationszonenkonzept nach WELMEC für eichpflichtige Waagen. *Bericht der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt, Braunschweig*. URL: https://www.ptb.de/cms/fileadmin/internet/fachabteilungen/abteilung_1/1.1_masse/1.15/gravzonen.pdf Zugriff am: 14.11.2019
- Shen et al. 2005** Shen, Rong; Wang, Xuezhao; Wen, Weijia; Lu, Kunquan, 2005. TiO₂ Based Electrorheological Fluid With High Yield Stress. *International Journal of Modern Physics B* **19** (07n09), S. 1104–1109. DOI: 10.1142/S0217979205029924
- Shilei et al. 2020** Shilei, Dou; Jingyu, Huang; Luning, Xu; Li, Han, 2020. Simulation of a Non-Uniform Electric Field with a Novel Electrodes Configuration of an Electrorheological Valve for High Shear Rates Load. *Proceedings of the IEEE International Conference on Power, Intelligent Computing and Systems (ICPICS)*, S. 384–387. DOI: 10.1109/ICPICS50287.2020.9202188
- Siegfarth et al. 2020** Siegfarth, Marius; Pusch, Tim Philipp; Pfeil, Antoine; Renaud, Pierre; Stallkamp, Jan, 2020. Multi-material 3D printed hydraulic actuator for medical robots. *Rapid Prototyping Journal* **26** (6), S. 1019–1026. DOI: 10.1108/RPJ-07-2019-0205
-

- Sigloch 2008** Sigloch, Herbert, 2008.
Technische Fluidmechanik: Mit 40 Tabellen, sowie 114 gelösten Berechnungsbeispielen. 6., neu bearb. Aufl.
Berlin, Heidelberg: Springer.
ISBN: 978-3-540-44635-4
- Sittek et al. 2005** Sittek, H.; Kessler, M.; Kolopenko, T.; Baudrexel, Ch; Reiser, M., 2005.
Minimalinvasive Interventionen an der Mamma:
Vergleich unterschiedlicher Biopsiesysteme am
Brustparenchymmodell.
*RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der
Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* **177**
(S 01).
DOI: 10.1055/s-2005-867484
- Smart Materials
Laboratory 2013a** Smart Materials Laboratory, 2013.
Datasheet Giant Electrorheological Fluid
- Smart Materials
Laboratory 2013b** Smart Materials Laboratory, 2013.
GERF Material Safety Datasheet
- Sohn et al. 2018** Sohn, Jung; Kim, Gi-Woo; Choi, Seung-Bok, 2018.
A State-of-the-Art Review on Robots and Medical
Devices Using Smart Fluids and Shape Memory
Alloys.
Applied Sciences **8** (10), S. 1928.
DOI: 10.3390/app8101928
- Spurk & Aksel 2019** Spurk, Joseph; Aksel, Nuri, 2019.
*Strömungslehre: Einführung in die Theorie der
Strömungen.* 9. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer.
ISBN: 978-3-662-58763-8
- St John et al. 2020** St John, Ace; Caturegli, Ilaria; Kubicki, Natalia S.; Kavic, Stephen M., 2020.
The Rise of Minimally Invasive Surgery: 16 Year
Analysis of the Progressive Replacement of Open
Surgery with Laparoscopy.
*JSLs : Journal of the Society of Laparoendoscopic
Surgeons* **24** (4).
DOI: 10.4293/JSLs.2020.00076
- Stephan & Mayinger
1998** Stephan, Karl; Mayinger, Franz, 1998.
*Thermodynamik: Band 1: Einstoffsysteme.
Grundlagen und technische Anwendungen.* 15. Aufl.
Berlin, Heidelberg: Springer.
ISBN: 978-3-662-13213-5

-
- Stimper 2012** Stimper, Klaus, 2012.
Isolationskoordination in Niederspannungsanlagen: Physikalische Grundlagen. 3. Aufl. Berlin: VDE-Verl. VDE-Schriftenreihe Normen verständlich.
ISBN: 978-3-8007-3447-4
- Sun et al. 2020** Sun, Yi; Huang, Yining; Wang, Min; Wu, Jinbo; Yuan, Shujin; Ding, JiHeng; Peng, Yan; Pu, Huayan; Xie, Shaorong; Luo, Jun, 2020.
Design, testing and modelling of a tuneable GER fluid damper under shear mode.
Smart Materials and Structures **29** (8), S. 085011.
DOI: 10.1088/1361-665X/ab914a
- Sung et al. 2003** Sung, Jun Hee; Choi, Hyoung Jin; Jhon, Myung S., 2003.
Electrorheological response of biocompatible chitosan particles in corn oil.
Materials Chemistry and Physics **77** (3), S. 778–783.
DOI: 10.1016/S0254-0584(02)00167-0
- Surek & Stempin 2007** Surek, Dominik; Stempin, Silke, 2007.
Angewandte Strömungsmechanik: Für Praxis und Studium. Wiesbaden: Vieweg+Teubner.
DOI: 10.1007/978-3-8351-9094-8
- Tacher & de Baere 2020** Tacher, Vania; de Baere, Thierry, 2020.
Robotic assistance in interventional radiology: Dream or reality?
European radiology **30** (2), S. 925–926.
DOI: 10.1007/s00330-019-06541-w
- Tipler et al. 2019** Tipler, Paul A.; Mosca, Gene; Kersten, Peter; Wagner, Jenny, 2019.
Physik. Berlin, Heidelberg: Springer.
ISBN: 978-3-662-58280-0
- Töpfer 2012** Töpfer, Armin, 2012.
Erfolgreich Forschen. Berlin, Heidelberg: Springer.
ISBN: 978-3-642-34169-4
- Ulrich & Hill 1976** Ulrich, Peter; Hill, Wilhelm, 1976.
Wissenschaftstheoretische Grundlagen der Betriebswirtschaftslehre (Teil I).
WiSt – Wirtschaftswissenschaftliches Studium (7), S. 304–350.
Zugriff am: 29.05.2022
- Unger et al. 2021** Unger, Michael; Berger, Johann; Melzer, Andreas, 2021.
Robot-Assisted Image-Guided Interventions.
Frontiers in robotics and AI **8**.
DOI: 10.3389/frobt.2021.664622
-

- Wang et al. 2007** Wang, Bao-Xiang; Zhao, Xiao-Peng; Zhao, Yan; Ding, Chang-Lin, 2007.
Titanium oxide nanoparticle modified with chromium ion and its giant electrorheological activity.
Composites Science and Technology **67** (14), S. 3031–3038.
DOI: 10.1016/j.compscitech.2007.05.004
- Wang et al. 2011** Wang, Limu; Gong, Xiuqing; Wen, Weijia, 2011.
Electrorheological fluid and its applications in microfluidics.
Topics in current chemistry **304**, S. 91–115.
DOI: 10.1007/128_2011_148
- Weinberg et al. 2009** Weinberg, B.; Khanicheh, A.; Sivak, M.; Unluhisarcikli, O.; Morel, G.; Shannon, J.; Kelliher, J.; Sabadosa, M.; Bonmassar, G.; Patriitti, B.; Bonato, P.; Mavroidis, Constantinos, 2009.
Variable Resistance Hand Device using an electro-rheological fluid damper: Third Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems Salt Lake city, Utah, USA, March 18-20, 2009. Piscataway New Jersey USA: IEEE.
DOI: 10.1109/WHC.2009.4810899
- Weiss et al. 2008** Weiss, Clifford R.; Nour, Sherif Gamal; Lewin, Jonathan S., 2008.
MR-guided biopsy: A review of current techniques and applications.
Journal of magnetic resonance imaging : JMRI **27** (2), S. 311–325.
DOI: 10.1002/jmri.21270
- Wen et al. 2003** Wen, Weijia; Huang, Xianxiang; Yang, Shihe; Lu, Kunquan; Sheng, Ping, 2003.
The giant electrorheological effect in suspensions of nanoparticles.
Nature materials **2** (11), S. 727–730.
DOI: 10.1038/nmat993
- Wen et al. 2004** Wen, Weijia; Huang, Xianxiang; Sheng, Ping, 2004.
Particle size scaling of the giant electrorheological effect.
Applied Physics Letters **85** (2), S. 299.
DOI: 10.1063/1.1772859
- Wen et al. 2008** Wen, Weijia; Huang, Xianxiang; Sheng, Ping, 2008.
Electrorheological fluids: Structures and mechanisms.
Soft Matter **4** (2), S. 200–210.
DOI: 10.1039/B710948M

- Wen & Hong 2016** Wen, Weijia; Hong, Yaying, 2016.
Influence of carrier liquid on nanoparticle-based giant electrorheological fluid.
Journal of Intelligent Material Systems and Structures **27** (7), S. 866–871.
DOI: 10.1177/1045389X15596623
- Will et al. 2007** Will, Dieter; Gebhardt, Norbert; Ströhl, Hubert (Hrsg.), 2007.
Hydraulik: Grundlagen, Komponenten, Schaltungen. 3., neu bearbeitete und ergänzte Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer.
ISBN: 978-3-540-34326-4
- Winslow 1949** Winslow, W. M., 1949.
Induced Fibrillation of Suspensions.
Journal of Applied Physics **20** (12), S. 1137–1140.
DOI: 10.1063/1.1698285
- Wintermantel & Ha 2009** Wintermantel, Erich; Ha, Suk-Woo, 2009.
Medizintechnik. Berlin, Heidelberg: Springer.
ISBN: 978-3-540-93936-8
- Wu et al. 2012** Wu, Jinghua; Xu, Gaojie; Cheng, Yuchuan; Liu, Fenghua; Guo, Jianjun; Cui, Ping, 2012.
The influence of high dielectric constant core on the activity of core-shell structure electrorheological fluid.
Journal of colloid and interface science **378** (1), S. 36–43.
DOI: 10.1016/j.jcis.2012.04.044
- Wu et al. 2016** Wu, Jinghua; Song, Zhenyang; Liu, Fenghua; Guo, Jianjun; Cheng, Yuchuan; Ma, Shengqian; Xu, Gaojie, 2016.
Giant electrorheological fluids with ultrahigh electrorheological efficiency based on a micro/nano hybrid calcium titanyl oxalate composite.
NPG Asia Materials **8** (11), S. e322.
DOI: 10.1038/am.2016.158
- Wu et al. 2018** Wu, Jinghua; Zhang, Lei; Xin, Xing; Zhang, Yang; Wang, Hui; Sun, Aihua; Cheng, Yuchuan; Chen, Xinde; Xu, Gaojie, 2018.
Electrorheological Fluids with High Shear Stress Based on Wrinkly Tin Titanyl Oxalate.
ACS applied materials & interfaces **10** (7), S. 6785–6792.
DOI: 10.1021/acsami.8b00869

- Xiaotao et al. 2010** Xiaotao, Li; Jianfang, Liu; Guan, Xu; Zhigang, Yang, 2010.
Experimental Research of a New Piezoelectric/Electrorheological Hybrid Hydraulic Step Actuator.
Second International Conference on Computer Research and Development, S. 787–789.
DOI: 10.1109/ICCRD.2010.174
- Xie et al. 2016** Xie, Lei; Choi, Young-Tai; Liao, Chang-Rong; Wereley, Norman M., 2016.
Long term stability of magnetorheological fluids using high viscosity linear polysiloxane carrier fluids.
Smart Materials and Structures **25** (7).
DOI: 10.1088/0964-1726/25/7/075006
- Yoshida et al. 2005** Yoshida, Kazuhiro; Park, Jung-Ho; Yano, Hiroshi; Yokota, Shinichi; Yun, Sonam, 2005.
Study of valve-integrated microactuator using homogeneous electro-rheological fluid.
Sensors and Materials **17** (3), S. 97–112
- Zaun 2006** Zaun, Michael, 2006.
Design Concept for the Development of Cylinder Drives based on Electrorheological Fluids.
Journal of Intelligent Material Systems and Structures **17** (4), S. 303–307.
DOI: 10.1177/1045389X06053782
- Zierrep & Bühler 2010** Zierrep, Jürgen; Bühler, Karl, 2010.
Grundzüge der Strömungslehre: Grundlagen, Statik und Dynamik der Fluide. 8., überarbeitete und erweiterte Auflage. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag / Springer Fachmedien.
DOI: 10.1007/978-3-8348-9756-5

A.1 DoE-Versuchsplan

Konzentration in %, Spannung in V, Frequenz in Hz, sv = schwer veränderbar

#	Konzentration (sv)	Spannung	Frequenz	Wellenform	Polar
1	40	3000	5	Sinus	Unipolar
2	40	3000	5	Rechteck	Bipolar
3	40	1500	Gleichspannung		
4	40	3000	20	Rechteck	Unipolar
5	40	1500	5	Rechteck	Unipolar
6	40	1500	5	Sinus	Bipolar
7	40	1500	20	Sinus	Unipolar
8	40	3000	Gleichspannung		
9	40	3000	20	Sinus	Bipolar
10	40	1500	20	Rechteck	Bipolar
11	40	3000	5	Rechteck	Bipolar
12	40	1500	Gleichspannung		
13	40	3000	20	Rechteck	Unipolar
14	40	1500	20	Rechteck	Bipolar
15	40	1500	5	Sinus	Bipolar
16	40	3000	5	Sinus	Unipolar
17	40	3000	Gleichspannung		
18	40	1500	20	Sinus	Unipolar
19	40	3000	20	Sinus	Bipolar
20	40	1500	5	Rechteck	Unipolar
21	60	3000	5	Rechteck	Unipolar
22	60	1500	20	Sinus	Bipolar

23	60	1500	20	Rechteck	Unipolar
24	60	1500	5	Sinus	Unipolar
25	60	3000	20	Rechteck	Bipolar
26	60	1500	Gleichspannung		
27	60	3000	20	Sinus	Unipolar
28	60	3000	5	Sinus	Bipolar
29	60	1500	5	Rechteck	Bipolar
30	60	3000	5	Sinus	Bipolar
31	60	1500	20	Sinus	Bipolar
32	60	3000	Gleichspannung		
33	60	1500	5	Sinus	Unipolar
34	60	1500	Gleichspannung		
35	60	3000	20	Sinus	Unipolar
36	60	3000	Gleichspannung		
37	60	1500	5	Rechteck	Bipolar
38	60	3000	5	Rechteck	Unipolar
39	60	1500	20	Rechteck	Unipolar
40	60	3000	20	Rechteck	Bipolar
41	60	1500	Gleichspannung		
42	60	1500	5	Sinus	Unipolar
43	60	1500	5	Rechteck	Bipolar
44	60	3000	5	Rechteck	Unipolar
45	60	1500	20	Rechteck	Unipolar
46	60	3000	20	Rechteck	Bipolar
47	60	3000	5	Sinus	Bipolar
48	60	3000	Gleichspannung		
49	60	3000	20	Sinus	Unipolar
50	60	1500	20	Sinus	Bipolar
51	40	3000	20	Rechteck	Unipolar
52	40	3000	5	Rechteck	Bipolar
53	40	1500	Gleichspannung		
54	40	1500	5	Rechteck	Unipolar
55	40	3000	20	Sinus	Bipolar
56	40	3000	5	Sinus	Unipolar
57	40	3000	Gleichspannung		
58	40	1500	20	Sinus	Unipolar
59	40	1500	5	Sinus	Bipolar
60	40	1500	20	Rechteck	Bipolar

