

# **Haptische Darstellung von Interaktionskräften in einem Assistenzsystem für Herzkatheterisierungen**

Vom Fachbereich 18  
- Elektrotechnik und Informationstechnik -  
der Technischen Universität Darmstadt  
zur Erlangung der Würde  
eines Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)  
genehmigte

Dissertation

von

Dipl.-Ing. Stephanie Sindlinger

geb. Klages

geboren am 25. März 1979

in Darmstadt

Referent: Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky

Korreferent: Prof. Dr.-Ing. habil. Günther Pfeifer

Tag der Einreichung: 21. März 2011

Tag der mündlichen Prüfung: 29. Juni 2011

D 17

Darmstadt 2012

Bitte zitieren Sie dieses Dokument als:

URN: urn:nbn:de:tuda-tuprints-29093

URL: <http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de/2909/>

Dieses Dokument wird bereitgestellt von tuprints,

E-Publishing-Service der TU Darmstadt

<http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de>

[tuprints@ulb.tu-darmstadt.de](mailto:tuprints@ulb.tu-darmstadt.de)

Die Veröffentlichung steht unter folgender Creative-Commons-Lizenz:

*Namensnennung-NichtKommerziell-KeineBearbeitung 3.0 Deutschland*



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/de/>

## Zusammenfassung

In den letzten Jahren haben minimalinvasive Operationstechniken die Medizin durch die Ermöglichung komplexer Eingriffe beispielsweise im Bauchraum oder am Herzen durch das für Patienten gegenüber herkömmlichen Operationen geringere Risiko revolutioniert. Einer der Nachteile minimalinvasiver Techniken ist jedoch der Verlust der haptischen Wahrnehmung des Chirurgen. In dieser Arbeit wird daher eine Aktorik für ein Assistenzsystem zur Darstellung haptischer Interaktionskräfte für Herzkatheterisierungen entwickelt.

Auf Basis der physiologischen Grundlagen der haptischen Wahrnehmung des Menschen und des Stands der Technik erfolgt im ersten Teil dieser Arbeit eine umfassende Analyse geeigneter Aktorprinzipien. Davon ausgehend wird ein bimodales piezoelektrisches Antriebskonzept entwickelt und aufgebaut. Ein spezieller, bimodal schwingender piezoelektrischer Stapelaktor erzeugt bei einem stabförmigen mechanischen Resonator eine longitudinale und eine transversale Schwingung. Bei einem Resonator mit gebogener Spitze ist eine zweidimensionale Schwingung auch mit einem üblichen symmetrischen Stapelaktoraufbau möglich. Die Überlagerung beider Schwingungen erzeugt an der Spitze des Resonators eine geschlossene Bewegung, die zur Kraftkopplung auf den Führungsdraht genutzt wird. Der Entwurf des Resonators erfolgt zunächst durch analytische Berechnungen. Im Anschluss werden die Ergebnisse mit Hilfe numerischer Lösungsverfahren präzisiert.

Im zweiten Teil dieser Arbeit wird der Entwurf und Aufbau eines Verstärkers zur Ansteuerung des piezoelektrischen Aktors dargestellt. Der Verstärker, der ein Ansteuersignal auf eine Spannungsamplitude von 300 V erhöht, zeichnet sich dadurch aus, dass er im Gegensatz zu am Markt erhältlichen Verstärkern trotz der kapazitiven Last des Aktors die Amplitude des hochfrequenten Ansteuersignals nahezu verzerrungsfrei und ohne Dämpfung verstärkt.

Die Charakterisierung des piezoelektrischen Ultraschallaktors, die den dritten Themenkomplex dieser Arbeit darstellt, macht die Entwicklung und den Aufbau einer Versuchsumgebung notwendig. In diesem treibt der piezoelektrische Ultraschallaktor eine luftgelagerte Kugel an, deren Rotationsbewegung über zwei optische Sensoren erfasst wird. In verschiedenen Versuchsreihen wird der Einfluss der Amplitude des Ansteuersignals, der Kontaktkraft, der Ansteuerfrequenz sowie der Einfluss von Verschmutzung und der Rauigkeit der Rotoroberfläche auf die gekoppelte Kraft untersucht. Der Erfolg eines neuartigen Assistenzsystems für die Medizintechnik hängt wesentlich von der Gestaltung und der Gebrauchstauglichkeit der Bedieneinheit ab, mit der die Ärzte interagieren. Auf Basis zahlreicher Gespräche mit Kardiologen sowie aus den Ergebnissen einer Designstudie wird abschließend eine Bedieneinheit für das Assistenzsystem entworfen.



## **Abstract**

Over the past years medical science has been revolutionized by minimally invasive surgery technology, enabling complex surgeries in the abdomen or on the heart with a reduced risk for the patient. One disadvantage of minimally invasive surgery technology is the loss of the haptic perception of the surgeon. The development of an actuating system to provide a haptic feedback in an assistance system for cardiac catheterization is the focus of this paper.

Based on the physiological basic principles of human perception and the state of the art technology a comprehensive analysis of suitable actuating principles is carried out in the first part of this paper. A bimodal piezoelectric actuating principle is then derived and developed. A rod-shaped mechanical resonator is stimulated by a special bimodal piezoelectric stack to oscillate simultaneously in a longitudinal and a transversal mode. In case of a resonator with a curved tip a common symmetrical piezoelectric stack can be used to generate the two-dimensional oscillation. The superposition of both oscillations results in an elliptical motion at the tip of the resonator, which is used for force coupling on the guide wire. In a first step analytical calculation is used to design the resonator. The results are made more precise with numerical analysis.

The second part of this paper shows the development and construction of an amplifier to control the piezoelectric ultrasonic actuator. The amplifier increases the control signal up to a voltage of 300 V. Compared to common amplifiers on the market, this amplifier shows an almost distortion and loss free high frequency output signal in spite of the capacitive load of the actuator.

The characterization of the piezoelectric ultrasonic actuator, which is depicted in the third part of this paper, requires the development and assembly of a special experimental set-up. The piezoelectric ultrasonic actuator drives a steel ball cradled in an aerostatic bearing. The rotational motion of the sphere is detected by two optical sensors. In various experiments the influence of the following parameters on the coupled force is determined: the amplitude and the frequency of the control signal, the contact force and the contamination and roughness of the surface of the driven ball.

The success of a novel assistance system for medical technology mainly depends on the design and the usability of the user interface. Based on the results of a design study and on numerous cardiologist opinions the final step is the development of a user interface for the assistance system.



# Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Elektromechanische Konstruktionen der Technischen Universität Darmstadt.

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky für die fachliche Unterstützung und engagierte Betreuung der Arbeit. Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Günther Pfeifer danke ich für das der Arbeit entgegengebrachte Interesse, die wertvollen fachlichen Hinweise und die Übernahme des Korreferats. Danken möchte ich auch der Deutschen Forschungsgemeinschaft, die mit dem Projekt „HapCath“ meine Forschungsarbeit finanziell gefördert und so erst ermöglicht hat.

Ich bedanke mich auch bei den Kardiologen des Klinikums Darmstadt, insbesondere Herrn Prof. Dr. med. P. Doenecke und Herrn Dr. med. W. Jung, die mir bei der Beantwortung von medizinischen Fragestellungen zur Verfügung standen und im Katheterlabor jederzeit einen Einblick in die Praxis ermöglichten.

Den wissenschaftlichen und administrativ-technischen Kollegen am Institut für Elektromechanische Konstruktionen danke ich besonders herzlich für die stets konstruktive und familiäre Zusammenarbeit. Die vielen fachlichen und nicht-fachlichen Diskussionen und Anregungen haben entscheidend zum Gelingen meiner Arbeit beigetragen. Ich danke auch allen Studenten, die durch Bearbeitung ihrer Diplom- und Studienarbeiten einen wichtigen Beitrag zu dieser Arbeit geleistet haben.

Ganz besonders danke ich meiner Familie und meinen Eltern, die mir das Studium und die Promotion ermöglicht haben und mich stets unterstützt und motiviert haben.

Ich widme diese Arbeit meinem Mann Stefan. Seine Geduld, stetige Zuversicht und Unterstützung haben wesentlich dazu beigetragen, dass ich diese Arbeit erfolgreich abschließen konnte.



# Inhaltsverzeichnis

|  |            |
|--|------------|
| <b>Glossar</b>   | <b>V</b>   |
| <b>Verwendete Formelzeichen</b>  | <b>VII</b> |
| <b>1 Einleitung</b>  | <b>1</b>   |
| 1.1 Medizinischer Hintergrund koronarer Erkrankungen . . . . .                                   | 2          |
| 1.2 Gegenstand des Forschungsprojekts HapCath . . . . .  | 7          |
| 1.3 Wissenschaftliche Zielstellungen und Strukturierung . . . . .                                | 10         |
| <b>2 Ermittlung der Anforderungen</b>  | <b>13</b>  |
| 2.1 Die haptische Wahrnehmung des Menschen . . . . .   | 13         |
| 2.1.1 Haptische Wahrnehmung bei der Anwendung von HapCath . . . . .                              | 14         |
| 2.1.2 Zusammenfassung der haptischen Kennwerte . . . . .   | 18         |
| 2.2 Integration in den Behandlungsablauf . . . . .   | 19         |
| 2.2.1 Designstudie zur Bedieneinheit . . . . .   | 19         |
| 2.2.2 Anforderungen an die Bedieneinheit . . . . .   | 20         |
| 2.2.3 Zusammenfassung der Anforderungen an die Bedieneinheit . . . . .                           | 22         |
| 2.3 Stand der Technik bei haptischen Systemen für Katheterisierungen . . . . .                   | 23         |
| 2.3.1 Assistenz- und Telemanipulationssysteme für Katheterisierungen . . . . .                   | 23         |
| 2.3.2 Trainingssysteme für Katheterisierungen . . . . .  | 25         |
| 2.3.3 Zusammenfassung und Schlussfolgerungen . . . . .   | 31         |
| 2.4 Anforderungen an die Aktorik des HapCath Projekts . . . . .                                  | 33         |
| <b>3 Auswahl des Aktorprinzips zur Erzeugung des haptischen Feedbacks</b>                        | <b>35</b>  |
| 3.1 Überblick über mögliche physikalische Aktorprinzipien . . . . .                              | 35         |
| 3.1.1 Elektrodynamische Aktoren . . . . .  | 36         |
| 3.1.2 Elektromagnetische Aktoren . . . . .   | 38         |
| 3.1.3 Piezoelektrische Aktoren . . . . .   | 40         |
| 3.1.4 Magnetostriktive Aktoren . . . . .   | 43         |
| 3.1.5 Elektrostatische Aktoren . . . . .   | 44         |
| 3.1.6 Formgedächtnislegierungen . . . . .  | 46         |
| 3.2 Bewertung der Aktorprinzipien und Auswahl . . . . .  | 48         |
| 3.3 Fazit . . . . .  | 51         |
| <b>4 Der piezoelektrische Ultraschallaktor</b>   | <b>53</b>  |
| 4.1 Bauformen piezoelektrischer Aktoren . . . . .  | 53         |
| 4.1.1 Piezoelektrische Ultraschallaktoren mit eindimensionaler Bewegung<br>des Stators . . . . . | 54         |

|          |  |            |
|----------|--|------------|
| 4.1.2    | Piezoelektrische Ultraschallaktoren mit zweidimensionaler Bewegung des Stators . . . . . | 55         |
| 4.1.3    | Zusammenfassung und Auswahl eines Aktorprinzips . . . . .                                | 57         |
| 4.2      | Aktorkonzept und Entwurf . . . . .   | 58         |
| 4.2.1    | Erläuterung des Prinzips . . . . .   | 58         |
| 4.2.2    | Ausgangsmodell zum Entwurf und Vorgehen . . . . .  | 60         |
| 4.3      | Analytischer Aktorentwurf . . . . .  | 62         |
| 4.3.1    | Schwingungen mechanischer Systeme . . . . .  | 62         |
| 4.3.2    | Longitudinale Schwingung . . . . .   | 63         |
| 4.3.3    | Ergebnis des analytischen Entwurfs . . . . .   | 68         |
| 4.3.4    | Grenzen des analytischen Aktorentwurfs . . . . .   | 70         |
| 4.4      | Numerischer Aktorentwurf . . . . .   | 71         |
| 4.4.1    | Simulationsmodell, Entwurfsparameter und Zielgrößen . . . . .                            | 71         |
| 4.4.2    | Verifikation der Simulationen . . . . .  | 73         |
| 4.4.3    | Variation der Form des Resonators . . . . .  | 74         |
| 4.4.4    | Variation der Grundfläche der Spitze . . . . .   | 77         |
| 4.5      | Einführung einer gebogenen Spitze . . . . .  | 79         |
| 4.6      | Fazit . . . . .  | 81         |
| <b>5</b> | <b>Ansteuerung des piezoelektrischen Ultraschallaktors</b>                               | <b>83</b>  |
| 5.1      | Signalverstärkung . . . . .  | 85         |
| 5.2      | Konzept der Verstärkerschaltung . . . . .  | 87         |
| 5.3      | Auslegung der Verstärkerstufen . . . . .   | 88         |
| 5.3.1    | Eingangsstufe . . . . .  | 88         |
| 5.3.2    | Endstufe . . . . .   | 93         |
| 5.3.3    | Gesamtaufbau . . . . .   | 96         |
| 5.4      | Charakterisierung des Verstärkers . . . . .  | 97         |
| <b>6</b> | <b>Messplatz zur Charakterisierung des piezoelektrischen Aktors</b>                      | <b>101</b> |
| 6.1      | Konzeption des Messplatzes . . . . .   | 101        |
| 6.1.1    | Gestaltung und Lagerung des Rotors . . . . .   | 102        |
| 6.1.2    | Erfassung der Bewegung der Kugel . . . . .   | 105        |
| 6.1.3    | Realisierung der variablen Kontaktkraft . . . . .  | 109        |
| 6.2      | Realisierter Messplatz . . . . .   | 110        |
| 6.3      | Charakterisierung des Messplatzes . . . . .  | 111        |
| 6.4      | Fazit . . . . .  | 113        |
| <b>7</b> | <b>Messtechnische Untersuchung des piezoelektrischen Aktors</b>                          | <b>115</b> |
| 7.1      | Ziele der Untersuchungen und Definition der Versuchsreihen . . . . .                     | 115        |
| 7.2      | Ergebnisse der Versuchsreihen und Interpretation . . . . .                               | 117        |
| 7.2.1    | Versuchsreihe 1: Variation der Amplitude des Ansteuersignals . . . . .                   | 117        |
| 7.2.2    | Versuchsreihe 2: Variation der Kontaktkraft . . . . .                                    | 118        |
| 7.2.3    | Versuchsreihe 3: Einfluss von Verschmutzungen . . . . .                                  | 120        |
| 7.2.4    | Versuchsreihe 4: Variation der Ansteuerfrequenzen . . . . .                              | 121        |

|          |   |            |
|----------|---|------------|
| 7.2.5    | Versuchsreihe 5: Verwendung von Kugeln mit verschiedener Oberfläche . . . . . | 122        |
| 7.3      | Diskussion der Ergebnisse und Fazit . . . . .                                 | 123        |
| <b>8</b> | <b>Integration in den Behandlungsablauf</b>                                   | <b>125</b> |
| 8.1      | Versuchsaufbau zum Nachweis der haptischen Stimulation . . . . .              | 125        |
| 8.1.1    | Versuchsaufbau für haptische Untersuchungen . . . . .                         | 126        |
| 8.1.2    | Durchführung der Versuche mit direkter Kraftkopplung . . . . .                | 127        |
| 8.2      | Bedieneinheit zur Integration in den Behandlungsablauf . . . . .              | 129        |
| 8.3      | Fazit . . . . .   | 130        |
| <b>9</b> | <b>Zusammenfassung der Ergebnisse und Ausblick</b>                            | <b>133</b> |
| 9.1      | Der piezoelektrische Ultraschallaktor . . . . .                               | 133        |
| 9.2      | Ansteuerung des piezoelektrischen Ultraschallaktors . . . . .                 | 134        |
| 9.3      | Integration in den Behandlungsablauf . . . . .                                | 134        |
| 9.4      | Zukünftige Forschungsschwerpunkte und -projekte . . . . .                     | 135        |
|          | <b>Literaturverzeichnis</b>   | <b>137</b> |
| <br>     |   |            |
|          | <b>Anhang</b>   | <b>149</b> |
| <br>     |   |            |
| <b>A</b> | <b>Anforderungslisten</b>   | <b>149</b> |
| A.1      | Anforderungen an die haptische Aktorik . . . . .                              | 149        |
| A.2      | Anforderungen an die Entwicklung der Bedieneinheit . . . . .                  | 151        |
| A.3      | Gesprächsprotokolle mit Kardiologen des Klinikums Darmstadt . . . . .         | 154        |
| A.3.1    | Dr. Jung . . . . .  | 154        |
| A.3.2    | Prof. Doenecke und Prof. Werner . . . . .                                     | 155        |
| <b>B</b> | <b>Die haptische Wahrnehmung des Menschen</b>                                 | <b>157</b> |
| <br>     |   |            |
| <b>C</b> | <b>Stand der Technik</b>  | <b>161</b> |
| C.1      | Trainingssysteme für Katheterisierungen . . . . .                             | 161        |
| C.1.1    | Interventional Cardiology Training System - Mitsubishi Electric . . . . .     | 161        |
| C.1.2    | Cathlab VR - Immersion Group . . . . .  | 162        |
| C.1.3    | ICard - Kent Ridge Digital Labs und National Heart Center Singapore . . . . . | 163        |
| C.1.4    | Catheter Haptic Port - Xitact und Mentice . . . . .                           | 164        |
| C.1.5    | Bertec . . . . .  | 164        |
| C.2      | Universelle haptische Displays . . . . .                                      | 165        |
| <br>     |   |            |
| <b>D</b> | <b>Piezoelektrische Aktoren</b>   | <b>169</b> |
| D.1      | Piezoelektrischer Effekt . . . . .  | 169        |
| D.2      | Bauformen piezoelektrischer Aktoren . . . . .                                 | 170        |

|          |  |            |
|----------|--|------------|
| D.3      | Piezelektrische Aktoren in haptischen Systemen . . . . .                 | 172        |
| D.3.1    | Taktile Displays mit senkrechter Penetration . . . . .                   | 173        |
| D.3.2    | Taktile Displays mit lateraler Penetration . . . . .                     | 175        |
| D.4      | Materialkonstanten ausgewählter Werkstoffe . . . . .                     | 177        |
| D.4.1    | Materialkonstanten ausgewählter piezelektrischer Werkstoffe . . .        | 177        |
| D.4.2    | Materialkonstanten ausgewählter piezomagnetischer Werkstoffe . .         | 178        |
| <b>E</b> | <b>Entwurf des piezelektrischen Aktors</b>                               | <b>179</b> |
| E.1      | Longitudinale Schwingung . . . . .                                       | 179        |
| E.1.1    | Exponentieller Resonator . . . . .                                       | 179        |
| E.1.2    | Linearer Resonator . . . . .   | 180        |
| E.2      | Transversale Schwingung . . . . .  | 181        |
| E.2.1    | Homogener Resonator . . . . .  | 183        |
| E.2.2    | Stufenförmiger Resonator . . . . .                                       | 184        |
| E.2.3    | Exponentieller und linearer Resonator . . . . .                          | 185        |
| E.3      | Zeitfunktion der longitudinalen Schwingung . . . . .                     | 186        |
| E.3.1    | Harmonische Kraftanregung . . . . .                                      | 186        |
| E.3.2    | Harmonische Verschiebungsanregung . . . . .                              | 187        |
| <b>F</b> | <b>Mathematische Ergänzungen</b>   | <b>191</b> |
| F.1      | Rayleigh-Funktionen . . . . .  | 191        |
| F.2      | Orthogonalitätsbedingungen der longitudinalen Ortsfunktion . . . . .     | 192        |
| <b>G</b> | <b>Ansteuerung des Aktors</b>  | <b>193</b> |
| G.1      | Marktrecherche über verfügbare Leistungsverstärker . . . . .             | 193        |
| G.2      | Formeln zur Berechnung der Grenzfrequenz der Verstärkerschaltung . . . . | 196        |
| <b>H</b> | <b>Entwurf des Messplatzes zur Drehmoment- und Leistungsmessung</b>      | <b>197</b> |
| H.1      | Entwurf des Luftlagers . . . . .   | 197        |
| H.1.1    | Betrachtung verschiedener Lagertypen . . . . .                           | 197        |
| H.1.2    | Entwurf des aerostatischen Luftlagers . . . . .                          | 198        |
|          | Statische Betrachtung . . . . .  | 199        |
|          | Steifigkeit des Lagers . . . . .   | 200        |
|          | Dynamische Betrachtung . . . . .   | 201        |
| H.2      | Erfassung der Kugelbewegung . . . . .                                    | 202        |
|          | <b>Eigene Veröffentlichungen</b>   | <b>203</b> |
|          | <b>Betreute studentische Arbeiten</b>                                    | <b>207</b> |
|          | <b>Lebenslauf</b>  | <b>209</b> |

# Glossar

|                               |   |
|-------------------------------|---|
| <b>Adaption</b>               | – Gewöhnung an einen unverändert anliegenden mechanischen Reiz  |
| <b>Anastomose</b>             | – Verbindung zwischen zwei anatomischen Strukturen, z.B. von Blutgefäßen oder Lymphgefäßen  |
| <b>Angina Pectoris</b>        | – Schmerzen in der Herzgegend, können durch eine beginnende Verengung der Herzkranzgefäße hervorgerufen werden  |
| <b>Angiokardiographie</b>     | – röntgenologisch-kardiologische Methode zur Untersuchung des koronaren Gefäßsystems unter Zugabe von Kontrastmittel  |
| <b>Aorta</b>                  | – Hauptschlagader   |
| <b>arteria femoralis</b>      | – Oberschenkelarterie, Oberschenkelschlagader   |
| <b>Arteriosklerose</b>        | – häufigste systematische Arterienerkrankung mit fibrösen Veränderungen, die zur Verhärtung, Verdichtung, Elastizitätsverlust sowie Lumeneinengung führt  |
| <b>Assistenzsystem</b>        | – System, welches den Arzt während einer realen Operation durch das Bereitstellen einer optischen, akustischen oder haptischen Größe unterstützt  |
| <b>Atrioventrikularknoten</b> | – an der Vorderhofkammer liegender Knoten aus spezifischen Muskelfasern, der die Erregung vom Vorhof auf die Kammer überträgt; übernimmt bei Ausfall des Sinusknotens als sekundäres Erregungsbildungszentrum die Schrittmacherfunktion |
| <b>Axon</b>                   | – Verbindung zweier Nervenzellen  |
| <b>Ballondilatation</b>       | – Aufweitung eines verengten Gefäßes oder Hohlorgans mit Hilfe eines Ballonkatheters  |
| <b>Braille-Zeichen</b>        | – Punktmuster in Form von Erhöhungen aus einer Ebene zur Darstellung der Blindenschrift   |
| <b>dermal</b>                 | – die Haut betreffend   |
| <b>Dermis</b>                 | – Lederhaut, liegt unter der Epidermis  |
| <b>Diastole</b>               | – auf die Herzkontraktion folgende Erschlaffungsphase, in der das Blut aus den Vorhöfen in die Kammern fließt   |
| <b>Epidermis</b>              | – Oberhaut  |
| <b>HapCath</b>                | – Abkürzung für <i>Haptic Catheterisation</i> und Name des DFG Förderprojektes WE 2308/3-1 2005   |
| <b>Herzinsuffizienz</b>       | – Unfähigkeit des Herzens, eine ausreichende Leistung zu vollbringen  |

|                           |  |
|---------------------------|--|
| <b>fibrös</b>             | – faserig, faserreich  |
| <b>Innervation</b>        | – Versorgung mit Nerven(reizen)  |
| <b>JND</b>                | – Abkürzung für <i>Just Noticeable Difference</i> , Der Wert drückt aus, welcher Unterschied zwischen zwei gleichartigen Werten vorhanden sein muss, damit sie als zwei unterschiedliche Reize wahrgenommen werden. Angabe meist in Prozent. |
| <b>Kontrastmittel</b>     | – zur Verstärkung der Kontraste von Röntgenaufnahmen eingesetzte Mittel, die Röntgenstrahlen stärker (positive) oder schwächer (negative) absorbieren als das umliegende Gewebe  |
| <b>Koronararterien</b>    | – Herzkranzgefäße, die den Herzmuskel mit Sauerstoff versorgen   |
| <b>kinästhetisch</b>      | – von <i>lat. kinein</i> = sich bewegen, die Tiefensensibilität, Wahrnehmung und Kenntnis von Stellung und Bewegung des Körpers  |
| <b>Myokard</b>            | – Muskelschicht der Herzwand, ist an der linken Herzkammer besonders stark ausgeprägt  |
| <b>Papille</b>            | – warzenförmige Hauterhebung   |
| <b>Physiologie</b>        | – Wissenschaft der normalen Lebensvorgänge im Körper   |
| <b>PTCA</b>               | – Abkürzung für <i>perkutane transluminale coronare Angioplastie</i> , bezeichnet die medizinische Aufweitung eines verengten Gefäßes  |
| <b>retikular</b>          | – das Retikulum betreffend, kleines Netz, netzartig  |
| <b>Revaskularisierung</b> | – operative Wiederherstellung der Durchblutung   |
| <b>Sinusknoten</b>        | – primäres Erregungszentrum des Herzens im rechten Vorhof  |
| <b>Stenose</b>            | – krankhafte Verengung der Herzkranzgefäße   |
| <b>Stent</b>              | – Spiraldrahtprothese zum Offenhalten von Gefäßen oder Hohlorganen   |
| <b>Systole</b>            | – Phase des Herzzyklus, in der sich die Kammermuskulatur kontrahiert und das Blut aus dem Herzen in den Körperkreislauf bzw. die Lunge gepumpt wird  |
| <b>taktil</b>             | – von <i>lat. tangere</i> = berühren, die Oberflächensensibilität, Wahrnehmung von Auslenkungen der Haut, Vibrationen und Temperatur über Sinneszellen in Gelenken, Muskeln und Sehnen   |
| <b>Thrombose</b>          | – Blutgerinnsel  |
| <b>Trainingssystem</b>    | – System, welches als Trainingsumgebung für den Arzt dient, die Operationen sind simuliert   |
| <b>Trokar</b>             | – Instrument, mit dessen Hilfe in der minimal-invasiven Chirurgie ein Zugang zu einer Körperhöhle geschaffen und durch einen Tubus offengehalten wird  |
| <b>Tubus</b>              | – <i>lat.</i> Röhre  |
| <b>Ventrikel</b>          | – Herzkammer   |
| <b>Zweipunktschwelle</b>  | – Wert, ab welchem Abstand zwei räumlich verschieden dargestellte Reize unterschieden werden können  |

# Verwendete Formelzeichen

| Symbol         | Beschreibung                                   | Einheit                       |
|----------------|--|-------------------------------|
| $A$            | Fläche   | $\text{m}^2$                  |
| $B$            | Biegesteifigkeit                               | $\text{N}\cdot\text{m}^2$     |
| $B$            | magnetische Feldstärke                         | T                             |
| $C$            | Kapazität                                      | F                             |
| $c$            | Wellenausbreitungsgeschwindigkeit              | $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  |
| $c$            | elastischer Koeffizient                        | $\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$  |
| $C_{1\dots 4}$ | Konstanten                                     |                               |
| $D$            | elektrische Verschiebungsdichte                | $\text{C}\cdot\text{m}^{-2}$  |
| $d$            | Durchmesser                                    | m                             |
| $d$            | piezoelektrische Konstante (Ladungskonstante)  | $\text{m}\cdot\text{V}^{-1}$  |
| $E$            | Elastizitätsmodul                              | $\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$  |
| $e$            | piezoelektrische Konstante (Kraftkonstante)    | $\text{N}\cdot\text{V}^{-1}$  |
| $F$            | Kraft  | N                             |
| $f$            | Frequenz                                       | Hz                            |
| $h$            | Höhe   | m                             |
| $h_{ij}^l$     | Elemente der longitudinalen Übertragungsmatrix |                               |
| $h_{ij}^t$     | Elemente der transversalen Übertragungsmatrix  |                               |
| $\mathbf{H}^l$ | longitudinale Übertragungsmatrix               |                               |
| $\mathbf{H}^t$ | transversale Übertragungsmatrix                |                               |
| $I$            | Flächenträgheitsmoment                         | $\text{m}^4$                  |
| $i$            | elektrischer Strom                             | A                             |
| $i, j, m, n$   | Indizes  |                               |
| $J$            | Trägheitsmoment                                | $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ |
| $J_0, J_1$     | Besselsche Funktionen erster Art               |                               |
| $K$            | Motorkonstante                                 | $\text{N}\cdot\text{A}^{-1}$  |
| $k$            | Steigung des linearen Resonators               |                               |
| $k_m$          | massenproportionale Dämpfung                   | $\text{s}^{-1}$               |
| $L$            | Induktivität                                   | H                             |
| $l$            | Länge  | m                             |
| $M$            | Drehmoment                                     | Nm                            |
| $m$            | Masse  | kg                            |
| $m_i$          | generalisierte Masse                           | kg                            |
| $N$            | Normalkraft                                    |                               |
| $n$            | Anzahl   |                               |
| $P$            | Leistung                                       | W                             |

VERWENDETE FORMELZEICHEN

| Symbol         | Beschreibung  | Einheit              |
|----------------|---|----------------------|
| $Q$            | Querkraft   | N                    |
| $Q$            | elektrische Ladung                                  | C                    |
| $r$            | Radius  | mm                   |
| $R_{1...4}$    | Rayleighfunktionen                                  |                      |
| $R_{Bi}$       | generalisierte Belastung                            |                      |
| $r(x)$         | axiale Steifigkeit                                  | $N \cdot m^{-1}$     |
| $S$            | Signal  |                      |
| $S$            | mechanische Dehnung                                 | 1                    |
| $s$            | elastische Konstante                                | $m^2 \cdot N^{-1}$   |
| $s_i$          | generalisierte Steifigkeit                          | $N \cdot m^{-1}$     |
| $SR$           | Anstiegsrate des Verstärkers                        | $V \cdot \mu m^{-1}$ |
| $T$            | mechanische Spannung                                | $N \cdot m^{-2}$     |
| $t$            | Zeit  | s                    |
| $u$            | elektrische Spannung                                | V                    |
| $u(x,t)$       | Verschiebungsfunktion der longitudinalen Schwingung |                      |
| $v$            | Geschwindigkeit                                     | $m \cdot s^{-1}$     |
| $w$            | Windungszahl  |                      |
| $w$            | transversale Verschiebung                           | m                    |
| $W(x)$         | Ortsfunktion der transversalen Schwingung           |                      |
| $W'(x)$        | Neigungsfunktion der transversalen Schwingung       |                      |
| $w(x,t)$       | transversale Verschiebungsfunktion                  |                      |
| $X(x)$         | Ortsfunktion der longitudinalen Schwingung          |                      |
| $x,y,z$        | kartesische Koordinaten                             |                      |
| $Y_0, Y_1$     | Besselsche Funktionen zweiter Art                   |                      |
| $Z$            | elektrische Impedanz                                | $\Omega$             |
| $\beta$        | Wellenzahl  | $m^{-1}$             |
| $\varepsilon$  | dielektrische Konstante                             | $F \cdot m^{-1}$     |
| $\eta$         | Verhältnis der Erregerfrequenz zur Eigenfrequenz    |                      |
| $\lambda$      | Dekrement des exponentiellen Resonators             |                      |
| $\mu$          | Massenbelegung                                      | $kg \cdot m^{-1}$    |
| $\nu$          | Querkontraktionszahl                                |                      |
| $\omega$       | Eigenkreiskennfrequenz                              | $s^{-1}$             |
| $\Omega$       | Winkelgeschwindigkeit                               | $m \cdot s^{-1}$     |
| $\dot{\Omega}$ | Winkelbeschleunigung                                | $m \cdot s^{-2}$     |
| $\Phi(t)$      | Zeitfunktion der longitudinalen Schwingung          |                      |
| $\Phi$         | magnetischer Fluss                                  | Wb                   |
| $\Psi_i$       | Phasenwinkel der Schwingungsmode i                  | rad                  |
| $\rho$         | Dichte  | $kg \cdot m^{-3}$    |

# 1 Einleitung

*„Wir brauchen Medizintechnik mit mehr Gefühl“*

Prof. Dr. med. Hans Lippert, Universitätsklinikum Magdeburg

InnovationsForum „Anwendung der Haptik in der robotergestützten Chirurgie“ 2009 [1]

Die Bedeutung der Medizintechnik hat mit steigender Industrialisierung stetig zugenommen. Während vor 150 Jahren eine Blinddarmentzündung den sicheren Tod des Patienten bedeutete, sind heute komplizierte medizinische Eingriffe zur Routine geworden. Patienten profitieren gegenwärtig sowohl von besseren und schnelleren Diagnosen der Ärzte als auch von verbesserten Behandlungsmöglichkeiten. Viele Operationen werden durch Roboter unterstützt. Das Spektrum reicht von Systemen, die filigrane Operationen an Augen oder einzelnen Nervenenden durch eine Untersetzung der Bewegung des Chirurgen ermöglichen, bis hin zu Systemen, mit deren Hilfe minimalinvasiv über wenige kleine Zugänge Eingriffe z.B. im Bauchraum durchgeführt werden können.

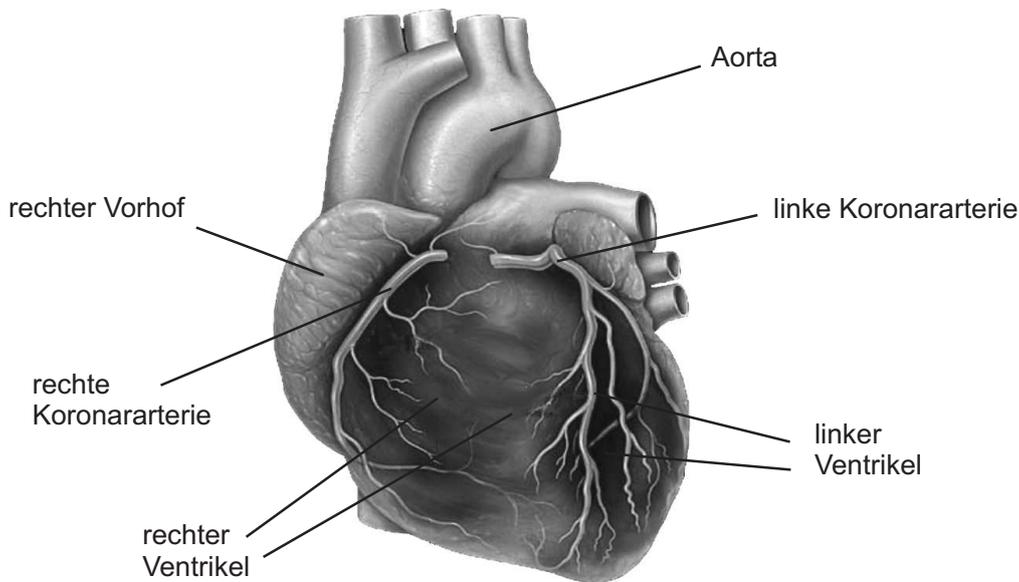
Das minimalinvasive und robotergestützte Operieren stellt durch die oben genannten Vorteile eine Vereinfachung für den Chirurgen dar. Es verbessert zudem die Heilung des Patienten, da die Wunden kleiner sind und schneller verheilen. Da jedoch kein offenes Operationsfeld vorliegt, geht der Tastsinn des Chirurgen verloren und es kann über das behandelte Gewebe keine diagnostische Aussage getroffen werden. Ebenso besteht die Gefahr, den Patienten zu verletzen, da Kollisionen mit umliegendem Gewebe durch die überlagernde hohe Reibung in den *Trokaren* oder Schleusen, den Zugängen in den Körper, nicht erkannt werden können.

Abhilfe können haptische Schnittstellen schaffen, die die Bewegungen und Kräfte an der Spitze der Operationswerkzeuge erfassen und an den Chirurgen in geeigneter Form zurückgeben. Auf diese Weise ist ein Abtasten der Organe möglich und ein ungewollter Kontakt mit dem umliegenden Gewebe kann erkannt werden. Derzeit existieren keine speziell auf einzelne Operationen ausgelegte haptische Schnittstellen sondern nur universell einsetzbare haptische Displays wie das „Phantom“ [2] oder der „Delta Haptic Device“ [3], die Bewegungen und Kräfte in mehreren Freiheitsgraden darstellen können. Anwendungsspezifische Systeme für die Medizintechnik beschränken sich derzeit auf Simulatoren und Trainingssysteme. Daher besteht ein dringender Bedarf an haptischen Systemen, die an die reale Operationssituation angepasst sind [1, 4].

## 1.1 Medizinischer Hintergrund koronarer Erkrankungen und deren Therapie

Durch die in den letzten 50 Jahren steigende Lebensqualität sind gleichzeitig die Risiken für Herzerkrankungen angestiegen. Unbegrenzt vorhandene und verfügbare Nahrung, Bewegungsmangel in allen Altersschichten durch neue Freizeitgestaltung mit Unterhaltungsmedien wie Computer, Spielekonsolen und Fernsehen sowie Missbrauch durch Tabak und Alkohol sind die Hauptursachen für die Entstehung koronarer Herzerkrankungen. In Deutschland zählen Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems mit 43 % zu der häufigsten Todesursache, wie die Todesursachenstatistik des Statistischen Bundesamtes zeigt [5]. Dieser Anteil ist seit 1998, als er 48 % betrug, leicht rückläufig.

In Abbildung 1.1 ist ein gesundes menschliches Herz dargestellt. Es besteht aus zwei Herzkammern, der rechten und der linken Herzkammer. Die rechte Herzhälfte nimmt das



**Abb. 1.1:** Anatomie des Herzens [6].

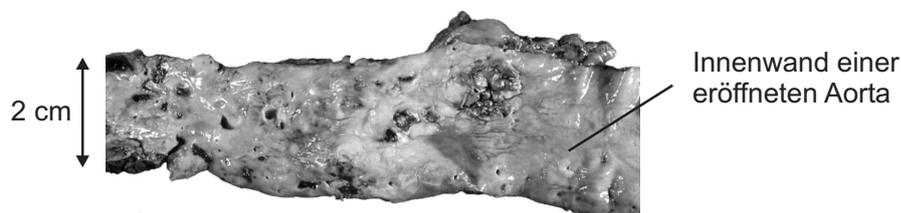
*Ansicht von vorne, Darstellung der Herzkranzgefäße*

sauerstoffarme Blut aus dem Körper auf und pumpt es in den Lungenkreislauf. Dort wird es mit Sauerstoff angereichert und gelangt zurück in die linke Herzkammer. Von dort aus wird es in den gesamten Körper verteilt. Das Herz hat eine durchschnittliche Länge von 15 cm und ein Gewicht von 300 bis 350 g, was etwa 0,5 % des Körpergewichtes entspricht. Mit einem Schlagvolumen von 70 cm<sup>3</sup> erreicht es in Ruhe ein Herzminutenvolumen von 4,9 Litern pro Minute. Unter Belastung wird ein Herzminutenvolumen von 20 bis 25 Liter pro Minute erreicht [7, 8].

Um den Herzmuskel spinnt sich ein Netz aus Koronararterien. Sie versorgen den Herzmuskel mit Sauerstoff. Die Herzkranzgefäße entspringen der Aorta und zweigen kurz nach den Herzklappen in den rechten und den linken Hauptast ab. Der rechte Hauptast versorgt die rechte Hälfte des Herzmuskels mit Sauerstoff sowie Teile des Erregungssystems wie den *Sinusknoten* und den *Atrioventrikularknoten*. Der linke Hauptast versorgt den linken Teil des Herzmuskels mit Sauerstoff. Koronararterien sind die einzigen Arterien, die bei der *Systole* nicht mit Blut gefüllt werden, da das Blut an ihnen vorbeiströmt. Gegen Ende der *Systole* schließt die Aortenklappe aufgrund des in den Arterien höheren Drucks gegenüber der Herzkammer. Bei der *Diastole* fließt das Blut zurück und das Herz und die Herzkranzgefäße füllen sich mit Blut [7].

Gesunde Gefäßwände sind glatt, weit und elastisch. Mit steigendem Alter lagern sich an den Gefäßinnenwänden zunächst Fett, später auch weitere Stoffe wie Kalzium ab. Es entsteht *Plaque*, infolge dessen sich der Durchmesser der Gefäße verengt. Diese *Stenosen* haben einen verminderten Blutdurchfluss zur Folge. Die Ablagerungen begünstigen die Entstehung von Thrombosen, die eine weitere Verengung der Gefäße bewirken können [9]. Die Verengung der Herzkranzgefäße führt zu einer geringeren Sauerstoffversorgung des Herzmuskels. Koronare Arterien sind funktionelle Endarterien. Trotz *Anastomosen* zu anderen Arterien können diese im Fall einer Mangelversorgung eines Gewebeteils dessen Sauerstoffversorgung nicht gewährleisten. Die hervorgerufene Mangel durchblutung des Herzmuskels äußert sich asymptomatisch (ohne erkennbare Krankheitszeichen) oder symptomatisch (erkennbare Krankheitszeichen). Typische asymptomatische Kennzeichen sind der stumme Herzinfarkt, die Herzinsuffizienz sowie der plötzliche Herztod. Erkennbare Verläufe sind dagegen die stabile oder instabile *Angina Pectoris* sowie der Herzinfarkt.

Durch Risikofaktoren wie Bluthochdruck, Nikotinabusus, Übergewicht, Bewegungsmangel oder Stoffwechselerkrankungen wird die Entstehung koronarer Herzerkrankungen begünstigt [10]. Eine weitere koronare Herzkrankheit ist die *Arteriosklerose*, eine Verhärtung der Gefäßwand. Abbildung 1.2 zeigt eine eröffnete Aorta mit arteriosklerotischen Veränderungen.



**Abb. 1.2:** Eröffnete Aorta mit arteriosklerotischen Veränderungen [11].

Als erste Maßnahme zur Behandlung koronarer Erkrankungen bieten sich Verhaltens-

änderungen des Patienten, d.h. sportliche Betätigung, Umstellung der Ernährungsgewohnheiten, Stressverringering, etc. sowie medikamentöse Behandlungen an. Diese Schritte zeigen jedoch nur im Frühstadium der Erkrankung Wirkung.

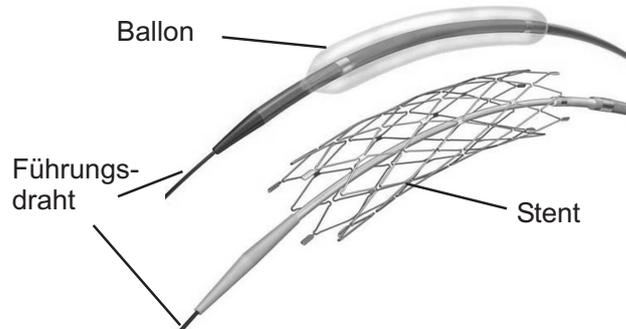
Bei weiter fortschreitendem Krankheitsbild und zunehmenden Verengungen wurden bis Ende der 1970er Jahre ausschließlich invasive Verfahren in Form einer Bypassoperation durchgeführt. Bereits 1929 führte Werner FORSSMANN in einem Selbstversuch die erste Herzkatheterisierung durch [12]. Die Möglichkeit, mit diesem Verfahren diagnostische Untersuchungen durchzuführen, wurde erst 12 Jahre später im Jahr 1941 von CURNARD und RICHARDS erkannt. Alle drei Mediziner erhielten 1959 für ihre Pionierarbeit den Nobelpreis für Medizin [13, 14]. Die erste Koronarangiographie wurde im Jahr 1977 von GRÜNTZIG durchgeführt [15]. Wenige Jahre später etablierte sich die Ballondilatation, auch *perkutane transluminale coronare Angioplastie (PTCA)* genannt, als Standardverfahren zur Behandlung von Stenosen [9, 16]. Gegenwärtig werden, abhängig von der Schwere der Erkrankung, sowohl Bypass- als auch minimalinvasive Eingriffe vorgenommen. Vorteil der PTCA gegenüber der Bypassoperation sind ein geringeres Eingriffsrisiko und geringere Kosten. Die PTCA kann zudem unter örtlicher Betäubung, wie in Abbildung 1.3 im Klinikum Darmstadt aufgenommen, ambulant durchgeführt werden [10].



**Abb. 1.3:** Katheterlabor am Klinikum Darmstadt.

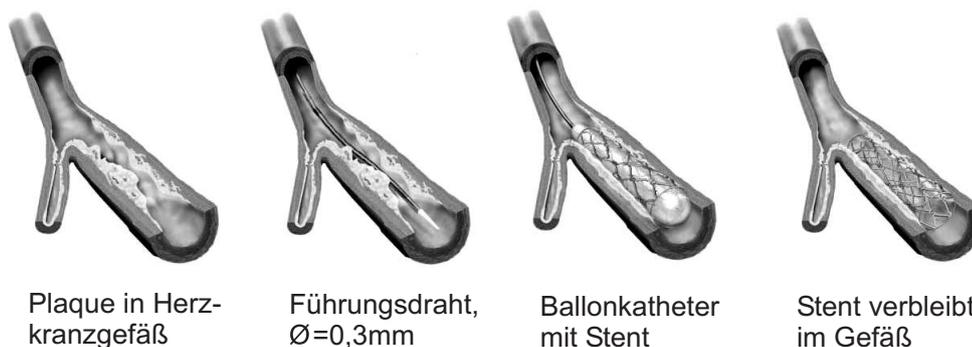
Der Kardiologe legt durch einen Einschnitt in der Leistenengegend des rechten Beins des Patienten einen Zugang zu einer peripheren Arterie frei. Dieser wird durch die Schleuse [17] offen gehalten, so dass Operationsinstrumente eingeführt werden können. Ein Führungsdraht wird über die *arteria femoralis* [18] bis zum Herz vorgeschoben (s. Abb. 1.4). Der Draht weist an seiner Spitze eine gebogene Form auf. Die drehstabile Ausführung des Drahtes ermöglicht die Ausrichtung der Spitze in die gewünschte Vorschubrichtung und anschließende Navigation in verschiedene Abzweigungen durch Drehen an dessen Ende. Die Navigation

zur gewünschten Behandlungsstelle sowie die Kontrolle der richtigen Lage erfolgt über eine *Angiokardiographie*. Mittels Röntgenstrahlung werden durch die Zugabe von jodhaltigem Kontrastmittel die Koronarkranzgefäße sichtbar gemacht.



**Abb. 1.4:** Führungsdraht mit Ballonkatheter (oben) und Stent (unten) [19].

Im weiteren Behandlungsablauf dient der Draht der Führung des Katheters. Ein Katheter ist ein Hohlzylinder, der aus einem flexiblen Material wie Polyethylen aufgebaut ist. An seiner Spitze kann er mit verschiedenen Operationswerkzeugen wie Ballons oder Stents bestückt sein. Ballonkatheter werden zur Aufweitung der Gefäße eingesetzt. Über eine Druckbeaufschlagung von 6 bis 20 bar mittels Natriumchloridlösung wird das Gefäß für eine Dauer von 30 bis 60 Sekunden an der Stenose aufgeweitet. Die Gewebezellen und Ablagerungen, die das Gefäß verschlossen haben, werden verformt und an die Gefäßwand gedrückt. In Abbildung 1.5 ist der Ablauf einer Herzkatheterisierung systematisch dargestellt.



**Abb. 1.5:** Ablauf einer Ballondilatation (PTCA) zur Beseitigung einer Stenose in einem Herzkranzgefäß [20].

Erfolgt keine weitere Behandlung muss in 30 bis 50% der Fälle eine *Revaskularisierung* vorgenommen werden [9]. Seit der Einführung der *Stents* Anfang 1990 konnte eine Verbesserung der Behandlungsergebnisse erreicht werden. Stents sind Metallgeflechte aus Kobalt oder Platin-Iridium, die durch den aufgeweiteten Ballon in die Stenosen gedrückt werden (s.

Abbildung 1.5). Sie vergrößern dauerhaft den Durchmesser des Gefäßes und stabilisieren die Gefäßwände, um einen plötzlichen Wiederverschluss zu verhindern.

Die minimalinvasive Behandlungstechnik reduziert die Belastung gegenüber einer offenen Herzoperation. Der Eingriff findet unter örtlicher Betäubung der Einschnittstelle statt. Da keine Vollnarkose notwendig ist, wird der Kreislauf nicht belastet, was vor allem für ältere Patienten von großer Bedeutung ist. Im Gegensatz zu einer Bypassoperation kann die Behandlung mehrfach wiederholt werden. Der Patient kann den Eingriff zudem am Monitor verfolgen. Abbildung 1.6 zeigt eine Stenose, die durch Kontrastmittel und Röntgenstrahlung sichtbar gemacht wurde.



**Abb. 1.6:** Darstellung einer Stenose mit Hilfe von Kontrastmittel und Röntgenstrahlung.

*links: vor dem Eingriff, rechts: nach der Ballondilatation*

Obwohl die minimalinvasive Behandlungstechnik eine Verbesserung gegenüber der offenen Bypassoperation darstellt, bestehen auch hier Risiken, die während des Eingriffes auftreten können. Insgesamt treten bei weniger als einem Prozent der koronaren Katheterisierungen Komplikationen auf. In einem von 2000 Fällen muss mit ernsthaften Komplikationen gerechnet werden [21]. Im Jahr 2003 wurden pro 100.000 Einwohner durchschnittlich 1060 Kathetereingriffe am Herz durchgeführt [22]. Diese Zahl ist von 1984 bis 2003 stetig gestiegen. Trotz der gestiegenen Zahl diagnostischer Katheterisierungen ist die Komplikationsrate bei diagnostischen Untersuchungen konstant geblieben und hat bei therapeutischen Eingriffen abgenommen [21]. Dies ist vor allem auf verbesserte Technologie und die größere Erfahrung der Kardiologen zurückzuführen [23].

Mögliche Komplikationen können Herzrhythmus-Störungen, Herzinfarkt, Embolie einer hirnversorgenden Arterie (Schlaganfall) oder in der Lunge (Lungenembolie), Thrombose, Überempfindlichkeit auf die örtliche Betäubung, Infektionen und Blutungen bei der Punktion bzw. Bluterguss nach der Punktion oder Haut-, Weichteil- und Nervenverletzungen sein.

Das Risiko steigt, wenn zusätzliche Herzerkrankungen oder weitere Begleiterkrankungen vorliegen [12]. Weitere Risiken sind Überempfindlichkeitsreaktionen auf das Kontrastmittel oder Gefäßverletzungen durch die Spitze des Führungsdrahtes aufgrund begrenzter mechanischer Belastbarkeit des Gewebes. Hier besteht die Gefahr eines Durchstoßens der Gefäßwand mit dem Führungsdraht. Auch die Strahlungsbelastung durch die bildgebende Navigation ist sowohl für den Patienten als auch den Kardiologen, der mehrere dieser Eingriffe pro Tag vornimmt, eine nicht zu unterschätzende Belastung.

## 1.2 Gegenstand des Forschungsprojekts HapCath

Aus dem bestehenden Nachteil des fehlenden haptischen Feedbacks einer konventionellen Herzkatheterisierung und den damit verbundenen Risiken ist die Idee für ein neues Konzept der minimalinvasiven Katheterisierung entstanden. Zusätzlich zur optischen Rückmeldung soll der Arzt ein haptisches Feedback erhalten, um die Navigation zu den betroffenen Herzkranzgefäßen zu erleichtern. In Abbildung 1.7 ist das Gesamtprojekt schematisch skizziert.

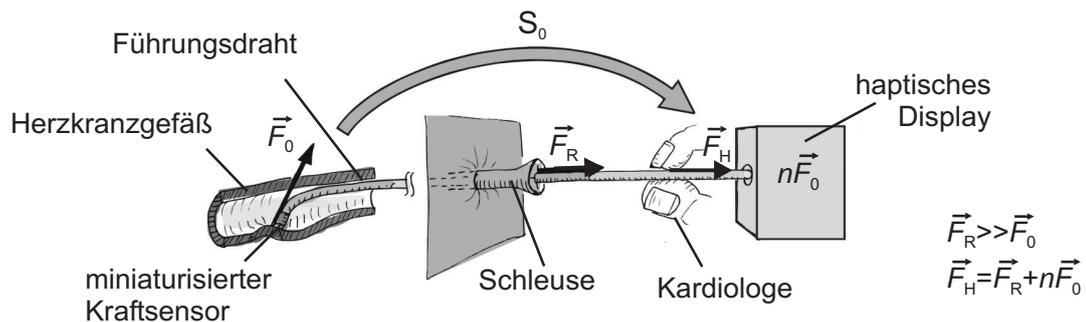


Abb. 1.7: Schematische Darstellung des HapCath Projektes [24].

Das Projekt *HapCath* wird am Institut für Elektromechanische Konstruktionen an der TU Darmstadt seit September 2004 bearbeitet. Dem Arzt soll während einer Herzkatheterisierung zusätzlich zu dem optischen Feedback ein haptisches Feedback zur Verfügung gestellt werden. Zwischen der Spitze des Führungsdrahtes und den Gefäßwänden tritt die Kraft  $\vec{F}_0$  auf. Diese wird durch die hohen Reibungskräfte  $\vec{F}_R$  überlagert, die aufgrund der langen Strecke zwischen der Eintrittsstelle in den Körper und den Herzkranzgefäßen entstehen. Der Arzt kann folglich nicht spüren, welche Kräfte an der Spitze des Drahtes auftreten. An der Spitze des Führungsdrahtes ist ein miniaturisierter Kraftsensor integriert. Dieser misst die Kraft  $\vec{F}_0$  in drei Raumrichtungen sowie die drei Drehmomente. Das extern gewandelte elektrische Signal  $S_0$  wird zu einer Aktorik übertragen. Diese koppelt die gemessene Kraft skaliert zurück auf den Führungsdraht. Die skalierte Kraft  $\vec{F}_H$  ist größer als die Reibungskräfte innerhalb der Gefäße. Der Kardiologe erhält so ein haptisches Feedback über die Wechselwirkungskräfte

an der Führungsdrahtspitze.

Ein medizinisches Gutachten [25] zur Antragstellung des HapCath Projektes bei der Deutschen Forschungsgemeinschaft fasst die erwarteten Vorteile des zusätzlichen haptischen Feedbacks mit vier Schwerpunkten zusammen:

- Steigerung der Erfolgsrate bei gleichzeitiger Senkung der Komplikationen und Verkürzung der Untersuchungszeit:

Trotz der Vorteile der minimalinvasiven Behandlungstechnik treten in ca. 2 % aller Eingriffe Komplikationen auf. Durch das haptische Feedback ist vor allem eine Senkung der Gefahr der Perforation der Gefäßwände zu erwarten. Zudem können kleine Gefäße und enge Stenosen schnell aufgefunden werden, ohne übermäßige Druck- oder Scherbewegungen auf die Gefäßwand auszuüben, welche erhöhte Embolieraten zur Folge hätten. Durch die verkürzte Untersuchungszeit wird neben den niedrigeren Kosten auch der psychische Stress des Patienten gesenkt.

- Senkung der Strahlenbelastung und des Kontrastmittelverbrauchs:

In der herkömmlichen Angiographie ist der Verlauf der Gefäße sowie die Lage der Stenosen nur über Durchleuchten des Körpers mit Röntgenstrahlung bei gleichzeitiger Zugabe des Kontrastmittels möglich. Enge Gefäße erfordern oft ein mehrmaliges Durchleuchten, da die Lage des Führungsdrahts ständig neu bestimmt werden muss. Durch das haptische Feedback könnten die Verengungen ertastet werden. Neben der Senkung der Strahlendosis ist eine gleichzeitige Senkung der abgegebenen Kontrastmittelmenge zu erwarten. Nebenwirkungen auf das Kontrastmittel, wie allergische Reaktionen bis hin zum anaphylaktischen Schock oder Nierenschädigungen, treten in 0,1% der Fälle auf [25].

- Verbesserung der Lernkurve:

Wie alle feinmotorischen Tätigkeiten muss auch die Durchführung einer Katheterisierung erlernt werden. Dieser Effekt ist für Katheterisierungen in mehreren Studien untersucht worden [26, 27, 28]. Diese zeigten u.a. eine signifikante Verringerung der Untersuchungszeit des Patienten in Abhängigkeit der Erfahrung des Kardiologen auf [29]. In seinem Gutachten beschreibt HERRMANN [25], dass durch die haptische Unterstützung ein schnelleres Erlernen der Kathetertechnik möglich ist.

Die gemessenen Daten könnten gespeichert werden und für die Erstellung einer „haptischen Landkarte“ zur Lernhilfe genutzt werden. Diese können beliebige Zeit nach der Messung auf einem haptischen Demonstrator geladen werden und für Kardiologen in der Ausbildung als Trainingsumgebung zur Verfügung stehen.

- Diagnostische Differenzierung des Plaques:

Die PTCA dient lediglich der Beseitigung der arteriosklerosen Schädigungen an der Gefäßwand. Die Differenzierung der mechanischen Beschaffenheit des Plaques wäre

von großer Bedeutung [30]. Stabile Plaques weisen eine fibröse Kapsel auf. Studien zeigen, dass vor allem die instabilen Plaques für unterschiedliche Formen der Koronarthrombose durch das Zerreißen der Gefäßwände verantwortlich sind [31, 32]. Auch das Risiko für embolische Komplikationen steigt bei instabilen Plaques. Da sich die Beschaffenheit eines Plaques schon in einem pathologischen Gefäßpräparat ertasten lässt [25], ist zu erwarten, dass sich mit Hilfe eines haptischen Systems eine eindeutige Aussage treffen lässt.

Das HapCath Projekt wird am Institut für Elektromechanische Konstruktionen von zwei wissenschaftlichen Mitarbeitern bearbeitet. Die Deutsche Forschungsgemeinschaft DFG fördert das Projekt seit September 2004. Das Gesamtprojekt ist in die Aufgabenteile „Aktorik“ und „Sensorik“ unterteilt. Die Schwerpunkte der beiden Aufgabenteile sind in Tabelle 1.1 zusammengefasst.

**Tabelle 1.1:** Aufgabenteilung des HapCath Projekts.

| <b>Aktorik: Dissertation SINDLINGER</b>  | <b>Sensorik: Dissertation MEISS</b>  |
|--|--|
| Entwicklung der haptischen Aktorik <ul style="list-style-type: none"> <li>• Auswahl des Aktorprinzips und Entwicklung der Aktorik</li> <li>• Ansteuerung der Aktorik</li> <li>• Charakterisierung der Aktorik</li> <li>• Integration in den Behandlungsablauf und Entwicklung der Bedieneinheit</li> </ul> | Entwicklung des Miniaturkraftsensors <ul style="list-style-type: none"> <li>• Auswahl und Entwicklung des Messelements</li> <li>• Gehäusung des Sensors und Integration in den Führungsdraht</li> <li>• Signalübertragung zur externen Sensorelektronik</li> <li>• Entwicklung der Sensorelektronik</li> </ul> |

Die Entwicklung des miniaturisierten Kraftsensors wird in der Dissertation von THORSTEN MEISS behandelt. Sie beinhaltet die Auswahl eines geeigneten Sensorprinzips, das sich in die Spitze des Führungsdrahts integrieren lässt und die Kräfte und Drehmomente in allen drei Raumrichtungen messen kann. Die gemessenen Kräfte müssen gewandelt und über den Draht zur externen Sensorelektronik übertragen werden. Die Gehäusung des Sensors ist aufgrund des Einsatzes im menschlichen Körper ein weiterer wichtiger Schwerpunkt.

Der zweite Aufgabenteil des HapCath Projekts ist die Entwicklung der haptischen Schnittstelle für den Kardiologen. Dies beinhaltet zunächst die Auswahl eines geeigneten Aktorprinzips zur Wandlung der gemessenen Kräfte in eine haptische Kraftwirkung. Die Anforderungen begründen sich aus der haptischen Wahrnehmung des Menschen sowie dem Gesetz

zur Entwicklung medizinischer Produkte [33, 34]. Der Stand der Technik in haptischen Trainingssystemen für Katheterisierungen wird für die weitere Anforderungsermittlung recherchiert und analysiert. Das ausgewählte Aktorprinzip muss für den Einsatz als Kraftquelle für das haptische Display bezüglich Frequenz der Krafterzeugung sowie Kraftamplituden ausgelegt und optimiert werden. Die Akzeptanz des HapCath Projektes unter Kardiologen hängt maßgeblich von der Gestaltung der Bedieneinheit des Assistenzsystems ab. Die Einbindung der Benutzerschnittstelle in den etablierten Behandlungsablauf stellt daher einen weiteren Schwerpunkt des Aufgabenteils Aktorik dar.

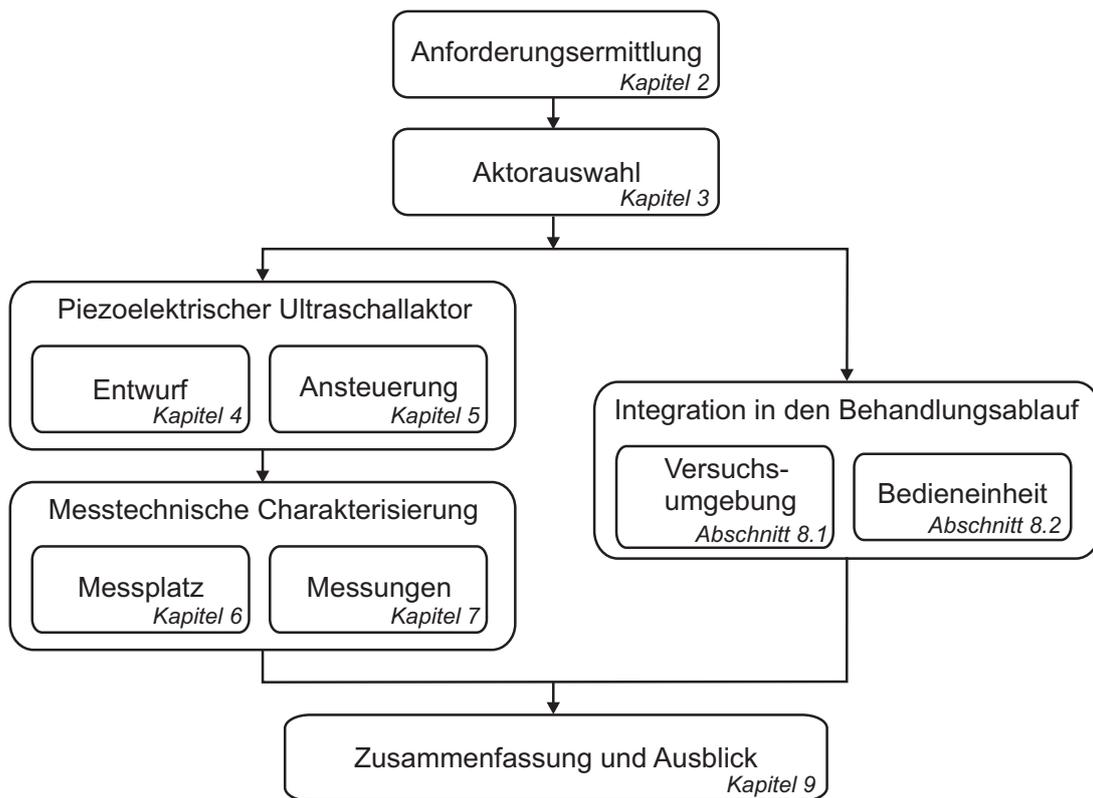
### **1.3 Wissenschaftliche Zielstellungen und Strukturierung der Arbeit**

Für den Aufgabenteil „Aktorik und Integration in den Behandlungsablauf“ ergeben sich die folgenden wissenschaftlichen Frage- und Zielstellungen:

1. Wie kann der fehlende haptische Eindruck des Kardiologen wieder hergestellt werden, um ein intuitives Behandeln des Patienten zu ermöglichen?
2. Welche Anforderungen muss eine Aktorik erfüllen, die ein haptisches Feedback auf den Führungsdraht erzeugen kann?
3. Welches Aktorprinzip ist für eine Krafterzeugung geeignet und wie kann es für die haptische Anwendung optimiert werden?
4. Wie kann das haptische Display optimal in den Behandlungsablauf der Katheterisierung integriert werden?

Das Vorgehen sowie die Strukturierung der vorliegenden Arbeit sind in Abbildung 1.8 zusammenfassend dargestellt. Nach der Einleitung und Motivation in *Kapitel 1* werden in *Kapitel 2* zur Ermittlung der Anforderungen drei verschiedenen Fachgebiete analysiert. Erste Quelle stellt die Analyse der haptischen Wahrnehmung des Menschen an den Fingerspitzen dar. Die Anforderungen an die Integration in den Behandlungsablauf der Katheterisierung werden aus einer Designstudie sowie aus Gesprächen mit Kardiologen ermittelt. Die Untersuchung bekannter Trainings- und Assistenzsysteme für Katheterisierung ermöglicht die Erstellung weiterer Anforderungen an die zu entwickelnde haptische Aktorik. In *Kapitel 3* werden verschiedene Aktorprinzipien analysiert und hinsichtlich der Anforderungen bewertet. Auf dieser Grundlage wird ein piezoelektrischer Ultraschallaktor ausgewählt.

Den zweiten Schwerpunkt der Arbeit bildet der Entwurf von Resonatoren für einen Ultraschallaktor in *Kapitel 4*. Zunächst werden verschiedene bekannte Bauformen piezoelektrischer Aktoren vorgestellt. Es folgt die Erläuterung des Funktionsprinzips des piezoelektrischen Ultraschallaktors. Der Entwurf gliedert sich in den analytischen und den nume-



**Abb. 1.8:** Wissenschaftliche Zielstellungen und Gliederung der Arbeit.

rischen Aktorentwurf. Das Ergebnis der analytischen Berechnung sind die Eigenfrequenzen und Eigenmoden des Resonators. Es werden homogene und stufenförmige Resonatoren, sowie Resonatoren mit linearer und exponentieller Formkurve betrachtet. Die Grenzen des analytischen Entwurfs werden aufgezeigt. Der folgende numerische Entwurf umfasst die Optimierung der Geometrie durch Variation der Resonatorformen. Die ermittelten Entwurfparameter werden zusammengefasst. Das Kapitel schließt mit der Weiterentwicklung des stabförmigen Resonators zu einer gebogenen Spitze.

Die Ansteuerung des entwickelten piezoelektrischen Ultraschallaktors ist in *Kapitel 5* aufgeführt. Schwerpunkt dieses Kapitels ist die Entwicklung des Leistungsverstärkers.

In *Kapitel 6* wird die Entwicklung des Messplatzes zur messtechnischen Charakterisierung des piezoelektrischen Ultraschallaktors vorgestellt. Anstelle des Führungsdrahts treibt der Aktor eine Kugel mit definiertem Trägheitsmoment an. Diese ist in einer Luftlagerschale gelagert und kann um alle drei rotatorischen Freiheitsgrade reibungsarm rotieren. Die Beschleunigung der Kugel wird kontaktlos über optische Sensoren erfasst, woraus das erzeugte Drehmoment sowie die Leistung des Ultraschallaktors berechnet werden. Die Kontaktkraft zwischen Kugel und Ultraschallaktor ist mittels eines elektrodynamischen Aktors variabel

einstellbar. In *Kapitel 7* werden wesentliche Messergebnisse zur Charakterisierung des Aktors vorgestellt und diskutiert.

*Kapitel 8* behandelt die Integration in den Behandlungsablauf. Auf Basis der in Kapitel 2 ermittelten Anforderungen wird eine Versuchsumgebung zum Nachweis der haptischen Stimulation des Führungsdrahts entwickelt und aufgebaut. Das CAD-Modell für die Bedieneinheit des HapCath Projekts wird vorgestellt.

Die Ergebnisse der Arbeit werden in *Kapitel 9* zusammengefasst und diskutiert. Basierend auf den Forschungsergebnissen werden im Ausblick künftige Forschungsmöglichkeiten im HapCath Projekt sowie auf dem Gebiet piezoelektrischer Ultraschallaktoren aufgezeigt.

## 2 Ermittlung der Anforderungen

Zur Ermittlung der Anforderungen an ein Assistenzsystem für haptische Katheterisierungen werden verschiedene Quellen analysiert. Grundlage der Anforderungen bilden die physiologischen Kennwerte der haptischen Wahrnehmung des Menschen. Weitere Anforderungen werden aus dem Stand der Technik in Trainingssystemen für Katheterisierungen sowie dem Medizinproduktegesetz ermittelt. Abschließend werden die Anforderungen an die Aktorik des HapCath Projektes zusammenfassend dargestellt.

### 2.1 Die haptische Wahrnehmung des Menschen

Der Mensch besitzt verschiedene Sinneskanäle, um in Kontakt mit seiner Umwelt zu treten. Die am häufigsten eingesetzten Sinne sind der optische und der akustische Sinn. Jedoch auch der Tastsinn, haptischer Sinn oder Sematosensorik genannt, dient dem Menschen zur Orientierung. Die Haptik nimmt eine Sonderstellung unter den menschlichen Sinneskanälen ein. Dies begründet sich durch die räumliche Anordnung der Sinneszellen. Sie bewirkt, dass der Mensch abhängig von dem Ort der Reizung verschiedene Wahrnehmungen auf einen gleichen Reiz erfährt. Die haptische Wahrnehmung wird in zwei verschiedene Wahrnehmungen eingeteilt: die taktile und die kinästhetische Wahrnehmung [35].

Die *taktile Wahrnehmung* ist die Oberflächensensibilität. Die in der Oberfläche der Haut liegenden Rezeptoren reagieren auf Vibrationen, Temperaturänderungen und Auslenkungen der Haut. Sie spielen bei der Wahrnehmung zwischen dem Menschen und seiner Umwelt, wie der Erkennung von Oberflächenstrukturen oder der Erkennung der Bewegung von Objekten, eine herausragende Rolle [36].

Die *kinästhetische Wahrnehmung* ist die Tiefensensibilität, auch propriozeptive Wahrnehmung genannt. Die Rezeptoren, die für diese Wahrnehmung zuständig sind, sitzen unter der Hautoberfläche in Muskeln, Sehnen und Gelenken. Die Kinästhetik beschreibt die Wahrnehmung des eigenen Körpers, also das Erkennen der Stellung von Gliedmaßen sowie die Auswertung von Muskelspannungen und Gelenkstellungen [7, 36, 37].

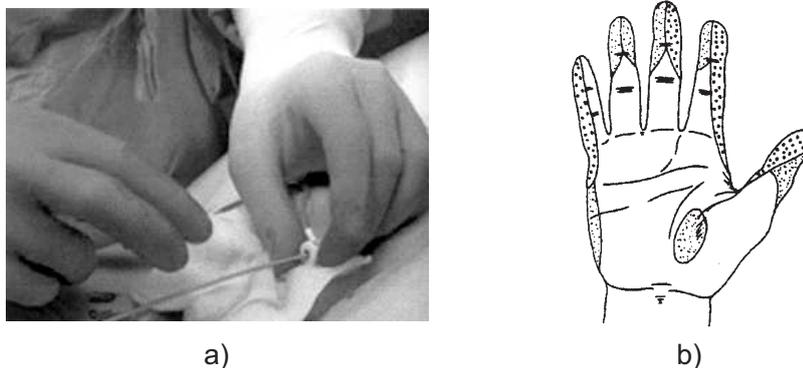
Die *haptische Wahrnehmung* bildet den Oberbegriff, der sich aus der taktilen und der kinästhetischen Wahrnehmung zusammensetzt.

Im folgenden Abschnitt sind die Kennwerte und Grenzwerte der haptischen Wahrnehmung in Bezug auf das HapCath Projekt dargestellt. Die Werte sind aus den Untersuchungen verschiedener internationaler Forschergruppen entnommen. Diese Werte stimmen nicht immer überein und widersprechen sich in einigen Fällen. Zu beachten ist, dass die Versuchsbedingungen, wie Anzahl der Versuchspersonen oder die Anzahl der Versuchsdurchgänge, sehr unterschiedlich sind. Dennoch können aus den Versuchen wichtige Kennwerte und Erkenntnisse für die Entwicklung der haptischen Aktorik ermittelt werden.

Weitere Informationen zu Kennwerten der haptischen Wahrnehmung sind in den oben genannten Quellen oder bei [38] und [39] aufgeführt. Die physiologischen Grundlagen der haptischen Wahrnehmung sind ausführlich in Anhang B ab Seite 157 aufgeführt.

### 2.1.1 Haptische Wahrnehmung bei der Anwendung von HapCath

Um die relevanten Kennwerte der haptischen Wahrnehmung für das HapCath Projekt ermitteln zu können, muss zunächst die Griffsituation während der Katheterisierung analysiert werden. Der Kardiologe greift, wie Abbildung 2.1 a) zeigt, den Führungsdraht zwischen Daumen und Zeigefinger.



**Abb. 2.1:** Analyse der Griffsituation während der Katheterisierung.

*a) Eingriff am Katheter während der Katheterisierung*

*b) Kontaktflächen bei Greif- und Manipulationsaufgaben: große Punkte bedeuten aktivere Interaktion [40]*

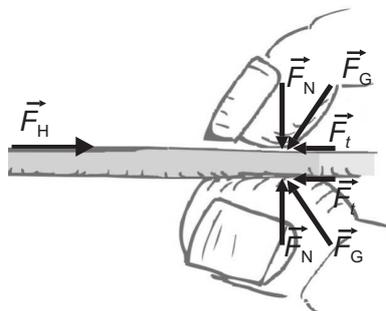
Dieser Griff wird vor allem zum raschen Vortrieb des Drahtes genutzt. Daumen und Zeigefinger stehen sich dabei gegenüber. Bei der Navigation in den Herzkranzgefäßen oder dem Einfädeln in eine Stenose kann ein zusätzliches Stabilisieren mit der Spitze des Mittelfingers stattfinden. Dieser hat dabei eine stützende Funktion. Dies wird in der Literatur bestätigt. In [40] werden die in Abbildung 2.1 b) gekennzeichneten Bereiche als wesentliche Kontaktflächen bei Greif- und Manipulationsvorgängen gekennzeichnet. Die grau schraffierten

Bereiche erfahren bei der Interaktion mit dem Führungsdraht die größte Stimulation. Die Bewegung des Arms spielt bei der Katheterisierung keine wesentliche Rolle. Der Kardiologe hält diesen unter ca.  $90^\circ$  angewinkelt nahe am Oberkörper. Während der Operation und der Feinpositionierung des Führungsdrahtes findet nur eine minimale Veränderung dieser Armstellung statt. Die Interaktion mit dem Führungsdraht spricht folglich vor allem die taktile Wahrnehmung des Menschen an. Die kinästhetische Wahrnehmung wird durch das haptische Feedback nicht stimuliert.

Die haptische Wahrnehmung an der menschlichen Hand lässt sich hinsichtlich verschiedener Kennwerte untersuchen und quantifizieren. Für das HapCath Projekt sind die folgenden Punkte relevant:

- Analyse der dargebotenen Kraft
- Auflösung der Kraftwahrnehmung, Unterscheidung von Kraftstufen
- Frequenzabhängigkeit der Wahrnehmung
- räumliche Auflösung, Unterscheidung von örtlich verteilten Reizen

Der Kardiologe soll eine Kraft  $\vec{F}_H$  in extrakorporaler Richtung auf den Draht spüren. Wie in Abbildung 2.2 schematisch dargestellt ist, wirkt die Kraft tangential zur Hautoberfläche.

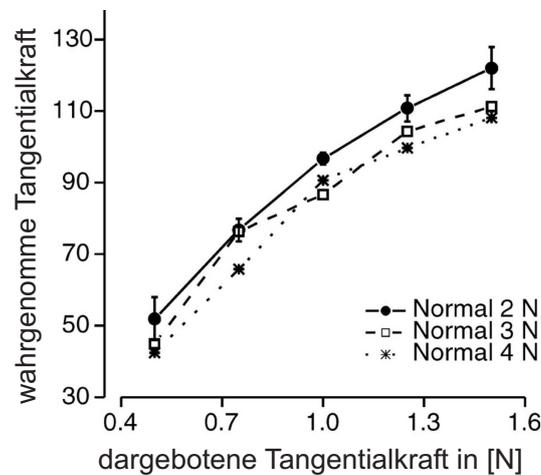


**Abb. 2.2:** Analyse der Greifkräfte des Kardiologen.

*Die haptische Kraftwirkung  $\vec{F}_H$  wirkt tangential zur Hautoberfläche. Die Greifkraft  $\vec{F}_G$  teilt sich in die Komponenten  $\vec{F}_N$  und  $\vec{F}_t$  auf.*

Normalkräfte  $\vec{F}_N$  senkrecht zur Hautoberfläche werden durch das haptische Feedback nicht angeregt. Diese Richtung wird nur durch die Greifkraft  $\vec{F}_G$  zwischen Daumen und Zeigefinger des Kardiologen beim Halten des Führungsdrahtes stimuliert. Bei Darbietung eines Reizes tangential zur Hautoberfläche besteht die Gefahr des Schlupfes bzw. „Durchrutschens“ des Führungsdrahtes. Der Kardiologe bringt durch die Greifkraft eine zusätzliche senkrechte Kraftkomponente auf die Haut auf. Studien zeigen, dass bis zu einer Normalkraft von  $\vec{F}_N < 1\text{ N}$  keine Beeinflussung der Kraftwahrnehmung stattfindet [41]. Wird die Normalkraft schrittweise auf bis zu 4 N erhöht, ergibt sich die in Abbildung 2.3 dargestell-

te Abhängigkeit [42]. Dargestellt ist ein einheitenloses Maß für die empfundene tangentiale Kraftwahrnehmung in Abhängigkeit von der dargestellten tangentialen Kraft.



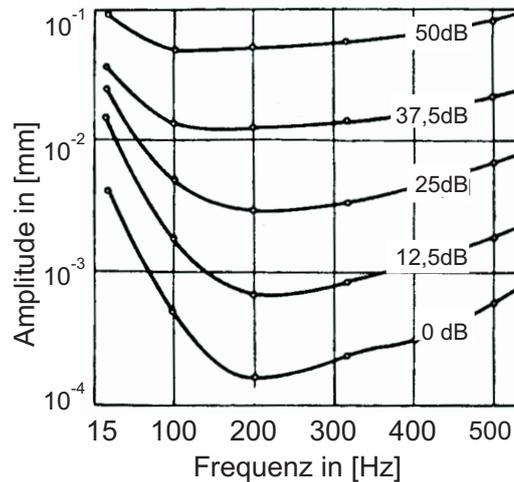
**Abb. 2.3:** Einfluss der Wahrnehmung von Kräften tangential zur Hautoberfläche in Abhängigkeit einer zusätzlichen Normalkraft [42].

Gleiche tangentiale Kräfte werden mit steigender Normalkraft als weniger stark empfunden. Der Einfluss ist bei größeren dargebotenen Tangentialkräften höher. Der qualitative Verlauf der Kraftwahrnehmung ist jedoch bei allen Kraftstufen der Normalkraft gleich. Da nach [43] der relative Verlauf wichtiger ist als der absolute Kraftwert, kann der Einfluss der Greifkraft auf die Kraftwahrnehmung vernachlässigt werden. Die Abbildung 2.3 zeigt zudem, dass sich die Empfindlichkeit der Kraftwahrnehmung wie bei senkrechter Einkopplung auch bei tangentialer Darbietung nahezu linear über der Kraft verhält.

In Bezug auf die Auflösung der Kraftwahrnehmung sind in der Literatur verschiedene Aussagen zu finden. Während SHIMOGA [40] davon spricht, dass der Mensch an der Fingerbeere Kräfte von 0,5 N unterscheiden kann, vertreten andere Forschergruppen eine alternative These. Sie sagen aus, dass die *Just Noticeable Difference* 6-8 % [43], bzw. 5 - 10 % [44] der dargebotenen Referenzkraft beträgt. Die relativen Kraftstufen sind dabei wichtiger als die absolute Kraftamplitude [43]. Die *Just Noticeable Difference* des Drehmomentes beträgt bei einer Drehung zwischen Daumen und Zeigefinger 12,7 % des dargebotenen Referenzdrehmomentes [45].

Die Abbildung 2.4 zeigt die Empfindlichkeit der Fingerbeere. Dargestellt ist die Empfindlichkeit der Haut gegenüber Vibrationen in Abhängigkeit von der Frequenz der Reizung. Diese Ergebnisse gehen auf Untersuchungen von HUGONY [46] aus dem Jahr 1935 zurück. Die unterste Kurve stellt die Wahrnehmungsschwelle dar (0 dB), die oberste die Lästigkeitsschwelle (50 dB). Die Kurven kennzeichnen Stufen gleicher Intensität. Das Maximum der menschlichen Wahrnehmung ist bei einer Reizfrequenz von 200 bis 300 Hz

erreicht. Mit steigender Frequenz sinkt die Wahrnehmungsfähigkeit. Der *Schwellwert* der menschlichen Wahrnehmung der Fingerbeere liegt bei einer Amplitude von  $10\ \mu\text{m}$  [47, 48]. Im Bereich der maximalen Wahrnehmung von 300 Hz sinkt die Wahrnehmungsschwelle auf  $0,1\ \mu\text{m}$ . Die maximale Vibrationsfrequenz, die der Mensch wahrnehmen kann, liegt bei 10 kHz [38].



**Abb. 2.4:** Empfindlichkeit der Haut an der Fingerbeere gegenüber Vibrationen in Abhängigkeit der Frequenz [46, 49].

*Die unterste Kurve stellt die Wahrnehmungsschwelle dar, die oberste die Lästigkeitschwelle. Kurven kennzeichnen Stufen gleicher Wahrnehmungsintensität.*

Neben der frequenzabhängigen Wahrnehmungsschwelle bestimmt das räumliche Auflösungsvermögen die haptische Wahrnehmung. Die *Zweipunktschwelle* gibt an, ab welchem Abstand der Mensch zwei räumlich verschieden dargebotene statische Reize unterscheiden kann. Unterhalb dieser Schwelle werden die Reize als gemeinsamer Reiz wahrgenommen. Die Zweipunktschwelle variiert in Abhängigkeit von der Körperstelle. Unempfindliche Körperstellen sind der Oberschenkel und der Brustbereich. Hier werden zwei Reize erst ab einem Abstand bis zu 45 mm getrennt wahrgenommen [7]. An empfindlichen Körperstellen wie der Hand oder dem Gesicht können Reize mit einem Abstand ab 2 bis 3 mm unterschieden werden. Physiologisch begründet sich die hohe Empfindlichkeit der Fingerbeere durch die hohe Innervationsdichte von 200 Nervenenden pro  $\text{cm}^2$ . Die Zweipunktschwelle sinkt, wenn der Reiz vibrotaktile [50] oder die Reize nacheinander dargeboten werden. An der Fingerbeere beträgt die Zweipunktschwelle 2 mm [37].

In allen Untersuchungen wird eine zeitliche Desensibilisierung der Hautoberfläche beschrieben. Eine konstant dargebotene Kraft wird bereits nach 30 Sekunden aufgrund von Muskelermüdung als steigend wahrgenommen [37]. Bei einer Reizung zwischen 2 und 10 Minuten kann bei konstanter Frequenz im Bereich von 30 bis 400 Hz ein taubes und kribbeln-

des Gefühl entstehen. Dies bleibt bis einige Minuten nach der Reizung erhalten. Nach einer Dauer von 20 Minuten ist die Adaptionsphase abgeschlossen. Es findet keine Verschiebung der Kraftwahrnehmung mehr statt.

### 2.1.2 Zusammenfassung der haptischen Kennwerte

Die wichtigsten Kennwerte der haptischen Wahrnehmung an der menschlichen Hand sind in der folgenden Tabelle 2.1 zusammengefasst.

**Tabelle 2.1:** Kennwerte der Wahrnehmungsfähigkeit der menschlichen Hand nach DOERRER [38].

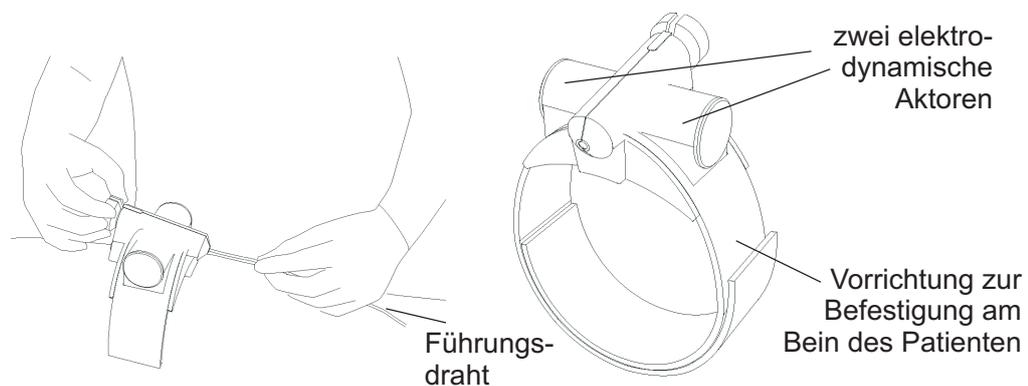
| Grundgröße                          | Kennwert  | Körperstelle                      | Wert                  |
|-------------------------------------|---|-----------------------------------|-----------------------|
| Statische Auslenkung/<br>Position   | Hautauslenkung,<br>Absolutschwelle              | Fingerspitze (taktil)             | 10 µm                 |
|                                     | Zweipunktschwelle,<br>(räumliche Auflösung)     | Fingerspitze (taktil)             | 2 mm                  |
|                                     |   | Handfläche (taktil)               | 10-11 mm              |
| Dynamische Auslenkung/<br>Vibration | Frequenz, Obergrenze                            | Finger (taktil)                   | 5-10 kHz              |
|                                     | Maximale Empfindlichkeit                        | Fingerspitze, Handfläche (taktil) | 200-300 Hz            |
|                                     | Amplitude, Absolutschwelle                      | Fingerspitze, Handfläche (taktil) | 0,1-0,2 µm            |
|                                     | Amplitudenauflösung,<br>Differenzschwelle (JND) | Fingerspitze (taktil)             | 10-25 %               |
|                                     | Frequenzauflösung,<br>Differenzschwelle (JND)   | Fingerspitze (taktil)             | 8-10 %                |
| Kraft / Druck                       | Kraft, Absolutschwelle                          | Fingerspitze (taktil)             | 0,8 mN                |
|                                     |   | Handfläche (taktil)               | 1,5 mN                |
|                                     | Druck, Absolutschwelle                          | Finger (taktil)                   | 0,2 N/cm <sup>2</sup> |
|                                     | Druck, Differenzschwelle (JND)                  | Handgelenk (kinästhetisch)        | 4-19 %                |
| Drehmoment                          | Differenzschwelle (JND)                         | Daumen, Zeigefinger kinästhetisch | 12,7 %                |
| Nachgiebigkeit                      | Differenzschwelle (JND)                         | Daumen, Zeigefinger kinästhetisch | 5-15 %                |

## 2.2 Integration in den Behandlungsablauf

Die Akzeptanz des HapCath Projekts unter den Kardiologen hängt maßgeblich von der Gestaltung der Bedieneinheit ab. Sie ist die Schnittstelle, mit der die Ärzte in Berührung kommen. Ärzte stehen Neuerungen, die ihren direkten Behandlungsablauf betreffen, oft kritisch gegenüber. Für den Entwurf der Bedieneinheit ist es folglich wichtig, die Anforderungen der Kardiologen zu ermitteln und zu berücksichtigen.

### 2.2.1 Designstudie zur Bedieneinheit

Eine Designstudie [51], die vor dem Beginn des HapCath Projekts durchgeführt wurde, zeigt einen ersten Entwurf einer möglichen Bedieneinheit auf (s. Abb. 2.5).



**Abb. 2.5:** Ergebnis der Designstudie für die Bedieneinheit des HapCath Projektes [51].

*Die Studie sah die Verwendung zweier elektrodynamischer Aktoren vor.*

Das HapCath Projekt sah zum Zeitpunkt der Designstudie die Verwendung zweier elektrodynamischer Aktoren vor. Diese sind im oberen Teil der Bedieneinheit senkrecht zu dem Führungsdraht angeordnet. Die Verkleidung kann in zwei Richtungen aufgeklappt werden. In die geöffnete Bedieneinheit wird der Führungsdraht eingelegt. Die Bedieneinheit ist über ein flexibles Band fest am Oberschenkel des Patienten fixiert. Bewegungen des Beins des Patienten erzeugen so keine Relativbewegung des Führungsdrahtes zur Eintrittsstelle in den Körper.

Dieser Designentwurf beschränkt sich auf die äußere Gestaltung der Bedieneinheit. Der Entwurf und die Gestaltung des Innenlebens war nicht Bestandteil der Aufgabe. Anforderungen der Kardiologen sowie die gesetzlichen Bestimmungen zur Entwicklung medizinischer Produkte [33] wurden bei der Konzepterstellung nicht berücksichtigt.

### 2.2.2 Anforderungen an die Bedieneinheit

Neben der Designstudie entstehen vor allem aus der Analyse des Ablaufs der PTCA die wichtigsten Anforderungen an die Entwicklung der Bedieneinheit. Gespräche mit Kardiologen des Klinikums Darmstadt ergeben die grundlegenden medizinischen Anforderungen (s. Protokolle in Anhang A.3). Zusätzlich werden die medizinische Sicherheit, Anforderungen aus der haptischen Wahrnehmung des Menschen sowie die Platzierung der Bedieneinheit diskutiert. Die ausführliche Anforderungsliste ist im Anhang in Tabelle A.2 auf Seite 151 aufgeführt. Folgende Hauptanforderungen bestehen:

- Handhabung:

In einer ohne Komplikationen ablaufenden PTCA ist der Einsatz des haptischen Displays nicht notwendig. Der Führungsdraht ist in diesen Fällen sehr schnell positioniert und der Weg bis zum Herzen kann ohne haptisches Feedback navigiert werden. Die Bedieneinheit sollte sich also unauffällig in den Behandlungsablauf integrieren lassen und bei Bedarf sofort einsetzbar sein. Dieser Bedarf tritt in max. 30 % der behandelten Patienten im Fall von Gefäßwiedereröffnungen, komplexer Morphologien oder eines frischen Infarkts auf.

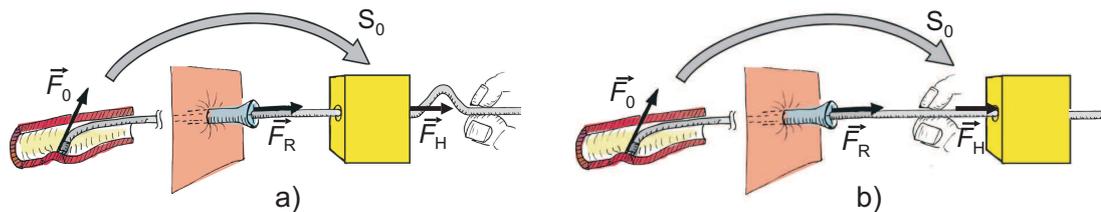
Herzkranzgefäße und Stenosen sind anatomisch individuell gestaltet. Der Kardiologe kann die gegebenen Randbedingungen erst während der PTCA erkennen. Die verwendeten Operationswerkzeuge müssen an die gegebenen Randbedingungen angepasst werden. Es kommen Führungsdrähte mit unterschiedlichen Spitzenformen, Materialien oder mechanischen Eigenschaften zum Einsatz. Diese werden während einer Herzkatheterisierung bis zu fünf mal gewechselt. Das Ein- und Auslegen muss in wenigen Sekunden und ohne Behinderung des Kardiologen möglich sein. Ebenso sollte eine automatisierte Anpassung an die verschiedenen Durchmesser zwischen 0,3 mm des Führungsdrahtes bis zu 4 mm des Katheters erfolgen.

- Sicherheit:

Besonders das Entfernen des Führungsdrahtes aus der Bedieneinheit muss auch im Fehlerfall wie Stromausfall sofort möglich sein. Auch die Bedieneinheit muss innerhalb weniger Sekunden aus dem Operationsfeld entfernt werden können. Aufgrund der Verschmutzung durch Blut und Kontrastmittel ist eine Sterilisierbarkeit der kompletten Bedieneinheit notwendig. Alternativ kann sie zur einmaligen Anwendung gestaltet sein. Die Gehäusung der Bedieneinheit muss unempfindlich gegenüber den Verschmutzungen nach Schutzklasse IP 54 sein. Dies bedeutet einen vollständigen Berührungsschutz sowie Schutz gegen Strahlwasser [52]. Durch die Kraftwirkung dürfen weder der Führungsdraht noch der Katheter beschädigt oder zerstört werden.

- Platzierung der Bedieneinheit:

Die Designstudie und die Gespräche mit den Kardiologen zeigen als optimalen Befestigungsort das Bein des Patienten auf. Gegenüber einer Befestigung am Operationstisch treten bei einer Bewegung des Beins des Patienten keine Relativbewegungen der Kraftkopplungsstelle gegenüber der Eintrittsstelle in den Körper auf. In dem Antrag zur Sachmittelförderung bei der Deutschen Forschungsgemeinschaft [24] war die Anordnung der Bedieneinheit zwischen der Interaktion des Nutzers und der Eintrittsstelle in den Körper vorgesehen (s. Abb. 2.6 a)).



**Abb. 2.6:** Möglichkeiten zur Anordnung der haptischen Bedieneinheit.

- a) Gefahr des Aufwölbens des Führungsdrahtes bei Anordnung vor dem Eingriff des Kardiologen
- b) Anordnung hinter dem Eingriff des Kardiologen

Diese Reihenfolge hat den Nachteil, dass bei einer Kraftwirkung in extrakorporalen Richtung ein Aufwölben des Führungsdrahts stattfinden kann (Abbildung 2.6 a)). Aus diesem Grund wird die Befestigung der Bedieneinheit am Bein des Patienten weiter in Richtung des Knies verschoben. Der Arzt greift zwischen der Bedieneinheit und dem Eintritt des Führungsdrahtes in den Körper an den Draht (Abbildung 2.6 b)).

- Haptische Wahrnehmung:

Um den haptischen Krafteindruck nicht zu verfälschen, müssen alle den Draht führenden Elemente eine möglichst geringe Reibung und ein kleines Massenträgheitsmoment aufweisen. Da die maximale Kraftwirkung an der Spitze bei 100 mN liegt, wird als maximal zu überwindende Reibkraft 10 mN angenommen. Das maximale Massenträgheitsmoment darf 10 mNm betragen.

### 2.2.3 Zusammenfassung der Anforderungen an die Bedieneinheit

In Tabelle 2.2 sind die wichtigsten Anforderungen an die Bedieneinheit zusammengefasst. Die ausführliche Tabelle ist in Anhang A.2 zu finden.

**Tabelle 2.2:** Zusammenfassung der Anforderungen an die Bedieneinheit.

| F/W | Bezeichnung                                    | Wert   | Erläuterung                             | Quelle |
|-----|--|--|---|--------|
| F   | Bewegung Draht translatorisch                  | DOF = 1  | in seiner Längsachse unbegrenzt möglich |        |
| F   | Bewegung Draht rotatorisch                     | DOF = 1  | um seine Längsachse unbegrenzt möglich  |        |
| W   | Abmessungen der Bedieneinheit                  | 15 x 10 x 6 cm <sup>3</sup>                          | Länge x Höhe x Breite                   | [53]   |
| F   | Masse der Bedieneinheit                        | $m \leq 1$ kg  | bei Befestigung am Bein                 | [53]   |
| W   | Masse der Bedieneinheit                        | $m \leq 0,5$ kg                                      | bei Befestigung am Bein                 | [53]   |
| F   | Dauer des Einlegens und Entfernens des Drahtes | $t \leq 10$ sec                                      | so schnell wie möglich                  | [53]   |
| W   | Dauer des Einlegens und Entfernens des Drahtes | $t \leq 5$ sec                                       | so schnell wie möglich                  | [53]   |
| F   | Einlegen / Entfernen des Drahtes               |  | auch im stromlosen Zustand möglich      |        |
| F   | Befestigung am Bein des Patienten              |  | variabel anpassbar                      | [53]   |
| F   | Gehäusegestaltung                              |  | abgerundete Ecken, glatte Oberflächen   | [33]   |
| F   | Temperaturresistenz                            | $15^{\circ}\text{C} \leq T \leq 150^{\circ}\text{C}$ | autoklavieren                           | [33]   |
| F   | Druckresistenz                                 | $1 \text{ bar} \leq p \leq 3 \text{ bar}$            | autoklavieren                           | [33]   |
| F   | Feuchtigkeitsresistenz                         | Sattdampf  | autoklavieren                           | [33]   |

Die Entwicklung der Bedieneinheit zur optimalen Integration des Ergebnisses des Hap-Cath Projekts in den Behandlungsablauf hängt außer den hier vorgestellten Anforderungen maßgeblich von der Aktorik ab, die die Kraftwirkung auf den Führungsdraht erzeugt. Die Anforderungen an die Aktorik werden im folgenden Abschnitt ermittelt. Die Entwicklung der Bedieneinheit wird in Kapitel 8 vorgestellt.

## 2.3 Stand der Technik bei haptischen Systemen für Katheterisierungen

Wie bereits in Abschnitt 1.1 erörtert wurde, erfordert die Durchführung einer Katheterisierung Erfahrung und Training des Kardiologen. Zur Unterstützung des Lernprozesses existieren auf dem Markt haptische mechatronische Systeme, mit denen die Durchführung einer minimalinvasiven Operation nachgestellt werden kann. In diesem Abschnitt werden verschiedene haptische Systeme vorgestellt und daraus Anforderungen für das HapCath Projekt abgeleitet.

Zunächst werden die Begriffe Assistenzsystem, Telemanipulationssystem und Trainingssystem so definiert, wie sie im weiteren Verlauf der Arbeit verwendet werden:

- **Assistenzsystem:**  
Assistenzsysteme bezeichnen Systeme, die den Kardiologen während einer realen Operation durch das Bereitstellen von optischen, akustischen oder haptischen Größen unterstützen.
- **Telemanipulationssystem:**  
Ein Telemanipulationssystem ist die Sonderform eines Assistenzsystems. Der Arzt interagiert nicht direkt mit dem Operationsfeld, sondern über eine Benutzerschnittstelle. Die Operationsinstrumente werden ferngesteuert, so dass Operationen über größere Entfernungen möglich sind.
- **Trainingssystem:**  
Als Trainingssystem werden Systeme bezeichnet, die als Trainingsumgebung für den Arzt in der Ausbildung oder der Eingriffsvorbereitung dienen. Es handelt sich um rein simulierte Einsatzfälle. Es werden akustische, optische und haptische Größen generiert und dargestellt.

### 2.3.1 Assistenz- und Telemanipulationssysteme für Katheterisierungen

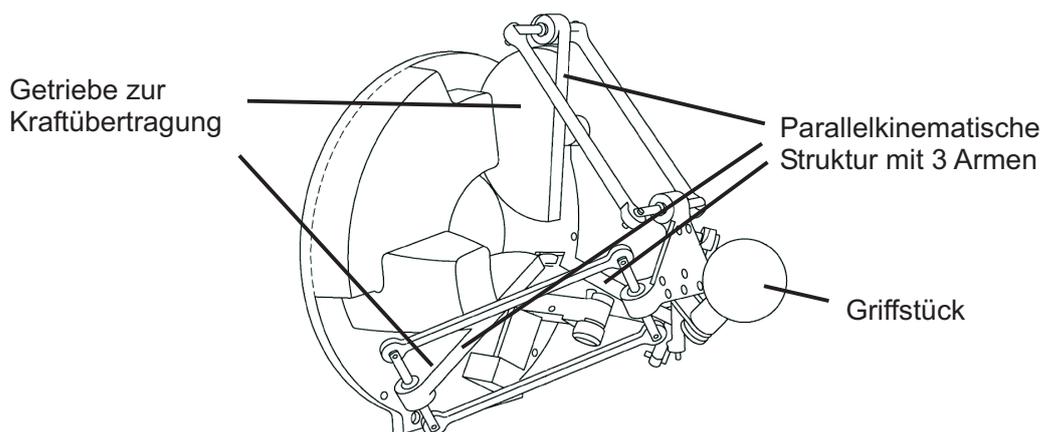
Assistenzsysteme unterstützen den Arzt während einer realen Operation durch die Bereitstellung optischer, akustischer oder haptischer Größen. Für Katheterisierungen existieren zwei Systeme auf dem Markt. Beide Systeme können auch als Telemanipulationssystem eingesetzt werden.

Das erste System ist das *Stereotaxis Niobe Magnetic Navigation System* [54, 55, 56], das auch in dem *Siemens Axiom Artis dbC Magnetic Navigation* eingesetzt wird [57]. Die Spitze des Führungsdrahtes ist auf einer Länge von 3 mm magnetisch gestaltet und kann über ein von außen erzeugtes magnetisches Feld beliebig im Raum ausgerichtet werden. Der

Führungsdraht wird mittels elektrodynamischer Aktoren aktiv in den Körper ein- und ausgeführt. Die Kraftwirkung mittels Aktoren erfolgt nur in Längsrichtung des Führungsdrahtes. Die Erzeugung eines Drehmoments auf den Führungsdraht ist aufgrund der frei im Raum beweglichen Drahtspitze nicht notwendig. Das System ist über eine Mensch-Maschine-Schnittstelle außerhalb des Operationsbereiches bedienbar. Es findet keine direkte Interaktion zwischen dem Kardiologen und dem Führungsdraht statt. Eine haptischen Schnittstelle ist bei diesem System folglich nicht notwendig und daher nicht realisiert. Die Bedienung erfolgt über zwei Joysticks.

Vorteil des Systems der Firma Stereotaxis ist die sehr genaue Positionierbarkeit des Führungsdrahts in der Stenose. Die Ausrichtung der Drahtspitze in dem Magnetfeld vereinfacht die Platzierung gegenüber der manuellen Navigation. Der Kardiologe bringt keine zusätzliche Kraft auf den Führungsdraht auf, was die Regelung der Aktorik vereinfacht. Da es sich um ein Telemanipulationssystem handelt, sind Operationen über weite Entfernungen möglich. Nachteil des Systems ist der auf Grund der magnetischen Navigation erforderliche große Bauraum des Systems. Ebenso wirkt sich der hohe Preis negativ aus. Für die magnetische Navigation müssen Führungsdrähte und Katheter mit einer magnetisch gestalteten Spitze eingesetzt werden. Die Bedienung entspricht nicht dem Ablauf einer gewöhnlichen kardiologischen Katheterisierung.

Ein weiteres Telemanipulationssystem stellt die Firma Force Dimension her [58]. Der Führungsdraht wird ebenfalls aktiv mit Motoren in den Körper eingeführt. Als Mensch-Maschine-Schnittstelle wird die in Abbildung 2.7 dargestellte universelle Schnittstelle *Delta Haptic Device* eingesetzt.



**Abb. 2.7:** Aufbau der universell einsetzbaren haptischen Schnittstelle „Delta Haptic Device“ der Firma Force Dimensions mit drei oder sechs Freiheitsgraden [3].

Der haptische Eindruck wird über die kugelförmige Schnittstelle übermittelt. Diese ist frei im Raum positionierbar und vermittelt Kräfte und Drehmomente in sechs Raumrich-

tungen. Auch in diesem System erfolgt keine direkte Interaktion des Kardiologen mit dem Führungsdraht während der Operation. Die Interaktion mit der Kugel ermöglicht zwar die Darstellung eines haptischen Feedbacks, ist jedoch mit einer realen Katheterisierung nicht zu vergleichen.

Beide beschriebenen Assistenzsysteme sind aufgrund der fehlenden haptischen Schnittstelle mit dem Führungsdraht nicht für den direkten Einsatz in dem HapCath Projekt geeignet. Aufgrund dieser Randbedingungen können aus den Assistenzsystemen keine Anforderungen für die haptische Aktorik des HapCath Projekts ermittelt werden. Außer den zwei beschriebenen Systemen ist auf dem Markt kein System vorhanden, welches während einer Katheteroperation eingesetzt wird. Aus diesem Grund werden im Folgenden Trainingssysteme für Katheterisierungen untersucht.

### 2.3.2 Trainingssysteme für Katheterisierungen

Auf dem Markt sind mehrere Hersteller von Trainingssystemen für Katheterisierungen bekannt. Sie dienen als Trainingsumgebung für den Kardiologen, um in einer simulierten Operationsumgebung die Durchführung verschiedener Operationszenarien zu erlernen.

Die Trainingssysteme erzeugen eine haptische Kraftwirkung auf den Führungsdraht und den Katheter. Die Operationsumgebung wird simuliert, das Verhalten der Koronargefäße, die Bewegung des Herzens und die zweidimensionale Darstellung des Röntgenbildes werden dem Arzt realitätsnah zur Verfügung gestellt. Der Arzt interagiert direkt mit dem Führungsdraht. Alle kommerziell erhältlichen Systeme ermöglichen den Einsatz von Operationswerkzeugen wie Ballons, Stents oder die Zugabe von Kontrastmittel. Eine Datenbank mit gespeicherten Daten mehrerer Patienten ermöglicht die Durchführung der Operationen unter verschiedenen Randbedingungen. Ebenso können Problemfälle wie schwer erreichbare Stenosen oder das Verhalten brüchiger Gefäßwände trainiert werden. Alle Systeme ähneln sich in ihrem Aufbau.

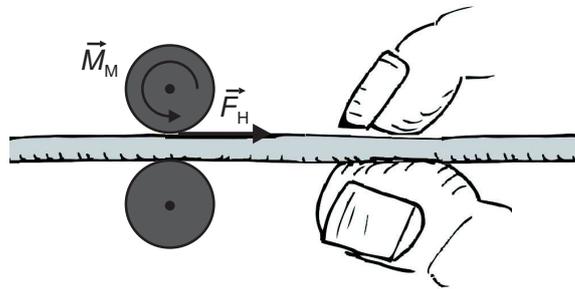
Generell können zwei verschiedene Typen von Trainingssystemen unterschieden werden. Die bekannten erhältlichen Systeme sind zwei Gruppen zugeordnet:

- Systeme mit aktiver haptischer Wirkung
  - *Interventional Cardiology Training System (ICTS)* der Firma Mitsubishi Electric
  - *CathLab VR* der Firma Immersion Medical Corporation
  - *Angio Mentor* der Firma Symbionix
- Systeme mit passiver haptischer Wirkung
  - *Catheter Haptic Port* der Firma Xitact bzw. *Procedicus VIST* der Firma Mentice
  - *ICard* der Firma Kent Ridge Digital Labs und des National Heart Center Singapur

Im Folgenden werden der Aufbau und die Funktion der einzelnen Typen vorgestellt. Jeweils ein System wird stellvertretend für beide Gruppen ausführlich erläutert. Die vollständige Beschreibung aller untersuchten Systeme ist in Anhang C.1 zu finden. Weiterhin werden Vorarbeiten aus dem Institut EMK vorgestellt.

### Systeme mit aktiver haptischer Wirkung

Alle Systeme mit aktiver Kraftkopplung sind ähnlich aufgebaut. Das grundlegende Kraftkopplungsprinzip ist in Abbildung 2.8 schematisch dargestellt. Ein Aktor treibt ein Reibrad an. Eine Gegenrolle drückt an der gegenüberliegenden Seite auf den Führungsdraht. Die Kraftkopplung erfolgt mittels Reibschluss.



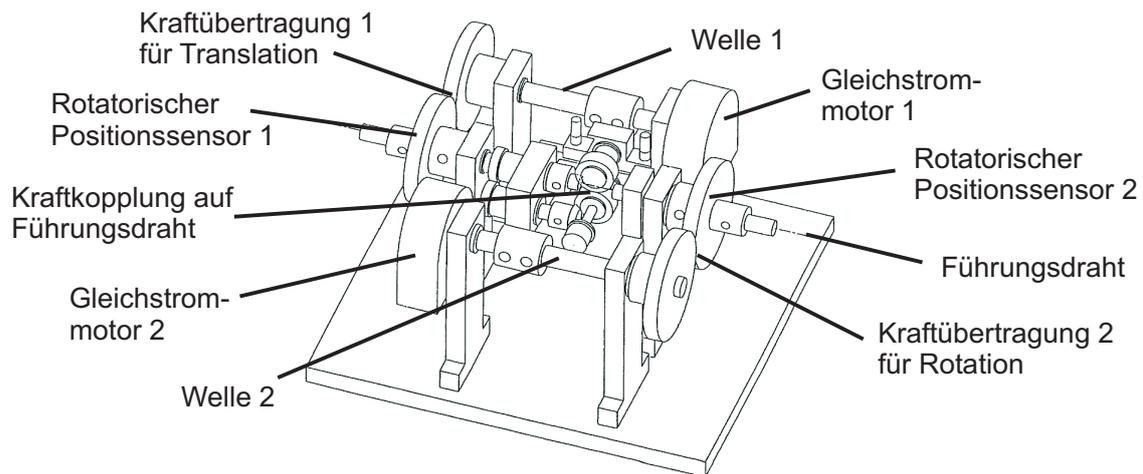
**Abb. 2.8:** Prinzip der Kraftkopplung der Trainingssysteme mit aktiver haptischer Wirkung.

Als Antriebe werden elektrodynamische Aktoren oder elektromagnetische Schrittantriebe eingesetzt. Für haptische Displays werden vor allem elektronisch kommutierte Gleichstrommotoren eingesetzt. Diese haben den Vorteil, dass die Kommutierung nicht spürbar ist. Weiterer Vorteil der elektrodynamischen Aktoren ist die einfache Regelbarkeit aufgrund des linearen Zusammenhangs zwischen steuerndem Strom und der erzeugten Kraft. Die Regelung der Systeme erfolgt über optische Encoder, die die Bewegung des Drahtes detektieren. Diese erfassen entweder die Drehung der Gegenrolle oder werten eine fest am Draht montierte Encoderscheibe aus. Dies ermöglicht eine Detektion der Bewegung des Drahtes durch den Kardiologen. Die tatsächlich auf den Draht gekoppelte Kraft berechnet sich aus der Differenz der Motorsignale und der Signale der optischen Encoder. Die Kraftkopplung über Reibräder ist für die Trainingssysteme sehr gut geeignet. Da die Drähte zur Kraftkopplung nicht manipuliert werden müssen, können Standardoperationswerkzeuge eingesetzt werden. Der Arzt kann so realitätsnah die Abläufe der Katheterisierung erproben.

Im Gegensatz zu den Trainingsbedingungen ist in der Anwendung des HapCath Projekts die Oberfläche des Führungsdrahts durch Blut und Kontrastmittel verschmutzt. Der Reibkoeffizient der Oberfläche variiert nicht reproduzierbar. Aus diesem Grund ist eine Kraftkopplung mittels Reibrädern für das HapCath Projekt ungeeignet, da die Gefahr des Durchrutschens besteht.

schens des Drahtes besteht. Dies kann zu Verletzungen des Patienten führen.

Einen typischen Aufbau eines Systems mit aktiver Kraftwirkung zeigt Abbildung 2.9. Es handelt sich um das *Interventional Cardiology Training Systems (ICTS)* der Firma Mitsubishi Electric [59, 60].



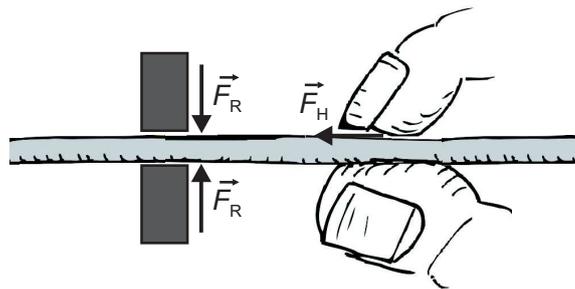
**Abb. 2.9:** Aufbau des Funktionsmusters ICTS der Firma Mitsubishi Electric [60].

Als Antrieb werden zwei Gleichstrommotoren eingesetzt. Das System ist in den beiden äußeren Bereichen symmetrisch aufgebaut. Die Aktoren treiben je eine Welle an. Ein Getriebe überträgt die rotatorische Bewegung in den mittleren Teil des Systems. Motor 1 erzeugt über drei weitere Getriebestufen eine Kraftwirkung in longitudinaler Richtung auf den Führungsdraht. Motor 2 erzeugt eine rotatorische Drehmomentwirkung. Es ist möglich, die haptische Kraft- und Drehmomentwirkung unabhängig voneinander auf den Draht zu koppeln. Um eine gleichzeitige haptische Wirkung auf Führungsdraht und Katheter zu ermöglichen, werden mehrere der oben gezeigten Module hintereinandergeschaltet.

Hier wird ein weiterer Nachteil der gängigen Trainingssysteme deutlich. Die Systeme sind komplex und aufwändig aufgebaut. Getriebe in mehreren Stufen weisen interne Reibung sowie ein Trägheitsmoment auf. Für das HapCath Projekt ist diese zusätzlich wirkende Reibkraft nicht erwünscht. Die Kraft an der Führungsdrahtspitze wird durch die Reibkräfte in den Gefäßen von der Leiste bis zum Herz überlagert. Diese liegen im Bereich von  $\vec{F}_R = 300 \text{ mN}$  [24]. Da die maximal zu erzeugende Kraft  $F_H = 1 \text{ N}$  beträgt, ist es anzustreben, die weitere Reibung im System zu minimieren. Ebenso soll das Trägheitsmoment des Systems minimiert werden.

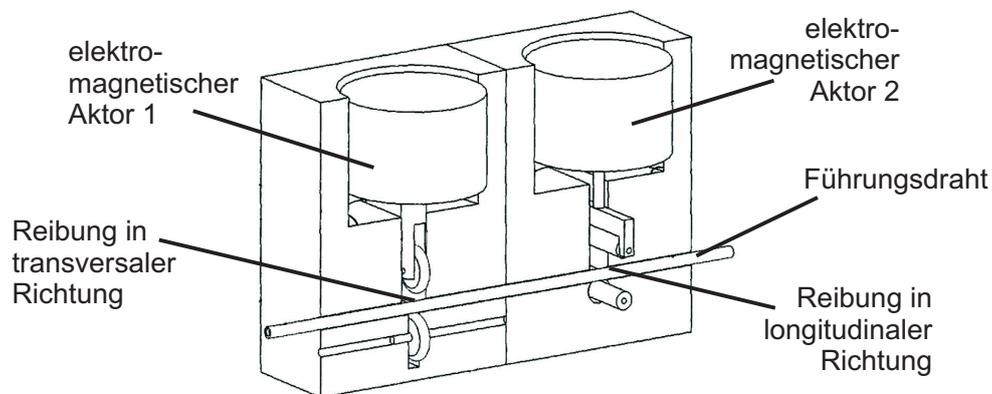
### Systeme mit passiver haptischer Wirkung

Im Gegensatz zu den Systemen mit aktiver haptischer Wirkung erzeugen die Systeme mit passiver Wirkung keine aktive Kraftwirkung auf den Führungsdraht. Das Funktionsprinzip der Systeme ist in Abbildung 2.10 skizziert. Der Kardiologe führt den Draht in das Gerät und spürt dabei die Reibkraft  $\vec{F}_R$ . Diese wird über Aktoren variiert. Der Kardiologe erfährt folglich nur dann eine haptische Wirkung, wenn er den Draht selbst bewegt. Hält er den Draht unbewegt zwischen den Fingern, wird kein haptisches Feedback erzeugt.



**Abb. 2.10:** Prinzip der Trainingssysteme mit passiver haptischer Wirkung.

In Abbildung 2.11 ist eine Umsetzung der passiven haptischen Wirkung dargestellt. Es handelt sich um den *Catheter Haptic Ports (CHP)* der Firma Xitact Medical Solutions. Als Antriebe werden elektromagnetische Aktoren eingesetzt. Je größer die Anpresskraft der Aktoren auf den Draht ist, desto größer ist die empfundene Reibkraft des Kardiologen. Die Bewegung des Drahtes wird über optische Sensoren erfasst, die die Bewegung der Gegenrolle erfassen. Zur Erzeugung der Reibung in Längs- und in Querrichtung des Drahtes werden zwei Aktoren eingesetzt. Bei dem Trainingssystem der Firma Xitact können Standard Operationswerkzeuge eingesetzt werden.



**Abb. 2.11:** Aufbau des Catheter Haptic Port der Firma Xitact [61].

In dem System *ICard* [62] (s. Abb. C.3) des Kent Ridge Digital Labs und des National Heart Centers Singapore wird die Reibung durch Manipulation des Drahtes erzeugt. Der Draht ist an einem Ende fest eingeklemmt. Über einen linear gelagerten Verfahrerschlitten kann er in Richtung seiner Längsachse durch den Kardiologen bewegt werden. Diese Bewegung ist auf eine Strecke von 500 mm beschränkt. An der Eintrittsstelle des Drahtes in das Gehäuse erzeugt ein Schrittmotor eine definierte Klemmung, über die die Reibkraft variiert wird. Die Bewegung des Drahtes sowohl in Längs- als auch in rotatorischer Richtung wird über optische Encoder erfasst.

Nachteil der Systeme mit passiver Wirkung ist, dass nur bei einer Eigenbewegung des Drahtes durch den Kardiologen eine haptische Wirkung auf den Draht erzeugt wird. Für das HapCath Projekt ist die passive haptische Wirkung nicht ausreichend, da neben der Unterstützung bei der Navigation auch diagnostische Untersuchungen möglich sein sollen. Der Führungsdraht wird in den meisten Systemen mit passiver haptischer Wirkung manipuliert und fest eingeklemmt. Eine zusätzliche Beschränkung des Verfahrweges in Längsrichtung des Drahtes kann in der realen Operation nicht akzeptiert werden.

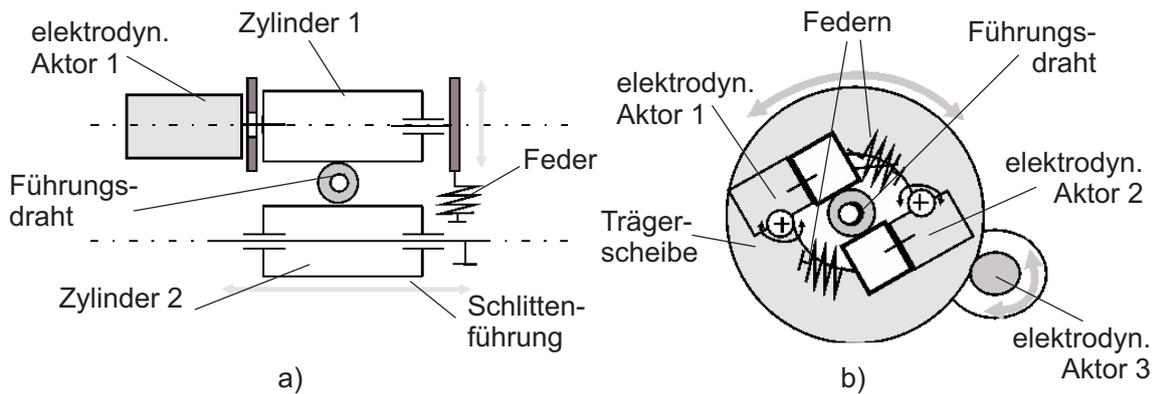
Die Eigenschaften aller betrachteten Trainingssysteme sind in Tabelle 2.3 auf Seite 32 zusammengefasst. Wegen der oben beschriebenen Nachteile ist keines der Systeme direkt für das HapCath Projekt einsetzbar.

### **Vorarbeiten am Institut für EMK**

Am Institut für Elektromechanische Konstruktionen an der TU Darmstadt wurden im Rahmen von Projektseminaren [63] und Forschungsk Kooperationen [64] mit den Firmen Symbionix und Polydimensions verschiedene Demonstratoren aufgebaut. Beide Funktionsprinzipien sind in Abbildung 2.12 skizziert.

Das Ergebnis des Projektseminars ist in Abbildung 2.12 a) dargestellt. Die Kraft wird über elektronisch kommutierte elektrodynamische Aktoren erzeugt. Die Kraftkopplung erfolgt über Zylinder mittels Reibkopplung. Neu an diesem System ist die Minimierung der Reibung bei Bewegung des Führungsdrahtes um seine Rotationsachse. Der obere Zylinder wird über ein Federelement an den unteren Zylinder gepresst. Der untere Zylinder ist auf einem Schienensystem montiert, welches sich bei Drehen des Drahtes linear mitbewegen kann. Die Reibung wird so minimiert und der haptische Eindruck nicht beeinflusst. Allerdings ist der Drehwinkel durch die Länge des Schienensystems beschränkt. Die Schienenführung ist zudem aktiv angetrieben, um ein Drehmoment auf den Draht zu koppeln.

Das in Abbildung 2.12 a) skizzierte Funktionsmuster ist in Kooperation mit der Firma Symbionix weiterentwickelt worden. Das Ergebnis ist in Abbildung 2.12 b) und Abbildung 2.13 zu sehen. Zwei elektrodynamische Aktoren sind fest auf einer Trägerscheibe montiert.

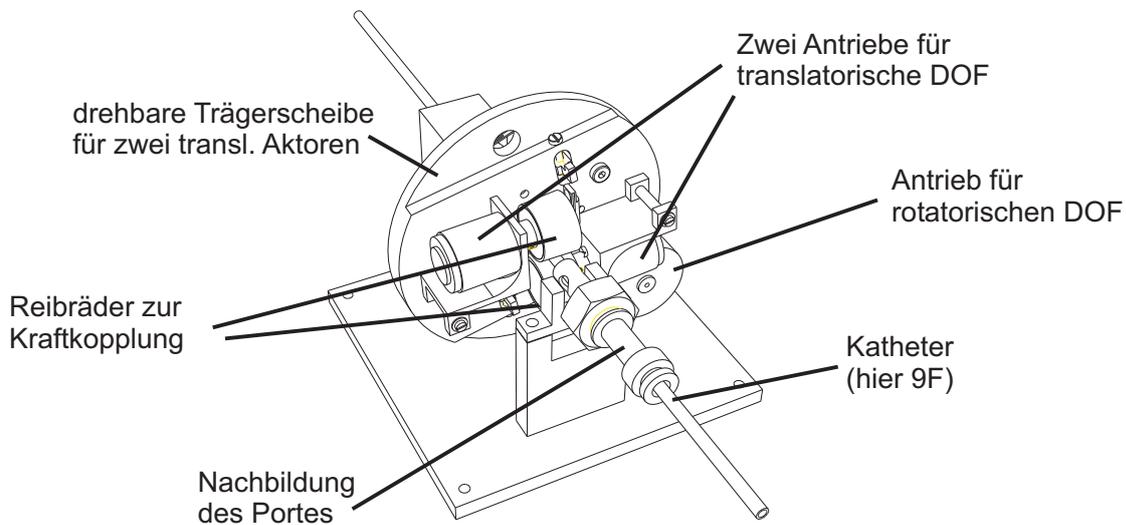


**Abb. 2.12:** Vorarbeiten aus dem Institut für EMK in Zusammenarbeit mit den Firmen Polydimensions und Symbionix.

a) Verminderung der Reibung durch einen Schlittenantrieb [63]

b) Weiterentwicklung zu „CathMentor“ mit angetriebener Trägerscheibe [64]

Diese koppeln eine Kraft in translatorischer Richtung auf den Führungsdraht. Ein dritter Aktor treibt zur Drehmomenterzeugung die Trägerscheibe an. Die Trägerscheibe ist zusätzlich drehbar gelagert, um ähnlich dem Schlittenprinzip die Reibung bei Eigendrehung des Drahtes zu vermindern.



**Abb. 2.13:** Aufbau des Funktionsmuster „CathMentor“ [64].

Vorteil dieser Konstruktion ist der unbegrenzte Drehwinkel des Führungsdrahtes. Die Zylinder zur Kraftkopplung können kleiner gestaltet sein, da sie keine notwendige Mindestlänge zur Rotation des Führungsdrahtes aufweisen müssen. Ein weiterer Vorteil gegenüber dem ersten Funktionsmuster ist die ortsfeste Integration des Führungsdrahtes in das System. Allerdings ist das Trägheitsmoment der Trägerscheibe spürbar.

### 2.3.3 Zusammenfassung und Schlussfolgerungen

Derzeit sind auf dem Markt sowohl Assistenzsysteme als auch Trainingssysteme für Katheterisierungen vorhanden.

Beide Assistenzsysteme sind als Telemanipulationssysteme einsetzbar. Der Draht wird über Motoren aktiv in den Körper vorgeschoben. Eine direkte Interaktion zwischen dem Kardiologen und dem Führungsdraht findet folglich nicht statt. Die Bedienung der Systeme erfolgt über eine Benutzerschnittstelle. Die Behandlung der Patienten ist auch über weite Strecken möglich. Eines der Systeme verfügt über eine haptische Schnittstelle. Zu diesem Zweck wird das „Delta Haptic Device“, eine haptische Universalschnittstelle eingesetzt (s. Anhang C.2). Aus den Assistenzsystemen für Katheterisierungen können in Bezug auf die Haptik keine Anforderungen ermittelt werden.

Alle auf dem Markt erhältlichen Trainingssysteme für Katheterisierungen weisen einen ähnlichen Aufbau auf. In Tabelle 2.3 sind die wichtigsten Eigenschaften aller aktuell verfügbaren Trainingssysteme zusammengefasst. Als Antriebe werden elektrodynamische Aktoren, Schrittmotoren oder Servomotoren eingesetzt. Alle Systeme können durch den Einsatz mehrerer Aktoren eine unabhängige Kraft- und Drehmomentwirkung auf den Führungsdraht erzeugen. Die Hintereinanderschaltung mehrerer dieser Module ermöglicht die gleichzeitige Kraftkopplung auf Führungsdraht und Katheter. Bei den Systemen mit aktiver haptischer Wirkung werden Reibräder zur Kraftkopplung eingesetzt. Dies ermöglicht den Einsatz standardisierter Operationsinstrumente. Die Systeme mit passiver haptischer Wirkung koppeln keine Kraft auf den Führungsdraht. Sie erzeugen lediglich eine zusätzliche Reibung, die die Eigenbewegung des Führungsdrahtes durch den Kardiologen beeinflusst. Alle Systeme erfassen die Bewegung des Führungsdrahtes über optische Encoder.

Keines der auf dem Markt verfügbaren Systeme ist für einen direkten Einsatz im HapCath Projekt geeignet. Der komplexe mechanische Aufbau wirkt sich negativ auf die wahrgenommene Kraft aus. Die Reibung und das Trägheitsmoment der mechanischen Komponenten überlagern die erzeugte Kraft. Die Trainingssysteme sind zudem ungeeignet für den Einsatz unter Operationsbedingungen. Blut und Kontrastmittel verschmutzen den Führungsdraht, so dass sich die Reibeigenschaften der Oberfläche unvorhersehbar ändern. Eine reproduzierbare Kraftkopplung mittels Reibrädern ist nicht möglich. Für die Erzeugung von unabhängiger Kraft- und Drehmomentwirkung sind zudem zwei Aktoren notwendig. Ein rasches Entfernen des Führungsdrahtes aus dem haptischen Display ist nicht möglich.

Die Hersteller der beschriebenen Trainingssysteme waren nicht bereit, für diese Arbeit Details zu dem Aufbau der Trainingssysteme zur Verfügung zu stellen. Ebenso konnten keine quantifizierbaren Werte über z.B. die erzeugten Kräfte oder Drehmomente ermittelt werden. Für die Ermittlung der Anforderungen an das HapCath Projekt werden folglich die qualita-

Tabelle 2.3: Zusammenfassung der Eigenschaften haptischer Trainingssysteme für Katheterisierungen.

| System (Hersteller)  | Aktorprinzip                    | Kraftkopplung  | Wirkrichtung                | Bemerkungen   | Quellen                        |
|--|---------------------------------|--|-----------------------------|---|--------------------------------|
| ICTS<br>Mitsubishi Electric                                    | 2 Servomotoren                  | Reibräder  | Translation und<br>Rotation | Messung der<br>Führungsdrahtbewegung durch<br>optische Encoder  | [59] [60]                      |
| CatSim AccuTouch<br>Immersion Medical<br>Corporation           | 2 Schritt- oder<br>Servomotoren | Reibkopplung,<br>Antrieb wird<br>hydraulisch oder<br>pneum. angepresst | Translation und<br>Rotation | Messung der<br>Führungsdrahtbewegung durch<br>optische Encoder  | [65] [66]                      |
| ICard<br>Kent Ridge Digital<br>Labs & National Heart<br>Center | 2 Schrittmotoren                | formschlüssig durch<br>Klemmung  | Translation und<br>Rotation | mögl. Translationslänge 500mm<br>keine Kraftwirkung, Steuerung der<br>Reibung bei Eigenbewegung des<br>Drahtes    | [62]                           |
| Catheter Haptic Port<br>Xitact Cooperation                     | 2 elektromagnetische<br>Aktoren | Reibräder  | Translation und<br>Rotation | auch für endoskopische Eingriffe<br>keine Kraftwirkung, Steuerung der<br>Reibung bei Eigenbewegung des<br>Drahtes | [67] [68]<br>[69] [70]<br>[61] |
| EMK-Vorarbeiten  | 3 elektrodynamische<br>Aktoren  | Reibräder  | Translation und<br>Rotation | Minimierung der Reibung bei<br>Rotation durch mitdrehende<br>Trägerscheibe, Trägheit der<br>Trägerscheibe spürbar | [63] [64]                      |
| Bertec Cooperation   | 2 elektrodynamische<br>Aktoren  | Reibkopplung über<br>Kugel, Anpressung<br>über Feder                   | Translation und<br>Rotation | nur Patent, keine Vermarktung<br>bekannt  | [71]                           |

tiven Aussagen über den Aufbau der Systeme berücksichtigt.

Aus den oben beschriebenen Eigenschaften der Assistenz- und Trainingssysteme wird deutlich, dass eine Neuentwicklung der haptischen Schnittstelle erforderlich ist. Eine Kraftkopplung mittels Reibrädern ist wegen der realen Operationsbedingungen wenn möglich zu vermeiden. Die Anzahl der zusätzlichen mechanischen Komponenten ist zu minimieren.

## 2.4 Anforderungen an die Aktorik des HapCath Projekts

Die Anforderungen an das HapCath Projekt ergeben sich aus der haptischen Wahrnehmung des Menschen (s. Abschnitt 2.1) sowie der Analyse der bekannten Trainingssystemen für Katheterisierungen (s. Abschnitt 2.3). Weiterhin konnten durch Gespräche mit den Kardiologen des Klinikums Darmstadt weitere Anforderungen definiert werden (s. Abschnitt 2.2). Die Entwicklung erfolgt nach den Richtlinien des Medizinproduktegesetzes (MPG). Die ausführliche Beschreibung der Anforderungen aus dem Medizinproduktegesetz ist in [33, 34] zu finden.

In der Tabelle 2.4 sind die wichtigsten quantitativen Anforderungen an die Aktorik zusammenfassend dargestellt.

**Tabelle 2.4:** Zusammenfassung der Anforderungen an die Aktorik.

| F/W | Bezeichnung                      | Wert   | Erläuterung  |
|-----|----------------------------------|--|--|
| F   | Kraftkopplung                    |  | auf den Führungsdraht  |
| F   | max. auftretende Kraft           | $F_0 \leq 100 \text{ mN}$                        | maximale Kraft, die an der Spitze gemessen wird  |
| F   | darzustellende Kraft             | $F_H \leq 1 \text{ N}$                           | haptische Kraftwirkung in extrakorporaler Richtung   |
| F   | Kraftauflösung                   | $\Delta F_H \leq 10 \text{ mN}$                  | haptisches Auflösungsvermögen des Menschen, 10% der Maximalkraft                                   |
| F   | Grenzfrequenz der Krafterzeugung | $400 \text{ Hz} \leq f_{h,G} \leq 1 \text{ kHz}$ | Frequenz der Krafterzeugung oberhalb des Maximums der Empfindlichkeit der menschlichen Wahrnehmung |
| W   | Grenzfrequenz der Krafterzeugung | $1 \text{ Hz} \leq f_{h,G} \leq 1,5 \text{ kHz}$ | Grenze der Wahrnehmung des Menschen, bei der einzelne Kraftimpulse wahrgenommen werden können.     |
| F   | erzeugtes Drehmoment             | $M_H \leq 100 \text{ mNm}$                       | maximal zu koppelndes Drehmoment in axialer Führungsdrahtrichtung                                  |

*Fortsetzung nächste Seite ...*

... Fortsetzung der Tabelle 2.4: Anforderungsliste

| <b>F/W</b> | <b>Bezeichnung</b>        | <b>Wert</b>                        | <b>Erläuterung</b>   |
|------------|---------------------------|------------------------------------|--|
| F          | Drehmoment-<br>auflösung  | $\Delta M_H \leq 10 \text{ mNm}$   | haptisches Auflösungsvermögen des Menschen, 10% des maximalen Drehmoments  |
| W          | Anzahl der Akto-<br>ren   | $n = 1$                            | gleichzeitige Kraft- und Drehmomenterzeugung                               |
| F          | Umgebungs-<br>bedingungen |                                    | Kraftkopplung unempfindlich gegenüber flüssiger Verschmutzungen, z.B. Blut |
| F          | Sterilisierbarkeit        | $\vartheta \geq 134^\circ\text{C}$ | autoklavierbar   |

Der Fokus der Arbeit liegt auf der Entwicklung der haptischen Aktorik. Die vollständige Anforderungsliste in Anhang A.1 ab Seite 149 zu finden.

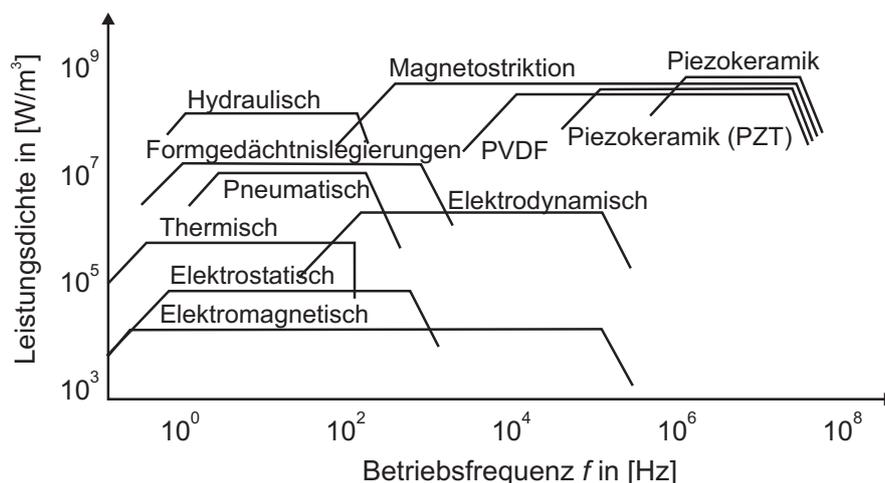
Zweiter Schwerpunkt dieser Arbeit bildet die Integration des HapCath Projekts in den Behandlungsablauf der Operation. Da die Entwicklung der Bedieneinheit von den Ergebnissen der Entwicklung der haptischen Aktorik abhängt, wird diese im Anschluss an die Entwicklung der Aktorik in Kapitel 8 betrachtet. Die vollständigen Anforderungen an die Bedieneinheit sind in Anhang A.2 ab Seite 151 aufgeführt.

# 3 Auswahl des Aktorprinzips zur Erzeugung des haptischen Feedbacks

Basierend auf den ermittelten Anforderungen aus Abschnitt 2.4 werden in diesem Kapitel mögliche Aktorprinzipien zur Erzeugung des haptischen Feedbacks des HapCath Projektes vorgestellt. Die Prinzipien werden auf ihre Einsetzbarkeit in einem haptischen Display überprüft. Das Kapitel schließt mit der Auswahl eines geeigneten Aktorprinzips.

## 3.1 Überblick über mögliche physikalische Aktorprinzipien

Zur Auswahl eines geeigneten Aktorprinzips für das HapCath Projekt wird ein mehrstufiger Bewertungs- und Auswahlprozess durchgeführt. Die Leistungsdichte stellt eine erste Möglichkeit dar, verschiedene Aktorprinzipien quantifiziert vergleichen zu können. In Abbildung 3.1 sind Aktorprinzipien nach der erzeugbaren Leistungsdichte in Abhängigkeit von der Betriebsfrequenz eingeordnet.



**Abb. 3.1:** Leistungsdichte verschiedener Aktorprinzipien in Abhängigkeit von der Betriebsfrequenz, nach [72].

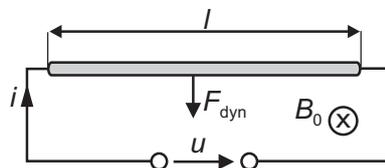
Wie im vorigen Kapitel ermittelt, beeinflusst die Betriebsfrequenz der Aktorik wesentlich

den haptischen Eindruck der erzeugten Kraft. Der Bereich der maximalen Wahrnehmungsempfindlichkeit liegt wie in Abschnitt 2.1.1 ermittelt bei einem Wert von etwa 300 Hz. Aktoren mit einer maximal möglichen Betriebsfrequenz kleiner als dieser Wert sind für ein haptisches Display nicht geeignet, da die Frequenzen für den Anwender spürbar sind. Thermische, pneumatische und hydraulische Antriebe werden folglich nicht näher betrachtet.

In den folgenden Abschnitten werden elektrodynamische Aktoren und elektromagnetische Schrittantriebe näher untersucht, da sie die am häufigsten eingesetzten Antriebe für haptische Displays darstellen. Als alternative Antriebe werden piezoelektrische und magnetostruktive Antriebe, Formgedächtnislegierungen sowie elektrostatische Antriebe untersucht. Eine ausführliche Untersuchung über die Einsatzmöglichkeiten und -grenzen verschiedener Akteurprinzipien in haptischen Displays ist in [73, 74] aufgeführt.

### 3.1.1 Elektrodynamische Aktoren

Elektrodynamische Aktoren nutzen die Kraftwirkung aus, die ein stromdurchflossener Leiter der Länge  $l$  in einem senkrecht dazu stehenden magnetischen Feld  $B_0$  erfährt. Die *Lorentzkraft*  $F_{\text{dyn}}$  ist proportional zu dem den Leiter durchfließenden Strom  $i$ . Das Magnetfeld kann durch Dauermagneten oder eine Spule erzeugt werden und ist konstant. Das Prinzip ist in Abbildung 3.2 skizziert.



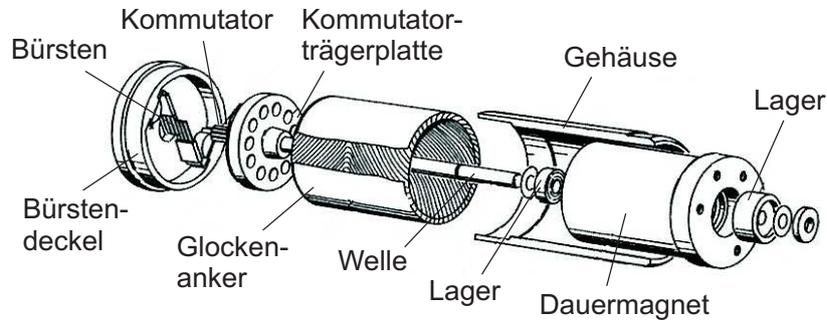
**Abb. 3.2:** Funktionsprinzip eines elektrodynamischen Aktors.

Für die auf den Leiter wirkende Kraft gilt:

$$F_{\text{dyn}} = B \cdot i \cdot l \quad (3.1)$$

Dieses Prinzip wird in Gleichstrommotoren eingesetzt. Eine drehbar gelagerte Leiterschleife wird in einem konstanten Magnetfeld von einem Gleichstrom durchflossen. Die Richtung des Stromflusses ist in den zwei Längsseiten der Leiterschleife unterschiedlich. Auf sie wirken folglich zwei entgegengesetzte Komponenten der Lorentzkraft. Aus den beiden Kraftkomponenten resultiert eine Drehbewegung der Leiterschleife um ihre Längsachse. Die Lorentzkraft wirkt solange, bis die Leiterschleife eine Position in Richtung des magnetischen Felds angenommen hat. In diesem Punkt muss eine Umschaltung der Stromflussrichtung durchgeführt werden. Dies wird über Bürsten im mechanischen Kommutator durchgeführt.

Gleichstrommotoren sind in vielfältigen Ausführungsformen realisierbar. In Abbildung 3.3 ist eine mögliche Umsetzung eines elektrodynamischen Aktors in Form eines Glockenankertriebs dargestellt.

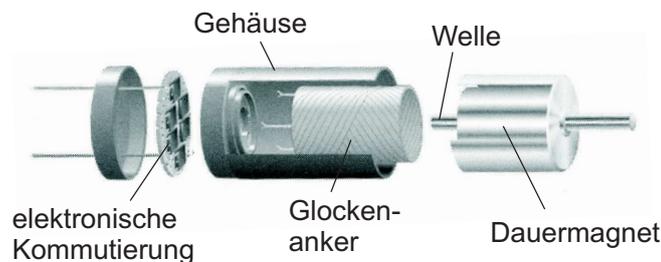


**Abb. 3.3:** Aufbau eines elektrodynamischen Aktors in Form eines Glockenläufermotors [75].

Der Läufer ist im vorliegenden Beispiel in einer Rhombenwicklung ausgeführt. Die Leiter liegen nicht axial, sondern überkreuzen sich, wodurch eine höhere mechanische Festigkeit des Läufers erreicht wird. Die Aktoren besitzen zudem eine kompakte Bauweise. Der Läufer dreht sich in dem Luftspalt zwischen Gehäuse und dem innenliegenden Permanentmagneten.

Elektrodynamische Aktoren zeichnen sich durch den linearen Zusammenhang zwischen der erzeugten Kraft und dem steuernden Strom aus. Dies ermöglicht eine einfache Kraftregelung des Aktors. In haptischen Displays werden elektrodynamische Aktoren häufig eingesetzt, wie in Abschnitt 2.3 gezeigt wird. Allerdings ist die mechanische Kommutierung für einen Anwender deutlich spürbar [39]. Aus diesem Grund werden Aktoren mit einer elektrischen Kommutierung denen mit einer mechanischen Kommutierung vorgezogen.

In Abbildung 3.4 ist der Aufbau eines elektronisch kommutierten Gleichstrommotors (bürstenloser DC-Motor) nach Faulhaber dargestellt [75]. Er weist einen ähnlichen Aufbau wie der Glockenläufermotor auf. In diesem Fall ist jedoch die Spule fixiert und der Dauermagnet mit Welle drehbar gelagert. Zur Kommutierung werden digitale Hall-Sensoren eingesetzt.



**Abb. 3.4:** Aufbau eines elektronisch kommutierten Gleichstrommotors [75].

Vorteile der elektronisch kommutierten Motoren gegenüber mechanisch kommutierten sind die höhere Lebensdauer, der geräuscharme Lauf sowie eine große Laufruhe auch bei hohen Drehzahlen bis ca.  $10^5 \text{ U} \cdot \text{min}^{-1}$ . Es besteht eine hohe Betriebssicherheit, da keine Gefahr der Funkenstörung durch Kommutierungslichtbögen besteht. Die Drehzahlregelung ist zudem einfach [76]. Das erzeugte Drehmoment weist bei elektronisch kommutierten Motoren in der Anlaufphase Schwankungen auf. Mit steigender Strangzahl sinken die Schwankungen des Drehmoments. Im Betrieb unterscheidet sich das Drehmoment des elektronisch kommutierten Gleichstrommotors nicht von einem mechanisch kommutierten Motor [77].

Der Begriff „elektronisch kommutierter Gleichstrommotor“ wird in der Literatur oft irreführend verwendet [75]. Aktoren, die aufgrund ihrer mechanischen Konstruktion den elektromagnetischen Aktoren zugeordnet werden, werden ebenfalls als bürstenlose Gleichstrommotoren bezeichnet. Die Ansteuerung wird jedoch nicht mit einem Gleichstrom durchgeführt. Die Leistungselektronik dieser Motoren erzeugt aus dem speisenden Gleichstrom eine rechteck- oder trapezförmige Spannung, mit denen die Motorstränge gespeist werden [75]. Diese Aktoren müssen folglich den elektromagnetischen Antrieben zugeordnet werden. Ein Beispiel hierfür ist im folgenden Abschnitt 3.1.2 dargestellt.

Bei Einsatz eines elektrodynamischen Aktors im HapCath Projekt muss die Kraftkopplung auf den Führungsdraht über Reibräder realisiert werden. Dieses Prinzip ist aus den in Abschnitt 2.3.2 beschriebenen Trainingssystemen für Katheterisierungen bekannt. Während der Operation ist der Führungsdraht von Blut und Kontrastmittel benetzt, so dass der Haftreibungskoeffizient der Oberfläche sinkt. Es besteht die Gefahr, dass der Draht während der Kraftkopplung durchrutscht. Ein weiterer Nachteil ist, dass die Reibräder sowie sonstige zur Kraftkopplung benötigten mechanischen Komponenten eine interne Reibung sowie ein Trägheitsmoment aufweisen. Diese sind für den Arzt als additive Kraft spürbar.

#### 3.1.2 Elektromagnetische Aktoren

Das Funktionsprinzip eines elektromagnetischen Aktors ist in Abbildung 3.5 dargestellt. Der elektromagnetische Aktor besteht aus einem Magnetkreis, in dessen Luftspalt  $l_0$  durch die Durchflutung  $\Phi$  eine Kraft erzeugt wird. Ein beweglicher Anker bewegt sich auf den Magnetkreis zu, bis sich bei dem Luftspalt  $l_1$  ein Kräftegleichgewicht zwischen der Feder- und der Magnetkraft einstellt.

Aus der im Magnetkreis gespeicherten Energie

$$W_{\text{mag}} = w_{\text{mag}} \cdot A \cdot l_0 = \frac{1}{2} \cdot \frac{B^2}{\mu_0} \cdot A \cdot l_0 \quad (3.2)$$

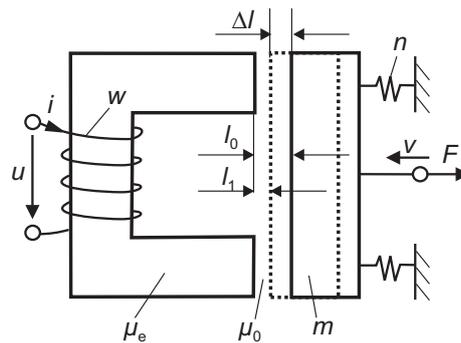


Abb. 3.5: Elektromagnetisches Wirkprinzip [78].

berechnet sich die erzeugte magnetische Kraft zu [78]

$$F_{\text{mag}} = \frac{1}{2} \cdot \frac{B^2}{\mu_0} \cdot A = \frac{\Phi^2}{2 \cdot \mu_0 \cdot A} = \frac{1}{2} \cdot A \cdot \mu_0 \cdot \left( \frac{w \cdot i}{l} \right)^2 \quad (3.3)$$

mit

$$B = \frac{L \cdot i}{w \cdot A} \quad \text{und} \quad L = w^2 \cdot \frac{\mu_0 \cdot A}{l}. \quad (3.4)$$

Die erzeugte Kraft ist proportional zum Quadrat des Stromes.

Neben elektrodynamischen Aktoren sind elektromagnetische Schrittmotoren die in hap-tischen Displays am häufigsten eingesetzten Aktoren. Schrittmotoren sind in verschiedenen Ausführungsformen erhältlich: Permanentenschrittmotoren, Schrittmotoren mit weichmagne-tischem Anker und Hybrid-Schrittmotoren. Die am weitesten verbreitete Form sind Schrittmotoren mit Permanentmagnet, auch elektromagnetische Schrittmotoren genannt [76]. De-ren prinzipieller Aufbau ist in Abbildung 3.6 a) dargestellt.

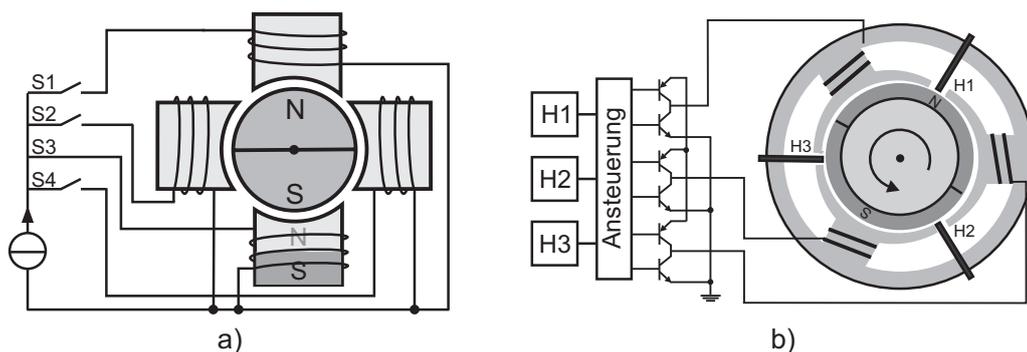


Abb. 3.6: Ausführungsformen elektromagnetischer Aktoren [79].

a) Schrittantrieb, b) elektronisch kommutierter Gleichstrommotor

Der Rotor besteht aus einem permanentmagnetischen Material. Die außenliegenden Pole werden zyklisch angesteuert. Es entsteht ein sprungförmig umlaufendes Drehfeld, welchem

der Rotor schrittweise folgt. Das Ständerdrehfeld ist folglich durch den externen Takt fremdgesteuert. Schrittmotoren können ohne Sensoren zur Positionierung eingesetzt werden. Die Positioniergenauigkeit hängt von der Schrittweite des Aktors und somit von der mechanischen Gestaltung des Motors ab. Üblich sind heute Motoren mit bis zu 200 Rotorpolen, was 400 Schritten pro Umdrehung und einer Winkelgenauigkeit von  $0,9^\circ$  entspricht. Begrenzend wirkt sich die maximal mögliche Polzahl, die den Zähnen des Rotors gegenüberstehen, aus. Die Positioniergenauigkeit lässt sich durch Halb- und Mikroschrittantrieb weiter erhöhen [76]. Schrittmotoren können auch bei kleinen Winkelgeschwindigkeiten und sogar Einzelschritten hohe Drehmomente erzeugen. Zudem weisen sie auch im erregten Ruhezustand ein hohes Haltemoment auf und sind somit selbsthemmend [77]. Unter starker Belastung oder bei starker Beschleunigung treten aufgrund der mechanischen Trägheit des Rotors Schrittverluste auf. Um bei längerem Betrieb eine genaue Positionierung zu gewährleisten kann z.B. pro Umdrehung die Position des Motors mit der eines externen Sensors abgeglichen werden [80].

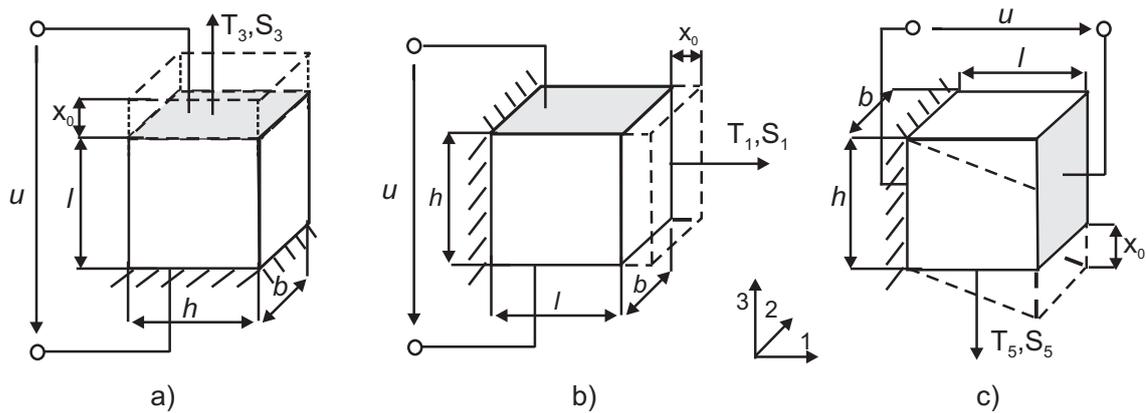
In Abbildung 3.6 b) ist der Aufbau eines elektronisch kommutierten Gleichstrommotors dargestellt. Der Aufbau ähnelt dem des elektromagnetischen Schrittmotors und unterscheidet sich vor allem in seiner Ansteuerung. Aufgrund seines mechanischen Aufbaus wird er der Gruppe der elektromagnetischen Antriebe zugeordnet. Der elektronisch kommutierte Motor benötigt zum Betrieb die Kenntnis über die momentane Lage des Rotors. Zur Detektion der Lage werden Hallsensoren oder optische Sensoren eingesetzt. Letztere erfassen die Lage auch im Stillstand des Motors. Entsprechend der Stellung des Rotors werden die Spulen angesteuert und das Drehfeld geführt. Elektronisch kommutierte Motoren sind folglich durch die momentane Läuferstellung selbstgesteuert.

Generell sind elektromagnetische Schrittmotoren und elektronisch kommutierte Gleichstrommotoren aufgrund ihrer sehr guten Positionierbarkeit und den guten dynamischen Eigenschaften für den Einsatz in einem haptischen Display geeignet. Jedoch muss hier wie bei den elektrodynamischen Aktoren die Kraft mittels Reibrädern auf den Draht gekoppelt werden.

#### **3.1.3 Piezoelektrische Aktoren**

Der piezoelektrische Effekt wurde erstmals 1880 von den Brüdern Jacques und Pierre CURIE bei ferroelektrischen Materialien entdeckt.

Wird ein ferroelektrischer Körper elektrisch polarisiert, tritt abhängig von der elektrischen Feldstärke eine Formänderung des Körpers auf. Ebenso tritt eine Ladungsverschiebung auf, wenn auf den Körper eine externe Kraft wirkt. Dieser Effekt wird als direkter bzw. indirekter piezoelektrischer Effekt bezeichnet. Abbildung 3.7 zeigt die drei auftretenden rich-



**Abb. 3.7:** Piezoelektrische richtungsabhängige Teileffekte [81].

- a) Längseffekt (Dickenschwinger), b) Quereffekt (Längsschwinger),  
c) Schereffekt

tungsabhängige Teileffekte, die beim Anlegen einer elektrischen Spannung  $u$  an ein piezoelektrisches Material auftreten: der Längeseffekt, der Quereffekt und der Schereffekt. Der *Längeseffekt* (auch Longitudinaleffekt genannt) wirkt in der gleichen Richtung wie das angelegte elektrische Feld und der sich in dem Material ausbildenden elektrischen Feldstärke  $E_3$ . Die resultierenden mechanischen Spannungen  $T_3$  und Dehnungen  $S_3$  liegen in der Richtung 3. Beim *Quereffekt* (oder Transversaleffekt) bilden sich die mechanischen Größen senkrecht zur elektrischen Anregung aus. Eine Spannung  $u_3$  mit der elektrischen Feldstärke  $E_3$  verursacht eine mechanische Spannung  $T_1$  und eine Dehnung  $S_1$ . Der *Schereffekt* tritt auf, wenn die elektrische Anregung  $u$  in der Richtung 1 senkrecht zur Polarisationsrichtung angelegt wird. Die resultierende mechanische Spannung tritt tangential zur Polarisationsrichtung in Scherrichtung auf und wird mit der Richtung 5 gekennzeichnet.

Die piezoelektrischen Zustandsgleichungen [78]

$$D_n = \epsilon_{mn}^S \cdot E_m + e_{nj} \cdot S_j \quad \text{für } n = 1 \dots 3, m = 1 \dots 3, j = 1 \dots 6 \quad (3.5)$$

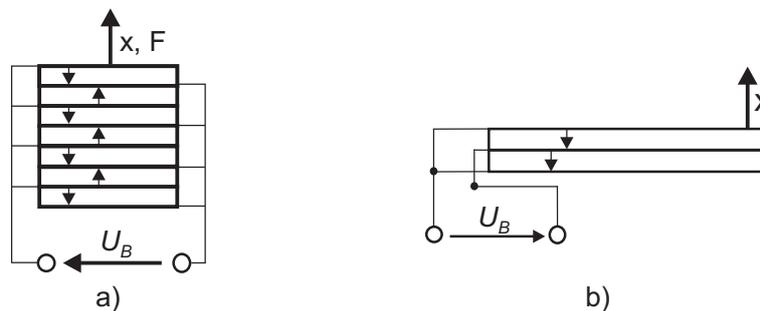
$$T_i = c_{ij}^E \cdot S_j - e_{mi} \cdot E_m \quad \text{für } i = 1 \dots 6, m = 1 \dots 3, j = 1 \dots 6 \quad (3.6)$$

beschreiben im polarisierten Zustand die Verkopplung der elektrischen Verschiebungsdichte  $D$  und der mechanischen Spannung  $T$  mit der elektrischen Feldstärke  $E$  und der mechanischen Dehnung  $S$ . Die Koppelgrößen sind die dielektrische Konstante  $\epsilon_{mn}^S$ , die piezoelektrische Kraftkonstante  $e$  sowie die elastischen Konstanten  $c_{ij}^E$ . Die piezoelektrischen Zustandsgleichungen in (3.5) und (3.6) sind mit Hilfe der EINSTEIN'schen Summationsvereinbarung, die besagt, dass über doppelt vorkommende Indizes zu summieren ist, in Kurzschreibweise dargestellt.

Piezoelektrische Aktoren sind Festkörperaktoren. Die Umsetzung der elektrischen in me-

chanische Energie erfolgt ohne bewegte Teile, was eine sehr schnelle Reaktion gegenüber anderen Aktorprinzipien ermöglicht. Außerdem zeichnen sich piezoelektrische Aktoren durch eine hohe Lebensdauer aus. Für den Einsatz als Aktor müssen piezoelektrische Materialien aufgrund ihrer Spröde mechanisch vorgespannt werden. Typische piezoelektrische Materialien, die sich für eine Aktoranwendung eignen, sind polarisierte Piezokeramiken, wie z.B. PZT. Die Materialparameter ausgewählter piezoelektrischer Werkstoffe sind in Anhang D.4.1 in Tabelle D.2 zusammengefasst.

Für Aktoranwendungen werden vor allem der longitudinale und der transversale Effekt genutzt. Abbildung 3.8 zeigt die zwei grundlegenden piezoelektrischen Wandlerbauformen.



**Abb. 3.8:** Piezoelektrische Wandlerbauformen:

a) Stapelaktor, b) Bimorph-Biegeaktor in elektrischer Parallelschaltung

Aktoren, die den longitudinalen Effekt ausnutzen, werden als Dickenschwinger bezeichnet. In Stapelanordnung, wie in Abbildung 3.8 a) dargestellt, sind typische Stellwege bis 200  $\mu\text{m}$ , Kräfte bis 30.000 N und Arbeitsfrequenzen im Bereich mehrerer 10 kHz erreichbar [82]. Über Resonatoren, Hebelanordnungen oder die Ausführung als Inchwormantrieb kann der Stellweg vergrößert werden. Die erzeugte Blockierkraft eines piezoelektrischen Stapelaktors berechnet sich zu

$$F_{\text{piezo}} = \frac{d_{33}}{s_{33}} \cdot E_3 \cdot A. \quad (3.7)$$

Biegewandler basieren auf dem piezoelektrischen Längseffekt. Stellwege bis 1000  $\mu\text{m}$  sind bei einer Stellkraft bis 5 N und einer Arbeitsfrequenz von etwa 100 Hz erreichbar [82]. Die ausführliche Beschreibung grundlegender piezoelektrischer Wandlerbauformen sowie die Zusammenfassung spezifischer Kennwerte sind in Anhang D.2 dargestellt.

In haptischen Systemen werden piezoelektrische Aktoren selten eingesetzt. Der Einsatz beschränkt sich auf taktile Displays. Hier kommen vor allem Biegeaktoren zum Einsatz. Eine Zusammenfassung der aktuell verfügbaren Systeme ist in Anhang D.3 zu finden. Prinzipiell sind auch Stapelaktoren wegen ihrer hohen Arbeitsfrequenzen von mindestens 1000 Hz gut für haptische Anwendungen geeignet.

### 3.1.4 Magnetostruktive Aktoren

Magnetostruktive Aktoren gehören wie die piezoelektrischen Aktoren zu den Festkörperaktoren. Als Magnetostruktion wird die nichtlineare Längenänderung bezeichnet, die ein ferromagnetischer Stoff in einem Magnetfeld erfährt. Der Effekt ist auch in umgekehrter Richtung vorhanden: eine Längenänderung eines ferromagnetischen Materials induziert eine elektrische Spannung in der ihn umgebenden Spule. Trotz der Gestaltsänderung des Materials ist der Effekt volumeninvariant. Die Magnetostruktion ist in Abbildung 3.9 a) dargestellt. Ein runder Stab der Länge  $l$  erfährt in dem Magnetfeld die Längenänderung  $\Delta l$ , der Radius  $r$  verringert sich um  $\Delta r$ . Der Dehnungsverlauf  $S$  in Abhängigkeit der Feldstärke  $H$  ist in Abbildung 3.9 b) angegeben.

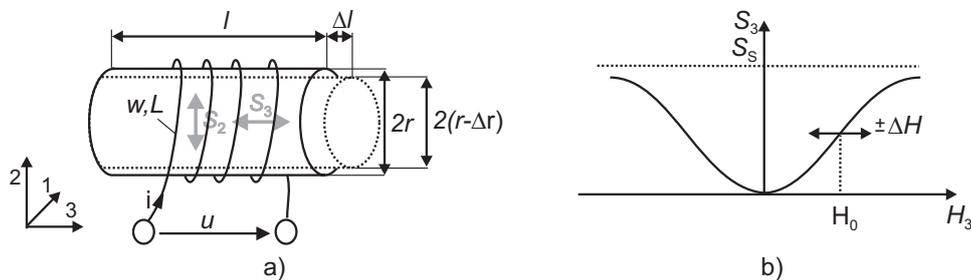


Abb. 3.9: Magnetostruktiver Effekt bei ferromagnetischen Materialien [78].

Die Dehnungen  $S_3$  und  $S_2$  berechnen sich aus den Änderungen der Länge  $\Delta l$  und des Radius  $\Delta r$ :

$$S_3 = \frac{\Delta l}{l} \quad \text{und} \quad S_2 = \frac{\Delta r}{r}. \quad (3.8)$$

Für hohe Feldstärken tritt bei der Gestaltsänderung eine Sättigung auf, die als Sättigungsmagnetostruktion  $S_H$  bezeichnet wird. Die erzeugte magnetostruktive Kraft  $F_{mst}$  hängt von den Abmessungen des magnetostruktiven Materials, der Spuleninduktivität  $L$ , der Windungszahl  $w$  sowie der Materialkonstante  $K$  ab. Sie berechnet sich zu

$$F_{mst} = \frac{1}{2} \cdot K \cdot A \cdot B^2 = \frac{1}{2} \cdot K \cdot \frac{\Phi^2}{A} = \frac{1}{2} \cdot K \cdot \frac{1}{A} \cdot \left( \frac{L}{w} \cdot i \right)^2 \quad (3.9)$$

mit den integralen Größen

$$\Phi = B_3 \cdot A, \quad \Phi = \frac{L}{w} i, \quad F_3 = T_3 \cdot A_3, \quad A_3 = \pi r^2 \quad (3.10)$$

Die Materialdaten und Eigenschaften ausgewählter magnetostruktiver Werkstoffe sind in Anhang D.4 in Tabelle D.3 und Tabelle D.4 zusammengefasst.

Ein für Aktoranwendungen häufig eingesetztes Material mit magnetostruktiven Eigenschaften ist Terfenol-D (TERbium-FERrum, NOval Ordnance Laboratory - Dysprosium). Feldstärken von 80 bis 100 kA·m<sup>-1</sup> erzeugen eine Sättigungsmagnetostruktion von 1,5 bis 2 ·

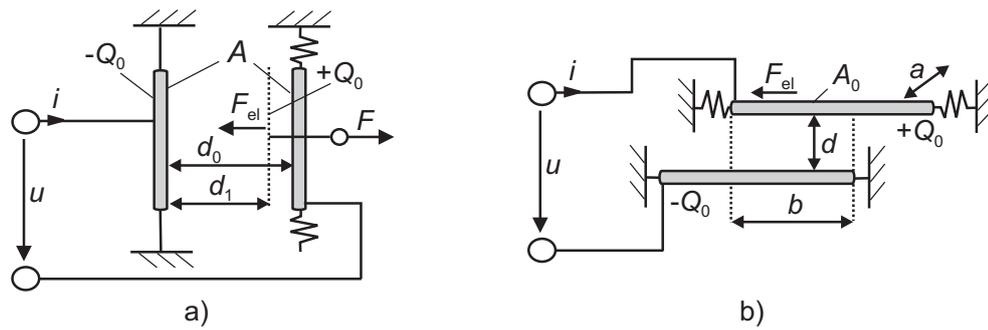
$10^{-3}$ . Es wird eine Kraft von bis zu 10 kN erreicht. Die maximale Betriebsfrequenz liegt bei 10 kHz [78]. Die Längenänderung, die durch den magnetostriktiven Effekt hervorgerufen wird, ist nichtlinear. Die Linearisierung erfolgt bei Anwendungen im Ultraschallbereich durch einen Permanentmagnet oder eine Zusatzspule. Wegen seiner geringen Zugfestigkeit muss Terfenol-D für Aktoranwendungen mechanisch vorgespannt werden, wodurch sich jedoch die Sättigungsmagnetostriktion vergrößert. Der Ausgangshub kann auf diese Weise um bis zu 50 % erhöht werden [82].

Vorteile des magnetostriktiven Prinzips sind wie bei den piezoelektrischen Aktoren die kurzen Reaktionszeiten, die im Bereich weniger  $\mu\text{s}$  liegen sowie die hohen Stellkräfte. Zudem ist die Reproduzierbarkeit des Stellweges sehr hoch. Der Kopplungsfaktor  $k_{33}$  liegt bei 0,75, d.h. ein großer Anteil der elektrischen Energie wird in mechanische Ausgangsenergie gewandelt. Der Platzbedarf für magnetostriktive Aktoren ist aufgrund der Notwendigkeit des magnetischen Kreises, der aus Erregerspule, Flussführung und Permanentmagneten besteht, vergleichsweise hoch. Die Variantenvielfalt der Gestaltung ist im Vergleich zu piezoelektrischen Wandlern geringer, da gegenwärtig nur der Längseffekt genutzt wird. Ein weiterer Nachteil ist, dass die verwendbaren Materialien teuer und schlecht verfügbar sind. Im Vergleich zu piezoelektrischen Wandlern sind magnetostriktive Wandler aufgrund der genannten Nachteile weniger auf dem Markt vertreten [78].

#### 3.1.5 Elektrostatische Aktoren

Elektrostatische Aktoren gehören zu der Gruppe der elektrischen Wandler, da sie die elektrische Energie direkt in mechanische Energie wandeln. Eine bevorzugte Bauform sind Plattenkondensatoren mit Luftspalt. Eine Platte ist fest eingespannt, die andere ist so aufgehängt, dass sie in der gewünschten Bewegungsrichtung eine definierte mechanische Nachgiebigkeit aufweist. Für alle anderen Bewegungsrichtungen ist sie fixiert. Es lassen sich zwei grundsätzliche Bauformen unterscheiden: Bewegung in Feldrichtung bei Veränderung des Plattenabstandes  $d_0$  und Bewegung senkrecht zur Feldrichtung bei Änderung der überlappenden Plattenfläche  $A$  bei konstantem Plattenabstand  $d$ . Beide Varianten sind in Abbildung 3.10 dargestellt.

Bei der Variante in Teil a) stehen sich die zwei Platten eines Kondensators mit der Fläche  $A$  und dem Abstand  $d_0$  gegenüber. Zwischen den Platten befindet sich Luft als Dielektrikum mit  $\epsilon \approx \epsilon_0$ . Wird eine Ladung  $Q$  auf die Platten aufgebracht, bewirkt die COULOMB-Kraft, dass sich die bewegliche Platte um  $\Delta d$  in Richtung der fixierten Platte auslenkt. Es stellt sich ein neues Gleichgewicht zwischen der elektrischen Kraft und der mechanischen Federkraft mit dem neuen Plattenabstand  $d_1$  ein.



**Abb. 3.10:** Elektrostatischer Effekt [78].

a) Veränderung des Plattenabstandes  $d_0$  bei konstanter Elektrodenfläche

b) Veränderung der sich überlappenden Plattenfläche  $A$  bei konstantem Plattenabstand

Die Kapazität des Plattenkondensators in Abbildung 3.10 a) lässt sich mit

$$C_0 = \epsilon_0 \frac{A}{d_0} \quad (3.11)$$

berechnen. Für die gespeicherte elektrische Energie  $W_{el}$  gilt:

$$W_{el} = \frac{1}{2} Qu = \frac{1}{2} Cu^2 = \frac{1}{2} \epsilon_0 \frac{A}{d} u^2 \quad (3.12)$$

Entsprechend ergibt sich für die Kraft zwischen den Kondensatorplatten in Richtung des elektrischen Feldes:

$$F_{el,a} = \frac{Q^2}{2\epsilon_0 A} = \frac{1}{2} \cdot u^2 \epsilon_0 \frac{A}{d^2} \quad (3.13)$$

Bei dieser Anordnung steigt die Kraft mit sinkendem Abstand der Platten quadratisch an. Isolationsschichten auf den Kondensatorflächen dienen der Kraftbegrenzung.

Abbildung 3.10 b) zeigt die parallele Verschiebung der beweglichen Platte gegenüber der feststehenden. Die Bewegung findet senkrecht zum elektrischen Feld statt. Die erzeugte Kraft berechnet sich zu

$$F_{el,b} = \frac{1}{2} u^2 \epsilon_0 \frac{a}{d} \quad (3.14)$$

Die Änderung der Kraft ist unabhängig von der Überlappungslänge  $b$ . Der erzeugte Kraftvektor liegt in der Elektrodenenebene. Für Aktoranwendungen werden mehrere Elektrodenflächen in einer Kammstruktur zueinander positioniert. Es lassen sich sowohl Linear- als auch Rotationsantriebe realisieren.

Elektrostatische Aktoren sind einfach aufzubauen und zu miniaturisieren. Die erzeugbaren Kräfte liegen im Bereich von mN bis N. Da die Aktoren feldgetrieben sind, begrenzt die Durchschlagfeldstärke die maximal möglichen Auslenkungen. Im Fall von Luft mit einer Durchschlagfestigkeit von ca.  $3 \text{ V} / \mu\text{m}$  sind die möglichen Auslenkungen auf den Bereich einiger  $\mu\text{m}$  beschränkt [73].

Aus diesem Grund werden elektrostatische Aktoren vor allem zur Darstellung taktiler Reize eingesetzt. Für die Anwendung im HapCath Projekt eignen sie sich nicht.

### 3.1.6 Formgedächtnislegierungen

Der Formgedächtniseffekt wurde erstmals 1951 bei einer Gold-Cadmium-Legierung entdeckt [82]. Der bisher größte Effekt wurde 1968 bei einer Nickel-Titan Legierung gefunden. Der Name *Nitinol* (NICKEL TITANIUM ORDNANCE LABORATORY) beinhaltet den Namen des Labors. Bei Formgedächtnislegierungen werden drei verschiedene Effekte unterschieden: Der Einmal-Effekt (Einweg-Effekt), den wiederholbaren Effekt (Zweiweg-Effekt) und die Superelastizität.

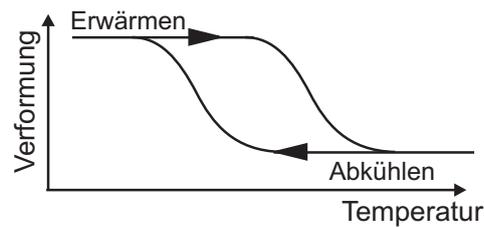
In Abbildung 3.11 ist die Funktionsweise einer Formgedächtnislegierung dargestellt. Dem Material wird in einem austenitischen Zustand eine Form eingeprägt. Diese behält es auch beim Abkühlen. Bei dem Einmal-Effekt wird es in diesem martensitischen (Niedrigtemperaturzustand) plastisch verformt. Bei einer Temperaturerhöhung bildet sich erneut ein austenitischer Zustand und das Element nimmt die ursprüngliche Form an, die zuvor eingeprägt wurde.



Abb. 3.11: Einwegeffekt einer Formgedächtnislegierung.

Die Umwandlung erfolgt in einem Temperaturbereich von 10 bis 20 K. Da das Material während der Umformung Arbeit leistet, kann es als Aktor genutzt werden. Der Zweiweg-Effekt wird durch eine thermomechanische Vorbehandlung des Materials erreicht. Auf diese Weise lassen sich zwei definierte Zustände für zwei verschiedene Temperaturen einprogrammieren. Arbeit wird auch hier beim Erwärmen geleistet. Die Breite der Hysterese hängt von der Zusammensetzung des Materials ab. Typische Werte liegen zwischen 10 und 30 K [82]. Der Memory-Effekt kann auch durch JOULE'sche Wärme, die in einem stromdurchflossenen Bauteil entsteht, ausgelöst werden. Das Hystereseverhalten des Effektes ist in Abbildung 3.12 dargestellt.

Mit einem zugbeanspruchten Nitinol-Draht können Verkürzungen von 6 % bis 8 % beim Einweg-Effekt und 3,5 % bis 5 % beim Zweiweg-Effekt erreicht werden. Der mögliche Stellweg kann über Hebelmechanismen und Vergrößerung des Drahtdurchmessers erhöht werden. Die Gestaltungsform des Drahtes ist frei. Als Schraubenfeder geformt können Längenänderungen von 100 bis 200 % erreicht werden. Die Reaktionsgeschwindigkeit des Aktors



**Abb. 3.12:** Hystereseverhalten von Nitinol beim Erwärmen und Abkühlen.

hängt von der Zeit ab, bis das Material über die Umwandlungstemperatur erwärmt wird. Die Arbeitsfrequenzen liegen im Bereich einiger 10 Hz.

Für einen zur Schraubenfeder geformten Nitinoldraht gelten die folgenden Gleichungen für die erzeugbare Federkraft  $F_{\text{mem}}$  und den Federweg  $x_{\text{mem}}$  [82]:

$$F_{\text{mem}} = \frac{\pi \cdot d^3 \cdot T_{\phi}}{8 \cdot D_{\text{m}}} \quad (3.15)$$

$$x_{\text{mem}} = \frac{4\pi r_{\text{m}}^2 \cdot n \cdot Y_{\text{m}}}{d} \quad (3.16)$$

mit dem Durchmesser  $d$  des Drahtes, der Größe des Memory-Effekts  $Y_{\text{m}}$  (ca. 1,2 bis 3,5 %), der maximal zulässigen Torsionsspannung  $T_{\phi}$  (100 N/mm<sup>2</sup> bis 180 N/mm<sup>2</sup>), dem mittleren Windungsdurchmesser  $D_{\text{m}}$ , dem mittleren Windungsradius  $r_{\text{m}}$  und der Anzahl an Windungen  $n$ .

Seit Mitte der 1990er Jahre sind magnetische Formgedächtnislegierungen (magnetic shape memory) bekannt und werden als Aktormaterial eingesetzt [83]. Ein typisches Material ist NiMnGa (Nickel-Mangan-Gallium). Wird das Material in ein Magnetfeld eingebracht, erfährt es eine Dehnung bis zu 10 % [84]. Vorteil der magnetischen Formgedächtnislegierungen ist, dass der Effekt deutlich schneller als bei herkömmlichem Formgedächtnislegierungen eintritt. Ein Prototyp des Aktors erreicht bei einer Frequenz von 800 Hz einen Hub von 0,2 mm. Der maximale Hub von 0,6 mm wurde bei einer Frequenz von 200 Hz erreicht [85, 86]. Für haptische Anwendungen ist das Prinzip der magnetischen Formgedächtnislegierungen theoretisch gut einsetzbar. Jedoch sind sie derzeit noch schwer erhältlich und teuer. Der einzige Hersteller ist die Firma AdaptaMat [87].

### 3.2 Bewertung der Aktorprinzipien und Auswahl

In den vorangegangenen Abschnitten sind verschiedene Aktorprinzipien vorgestellt worden. Ihre Eignung zum Einsatz in dem haptischen Display wurde diskutiert.

Zur Bewertung der vorgestellten Aktorprinzipien zeigt Tabelle 3.1 einen Überblick über die betrachteten Aktorprinzipien. In den Anforderungen an die Aktorik ist eine zu erzeugende Nennkraft von  $\vec{F}_H = 1 \text{ N}$  aufgeführt. Diese muss für einen guten haptischen Eindruck mit einer Frequenz von  $f_g \approx 1 \text{ kHz}$  erzeugt werden. In der Tabelle sind die maximalen Betriebsfrequenzen aufgeführt, mit der die Erzeugung der geforderten Kraft möglich ist.

**Tabelle 3.1:** Zusammenfassung der Kennwerte der Aktorprinzipien

| Aktorprinzip      | physikalische Beschreibung  | max. Frequenz bei $\vec{F}_H = 1 \text{ N}$ |
|-------------------|---|---|
| elektrodynamisch  | $F_{\text{dyn}} = B \cdot i \cdot l$  | $f_g \leq 10^3 \text{ Hz}$                  |
| elektromagnetisch | $F_{\text{mag}} = \frac{1}{2} \cdot A \mu_0 \left(\frac{wi}{l}\right)^2$              | $f_g \leq 10^3 \text{ Hz}$                  |
| magnetostriktiv   | $F_{\text{mst}} = \frac{1}{2} \cdot K \cdot \frac{1}{A} \left(\frac{L}{w} i\right)^2$ | $f_g \leq 10^8 \text{ Hz}$                  |
| elektrostatisch   | $F_{\text{el,a}} = \frac{1}{2} \cdot U^2 \epsilon_0 \frac{A}{d^2}$                    | $f_g \leq 2 \cdot 10^2 \text{ Hz}$          |
| piezoelektrisch   | $F_{\text{piezo}} = \frac{d_{33}}{s_{33}} \cdot \frac{u}{l_3} \cdot A$                | $f_g \leq 10^8 \text{ Hz}$                  |
| Formgedächtnis    | $F_{\text{mem}} = \frac{\pi \cdot d^3 \cdot \tau}{8 \cdot D_m}$                       | $f_g \leq 5 \cdot 10^2 \text{ Hz}$          |

Die geforderte Kraft von 1 N kann durch fast alle Prinzipien mit einer Frequenz von größer als 300 Hz erzeugt werden. Das elektrostatische Prinzip wird aufgrund der zu geringen Betriebsfrequenz nicht weiter in der Bewertung berücksichtigt. Alle anderen Aktorprinzipien sind prinzipiell für den Einsatz im HapCath Projekt geeignet. Anhand des Kriteriums der erzeugbaren Kraft bei einer bestimmten Frequenz können die Prinzipien nicht genauer unterschieden werden.

Neben der Aktorik beeinflusst die Art der Kraftkopplung wesentlich den haptischen Eindruck der eingekoppelten haptischen Kraftwirkung. Aus diesem Grund werden zwei weitere Kriterien zur Bewertung der Aktorprinzipien herangezogen.

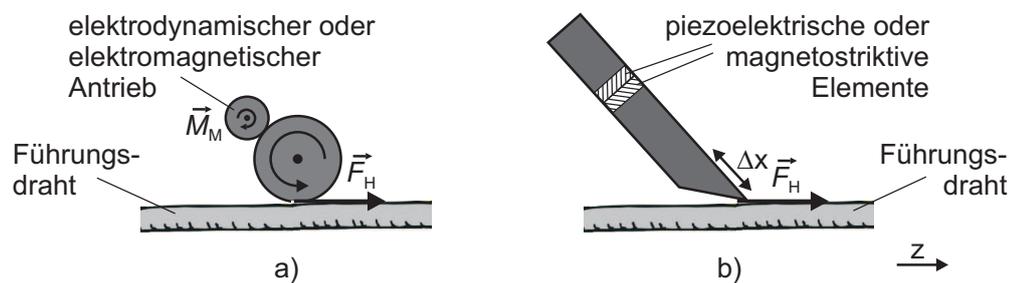
- Einfluss des Trägheitsmoments und der Reibung:

Die Kraftkopplung ist bei den bekannten Trainingssystemen für Katheterisierungen durch Reibräder realisiert. Diese besitzen ein Trägheitsmoment sowie innere Reibungseffekte. Beides ist für den Kardiologen als additive Kraft zu der haptischen Wirkung spürbar.

- Einfluss von Verschmutzung des Führungsdrahtes:

Im HapCath Projekt findet die Kraftkopplung unter Operationsbedingungen statt. Blut und Kontrastmittel benetzen den Führungsdraht, so dass der Haftreibungskoeffizient  $\mu_H$  der Oberfläche kleiner als der eines unbenetzten Drahts ist. Bei einer Kraftkopplung über Reibräder besteht die Gefahr des Durchrutschens des Führungsdrahtes. Dies hätte ein ruckhaftes Vortreiben des Drahtes in den Körper des Patienten bedingt durch die Gegenkraft des Kardiologen zur Folge. Die Verletzungsgefahr des Patienten steigt.

Es wird daher eine neue Möglichkeit entwickelt, Kraft auf einen Führungsdraht zu koppeln. Zwei verschiedene Prinzipien der Kraftkopplung sind in Abbildung 3.13 dargestellt.



**Abb. 3.13:** Möglichkeiten der Kraftkopplung auf den Führungsdraht.

- a) kontinuierliche Kraftkopplung mit Reibrädern,  
 b) Prinzipskizze einer gepulsten direkten Kraftkopplung  
 Elemente zur Führung des Drahts sind jeweils nicht dargestellt.

Abbildung 3.13 a) zeigt die Art der Kraftkopplung, wie sie in den bekannten Trainingssystemen realisiert ist. Das Drehmoment  $\vec{M}_M$  des Motors wird über mehrere Getriebestufen per Haftreibung auf den Draht gekoppelt. In dem neuen Prinzip in Abbildung 3.13 b) ist eine direkte Kraftkopplung realisiert. Ein Körper schwingt in mindestens einer Raumrichtung um den Betrag  $\Delta x$ . Die oszillierende Bewegung, die eine Komponente in z-Richtung aufweist, wird direkt auf den Führungsdraht gekoppelt, so dass eine gepulste Kraftwirkung entsteht.

Das Prinzip der gepulsten Kraftwirkung weist gegenüber der kontinuierlichen Kraftkopplung wesentliche Vorteile auf: Da keine mechanischen Komponenten eingesetzt werden, wird der haptische Krafteindruck des Kardiologen nicht durch additive Kräfte beeinflusst. Außerdem werden die Schmutzschichten auf der Oberfläche durch die pulsierende Bewegung zerstört, so dass die Kraft direkt auf die Drahtoberfläche gekoppelt werden kann. Die Gefahr eines durchrutschenden Führungsdrahtes und somit einer Verletzung des Patienten wird verringert. Da ein solches Prinzip grundsätzlich mit piezoelektrischen oder magnetostruktiven Elementen realisierbar ist, stellen die hohen Betriebsfrequenzen der Prinzipien einen weiteren Vorteil dar. Sie liegen im Bereich mehrerer 10 kHz. Für den Kardiologen ist die gepulste Kraftkopplung somit nicht als einzelne Impulse wahrnehmbar (s. Abschnitt 2.1). Er spürt

eine kontinuierlich gekoppelte Kraft.

Die Kriterien zur Bewertung der Kraftkopplung sind für die betrachteten Aktorprinzipien in Tabelle 3.2 zusammengefasst.

**Tabelle 3.2:** Bewertung der Aktorprinzipien anhand der Kraftkopplung

| <b>Aktorprinzip</b>                               | <b>elektro-<br/>dynamisch</b>  | <b>elektro-<br/>magnetisch</b> | <b>piezo-<br/>elektrisch</b>      | <b>magneto-<br/>striktiv</b> | <b>Formgedächtnis-<br/>legierungen</b> |
|---|--|--------------------------------|-----------------------------------|------------------------------|--|
| Kraftkopplung                                     | kontinuierlich, mit Reibrädern   |                                | gepulst möglich                   |                              |  |
| Mechanik, Einfluss auf haptische Wahrnehmung      | großes Bauvolumen und damit Masse<br>→ Rückwirkung auf Patienten, schlechtere Integration in den Behandlungsablauf |                                | keine bewegten mechanischen Teile |                              |  |
| Einfluss der Verschmutzung (Blut, Kontrastmittel) | hoch, Gefahr des Durchrutschens besteht  |                                | geringerer Einfluss               |                              |  |

Die oben aufgeführten Kriterien führen zu dem Ausschluss des elektrodynamischen und des elektromagnetischen Schrittantriebes. Ebenso wird das Prinzip mit magnetischen Formgedächtnislegierungen ausgeschlossen, da es derzeit noch zu teuer und aufwändig zu gestalten ist [83]. Es besitzt zudem eine mangelnde Reproduzierbarkeit und weist eine große Hysterese auf.

Für die Realisierung einer gepulsten Kraftwirkung kommen folglich nur das piezoelektrische oder das magnetostruktive Prinzip in Frage. Der direkte Vergleich beider Prinzipien in [78] zeigt, dass beide Prinzipien ähnliche maximal mögliche Dehnungen von wenigen zehntel Prozent und Arbeitsfrequenzbereiche im Bereich mehrerer 10 kHz aufweisen. Auch die Stellgenauigkeit und Reproduzierbarkeit der Position beider Materialien sind ähnlich gut. Für Aktoranwendungen werden piezoelektrische Materialien im Gegensatz zu magnetostruktiven Materialien derzeit vergleichsweise häufig eingesetzt [82]. Sie weisen eine höhere industrielle Reife auf. Ein Vorteil ist, dass sie in fertig montierten Ausführungen wie Stapelanordnungen angeboten werden. Die Werkstoffauswahl ist wesentlich größer. Magnetostruktive Werkstoffe werden dagegen nur von wenigen Lieferanten zu höheren Preisen angebo-

ten. Das Prinzip einer gepulsten Kraftwirkung könnte theoretisch mit beiden Aktorprinzipien realisiert werden. Jedoch ist der Gestaltungsspielraum piezoelektrischer Aktoren höher, da neben dem Längseffekt auch der Quer- und der Schereffekt genutzt werden kann [78]. Ein weiterer Vorteil der piezoelektrischen Wandler ist, dass das benötigte elektrische Feld direkt durch Elektroden erzeugt wird, die auf die piezoelektrischen Elemente montiert sind. Magnetostruktive Aktoren benötigen aufgrund der Erregerspule oder des Dauermagneten zur Erzeugung des Magnetfeldes mehr Bauraum. Zudem erfordern sie bedingt durch die Stromsteuerung auch im statischen Betrieb einen Magnetisierungsstrom und somit zusätzliche Energie [88].

Für das HapCath Projekt wird das piezoelektrische Aktorprinzip mit einer gepulsten Kraftwirkung ausgewählt und in Kapitel 4 ausführlich betrachtet.

### **3.3 Fazit**

Die Qualität eines durch Aktoren erzeugten haptischen Eindrucks hängt wesentlich von dem eingesetzten Aktorprinzip und dessen Eigenschaften ab. Die Auswahl eines auf die haptische Anwendung angepassten Aktorprinzips stellt folglich einen wesentlichen Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit dar. Bei der Vorstellung der Aktorprinzipien und ihrer Eigenschaften in diesem Abschnitt stellt die Überprüfung der Einsetzbarkeit in dem HapCath Projekt eines der wichtigsten Bewertungskriterien dar. Weitere Kriterien sind die dynamischen Eigenschaften sowie die Gestaltungsmöglichkeiten jedes Prinzips.

Thermische, pneumatische und hydraulische Aktorprinzipien werden zu Beginn aufgrund der geringen möglichen Arbeitsfrequenzen unter 300 Hz ausgeschlossen. Elektronisch kommutierte elektrodynamische Antriebe und Schrittantriebe werden derzeit in haptischen Display am häufigsten eingesetzt. Sie zeichnen sich durch gute dynamische Eigenschaften und eine einfache Regelbarkeit aus. Die Kraftkopplung erfolgt jedoch über Reibräder. Für den Einsatz in dem HapCath Projekt sind sie nicht geeignet, da die Kraftkopplung unter Operationsbedingungen stattfinden muss. Aufgrund der verschmutzten Oberfläche des Führungsdrahtes bestünde die Gefahr des Durchrutschens des Führungsdrahtes. Für den Patienten hätte dies eine erhöhte Verletzungsgefahr durch ruckhaftes Vortreiben des Drahtes zur Folge.

Um diesem Problem zu entgehen wird ein alternatives Verfahren zur Kopplung der Kraft auf den Draht entwickelt. Mittels einer gepulsten Kraftwirkung werden Schmutzschichten auf der Drahtoberfläche verdrängt und die Gefahr des Durchrutschens verringert. Dieses Kraftkopplungsprinzip kann durch piezoelektrische, magnetostruktive und magnetische Formgedächtnislegierungen realisiert werden. Magnetische Formgedächtnislegierungen sind

derzeit noch schwer erhältlich und zudem teuer. Aus dem direkten Vergleich des piezoelektrischen und des magnetostriktiven Prinzips zeigt sich, dass für die Erzeugung des haptischen Feedbacks im HapCath Projekt piezoelektrische Aktoren am besten geeignet sind.

In den folgenden Kapiteln werden daher piezoelektrische Aktoren näher betrachtet. Der Entwurf des konzipierten piezoelektrischen Aktors ist in Kapitel 4 dargestellt. Im darauf folgenden Kapitel 5 wird die Ansteuerung des Aktors erläutert.

## 4 Der piezoelektrische Ultraschallaktor

Der Vergleich der Aktorprinzipien im vorherigen Kapitel zeigt das piezoelektrische Aktorprinzip als am besten geeignet für den Einsatz im Projekt HapCath auf. Neben den hohen Arbeitsfrequenzen stellt vor allem die mögliche gepulste Kraftwirkung einen wesentlichen Vorteil gegenüber alternativen Aktorprinzipien dar.

In diesem Kapitel werden zunächst bekannte Bauformen piezoelektrischer Aktoren vorgestellt, die mit einer stehenden Welle eine gepulste Kraftwirkung ermöglichen können. Ein bimodales Antriebskonzept wird ausgewählt und dessen grundlegende Funktionsweise erläutert. Der Entwurf des piezoelektrischen Ultraschallaktors bildet den Schwerpunkt dieses Kapitels. Im analytischen Entwurf werden die longitudinalen und transversalen Schwingungen verschiedener Resonatorgeometrien berechnet. Die Grenzen des analytischen Entwurfs werden aufgezeigt. Im numerischen Entwurf wird in ANSYS mit FEM-Simulationen die Geometrie des Resonators optimiert. Den Abschluss des Kapitels bildet die Weiterentwicklung des geraden Resonators in eine gebogene Form.

### 4.1 Bauformen piezoelektrischer Aktoren mit gepulster Kraftwirkung

Eine gepulste Kraftwirkung kann, wie in Abbildung 4.1 dargestellt ist, auf zwei Arten erzeugt werden:



**Abb. 4.1:** a) Aktor mit eindimensionaler Bewegung, b) Aktor mit zweidimensionaler Bewegung.

Abbildung 4.1 a) zeigt eine gepulste Kraftwirkung mit Hilfe einer eindimensionalen Bewegung des Stators. Die Platzierung des Aktors erfolgt außerhalb der Symmetrieachse des

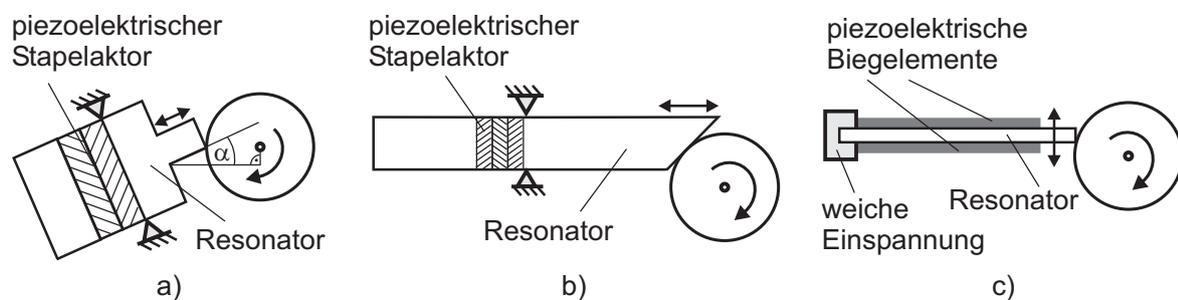
Rotors, wodurch ein periodisches, punktförmiges Anstoßen des Aktors stattfindet. Die Bewegung des Rotors ist nur in einer Richtung möglich. In Abbildung 4.1 b) führt der Stator eine zweidimensionale, geschlossene Bewegung durch. Die Platzierung des Aktors erfolgt in diesem Fall innerhalb einer Symmetrieachse des Rotors. Die Bewegung des Rotors kann umgekehrt werden.

Im Folgenden werden beide Möglichkeiten erläutert und mögliche Bauformen zur Realisierung vorgestellt.

#### 4.1.1 Piezoelektrische Ultraschallaktoren mit eindimensionaler Bewegung des Stators

Ein monomodaler Aktor stellt die einfachste Möglichkeit dar, mit einem piezoelektrischen Aktorprinzip eine eindimensionale Bewegung zu erzeugen. Er besteht aus einem piezoelektrischen Stapelaktor, der einen mechanischen Resonator in einer seiner longitudinalen Eigenmoden zum Schwingen anregt. Da es sich um einen  $\lambda/2$ -Schwinger handelt, bildet sich eine Schwingungsmode aus, deren Maximum am Ende des Resonators liegt. Die Einspannung monomodaler Aktoren mit Stapelaktor liegt immer in der Mitte des Aktors.

Abbildung 4.2 zeigt verschiedene Möglichkeiten, die longitudinale Bewegung des Aktors auf den Rotor zu übertragen.



**Abb. 4.2:** Realisierungen piezoelektrischer Aktoren mit eindimensionaler Bewegung des Stators:

*Unterschiedliche Schraffierungen kennzeichnen die verschiedenen Polarisationsrichtungen der piezoelektrischen Elemente.*

*a) monomodaler Aktor mit schräger Ankopplung nach SASHIDA [89, 90]*

*b) monomodaler Aktor mit angeschrägter Spitze [82]*

*c) Biegeaktor mit eindimensionaler Bewegung [82, 91]*

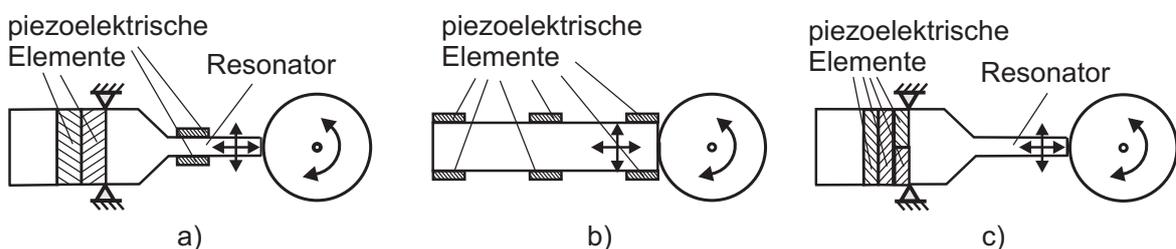
Eine der ersten Umsetzungen des Aktorprinzips von SASHIDA aus dem Jahr 1982 stellt Abbildung 4.2 a) dar. Der Resonator ist gegenüber dem Rotor mit einem Versatzwinkel  $\alpha$  positioniert. Der Rotor erfährt ein periodisches Anstoßen. Eine weitere Möglichkeit ist in

Abbildung 4.2 b) dargestellt. Die Rotorspitze ist angeschrägt und wird außerhalb der Symmetrieachse auf den Rotor gedrückt. Der Rotor ist hart gegenüber der Statorspitze. Aufgrund der asymmetrischen Lage und der abgeschrägten Spitze wird die Statorspitze deformiert. Es entsteht eine Bewegung tangential zum Rotor, die die Welle über Kraftschluss mittels Reibung in Rotation versetzt. Bei der Kontraktion des Stators öffnet sich der Reibschluss zwischen Rotor und Stator und die Deformation bildet sich zurück. Auch in diesem Fall wird ein  $\lambda/2$  Schwinger eingesetzt. Abbildung 4.2 c) zeigt eine dritte Möglichkeit der Realisierung. Die Platzierung des Stators ist ebenfalls außerhalb der Symmetrieachse des Rotors. Der Resonator ist als Biegeaktor ausgeführt und an einem Ende eingespannt. Eine Ausführung als Multilayer-Aktor ermöglicht eine Ansteuerung mit geringeren Spannungsamplituden und erhöht die Zuverlässigkeit [91].

Alle Antriebskonzepte mit einer eindimensionalen Bewegung des Stators sind auf die Erzeugung einer Rotation in einer Raumrichtung beschränkt. Eine Umkehrung der Drehrichtung ist nur durch eine veränderte Positionierung von Antrieb zu Rotor möglich. Dies stellt einen Nachteil für die Umsetzung im HapCath Projekt dar, da hier eine gleichzeitige Kopplung von Kraft und Drehmoment gewünscht ist. Dies ist nur über den Einsatz mehrerer Aktoren möglich.

#### 4.1.2 Piezoelektrische Ultraschallaktoren mit zweidimensionaler Bewegung des Stators

Um mit einem einzelnen Aktor eine Rotationserzeugung in mehr als einer Raumrichtung zu realisieren, ist eine zweidimensionale Bewegung des Stators notwendig. Aus der Literatur sind einige Bauformen bekannt, die an der Spitze des Resonators eine elliptische Bewegung erzeugen. In Abbildung 4.3 sind drei Möglichkeiten nach FLEISCHER [92, 93] dargestellt.

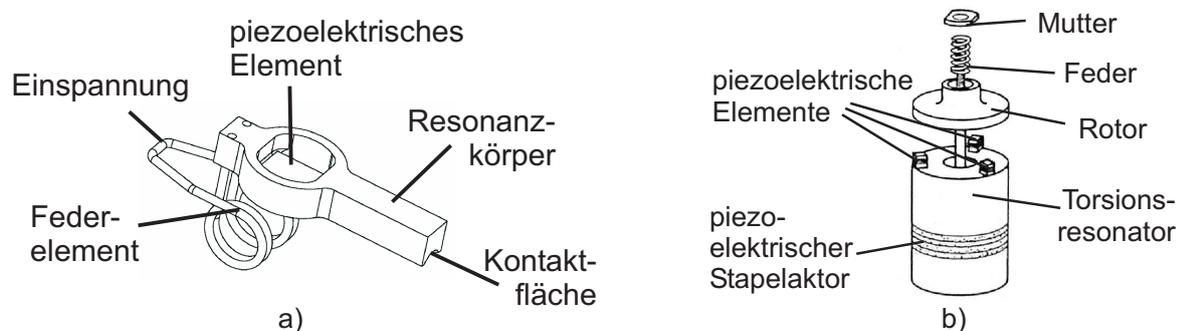


**Abb. 4.3:** Möglichkeiten der Erzeugung einer elliptischen Bewegung eines piezoelektrischen Ultraschallaktors nach FLEISCHER mit mehreren piezoelektrischen Elementen [92, 93].

Abbildung 4.3 a) und c) zeigen Bauformen, die sich an den Prinzipien mit eindimensionaler Bewegung orientieren. Ein mechanischer Resonator wird über einen piezoelektrischen

Stapelaktor in einer seiner longitudinalen Moden zum Schwingen angeregt. Die zusätzliche transversale Komponente wird über weitere piezoelektrische Elemente erzeugt. Diese sind entweder direkt am Resonator oder im piezoelektrischen Stapelaktor angeordnet. In Abbildung 4.3 b) sind sechs piezoelektrische Elemente symmetrisch an der Außenseite des Resonators montiert. Die beiden mittleren piezoelektrischen Elemente erzeugen die longitudinale Bewegung des Resonators. Die äußeren piezoelektrischen Elemente können so angesteuert werden, dass eine zusätzliche Biegung des Resonators entsteht. Durch die Wahl der Phase zwischen den Ansteuersignalen kann eine Rotation des Rotors in zwei Raumrichtungen erzeugt werden.

Zwei weitere Realisierungen eines piezoelektrischen Aktors mit zweidimensionaler Bewegung des Stators sind in Abbildung 4.4 dargestellt. Der Motor in Abbildung 4.4 a) der Firma Elliptec besteht aus einem einzelnen piezoelektrischen Element, einem Resonanzkörper sowie einem Feder-element.



**Abb. 4.4:** Sonderformen zur Erzeugung einer elliptische Bewegung des Stators:

a) *Piezoelektrischer Aktor der Firma Elliptec [94, 95]*

b) *Explosionszeichnung des Aktors nach UHEA, der eine longitudinale Mode mit einer Torsionsmode kombiniert [96].*

Der Resonanzkörper ist in seinen geometrischen Abmessungen so optimiert, dass er durch das piezoelektrische Element an seiner Spitze eine Schwingung mit einer elliptischen Form durchführt. Das Feder-element dient zum Anpressen des Aktors an das anzutreibende Element [94, 95]. Die Kontaktfläche des Resonators ist formschlüssig zu dem Rotor ausgebildet. Der Aktor wird mit einer einzelnen Frequenz angesteuert. Die Ansteuerung mit einer Sinusschwingung einer zweiten Frequenz ergibt eine Umkehrung der Bewegungsrichtung des Aktors [94, 95].

Der Aktor von UHEA in Abbildung 4.4 b) weist einen ähnlichen Aufbau wie die Aktoren nach FLEISCHER auf. Ein piezoelektrischer Stapelaktor regt einen Resonator in seiner Torsionsmode zum Schwingen an. Drei weitere piezoelektrische Multilayer-elemente klemmen phasenweise während der Rechtsdrehung des Resonators den Rotor. In der Kontraktionspha-

se der Multilayerelemente führt ein Torsionsresonator eine Linksdrehung in den Ausgangszustand aus. Für den Betrieb des Aktors wird dieser Ablauf periodisch wiederholt. Dieses Prinzip kann als rotatorisches Inchwormprinzip bezeichnet werden [96].

### 4.1.3 Zusammenfassung und Auswahl eines Aktorprinzips

In der Tabelle 4.1 sind die Eigenschaften, Vor- und Nachteile der vorgestellten Prinzipien zur Erzeugung einer gepulsten Kraftwirkung gegenübergestellt.

**Tabelle 4.1:** Merkmale bekannter Aktorprinzipien zur Erzeugung der gepulsten Kraftwirkung.

| Aktorprinzip                  | eindimensional |                | zweidimensional              |               |                        |
|-------------------------------|----------------|----------------|------------------------------|---------------|------------------------|
|                               | SASHIDA [89]   | UCHINO [82]    | FLEISCHER [92]               | Elliptec [94] | UHEA [96]              |
| Anzahl piezoelektr. Elemente  | Stapel         | 2 Biegeaktoren | Stapel + 2 Elemente pro Mode | ein Element   | Stapel + 3 Elemente    |
| erzeugte Moden                | longitudinal   | Biegemode      | longitudinal + transversal   |               | longitudinal + Torsion |
| notwendige Ansteuerfrequenzen | 1              | 1              | $\geq 2$                     | 2             | 2                      |
| Bewegungsumkehr               | nicht möglich  | nicht möglich  | möglich                      | möglich       | möglich                |
| Erzeugung Bewegung in 3 DOF   | nicht möglich  | nicht möglich  | möglich                      | nicht möglich | nicht möglich          |
| Gestaltung Geometrie          | einfach        | einfach        | einfach                      | aufwändig     | einfach                |

Vorteil der Aktoren mit einer eindimensionalen Bewegung des Stators ist der einfache Aufbau und die daraus folgende einfache Ansteuerung. Ein einzelnes piezoelektrisches Element bzw. ein piezoelektrischer Stapelaktor erzeugt durch die Ansteuerung mit einer festen Frequenz eine Bewegung in einer Raumrichtung. Der Aktor mit der zweidimensionalen Bewegung benötigt in der Regel für jede Schwingungsmoden ein eigenes piezoelektrisches Stapelpaar, wodurch der Aufbau aufwändiger und teurer ist. Die Ansteuerung ist durch die notwendige Synchronisierung der einzelnen Frequenzen komplizierter. Die resultierende Bewegung des Resonators entsteht durch Variation der Phase zwischen den Ansteuersignalen

der einzelnen piezoelektrischen Stapelaktoren.

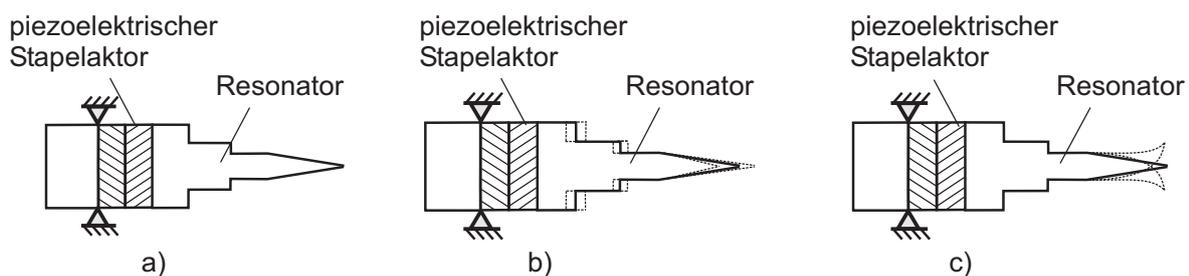
Das Prinzip des Elliptec-Motors in Abbildung 4.4 a) zeigt, dass auch mit einem einzelnen piezoelektrischen Element eine mehrdimensionale Bewegung erzeugt werden kann. Jedoch ist die geometrische Gestaltung im Fall des Elliptec-Motors ebenfalls sehr aufwändig. Ziel ist, einen piezoelektrischen Aktor zu entwerfen, der sowohl mit nur einem einzelnen piezoelektrischen Stapelaktor als auch einer einfachen Geometrie eine elliptische Bewegung an der Spitze seines Resonators erzeugen kann.

## 4.2 Aktorkonzept und Entwurf

Die im vorigen Abschnitt beschriebenen bekannten Bauformen piezoelektrischer Aktoren stellen die Grundlage für den im Folgenden dargestellten Entwurf des piezoelektrischen Ultraschallaktors dar.

### 4.2.1 Erläuterung des Prinzips

Die grundlegende Form des piezoelektrischen Aktors für das HapCath Projekt orientiert sich an der einfachen Gestaltung der eindimensionalen Aktoren aus Abschnitt 4.1.1. Ein piezoelektrischer Stapelaktor regt einen mechanischen Resonator zum Schwingen an. Außer der bereits bekannten longitudinalen Mode besitzt der Aktor eine transversale Eigenmode. Wird der Resonator durch die piezoelektrischen Antriebselemente in der transversalen Mode zum Schwingen angeregt, führt die Spitze eine Bewegung senkrecht zur longitudinalen Mode aus. In Abbildung 4.5 ist ein Modell des Aktors mit den zwei angeregten Moden dargestellt.

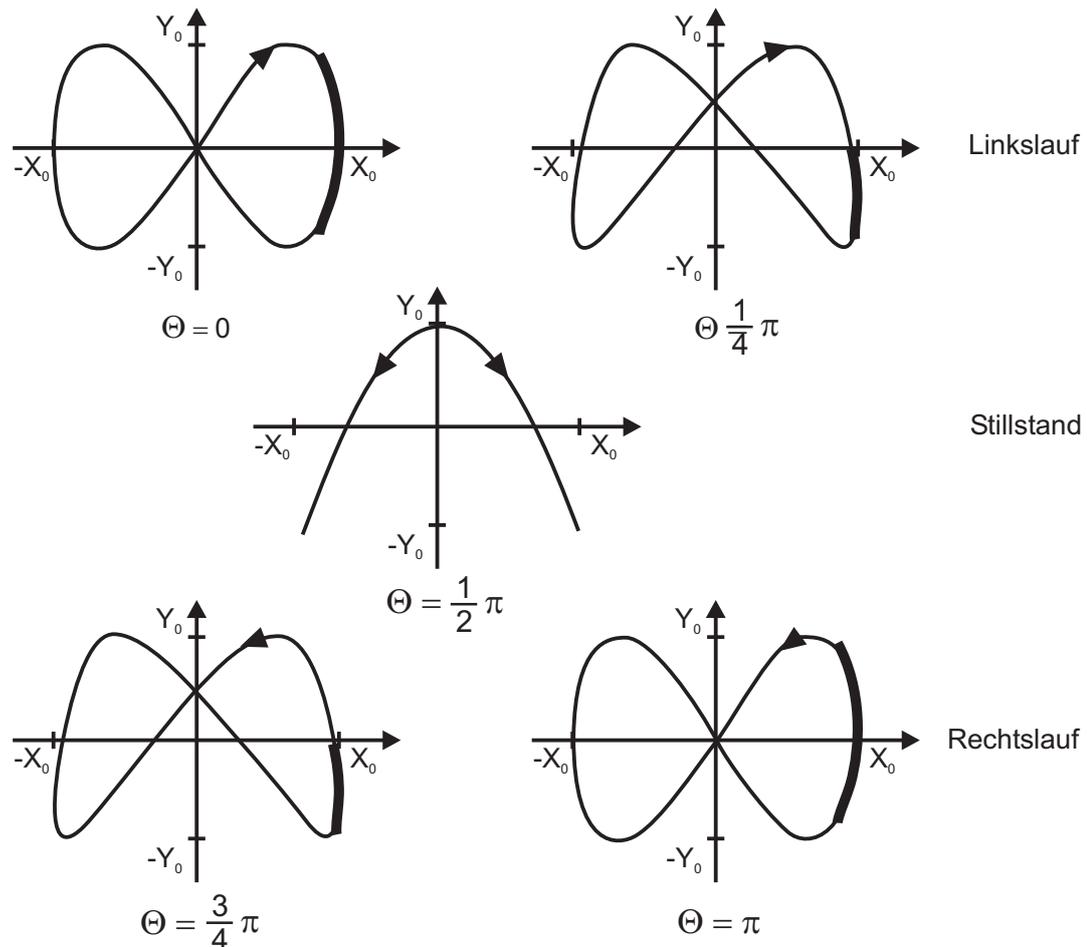


**Abb. 4.5:** Prinzipielle Funktion des ausgewählten bimodalen piezoelektrischen Ultraschallaktors gemäß Abbildung 4.3 c)

a) Ausgangszustand, b) longitudinale Mode, c) transversale Mode.

Dieses Funktionsprinzip wird auch bimodaler Aktor genannt. Die Ansteuerung erfolgt mit zwei Frequenzen, die additiv überlagert werden. Werden die zwei Frequenzen so gewählt,

dass die eine Frequenz ein ganzzahliges Vielfaches der ersten Frequenz beträgt, ergibt sich eine geschlossene rotatorische Bewegung (LISSAJOUS-Figur). Die Steuerung der Bewegung der Spitze erfolgt über die Phasenlage zwischen den zwei Eigenfrequenzen, so dass eine Rotation in beide Richtungen möglich ist. Ebenso kann über die Phasenverschiebung die Drehgeschwindigkeit des Rotors definiert geändert werden. Abbildung 4.6 verdeutlicht diesen Zusammenhang.



**Abb. 4.6:** Bewegung der Resonatorspitze des bimodalen Ultraschallaktors bei verschiedenen Phasenverschiebungen der zwei Ansteuerfrequenzen [82].

*Der Kontaktbereich mit dem Rotor ist dick gekennzeichnet.*

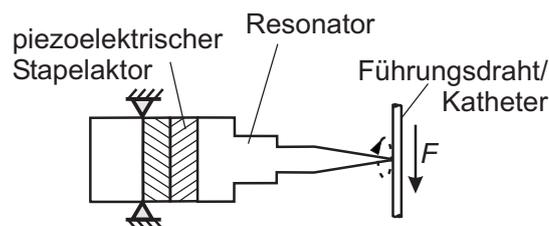
Die Form der Bewegung der Resonatorspitze wird durch den Phasenwinkel  $\Theta$  bestimmt. Für den Phasenwinkel  $\Theta = 0$  liegt für den Linkslauf ein optimaler Kontakt zwischen der Resonatorspitze und dem Rotor vor und die Drehgeschwindigkeit ist maximal. Wird  $\Theta$  erhöht, ändert sich die Bewegungsform der Spitze und folglich auch die Kontaktzeit und -form zwischen Resonator und Rotor. Beispielhaft ist dies für  $\Theta = \frac{\pi}{4}$  dargestellt. Bei einem Phasenwinkel von  $\Theta = \frac{\pi}{2}$  liegt kein antreibendes Moment mehr vor. Diese Phase kann genutzt

werden, um die Blockierung des Motors im ausgeschalteten Zustand zu überbrücken. Damit ist ein aktiver Entblockierzustand, bei dem die Reibung zwischen Rotor und Resonator durch die schwingende Bewegung der Resonatorspitze aufgehoben wird, ermöglicht. Eine weitere Vergrößerung des Phasenwinkels zu  $\Theta = \frac{3}{4}\pi$  führt zu einer Umkehrung der Drehrichtung des Motors. Bei  $\Theta = \pi$  ist für den Rechtslauf wieder eine optimale Kontaktbedingung mit maximal übertragbarem Drehmoment erreicht.

Die Bewegung der Rotorspitze wird durch die folgenden Gleichungen beschrieben:

$$x = x_0 \sin(\omega_1 t), \quad y = y_0 \sin(\omega_2 t + \Theta). \quad (4.1)$$

Dabei ist  $\omega_1$  die Kreisfrequenz der longitudinalen Schwingung und  $\omega_2 = 2 \cdot \omega_1$  die Kreisfrequenz der Biegemode. Für die Anwendung im HapCath-Projekt wird der Aktor senkrecht gegenüber dem Führungsdraht positioniert (s. Abb. 4.7), so dass die elliptische Bewegung an der Spitze eine Kraftwirkung direkt auf den Draht erzeugt. Über die longitudinale Schwingung des Aktors wird die Anpresskraft erzeugt. Die transversale Mode bewirkt die Kraftwirkung in Längsrichtung des Führungsdrahtes.



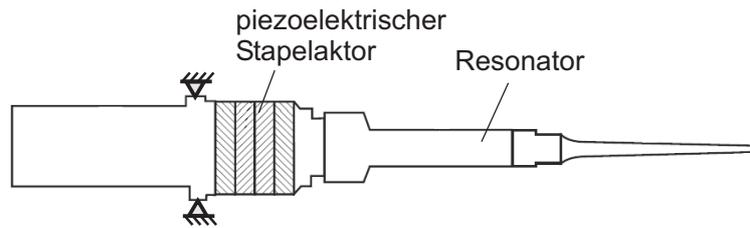
**Abb. 4.7:** Anordnung des ausgewählten bimodalen piezoelektrischen Ultraschallaktors gemäß Abbildung 4.3 c) gegenüber dem Führungsdraht.

*Die Bewegung der Spitze resultiert aus der gleichzeitigen Ansteuerung zweier Moden.*

#### 4.2.2 Ausgangsmodell zum Entwurf des piezoelektrischen Ultraschallaktors

In einer Diplomarbeit [97] wurden verschiedene auf dem Markt erhältliche piezoelektrische Ultraschallaktoren betrachtet und auf ihre Einsatzmöglichkeit im HapCath Projekt hin untersucht. Das Ergebnis dieser Untersuchung stuft einen Ultraschallscaler der Firma Sirona [98], der für die Zahnsteinentfernung eingesetzt wird, als am besten geeignet ein. Sein Aufbau ist in Abbildung 4.8 dargestellt.

In [97] wird gezeigt, dass der Ultraschallscaler ein bimodales Verhalten aufweist und eine drehbar gelagerte Welle antreiben kann. Der Scaler wird als Ausgangsmodell für den folgenden Entwurf des Aktors eingesetzt. Zur Durchführung einer realitätsnahen Simulation



**Abb. 4.8:** Modell des piezoelektrischen Ultraschallscalers als Ausgangsmodell für den Entwurf eines piezoelektrischen Aktors [97, 99].

werden die Eigenschaften des Ultraschallscalers sowie des piezoelektrischen Stapelaktors analysiert und ermittelt. Der piezoelektrische Stapelaktor ist aus vier piezoelektrischen Elementen aufgebaut. Die mechanischen Eigenschaften sind in Tabelle 4.2 zusammengefasst.

**Tabelle 4.2:** Eigenschaften des piezoelektrischen Stapelaktors [100].

| Bezeichnung                     | Formelzeichen        | Kennwert                         |
|---------------------------------|----------------------|----------------------------------|
| Durchmesser außen               | $d_{a,\text{Piezo}}$ | 10 mm                            |
| Durchmesser innen               | $d_{i,\text{Piezo}}$ | 4,3 mm                           |
| Höhe                            | $h_{\text{Piezo}}$   | 2 mm                             |
| piezoelektrischer Koeffizient   | $d_{33}$             | $265 \cdot 10^{-12} \text{ m/V}$ |
| Resonanzfrequenz des Resonators | $f_{\text{US}}$      | $\approx 38 \text{ kHz}$         |
| Masse des Ultraschallaktors     | $m_{\text{eff}}$     | 12 g                             |

Der Ultraschallscaler ist jedoch nicht für einen Einsatz als Aktor in einem haptischen Display ausgelegt. Im Folgenden wird der Resonator unter Berücksichtigung der Anforderungen aus dem HapCath Projekt neu entworfen. Der Entwurf konzentriert sich auf die Optimierung des mechanischen Resonators, um die in den vorigen Abschnitten beschriebenen Eigenschaften des piezoelektrischen Stapelaktors zu erhalten. Die piezoelektrischen Elemente werden nicht verändert. Die Optimierung des mechanischen Resonators wird in zwei Schritten mit den folgenden Zielgrößen durchgeführt:

1. Ermittlung der Eigenmoden in longitudinaler Richtung sowie der schwingungsfähigen Quermoden in transversaler Richtung in Abhängigkeit der Abmessungen und der Form des Resonators.
2. Maximierung der Amplituden der Schwingung an der Spitze des Resonators in longitudinaler und transversaler Richtung, um eine maximale Kraftwirkung zu erzielen.

Die Optimierung des Resonators mit den aufgeführten Zielgrößen wird mit zwei Verfahren durchgeführt. Das Schwingungsverhalten des Resonators wird zunächst analytisch beschrieben und die Eigenfrequenzen des longitudinalen und transversalen Schwingungsverhaltens des Resonators berechnet. Es werden homogene und stufenförmige Resonatoren sowie Resonatoren mit linearer und exponentieller Formkurve betrachtet. Die Betrachtung wird für Schwingungen in longitudinaler und transversaler Richtung durchgeführt. Die Grenzen des analytischen Entwurfs werden aufgezeigt. Die Ergebnisse der analytischen Betrachtung dienen der Verifikation des folgenden numerischen Entwurfs.

Im numerischen Entwurf wird mit Hilfe von Finite-Elemente-Simulationen zunächst das Schwingungsverhalten der gleichen Geometrien wie bei der analytischen Berechnung ermittelt. Die Ergebnisse werden verglichen, um die folgenden Simulationen zu verifizieren. Zur Optimierung des Resonators werden die Abmessungen der Grundgeometrien variiert sowie die einzelnen Grundgeometrien kombiniert. Der numerische Entwurf schließt mit einer Weiterentwicklung des geraden Resonators in eine gebogene Form.

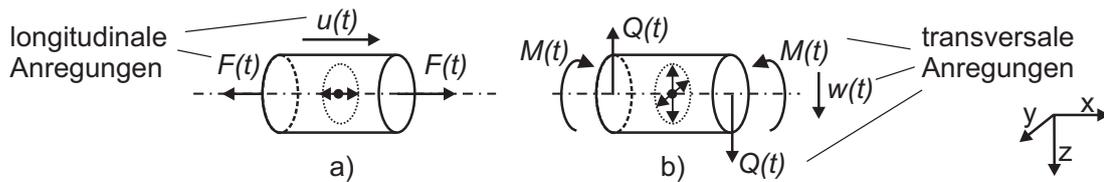
### 4.3 Analytischer Aktorentwurf

#### 4.3.1 Schwingungen mechanischer Systeme

Um das mechanische Schwingungsverhalten des Resonators des piezoelektrischen Ultraschallaktors analytisch beschreiben zu können, ist es nicht ausreichend, den Resonator als diskretes System zu betrachten. Diskrete Systeme beschreiben mechanische Modelle, die aus einem oder mehreren starren Körpern bestehen und demzufolge eine endliche Anzahl an Freiheitsgraden besitzen [101]. Im Gegensatz dazu besitzen kontinuierliche Systeme unendliche viele Freiheitsgrade. Der Zustand eines kontinuierlichen Systems wird von einer orts- und zeitabhängigen Zustandskoordinate in einer partiellen Differentialgleichung beschrieben [102].

In diesem Abschnitt werden Größen definiert, die im weiteren Verlauf zur analytischen Beschreibung des Schwingungsverhaltens des Resonators eingesetzt werden. In Abbildung 4.9 sind zwei finite Teilelemente eines Stabs dargestellt. In Bild a) werden die longitudinalen Größen definiert, in Bild b) die auftretenden transversalen Größen. Die longitudinale und die transversale Schwingung werden separat betrachtet.

Bei der Longitudinalschwingung in Abbildung 4.9 a) schwingt der Flächenschwerpunkt entlang der x-Achse. Die Anregungsarten sind axiale Kräfte  $F(t)$  oder Verschiebungen  $u(t)$ . Bei der Transversalschwingung in Abbildung 4.9 b) schwingt der Flächenschwerpunkt senkrecht zur x-Achse. Hier treten als Anregungen Momente  $M(t)$ , Querkräfte  $Q(t)$  oder trans-



**Abb. 4.9:** Definition der longitudinalen und transversalen Größen an einem schwingenden Element

versale Verschiebungen  $w(t)$  auf.

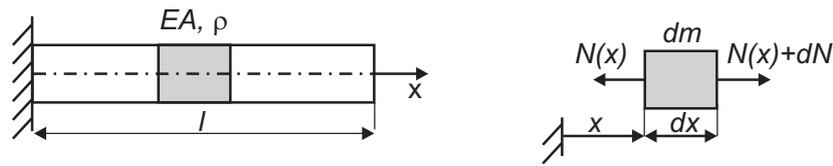
Zur Beschreibung des Schwingungsverhaltens wird eine partielle Bewegungsdifferentialgleichung aufgestellt, die von dem Ort  $x$  und der Zeit  $t$  abhängig ist. Nach dem Produktsatz von BERNOULLI kann die Differentialgleichung in zwei voneinander unabhängige Funktionen  $X(x)$  und  $\Phi(t)$  aufgespalten werden [102]. Die Ortsfunktion  $X(x)$  beschreibt das örtliche Schwingungsverhalten und ist abhängig von der Resonatorform, dem Resonatormaterial sowie den örtlichen Randbedingungen. Sie definiert die Eigenfrequenzen und beschreibt die Eigenmoden der longitudinalen Verschiebung. Die Zeitfunktion  $\Phi(t)$  beschreibt das zeitliche Schwingungsverhalten. Sie hängt von der Dämpfung des Materials und der äußeren Anregungsform ab. Ist die äußere Anregung gleich Null, beschreibt die Zeitfunktion das Ein- und Ausschwingverhalten des Resonators [101, 103].

Wie in Abbildung 4.8 dargestellt, ist der Resonator des Ultraschallaktors an seinem linken Rand fest mit dem piezoelektrischen Stapelaktor verbunden. Das rechte Ende schwingt frei und dient der Kraftkopplung auf den Draht. Trotz der festen Einspannung auf seiner linken Seite muss der Resonator als mechanischer freier Schwinger mit den Randbedingungen frei-frei betrachtet werden. Würde dieser als fest eingespannt betrachtet werden, wäre an der Stelle keine äußere Kraft- oder Verschiebungsanregung durch den piezoelektrischen Stapelaktor möglich [104].

### 4.3.2 Longitudinale Schwingung

Zur analytischen Beschreibung des Resonators wird dieser wie in Abbildung 4.10 dargestellt zunächst idealisiert als gerader, homogener elastischer Stab der Länge  $l$  betrachtet. Der Stab führt aufgrund seiner Trägheits- und Steifigkeitseigenschaften Schwingungen in longitudinaler Richtung aus. Er besitzt die axiale Steifigkeit  $EA(x)$  und die Massebelegung  $\rho A(x)$ .

Zur Bestimmung der partiellen Bewegungsdifferentialgleichung wird an der Stelle  $x$  ein differentiell kleines Element der Länge  $dx$  zu dem Zeitpunkt  $t$  betrachtet. Das Element mit der Masse  $dm = \rho A dx$  ist um  $u(x,t)$  in  $x$ -Richtung verschoben.  $u(x,t)$  definiert die longitudinale Verschiebungsfunktion. Am Element greifen an der Stelle  $x$  und  $x + dx$  die Normalkräfte  $N(x,t)$  bzw.  $N(x,t) + dN(x,t)$  an. Zusätzlich wirkt die massenproportionale bzw. vis-



**Abb. 4.10:** Einseitig eingespannter homogener Stab und freigeschnittenes Element der Länge  $dx$  [102, 103].

kose Reibung, die mit dem Faktor  $k_m$  proportional zur Verschiebungsgeschwindigkeit  $u'(x,t)$  ist [104]. In Anlehnung an [102, 103, 104] folgt aus dem Schwerpunktsatz in  $x$ -Richtung die dynamische Gleichung

$$\frac{\partial N(x,t)}{\partial x} dx = \rho A dx \left( \frac{\partial^2 u(x,t)}{\partial t^2} + k_m \frac{\partial u(x,t)}{\partial t} \right) \quad (4.2)$$

sowie die Elastomechanik des elastischen Stoffgesetzes

$$N = EA \frac{\partial u(x,t)}{\partial x}. \quad (4.3)$$

Gleichung (4.3) in Gleichung (4.2) ergibt

$$\frac{\partial}{\partial x} \left( EA \frac{\partial u(x,t)}{\partial x} \right) = \rho A \left( \frac{\partial^2 u(x,t)}{\partial t^2} + k_m \frac{\partial u(x,t)}{\partial t} \right). \quad (4.4)$$

Ersetzt man den konstanten Querschnitt  $A$  des Balkens durch die ortsabhängig variable Fläche  $A(x)$  eines beliebig geformten Resonators, lässt sich das longitudinale Schwingungsverhalten durch die folgende homogene longitudinale Wellengleichung beschreiben [104].

$$\frac{\partial}{\partial x} \left[ \underbrace{EA(x)}_{r(x)} \frac{\partial u(x,t)}{\partial x} \right] - \underbrace{\rho A(x)}_{\mu(x)} \left[ \frac{\partial^2 u(x,t)}{\partial t^2} + k_m \frac{\partial u(x,t)}{\partial t} \right] = 0. \quad (4.5)$$

Dabei sind  $r(x)$  die axiale Steifigkeit und  $\mu(x)$  die Massenbelegung. Nach BERNOULLI wird die Verschiebungsfunktion  $u(x,t)$  in der partiellen Differentialgleichung (4.5) in eine reine Ortsfunktion  $X(x)$  und in eine Zeitfunktion  $\Phi(t)$  aufgespalten. Es gilt [103, 105]:

$$u(x,t) = X(x) \cdot \Phi(t) \quad (4.6)$$

Die gewöhnlichen Differentialgleichungen  $X(x)$  und  $\Phi(t)$  berechnen sich aus folgendem Ansatz [104]:

$$X''(x) + \frac{A'(x)}{A(x)} X'(x) + \left( \frac{\omega}{c} \right)^2 X(x) = 0 \quad (4.7)$$

$$\ddot{\Phi}(t) + k_m \dot{\Phi}(t) + \omega^2 \Phi(t) = 0 \quad (4.8)$$

Dabei ist  $\omega$  die Eigenkreisfrequenz und  $c$  die Wellenausbreitungsgeschwindigkeit. Zur übersichtlicheren Notation wird im Folgenden die Größe  $\beta$  eingeführt, die als Wellenzahl bezeichnet wird [102]:

$$\beta = \frac{\omega}{c} \quad (4.9)$$

Im Folgenden wird zur Ermittlung der Eigenfrequenzen und Eigenmoden des Resonators die Ortsfunktion  $X(x)$  betrachtet. Da die Funktion von der Querschnittsfläche  $A(x)$  des Resonators abhängig ist, werden die Lösungen verschiedener Resonatorgeometrien separat angegeben. Die Zeitfunktion ist in Anhang E.3 ab Seite 186 dargestellt.

Die Lösung der Ortsfunktion  $X(x)$  in Gleichung (4.7) kann in Matrixform geschrieben werden [104]:

$$\begin{pmatrix} u(x) \\ N(x) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} h_{11}^l(x) & h_{12}^l(x) \\ h_{21}^l(x) & h_{22}^l(x) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u(0) \\ N(0) \end{pmatrix} \quad (4.10)$$

Die Gleichung beinhaltet die Eigenmoden der Verschiebungsfunktion  $u(x)$  und der Normalkraftfunktion  $N(x)$ , die Randbedingungen  $u(0)$  und  $N(0)$  sowie die charakteristischen Gleichungen  $h_{11}^l(x)$  bis  $h_{22}^l(x)$ .

Tabelle 4.3 stellt die charakteristischen Gleichungen für alle möglichen Randbedingungen des Resonators auf. Aus den charakteristischen Gleichungen werden die Eigenfrequenzen des Resonators berechnet.

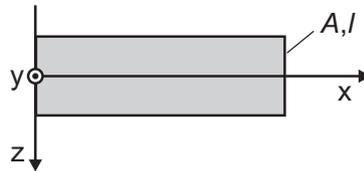
**Tabelle 4.3:** Übersicht der charakteristischen Gleichungen und Eigenmoden [104].

| Randbedingung                   | charakteristische Gleichung |
|---------------------------------|-----------------------------|
| frei-frei: $N(0) = 0; N(l) = 0$ | $h_{21}^l(l) = 0$           |
| frei-fest: $N(0) = 0; u(l) = 0$ | $h_{11}^l(l) = 0$           |
| fest-frei: $u(0) = 0; N(l) = 0$ | $h_{22}^l(l) = 0$           |
| fest-fest: $u(0) = 0; u(l) = 0$ | $h_{12}^l(l) = 0$           |

Um die Eigenfrequenzen und Eigenmoden des Resonators für verschiedene Resonatorgeometrien zu bestimmen, werden die Übertragungsmatrizen für mögliche Resonatorgeometrien berechnet. An dieser Stelle wird die Betrachtung des homogenen Resonators und des stufenförmigen Resonators vorgestellt. Die Übertragungsmatrizen der Resonatoren mit exponentiell und linear verjüngender Grundfläche sind in Anhang E.1 aufgeführt.

**Homogener Resonator**

Abbildung 4.11 zeigt die Form eines homogenen Resonators. Die Querschnittsfläche  $A(x)$  ist über der gesamten Länge  $l$  konstant.



**Abb. 4.11:** Resonator mit homogener Form.

Die gewöhnliche Differentialgleichung des Ortes aus Gleichung (4.7) vereinfacht sich zu

$$X''(x) + \beta^2 X(x) = 0. \quad (4.11)$$

Deren allgemeine Lösung lautet [106]

$$X(x) = u(x) = C_1 \cos(\beta x) + C_2 \sin(\beta x). \quad (4.12)$$

Zur Berechnung der Koeffizienten  $C_1$  und  $C_2$  wird die örtliche Normalkraftfunktion  $N(x)$  benötigt, die sich aus dem Elastizitätsgesetz bestimmen lässt. Für die Matrix des homogenen Resonators folgt [104]:

$$\begin{pmatrix} u(x) \\ N(x) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\beta x) & \frac{\sin(\beta x)}{EA\beta} \\ -EA\beta \sin(\beta x) & \cos(\beta x) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u(0) \\ N(0) \end{pmatrix} \quad (4.13)$$

Für den Fall des frei schwingenden Resonators gilt die charakteristische Gleichung

$$h_{2a}^{l, hom} = -EA\beta \sin(\beta x) = 0 \quad (4.14)$$

### Stufenförmiger Resonator

Ein Beispiel eines stufenförmigen Resonators ist in Abbildung 4.12 dargestellt.

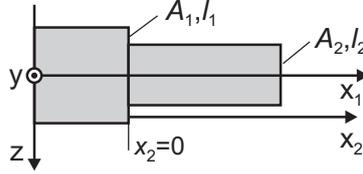


Abb. 4.12: Resonator mit stufiger Form.

Die Querschnittsprungstelle kann an einer beliebigen Stelle erfolgen. Der Resonator lässt sich als zwei zusammengesetzte homogene Resonatoren mit den Abmessungen  $A_1, l_1$  und  $A_2, l_2$  betrachten. An der Sprungstelle wird ein zweites Koordinatensystem  $x_2$  eingefügt und für jeden Abschnitt eine separate Matrix aufgestellt. Die Matrixgleichungen können abschnittsweise definiert werden, da der Zustandsvektor an der Sprungstelle von  $x_1 = l_1$  und  $x_2 = 0$  identisch ist [101].

$$\begin{pmatrix} u(x) \\ N(x) \end{pmatrix} = \mathbf{H}_1^l(x) \begin{pmatrix} u(0) \\ N(0) \end{pmatrix} \quad \text{für } 0 \leq x \leq l_1 \quad (4.15)$$

$$\begin{pmatrix} u(x) \\ N(x) \end{pmatrix} = \underbrace{\mathbf{H}_2^l(x-l_1)\mathbf{H}_1^l(l_1)}_{\mathbf{H}_{\text{ges}}^l(x)} \begin{pmatrix} u(0) \\ N(0) \end{pmatrix} \quad \text{für } l_1 \leq x \leq l_1 + l_2 \quad (4.16)$$

Die Matrix  $\mathbf{H}_1^l(x)$  entspricht der Matrix des homogenen Resonators in Gleichung (4.13). Die Komponenten der Matrix  $\mathbf{H}_{\text{ges}}^l(x)$  ergeben sich zu [104]:

$$h_{11,\text{ges}}^{l,\text{stuf}} = \cos(\beta l_1) \cos(\beta(x-l_1)) - \frac{A_1}{A_2} \sin(\beta l_1) \sin(\beta(x-l_1)) \quad (4.17)$$

$$h_{12,\text{ges}}^{l,\text{stuf}} = \frac{1}{\beta E} \left[ \frac{1}{A_1} \cos(\beta(x-l_1)) \sin(\beta l_1) + \frac{1}{A_2} \cos(\beta l_1) \sin(\beta(x-l_1)) \right] \quad (4.18)$$

$$h_{21,\text{ges}}^{l,\text{stuf}} = \beta E [A_1 \cos(\beta(x-l_1)) \sin(\beta l_1) + A_2 \cos(\beta l_1) \sin(\beta(x-l_1))] \quad (4.19)$$

$$h_{22,\text{ges}}^{l,\text{stuf}} = \cos(\beta l_1) \cos(\beta l_2) - \frac{A_2}{A_1} \sin(\beta l_1) \sin(\beta(x-l_1)) \quad (4.20)$$

Für den Fall des frei schwingenden Resonators lautet die charakteristische Gleichung:

$$h_{21,\text{ges}}^{l,\text{stuf}} = \beta E [A_1 \cos(\beta(x-l_1)) \sin(\beta l_1) + A_2 \cos(\beta l_1) \sin(\beta(x-l_1))] = 0 \quad (4.21)$$

### 4.3.3 Ergebnis des analytischen Entwurfs

Zunächst wird der homogene Resonator betrachtet. Exemplarisch wird ein Resonator untersucht, dessen Abmessungen  $l = 30 \text{ mm}$  und  $d = 8 \text{ mm}$  betragen. Als Materialparameter für Stahl werden für das Elastizitätsmodul  $E = 210 \text{ kN} \cdot \text{mm}^{-2}$ , die Dichte  $\rho = 7850 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$  und die Querkontraktionszahl  $\nu = 0,3$  angenommen. Für die Schallgeschwindigkeit  $c$  für longitudinale Wellen ergibt sich

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} = 5172,2 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1} \quad (4.22)$$

und unter Berücksichtigung der Querkontraktionszahl  $\nu$

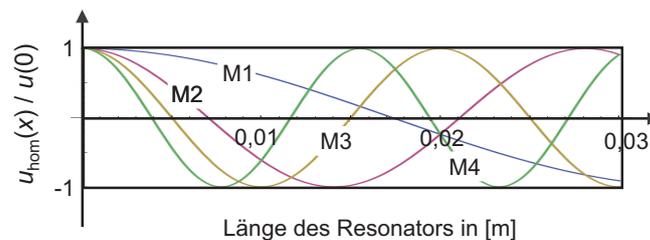
$$c = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{\rho(1-\nu-2\nu^2)}} = 5897,25 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1} \quad (4.23)$$

Die Eigenfrequenzen des homogenen Resonators berechnen sich aus den Nullstellen der charakteristischen Gleichung in (4.14). Sie sind  $f_{1,\text{hom}} = 5,3 \text{ kHz}$ ,  $f_{2,\text{hom}} = 19,96 \text{ kHz}$ ,  $f_{3,\text{hom}} = 29,93 \text{ kHz}$  und  $f_{4,\text{hom}} = 39,91 \text{ kHz}$ . Zu jeder ermittelten Eigenfrequenz ist eine Eigenmode vorhanden, die nach Gleichung (4.10) mit

$$h_{11} = \cos \beta x. \quad (4.24)$$

bestimmt wird.

Die Eigenmoden der Verschiebungsfunktion  $u(x)$  des homogenen Resonators sind in Abbildung 4.13 dargestellt. Die Darstellung ist normiert auf  $u(0)$ .



**Abb. 4.13:** Erste vier Eigenmoden M1 bis M4 der longitudinalen Verschiebungsfunktion  $u(x)$  des freischwingenden homogenen Resonators.

*Die Darstellung der Eigenmoden ist auf  $u(0)$  normiert.*

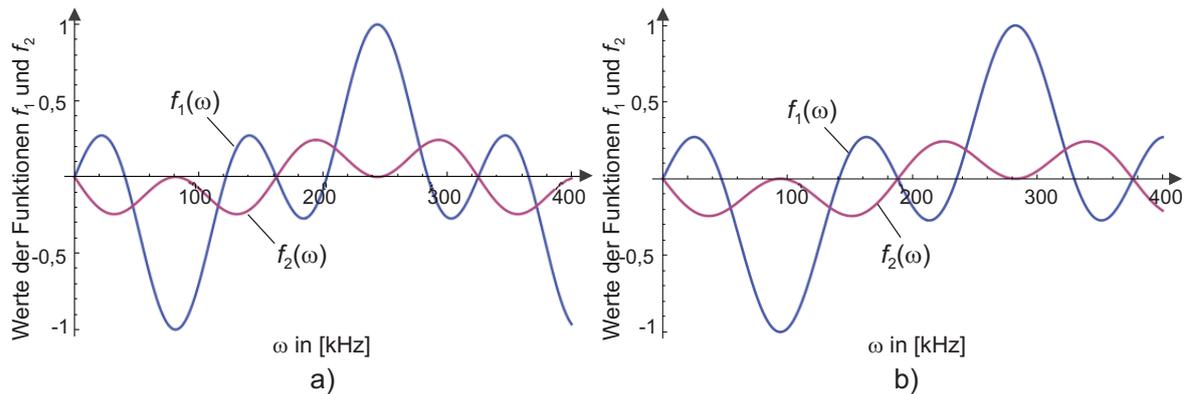
Aus Abbildung 4.13 ist ersichtlich, dass bei dem homogenen Resonator bei allen Moden keine Verstärkung der Eigenmoden auftritt.

Im Folgenden wird der stufenförmige Resonator betrachtet. Zur Berechnung dessen Eigenmoden muss die charakteristische Gleichung in Gleichung (4.21) gleich Null werden. Es

handelt sich um eine transzendente Gleichung, die numerisch oder graphisch lösbar ist. Zur graphischen Lösung wird die charakteristische Gleichung in zwei Funktionen

$$f_1(\omega) = \beta EA_1 \cos(\beta(x - l_1)) \sin(\beta l_1) \quad \text{und} \quad f_2(\omega) = \beta EA_2 \cos(\beta l_1) \sin(\beta(x - l_1))$$

aufgeteilt. Beide Funktionen werden in Abhängigkeit von  $\omega$  in Abbildung 4.14 graphisch dargestellt. Die Schnittpunkte der Gleichungen  $f_1(\omega)$  und  $f_2(\omega)$  sind die Nullstellen der charakteristischen Gleichung des stufenförmigen Resonators.



**Abb. 4.14:** Berechnung der Eigenmoden eines stufenförmigen Resonatorhorns.

Die Abmessungen des stufenförmigen Resonators betragen  $l_1 = 10$  mm und  $l_2 = 20$  mm, sowie  $d_1 = 8$  mm und  $d_2 = 4,5$  mm. Mit den oben angegebenen Materialparametern ergeben sich die Eigenfrequenzen mit  $\omega = 2 \cdot \pi \cdot f$  zu den in Tabelle 4.4 zusammengefassten Werten.

**Tabelle 4.4:** Berechnete longitudinale Eigenfrequenzen des stufenförmigen Resonators.

| Mode    | ohne Querkontraktion | mit Querkontraktion   |
|---------|----------------------|-----------------------|
| 1. Mode | $f_1 = 7,46$ kHz     | $f_{1,v} = 8,64$ kHz  |
| 2. Mode | $f_2 = 18,3$ kHz     | $f_{2,v} = 21,17$ kHz |
| 3. Mode | $f_3 = 25,78$ kHz    | $f_{3,v} = 29,91$ kHz |
| 4. Mode | $f_4 = 33,26$ kHz    | $f_{4,v} = 38,51$ kHz |

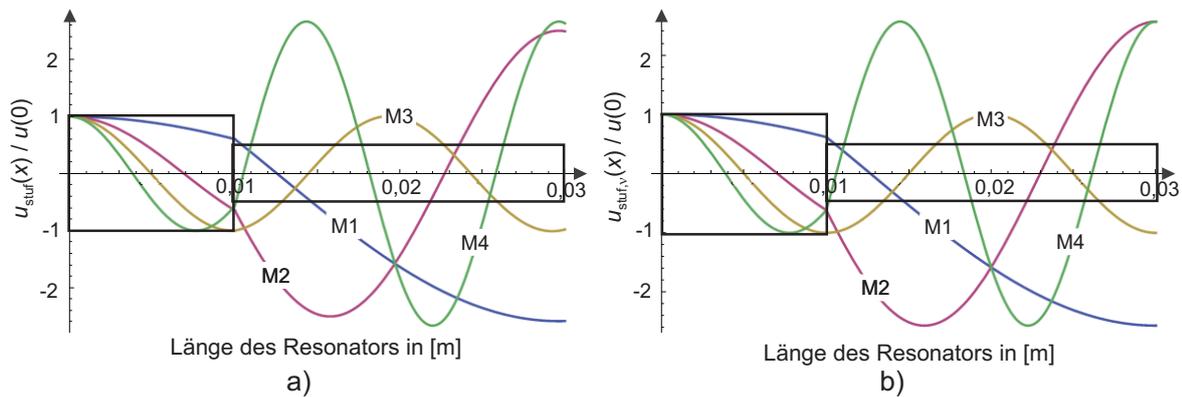
Zu jeder Eigenfrequenz existiert eine Eigenmode, die sich für die longitudinale Schwingung aus der Matrix in (4.10) zu

$$u(x) = h_{11}(x) \cdot u(0) \tag{4.25}$$

berechnet, mit

$$h_{11} = \cos(\beta l_1) \cos(\beta(x - l_1)) - \frac{A_1}{A_2} \sin(\beta l_1) \sin(\beta(x - l_1)) \tag{4.26}$$

Die Abbildung 4.15 zeigt den Verlauf der ersten vier Eigenmoden in Abhängigkeit der Resonatorlänge  $x$ . Die Eigenmode der Verschiebungsfunktion  $u(x)$  ist normiert auf  $u(0)$  dargestellt. Die longitudinalen Moden sind aufgrund der besseren Anschaulichkeit als Transversalwellen dargestellt. Nulldurchgänge stellen Schwingungsknoten und Maximalwerte Schwingungsbäuche dar. Diese sind in jeder Mode örtlich konstant. Es bildet sich eine stehende Welle aus.



**Abb. 4.15:** Erste vier Eigenmoden M1 bis M4 der longitudinalen Verschiebungsfunktion  $u(x)$  des freischwingenden stufenförmigen Resonators.

*a) ohne Berücksichtigung der Querkontraktion, b) mit Berücksichtigung der Querkontraktion. Die Darstellung der Eigenmoden ist normiert auf  $u(0)$ .*

In Abbildung 4.15 a) ist die Querkontraktion  $\nu$  bei Berechnung der Schallgeschwindigkeit nicht berücksichtigt, in b) ist sie berücksichtigt. Gegenüber dem homogenen Resonator tritt an der Sprungstelle des stufenförmigen Resonators eine Verstärkung der Eigenmoden auf.

Die Berücksichtigung der Querkontraktion bei der Berechnung der Schallausbreitungsgeschwindigkeit wirkt sich vor allem auf die Eigenfrequenzen aus (s. Tabelle 4.4). Diese weichen in höheren Moden stärker voneinander ab. Die Auswirkung auf den Verlauf der Eigenmoden der Verschiebungsfunktion ist geringer. Sie unterscheiden sich vor allem in höheren Moden, die stärker verstärkt werden als ohne Berücksichtigung der Querkontraktion.

#### 4.3.4 Grenzen des analytischen Aktorentwurfs

Die analytischen Gleichungen stellen eine modellartige Beschreibung des realen Schwingungsverhaltens dar, da die Aufstellung der analytischen Gleichungen das Treffen von Vereinfachungen voraussetzt. Sowohl die longitudinale als auch die transversale Schwingung werden als unabhängige Schwingungen betrachtet. Eine Kopplung der Wellen ist nicht berücksichtigt. Bei beiden Schwingungen erfolgt jedoch aufgrund der Volumenkonstanz des

Resonators eine Lateralschwingung, die mit den Schwingungen gekoppelt ist. Diese Kopplung bewirkt, dass die Ausbreitungsgeschwindigkeit  $c$  der Wellen nicht konstant, sondern von der Wellenlänge abhängt. Dieses Verhalten wird als Dispersion bezeichnet. Des Weiteren verschieben sich die Eigenfrequenzen des Resonators. Nach [105] kann der Einfluss der Lateralschwingung für Balken vernachlässigt werden, deren Verhältnis von Radius zu Länge  $< 10\%$  ist. Der Einfluss der Querkontraktion  $\nu$  auf die Wellenausbreitungsgeschwindigkeit  $c$  wurde im vorigen Abschnitt gezeigt. Auch hier gilt, dass die Vernachlässigung für lange Balken, wie in dem hier betrachteten Fall, zulässig ist [105]. Ein weiterer Nachteil der analytischen Beschreibung ist, dass nichtlineare Effekte nicht berücksichtigt werden.

Die Lösungen der Bewegungsdifferentialgleichungen sind nur für einfache Geometrien bekannt und lösbar. Für das longitudinale Schwingungsverhalten können die Eigenmoden für alle betrachteten Grundgeometrien bestimmt werden. Die Lösungen des linearen und exponentiellen Resonatorhorns sind in Anhang E.1 dargestellt. Im Fall des transversalen Schwingungsverhaltens existieren analytische Lösungen nur für den homogenen und den stufenförmigen Resonator (s. Anhang E.2). Für die Resonatoren mit linearer und exponentieller Formkurve existieren keine analytischen Lösungen. Die Beschreibung des Schwingungsverhaltens komplizierter variiertes Resonatorgeometrien, die über eine einfache Kombination der Grundgeometrien hinausgehen, ist nicht über Bewegungsdifferentialgleichungen möglich.

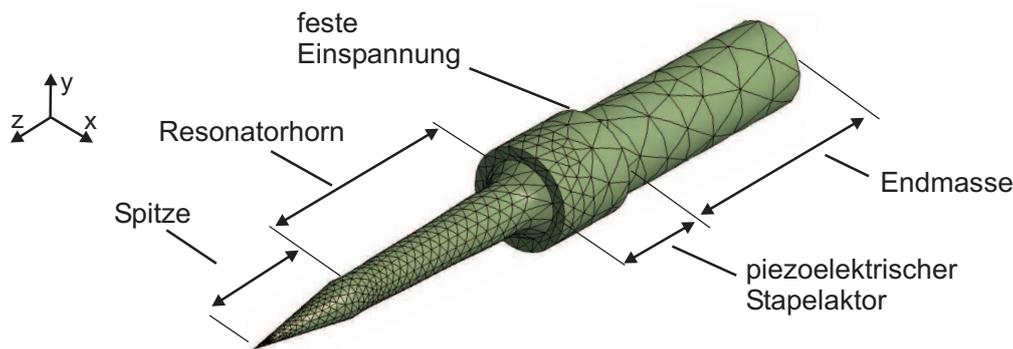
Zur weiteren Auslegung der Geometrie des Resonators ist die Verwendung der Finiten-Elemente-Methode notwendig, mit der das Schwingungsverhalten beliebig geformter Resonatoren untersucht werden kann. Zudem sind kombinierte Parametervariationen durchführbar. Die Ergebnisse der analytischen Berechnungen aus diesem Abschnitt dienen der Überprüfung der Ergebnisse der FEM-Simulationen.

## 4.4 Numerischer Aktorentwurf

### 4.4.1 Simulationsmodell, Entwurfsparameter und Zielgrößen

In Abbildung 4.16 ist das Modell des mechanischen Resonators des piezoelektrischen Ultraschallaktors dargestellt. Als Ausgangsmodell dient der in Abbildung 4.8 vorgestellte Ultraschallscaler.

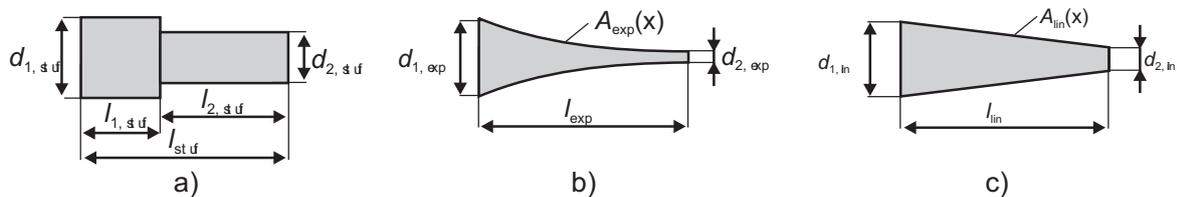
Der Ultraschallaktor besteht aus einem piezoelektrischen Stapelaktor, einer Endmasse sowie dem mechanischen Resonator. Die verschiedenen Bereiche sind im Simulationsmodell gekennzeichnet. Der piezoelektrische Stapelaktor und die Endmasse werden in den Simulationen nicht verändert.



**Abb. 4.16:** Simulationsmodell des piezoelektrischen Ultraschallaktors.

*Exemplarische Darstellung mit exponentiellem Resonatorhorn und runder Spitze.*

Der Resonator ist in das Resonatorhorn und die Spitze des Resonators unterteilt. Diese zwei Komponenten werden in den Simulationen variiert. Das Resonatorhorn ist rotationssymmetrisch zu seiner Längsachse. Die homogenen und stufenförmigen Grundformen aus den analytischen Betrachtungen werden um Resonatoren mit exponentieller und linearer Formkurve, wie in Abbildung 4.17 dargestellt, ergänzt.

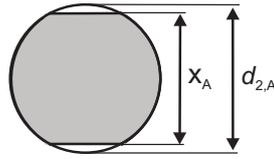


**Abb. 4.17:** Mögliche Grundformen des Resonatorhorns des piezoelektrischen Ultraschallaktors:

*a) stufenförmiges Resonatorhorn, b) Resonator mit exponentieller Formkurve, c) Resonator mit linearer Formkurve. Der homogene Resonator als Sonderform des stufenförmigen Resonators ist nicht dargestellt.*

Wie das Simulationsmodell in Abbildung 4.16 zeigt, verjüngt sich der Resonator an seinem Ende kegelförmig. Diese Form ist für eine Kraftkopplung auf den Führungsdraht notwendig, der einen Durchmesser von 0,3 mm aufweist. In der Ausgangsform ist die Spitze wie die anderen Komponenten des Aktors rotationssymmetrisch zu ihrer Längsachse gestaltet. In den Simulationen wird die Spitze in einer Raumrichtung symmetrisch abgeflacht und die Auswirkungen auf die Schwingungsform des Resonators untersucht. Die Grundfläche der Spitze sowie deren Abflachung sind in Abbildung 4.18 dargestellt.

In Tabelle 4.5 sind die Abmessungen der betrachteten Resonatorformen und die Simulationsparameter sowie die Wertebereiche, in denen sie variiert werden, zusammengefasst. Die Werte ergeben sich aus den Abmessungen des Ultraschallscalers in Abbildung 4.8.



**Abb. 4.18:** Grundfläche der Resonatorspitze: runde und abgeflachte Form.

Zur Ermittlung des Schwingungsverhaltens des mechanischen Resonators muss die Kraft berechnet werden, mit der der piezoelektrische Stapelaktor den Resonator anregt. Die Auslenkung  $x_{0,US}$  eines piezoelektrischen Dickenschwinger ergibt sich nach den Werten in Tabelle 4.2 und [107] zu

$$\Delta x_{0,US} = d_{33} \cdot n_{US} \cdot U_{US} \approx 320 \cdot 10^{-9} \text{ m} \quad (4.27)$$

mit dem piezoelektrischen Koeffizienten  $d_{33}$ , der Anzahl der piezoelektrischen Elemente  $n_{US}$  und der Amplitude der Ansteuerspannung  $\hat{u}_{US}$ . Der Stapelaktor wird mit einer Spannung mit sinusförmigem Verlauf angesteuert. Die resultierende Kraft ergibt sich mit den oben angegebenen Werten und der effektiven Masse des Aktors  $m_{\text{eff}}$  sowie der Ansteuerfrequenz  $f_{US}$  zu

$$F_{US,\text{sin}} = \pm 2\pi^2 \cdot m_{\text{eff}} \cdot \Delta x_{0,US} \cdot f_{US}^2 \approx 108 \text{ N}. \quad (4.28)$$

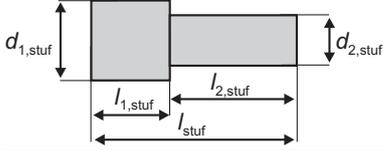
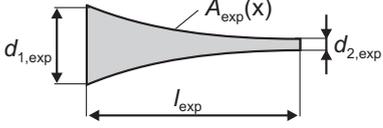
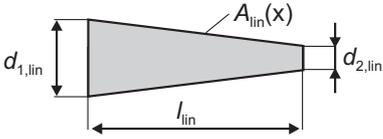
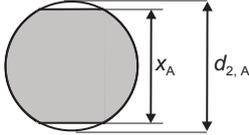
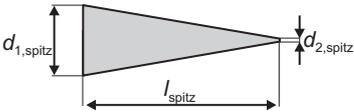
Die ermittelte Kraft, die der piezoelektrische Stapelaktor erzeugt, wird als Grundlage für die weiteren Untersuchungen verwendet.

#### 4.4.2 Verifikation der Simulationen

Anhand der Ergebnisse der analytischen Berechnungen werden die Simulationsergebnisse verifiziert. Die Simulationen werden mit den gleichen geometrischen Abmessungen und Materialparametern durchgeführt, wie sie in den analytischen Berechnungen angenommen wurden. Die Ergebnisse sind hier in Tabelle 4.6 exemplarisch für ein stufenförmiges Horn dargestellt.

Die aus FEM-Simulationen bestimmten Eigenfrequenzen stimmen gut mit den Eigenfrequenzen überein, die die Querkontraktion berücksichtigen. Mit steigender Modenzahl werden in den Simulationen höhere Frequenzen ermittelt als in den analytischen Berechnungen. Dieser Effekt ist auf die in den analytischen Berechnungen getroffenen Vereinfachungen zurückzuführen (s. Abschnitt 4.3.4).

**Tabelle 4.5:** Simulationsparameter zum Entwurf des Resonators des piezoelektrischen Aktors.

| Mechanischer Teil | Variation   | Wertebereich  |
|-------------------|---|---|
| Resonator         |    | $d_{1,stuff} = 8 \text{ mm}$ , $d_{2,stuff} = 4,5 \text{ mm}$<br>$l_{stuff} = 30 \text{ mm}$ , $\Delta l_{1,2,stuff} = 1 \text{ mm}$<br>$l_{1,stuff} + l_{2,stuff} = l_{stuff}$ |
|                   |    | $d_{1,exp} = 8 \text{ mm}$<br>$d_{2,exp} = 4,5 \text{ mm}$<br>$A_{exp}(x) = A_1 e^{-\lambda x}$   |
|                   |    | $d_{1,lin} = 8 \text{ mm}$<br>$d_{2,lin} = 4,5 \text{ mm}$<br>$A_{lin}(x) = A_1 (1 - \frac{k}{l_{lin}} x)$  |
| Spitzenfläche     |   | $1 \text{ mm} \leq x_A \leq 4,5 \text{ mm}$<br>$\Delta x_A = 0,5 \text{ mm}$<br>$d_{2,A} = 4,5 \text{ mm}$  |
| Spitzenform       |  | $d_{1,spitz} = 4,5 \text{ mm}$<br>$d_{2,spitz} = 0,1 \text{ mm}$<br>$l_{spitz} = 15 \text{ mm}$   |

### 4.4.3 Variation der Form des Resonators

Wie in Abschnitt 4.4.1 in Tabelle 4.5 dargestellt ist, werden die drei Grundformen des Resonators und die Auswirkungen der veränderten Geometrie auf die Schwingungsamplitude an der Spitze der Resonatoren untersucht. Zudem werden die Frequenzen der auftretenden Eigenmoden analysiert. Während der Variation des Resonatorhorns wird die in Abbildung 4.16 dargestellte runde, nicht abgeflachte Form der Spitze angenommen.

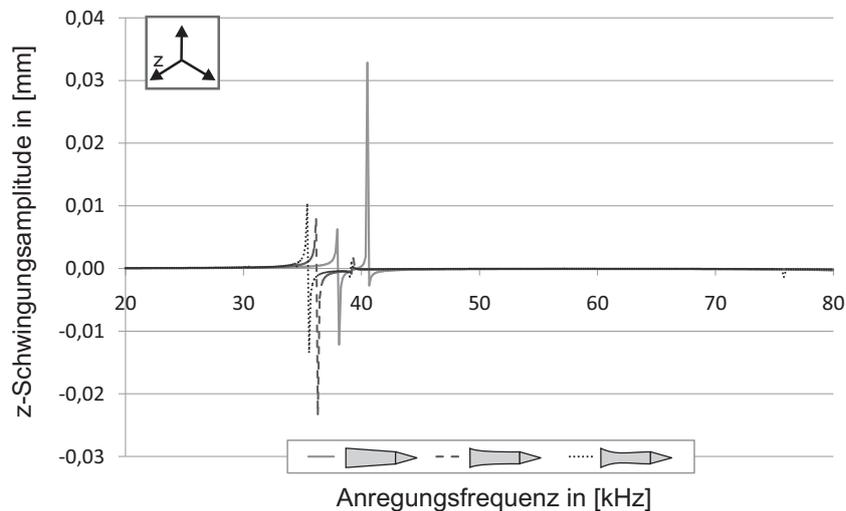
Der numerische Entwurf wird mit Hilfe der FEM-Simulationssoftware „Ansys Workbench“ durchgeführt. Zur Schwingungsanalyse wird eine harmonische Analyse eingesetzt, die eine Kraftanregung des Resonators durch den piezoelektrischen Stapelaktor simuliert. Als Kraftamplitude wird der im vorigen Abschnitt ermittelte Wert von  $F = 110 \text{ N}$  eingesetzt. Die Anregung des Resonators erfolgt in Schritten von je 100 Hz einem Frequenzbereich zwischen 0,1 und 100 kHz.

Zunächst werden Resonatoren mit linearer und exponentieller Formkurve betrachtet. Ab-

**Tabelle 4.6:** Vergleich der berechneten longitudinale Eigenfrequenzen des stufenförmigen Resonators mit den Ergebnissen der FEM-Simulation

| Mode    | ohne Querkontraktion | mit Querkontraktion   | FEM-Simulation         |
|---------|----------------------|-----------------------|------------------------|
| 1. Mode | $f_1 = 7,46$ kHz     | $f_{1,v} = 8,64$ kHz  | $f_{1,FEM} = 8,8$ kHz  |
| 2. Mode | $f_2 = 18,3$ kHz     | $f_{2,v} = 21,17$ kHz | $f_{2,FEM} = 22,2$ kHz |
| 3. Mode | $f_3 = 25,78$ kHz    | $f_{3,v} = 29,91$ kHz | $f_{3,FEM} = 31,3$ kHz |
| 4. Mode | $f_4 = 33,26$ kHz    | $f_{4,v} = 38,51$ kHz | $f_{4,FEM} = 41,6$ kHz |

bildung 4.19 zeigt den Amplitudenverlauf des linearen und zwei exponentieller Resonatorhörner in Längsrichtung des piezoelektrischen Aktors. Die Schwingungsamplitude ist in Abhängigkeit der Anregungsfrequenz in einem Frequenzbereich zwischen 20 kHz und 80 kHz angegeben. Außerhalb dieses Bereichs treten in den Simulationen keine für die Kraft-erzeugung relevanten Schwingungen auf.

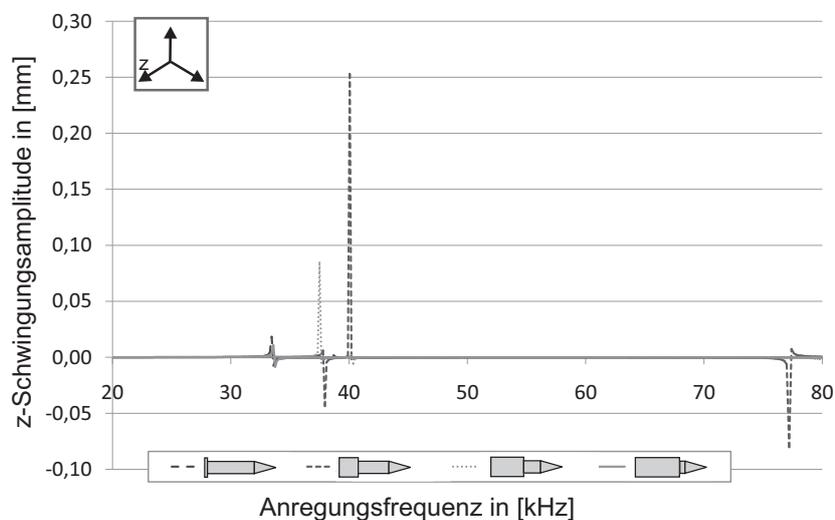
**Abb. 4.19:** Amplitudenverlauf an der Spitze des harmonisch angeregten Resonators in longitudinaler Richtung  $z$ .

*Linear verjüngender Resonator und zwei Resonatoren mit exponentieller Formkurve.*

Bei Anregung des sich linear verjüngenden Resonatorhorns wird bei der Resonanzfrequenz eine höhere Schwingung in  $z$ -Richtung angeregt als bei den Resonatoren mit exponentieller Formkurve. Bei einer Frequenz von 41 kHz wird eine Schwingung mit einer Amplitude von 35  $\mu\text{m}$  angeregt. Die Resonanzen beider Resonatoren mit exponentieller Formkurve liegen im Bereich von ca. 36 kHz. Die Schwingungsamplituden sind kleiner als bei dem sich linear verjüngenden Resonatorhorn und liegen im Bereich unter 10  $\mu\text{m}$ . Erkennbar ist zudem, dass außer im Bereich zwischen 30 und 40 kHz bei allen drei Resonatorformen in  $z$ -Richtung keine weiteren Resonanzen des Aktors auftreten.

Im folgenden Schritt werden Resonatoren mit stufenförmigem Horn untersucht. Es werden die gleichen Simulationsbedingungen angenommen wie in den vorherigen Untersuchungen. Wie in Tabelle 4.5 zusammengefasst ist, wird bei dem stufenförmigen Resonator die Position der Stufe variiert. Die Längen  $l_1$  und  $l_2$  werden um je  $\Delta l = 1 \text{ mm}$  variiert, die Summe beider einzelnen Längen  $l_1$  und  $l_2$  bleibt mit  $l = 30 \text{ mm}$  dabei konstant. Exemplarisch ist in der Abbildung 4.20 die Amplitudenverläufe von vier stufenförmigen Resonatorhörnern dargestellt.

Abbildung 4.20 stellt den Amplitudenverlauf der vier stufenförmigen Resonatoren an der Spitze des Aktors in Längsrichtung  $z$  dar.



**Abb. 4.20:** Amplitudenverlauf an der Spitze des harmonisch angeregten Resonators in longitudinaler Richtung  $z$ .

Vier Resonatoren mit Stufenform: 1.  $l_1 = 1 \text{ mm}$ ,  $l_2 = 29 \text{ mm}$ ; 2.  $l_1 = 10 \text{ mm}$ ,  $l_2 = 20 \text{ mm}$ ;  
3.  $l_1 = 20 \text{ mm}$ ,  $l_2 = 10 \text{ mm}$ ; 4.  $l_1 = 29 \text{ mm}$ ,  $l_2 = 1 \text{ mm}$ .

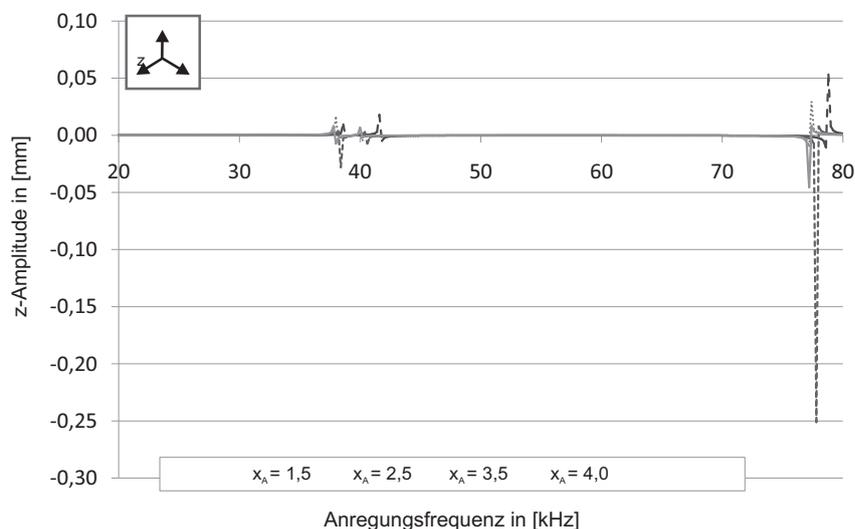
Ähnlich dem linear und exponentiell geformten Resonatorhorn tritt in Längsrichtung bei einer Frequenz von 40 kHz eine Resonanz auf. Jedoch ist die Schwingungsamplitude bei den Resonatorabmessungen von  $l_1 = 10 \text{ mm}$  und  $l_2 = 20 \text{ mm}$  mit einer Amplitude von  $251 \mu\text{m}$  gegenüber den anderen Varianten erhöht. Die Resonanzfrequenzen der anderen stufenförmigen Resonatoren liegen bei 38 kHz und 34 kHz. Die Amplituden sind mit  $90 \mu\text{m}$  und  $25 \mu\text{m}$  jedoch deutlich kleiner als bei dem ersten Resonator.

Außer der Schwingung in Längsrichtung des Aktors werden in den Simulationen weitere querschwingungsfähige Eigenfrequenzen ermittelt. Diese treten bei allen betrachteten Resonatorgeometrien bei mehreren Frequenzen in dem dargestellten Frequenzbereich zwischen 20 kHz und 80 kHz auf.

#### 4.4.4 Variation der Grundfläche der Spitze

Außer der Form des Resonatorhorns wird auch die Form der Spitze des Resonators variiert. Wie in Tabelle 4.5 dargestellt, wird die Grundfläche der Spitze symmetrisch von beiden Seiten in  $y$ -Richtung abgeflacht. Aus den vorangegangenen Simulationen ist bekannt, dass mit einem stufenförmigen Horn die größten Schwingungen in longitudinaler Richtung erzeugt werden können. Die größte Verstärkung der Amplitude ist bei einem stufenförmigen Resonatorhorn mit den Abmessungen  $l_1 = 10$  mm und  $l_2 = 20$  mm aufgetreten.

In der folgenden Simulation in Abbildung 4.21 wird die runde Grundfläche der Spitze des Resonators variiert. Sie wird, wie in Abbildung 4.18 dargestellt, symmetrisch von beiden Seiten in  $y$ -Richtung abgeflacht.



**Abb. 4.21:** Amplitudenverlauf an der Spitze des harmonisch angeregten Resonators in longitudinaler Richtung  $z$ .

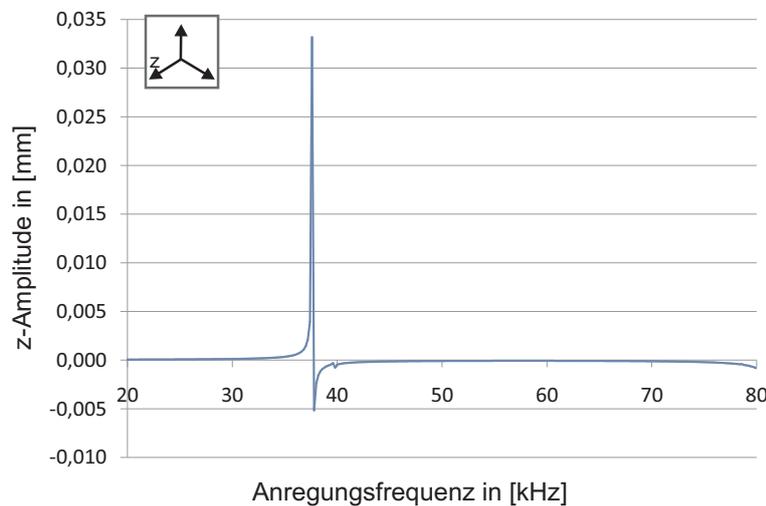
*Abmessungen des Resonators  $l_1 = 10$  mm und  $l_2 = 20$  mm, die Abflachung der Spitze ist Parameter der Kurvenschar.*

Der Durchmesser der runden Spitze beträgt  $d_1 = 4,5$  mm. Die Abflachung der Spitze wird bis zu einem Wert von  $x_A = 1,5$  mm simuliert. Bei dem im vorigen Schritt ermittelten Resonatorhorn mit den Abmessungen  $l_1 = 10$  mm und  $l_2 = 20$  mm führt die Abflachung der Spitze zu einem stark veränderten Schwingungsverhalten, wie in dem Diagrammen in Abbildung 4.21 erkennbar ist. Dargestellt ist der Amplitudenverlauf in Abhängigkeit von der Anregungsfrequenz. Die Abflachung der Spitze ist als Parameter der Kurvenschar dargestellt. Der Vergleich zu der Abbildung 4.20 zeigt, dass sich durch die Abflachung der Spitze sowohl die Resonanzfrequenz als auch die Amplitude verändern.

Die Spitze mit der Abflachung für  $x_A = 2,5$  mm wird im Folgenden näher betrachtet. Die erste Eigenmode in  $z$ -Richtung ist von  $f_z = 40$  kHz auf etwa 44 kHz verschoben. Die Amplitude ist zudem von  $250 \mu\text{m}$  auf  $37 \mu\text{m}$  abgesunken. Bei einer Frequenz von  $f_z = 77,6$  kHz tritt eine Resonanz mit einer Amplitude von  $250 \mu\text{m}$  auf. Die Frequenz von  $f = 77,6$  kHz ist jedoch eine querschwingungsfähige Eigenfrequenz des Resonators. Eine selektive Anregung verschiedener Raumrichtung ist für diesen Resonator folglich nicht möglich.

Aus diesem Grund muss die Geometrie des Resonators variiert und weitere Simulationen durchgeführt werden. In diesen werden die Position der Stufe (also die Werte der Längen  $l_1$  und  $l_2$ ) und die Abflachung der Spitze  $x_A$  gleichzeitig verändert und die Auswirkungen sowohl auf die Frequenz der Eigenmoden als auch auf die Schwingungsamplituden untersucht.

In Abbildung 4.22 ist als Ergebnis der Simulation der Amplitudenverlauf des optimierten Resonators dargestellt.



**Abb. 4.22:** Amplitudenverlauf des optimierten stufenförmigen Resonatorhorns mit abgeflachter Spitze in longitudinaler Richtung  $z$ .

*Abmessungen des Horns:  $l_1 = 7$  mm und  $l_2 = 23$  mm, Abflachung der Spitze  $x_A = 2,5$  mm.*

*Die Resonanzfrequenz liegt bei  $f_z = 37,6$  kHz.*

Das Resonatorhorn hat die Abmessungen  $l_1 = 7$  mm und  $l_2 = 23$  mm. Die Spitze des Resonators ist symmetrisch in  $y$ -Richtung auf einen Wert von  $x_A = 2,5$  mm abgeflacht. Der Amplitudenverlauf in  $z$ -Richtung ist in einem Frequenzbereich zwischen 20 kHz und 80 kHz aufgezeichnet. In diesem Frequenzbereich treten außer bei einer Resonanz bei  $f_z = 37,6$  kHz keine weiteren Eigenmoden in Längsrichtung des Aktors auf. Die Amplitude der Schwingung in dieser Richtung beträgt  $33,2 \mu\text{m}$ .

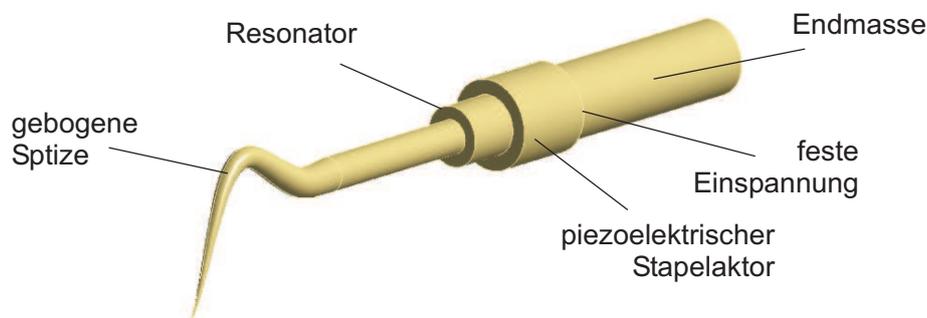
Die Frequenzen, mit denen die querschwingungsfähigen Moden des Resonators anregbar sind, werden aus den Simulationen mit  $f_x = 78,8$  kHz und  $f_y = 78,6$  kHz ermittelt. Der piezo-

elektrischen Stapelaktor erzeugt eine Bewegung in Längsrichtung, so dass die Schwingungen in Querrichtung des mechanische Resonators nicht angeregt werden. Deren Anregung erfordert eine veränderte piezoelektrische Antriebseinheit. Der piezoelektrische Aktor muss an der Resonatorkoppelfläche Bewegungen in den drei Raumrichtungen erzeugen können. Sind diese selektiv ansteuerbar, lassen sich die ermittelten schwingungsfähigen Frequenzen sowie die resultierende elliptische Bewegung an der Spitze des Resonators gezielt anregen.

## 4.5 Einführung einer gebogenen Spitze

Um mit dem in Längsrichtung schwingenden piezoelektrischen Stapelaktor eine Transversalschwingung des Resonators zu erzeugen, wird die Spitze des Resonators in eine um  $90^\circ$  gebogenen Form überführt. Die gebogenen Form ermöglicht eine bessere Integration in den Behandlungsablauf, da eine parallele Anordnung von Aktor und Draht möglich ist.

Das Schwingungsverhalten einer solch komplexen Geometrie ist nicht durch analytische Gleichungen bestimmbar. Das Verhalten muss folglich durch FEM-Simulationen ermittelt werden. Als Resonatorhorn wird die aus der Optimierung des stabförmigen Aktors bekannte stufenartige Form angenommen. Die Spitze des Resonators wird in eine gebogene Form überführt. Abbildung 4.23 zeigt das Simulationsmodell des Aktors.

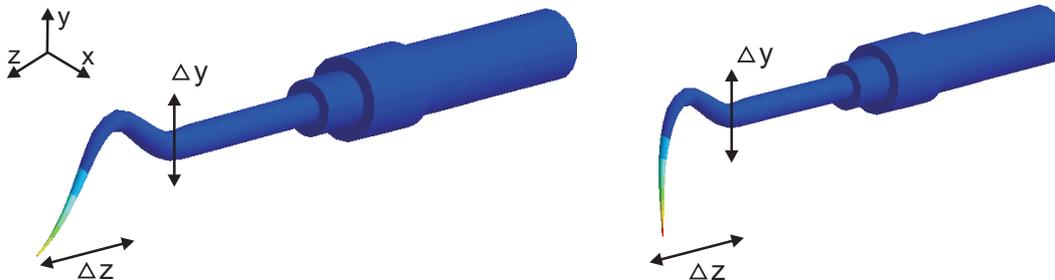


**Abb. 4.23:** Simulationsmodell des piezoelektrischen Ultraschallaktors mit einer gebogenen Spitze.

Um die Auswirkungen der gebogenen Resonatorspitze auf die Schwingungsamplituden zu untersuchen, wird in den Simulationen eine harmonische Analyse mit Krafterregung des Resonators durchgeführt. Der untersuchte Frequenzbereich liegt zwischen 0,1 und 100 kHz, die Schrittweite bei 100 Hz. Die Form der Spitze wird empirisch variiert. Bei allen untersuchten Resonatorgeometrien zeigen die Simulationsergebnisse, dass bei der gebogenen Resonatorspitze sinnvoll nutzbare Schwingungen in einem geringeren Frequenzbereich auftreten als bei dem stabförmigen Resonator. Bei allen betrachteten Geometrien treten im Bereich zwischen 4 kHz und 15 kHz relevante Schwingungen auf. In den Simulationen werden der

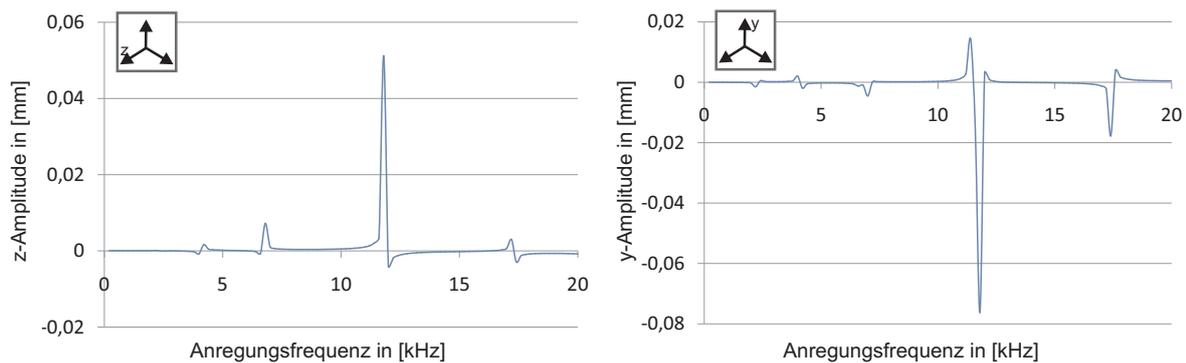
Durchmesser der Spitze sowie die Position der Biegung variiert.

In Abbildung 4.24 sind die zwei Maxima der Schwingung einer ausgewählten Geometrie dargestellt. Bei einer Frequenz von 11,8 kHz schwingt die Spitze in  $z$ -Richtung des Aktors mit einer Amplitude von  $50 \mu\text{m}$ .



**Abb. 4.24:** Verformung (überhöht dargestellt) bei Anregung des Aktors mit gebogener Spitze mit einer Frequenz von  $f = 11,8 \text{ kHz}$ .  
*Beide Schwingungen werden bei der gleichen Frequenz angeregt. Die Überlagerung ergibt eine elliptische Bewegung der Spitze.*

Zusätzlich zu der Bewegung in  $z$ -Richtung führt das Resonatorhorn bei gleicher Frequenz eine Schwingung in  $y$ -Richtung aus. Die Schwingungsamplitude in  $y$ -Richtung beträgt  $70 \mu\text{m}$ . Abbildung 4.25 zeigt die Amplitudenverläufe in longitudinaler  $z$ - und transversaler  $y$ -Richtung in Abhängigkeit von der Anregungsfrequenz. Die Frequenz ist hier in einem Bereich zwischen 0 und 20 kHz dargestellt.



**Abb. 4.25:** Amplitudenverlauf der gebogenen Spitze in  $z$ - und in  $y$ -Richtung.  
*Die Amplitudenverläufe besitzen bei der gleichen Frequenz ein Maximum.*

Die Überlagerung beider Schwingungen ergibt die benötigte elliptische Bewegung an der Spitze des Resonators. In  $x$ -Richtung wird bei dieser Frequenz keine Mode angeregt. Im

Gegensatz zum Aktor mit geradem Resonator reicht bei dem Aktor mit gebogener Spitze eine einzelne Frequenz zur Erzeugung der elliptischen Bewegung an der Spitze aus. Die Anregung des Aktors mit Frequenzen über 15 kHz erzeugen keine sinnvoll nutzbaren Schwingungsformen des Aktors. Es treten starke Verformungen sowie Torsionsbewegungen der Spitze und des Resonatorhorns auf, die nicht definiert in ein oder zwei Raumrichtungen liegen.

Die an dieser Stelle ermittelten Ergebnisse sollen die generelle Realisierbarkeit einer gebogenen Spitze zeigen. Um eine weitere Verbesserung des Schwingungsverhaltens des Resonators zu erreichen, müssen zusätzliche Simulationen mit Optimierung der geometrischen Abmessungen durchgeführt werden. Weitere Faktoren wie ein fertigungsgerechter Entwurf der gebogenen Spitze sind zu berücksichtigen. An einem aufgebauten Versuchsmuster des entworfenen gebogenen Resonators können in zukünftigen Arbeiten die ermittelten Simulationsergebnisse messtechnisch nachgewiesen werden (s. Abschnitt 9.4).

## 4.6 Fazit

Zur Erzeugung einer haptischen Kraftwirkung auf einen Führungsdraht hat sich ein Prinzip, welches eine gepulste Kraftwirkung erzeugen kann, als am besten geeignet herausgestellt. Zur Realisierung dieser gepulsten Kraftwirkung sind aus der Literatur verschiedene Bauformen piezoelektrischer Aktoren bekannt. Generell werden Aktoren mit eindimensionaler und zweidimensionaler Bewegung des Stators unterschieden. Aktoren mit eindimensionaler Bewegung werden außerhalb der Symmetrieachse des Rotors platziert und stoßen diesen in einer Raumrichtung an. Eine Umkehrung der Drehrichtung ist nur über eine veränderte Positionierung des Stators zum Rotor möglich. Bekannte Bauformen gehen auf SASHIDA und UCHINO zurück. Bauformen piezoelektrischer Aktoren mit einer zweidimensionalen Bewegung des Stators sind durch FLEISCHER bekannt. Mehrere piezoelektrische Elemente sind notwendig, um die zweidimensionale Bewegung zu erzeugen. In diesem Fall ist die Umkehrung der Drehrichtung des Rotors möglich.

Für die Erzeugung der Kraft im HapCath Projekt wird ein bimodaler Aktor ausgewählt. Er besteht aus einem mechanischen Resonator, der durch einen piezoelektrischen Stapelaktor zum Schwingen angeregt wird. Der mechanische Resonator wird geometrisch so ausgelegt, dass er eine Schwingungsmoden ins Längsrichtung, sowie querschwingungsfähige Eigenfrequenzen aufweist. Als Ausgangsmodell wird ein piezoelektrischer Ultraschallscaler eingesetzt. Die Betrachtung beschränkt sich in dieser Arbeit auf die Optimierung der Form und der Abmessungen des Resonators. Die piezoelektrischen Elemente werden nicht verändert.

Das Schwingungsverhalten des Resonators wird zunächst durch analytische Gleichungen

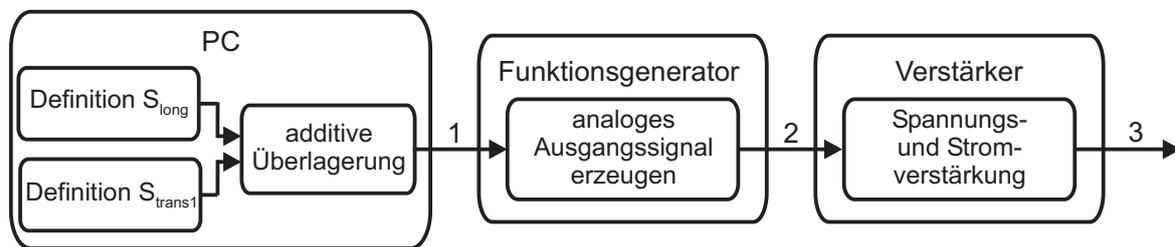
beschrieben. Die daraus ermittelten longitudinalen Eigenmoden werden mit den Ergebnissen des numerischen Entwurfs verglichen. Im folgenden numerischen Entwurf wird eine Optimierung des Resonators durchgeführt. Sowohl die Form des Resonatorhorns als auch die Spitze des Resonators wird variiert. Das Schwingungsverhalten hängt maßgeblich von der Form des Resonatorhorns ab. Die größte Verstärkung wird mit dem Stufenhorn erreicht. Das optimierte Resonatorhorn weist Abmessungen von  $l_1 = 7$  mm und  $l_2 = 23$  mm auf. Die Spitze ist bis zu einem Wert von  $x_A = 2,5$  mm abgeflacht. Bei dieser Geometrie ist eine selektive Anregung der Spitze in allen drei Raumrichtungen möglich, die ermittelten Resonanzfrequenzen sind  $f_z = 37,6$  kHz,  $f_x = 78,8$  kHz und  $f_y = 78,6$  kHz. Die bei diesen Frequenzen erzeugten Schwingungsamplitude in Längsrichtung ist  $u_z = 33,2$   $\mu\text{m}$ . Der in den Simulationen verwendete symmetrische Stapelaktor liefert nur eine longitudinale Anregung des mechanischen Resonators, eine Anregung der Querschwingung ist mit dem in den Simulationen eingesetzten Modell des piezoelektrischen Stapelaktors nicht möglich. Die gezielte selektive Anregung des Resonators in drei Raumrichtung erfordert für weiterführende Arbeiten eine Modifizierung der Antriebseinheit. Diese muss in der Resonatorkoppelfläche definierte Bewegungen in drei Raumrichtungen erzeugen können, die sich getrennt ansteuern lassen.

Das gerade Resonatorhorn wird in eine um  $90^\circ$  gebogenen Form überführt. Durch diese geometrische Unsymmetrie erzeugt der piezoelektrische Stapelaktor Schwingungen in longitudinaler und transversaler Richtung. Die Anregungsfrequenzen liegen im Vergleich zu dem geraden Resonator in einem geringeren Frequenzbereich zwischen 4 kHz und 15 kHz. Bei einer Anregungsfrequenz von 11,8 kHz führt die Spitze Schwingungen sowohl in  $y$ - als auch in  $z$ -Richtung aus. Die Amplituden betragen  $u_z = 80$   $\mu\text{m}$  und  $u_y = 50$   $\mu\text{m}$ . Die um  $90^\circ$  gebogene Form des Resonators ermöglicht eine parallele Anordnung von Aktor und Führungsdraht und somit eine einfachere Integration in den Behandlungsablauf.

# 5 Ansteuerung des piezoelektrischen Ultraschallaktors

Der piezoelektrische Ultraschallaktor wird in zwei seiner Schwingungsformen angeregt. Die Ansteuerung erfolgt über zwei Sinussignale, deren Signalfrequenzen den in Kapitel 4 ermittelten Frequenzen schwingungsfähigen Moden des Aktors entsprechen. Der piezoelektrische Stapelaktor muss mit beiden Frequenzen gleichzeitig zum Schwingen angeregt werden. Die Überlagerung der zwei Schwingungen ergibt die gewünschte elliptische Bewegung der Spitze.

Das allgemeine Ansteuerungskonzept ist in Abbildung 5.1 im Blockschaltbild dargestellt.



**Abb. 5.1:** Blockschaltbild des Ansteuerkonzeptes des piezoelektrischen Ultraschallaktors.

Die zwei Ansteuersignale der longitudinalen und transversalen Schwingung werden einzeln rechnergestützt in der Simulationsumgebung LabView erzeugt und können in Amplitude und Frequenz separat definiert werden. Um den Aktor mit beiden Signalen gleichzeitig ansteuern zu können, werden die Signale additiv überlagert. Das erzeugte digitale Signal 1 wird aus dem PC über die USB-Schnittstelle an einen Funktionsgenerator mit dem analogen Ausgangssignal 2 übertragen. Das Signal muss auf die Ansteuerspannung des Aktors verstärkt werden. Das gemischte und verstärkte Signal 3 wird auf den Aktor gekoppelt.

Die Amplitude der Ansteuerspannung des Aktors beträgt  $\hat{U}_{US} = 300\text{ V}$ . Die Ansteuerfrequenzen liegen bei  $f_{\text{long}} = f_z = 37,6\text{ kHz}$  und  $f_{\text{trans1}} = f_y = 76,6\text{ kHz}$ . Der benötigte Ausgangsdauerstrom ergibt sich aus der Ansteuerspannung, der Signalfrequenz und der Kapa-

azität des Aktors. Diese beträgt  $C_{US} = 1,2\text{nF}$ . Aus

$$i_{US} \approx Q_{US} \cdot f = C_{US} \cdot u_{SS} \cdot f \quad (5.1)$$

ergibt sich ein Ausgangsdauerstrom von  $i_{US} = 62,5\text{mA}$  bei einer Ansteuerfrequenz von  $f = 80\text{kHz}$ . Bei einem gewünschten Ausgangsstrom von  $100\text{mA}$  beträgt die maximale Ausgangsdauerleistung  $P_{out} = 30\text{W}$ . In Tabelle 5.1 sind die Anforderungen an die Ansteuerelektronik des piezoelektrischen Ultraschallaktors zusammengefasst.

**Tabelle 5.1:** Anforderungen an die Ansteuerung des piezoelektrischen Ultraschallaktors.

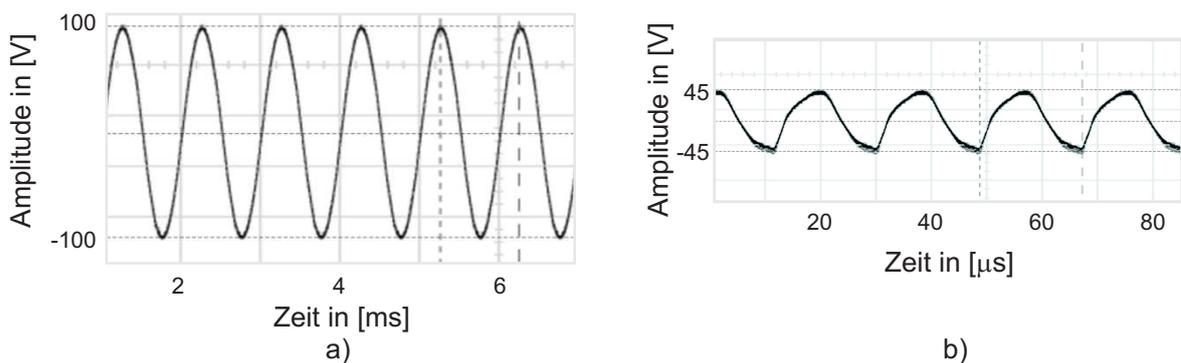
| F/W                                      | Bezeichnung                  | Wert   | Erläuterung  |
|--|------------------------------|--|--|
| <i>Signalerzeugung und -überlagerung</i> |                              |  |  |
| F  | Signalfrequenz longitudinal  | $f_z = 37,6\text{kHz}$                         | Eigenfrequenz des Resonators in longitudinaler Richtung        |
| F  | Signalfrequenz transversal 1 | $f_y = 78,6\text{kHz}$                         | Eigenfrequenz des Resonators in erster transversaler Richtung  |
| F  | Signalfrequenz transversal 2 | $f_x = 78,8\text{kHz}$                         | Eigenfrequenz des Resonators in zweiter transversaler Richtung |
| F  | Signalüberlagerung           |  | gleichzeitige Anregung zweier Schwingungsformen                |
| W  | Signalüberlagerung           |  | gleichzeitige Anregung dreier Schwingungsformen                |
| <i>Signalverstärkung</i>                 |                              |  |  |
| F  | Eingangsspannung             | $u_{in} = \pm 5\text{V}$                       | Eingangsspannung   |
| F  | Ausgangsspannung             | $u_{SS} = 600\text{V}$                         | maximale Amplitude, Spitze-Spitze                              |
| F  | Ausgangsspannung             | $u_{V,out} \leq \pm 300\text{V}$               | Spannungsamplitude des Ausgangssignals                         |
| F  | Ausgangsstrom                | $i_{out} = 62,5\text{mA}$                      |  |
| W  | Ausgangsstrom                | $i_{out} = 100\text{mA}$                       |  |
| F  | Ausgangsleistung             | $P_{out} = 30\text{W}$                         |  |
| F  | Frequenzbereich              | $20\text{kHz} \leq f_{out} \leq 80\text{kHz}$  | Großsignalbetrieb  |
| W  | Frequenzbereich              | $20\text{kHz} \leq f_{out} \leq 100\text{kHz}$ | Großsignalbetrieb  |
| F  | Last                         | $C_{US} = 1,2\text{nF}$                        | Kapazität des piezoelektrischen Stapelaktors                   |
| F  | Signaldämpfung               | $< 5\%$  |  |

Verzerrungen des Ausgangssignals, die das Grundsignal mit Oberwellen überlagern, sind zu minimieren. Die Oberwellen treten bei Frequenzen auf, die einem ganzzahlig Vielfachen der Grundfrequenz entsprechen [108]. Dies hätte die ungewollte Anregung weiterer Eigenmoden des Aktors zur Folge.

Im folgenden Abschnitt werden die Verstärkung des Ansteuersignals sowie die Charakterisierung des aufgebauten Verstärkers näher erläutert.

## 5.1 Signalverstärkung

Das additiv überlagerte Sinussignal muss auf eine Ausgangsspannung von  $U_{V,out} = \pm 300\text{ V}$  verstärkt werden. Der am Institut vorhandene Verstärker für piezoelektrische Aktoren AVB1000 der Firma D\*ASS [109] verzerrt ab einer Signalfrequenz von  $f = 25\text{ kHz}$  das Signal, wie in Abbildung 5.2 b) zu sehen ist. Zudem ist die Spannungsamplitude des Ausgangssignals um mehr als 50% gedämpft. Eine selektive Anregung einzelner Schwingungsmoden des Resonators ist mit diesem Verstärker nicht möglich.



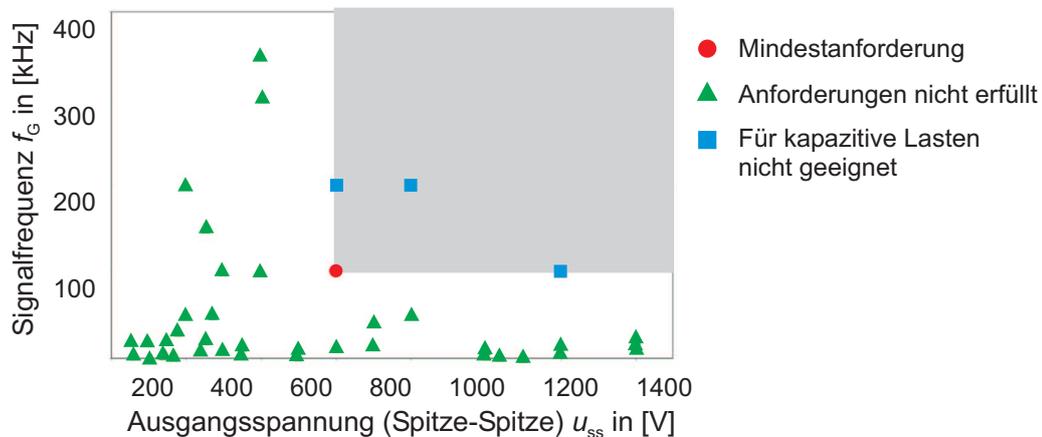
**Abb. 5.2:** Signalverzerrung durch den vorhandenen Leistungsverstärker bei angeschlossenem piezoelektrischen Aktor.

a) Sinussignal bei  $f = 1\text{ kHz}$ ,  $\hat{u} = 100\text{ V}$

b) Signal bei  $f = 25\text{ kHz}$ , die Dämpfung auf eine Amplitude von 45 V und die Signalverzerrungen sind deutlich erkennbar.

Die Ergebnisse einer Marktrecherche über Verstärker, die den Anforderungen aus Tabelle 5.1 entsprechen, zeigt [110]. Betrachtet wurden Leistungsverstärker der Firmen PI [111], Matusada [112], Trek [113], Falco Systems [114], AVtech [115] und FLC Electronics [116]. Die Kennwerte der Verstärker sind in Anhang G.1 ausführlich dargestellt. Das Diagramm in Abbildung 5.3 fasst die Kennwerte der Verstärker zusammen. Mögliche Ausgangsspannungen werden der Signalfrequenz gegenübergestellt, der grau markierte Bereich kennzeichnet den Zielbereich. In diesem sind die geforderte maximale Spitze-Spitze-Spannung von

$u_{SS} = 600 \text{ V}$  als auch die Signalfrequenz von  $f_g = 100 \text{ kHz}$  erreicht.



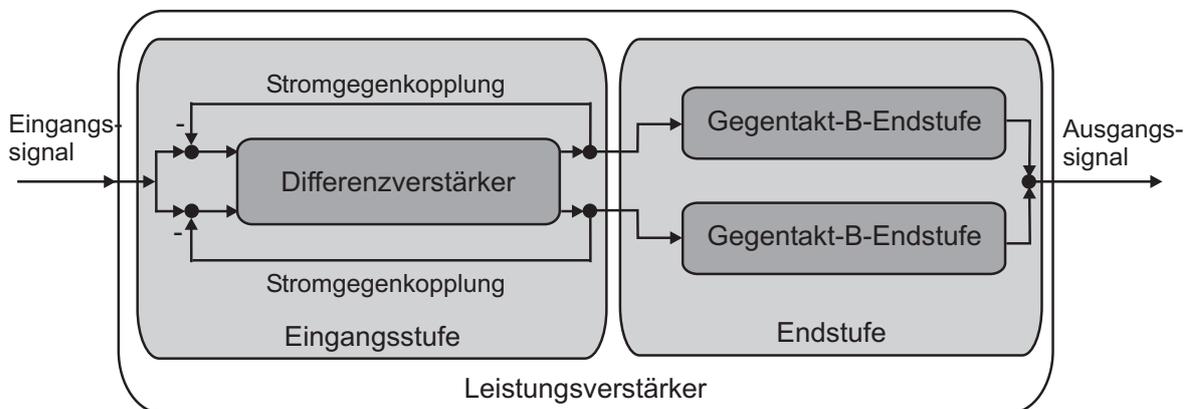
**Abb. 5.3:** Ergebnis der Marktrecherche über auf dem Markt erhältliche Spannungsverstärker.

*Der graue Bereich kennzeichnet die Mindestanforderungen [110].*

Nahezu alle Verstärker erfüllen jeweils nur ein Kriterium der zwei betrachteten Anforderungen. Die Verstärker mit einer Ausgangsspannung im Bereich von  $u_{SS} = 600 \text{ V}$  erreichen diese bei Signalfrequenzen unter  $50 \text{ kHz}$ . Ebenso wird bei Signalfrequenzen größer  $100 \text{ kHz}$  eine maximale Spitze-Spitze-Spannung von  $u_{SS} = 400 \text{ V}$  erreicht. Die drei Verstärker, die die Anforderungen an Spannungsverstärkung und Frequenz erfüllen, sind laut Hersteller jedoch nicht zum Treiben kapazitiver Lasten geeignet. Folglich muss ein eigener Spannungsverstärker entwickelt werden. Die Anforderungen an die Signalverstärkung sind in Tabelle 5.1 zusammengefasst.

## 5.2 Konzept der Verstärkerschaltung

Der Vergleich verschiedener Verstärkerkonzepte zeigt einen zweistufigen Verstärker als die am besten geeignete Lösung auf [110]. Das Gesamtkonzept des Leistungsverstärkers ist in Abbildung 5.4 dargestellt. In der Eingangsstufe erfolgt eine Spannungsverstärkung, in der Endstufe eine Stromverstärkung. Die Grundschialtung der Eingangsstufe besteht aus Bipolartransistoren in Emitterschaltung. Zur Verminderung von Drift des Arbeitspunktes und Verzerrungen wird die Schaltung stromgegekoppelt. Zudem wird die Schaltung als Differenzverstärker aufgebaut, um eine Drift der Offsetspannung durch Temperatureinwirkung zu vermeiden. Auf diese Weise wird nur die Spannungsdifferenz zwischen den zwei Eingängen verstärkt. Pegelverschiebungen an beiden Eingängen werden nicht mit verstärkt. Eine Temperaturkompensation ist aufgrund des Aufbaus als Differenzverstärker nicht notwendig.



**Abb. 5.4:** Prinzipieller Aufbau des Verstärkers für kapazitive Lasten

Am Ausgang der Eingangsstufe liegt ein spannungsverstärktes Signal vor. Die folgende Endstufe dient zur Stromverstärkung. Sie ist als Vollbrücke aufgebaut und besteht aus zwei Gegentaktendstufen im B-Betrieb. Hierbei wird das Eingangssignal in jeder Gegentaktendstufe von zwei Transistoren verstärkt. Ein Transistor verstärkt die positive Halbwelle, der zweite die negative Halbwelle. Da der Arbeitspunkt im B-Betrieb im Ursprung der Transistorkennlinie liegt, kommt es bei Übergabe des Signals zwischen den Transistoren zu Übernahmeverzerrungen, da diese erst ab einer Spannung von 0,6 V durchschalten. Durch die vorliegende Spannungsamplitude von  $\pm 300$  V kann dieser Effekt vernachlässigt werden.

Beide Verstärkerstufen werden direkt gekoppelt. Eine Stromgegenkopplung der Eingangsstufe bewirkt einen hohen Eingangswiderstand der Schaltung. Zudem wirkt sich die Gegenkopplung stabilisierend auf die Verstärkereigenschaften aus. In den folgenden Abschnitten wird der Entwurf des Leistungsverstärkers vorgestellt.

## 5.3 Auslegung der Verstärkerstufen

Im folgenden Abschnitt werden die zwei Verstärkerstufen getrennt betrachtet. Die einzelnen Verstärkungsfaktoren für Strom und Spannung werden berechnet.

### 5.3.1 Eingangsstufe

Die Eingangsstufe soll die Eingangsspannung  $u_E$  mit einem festen Verstärkungsfaktor  $A_D$  verstärken. Abbildung 5.5 zeigt die prinzipielle Schaltung.

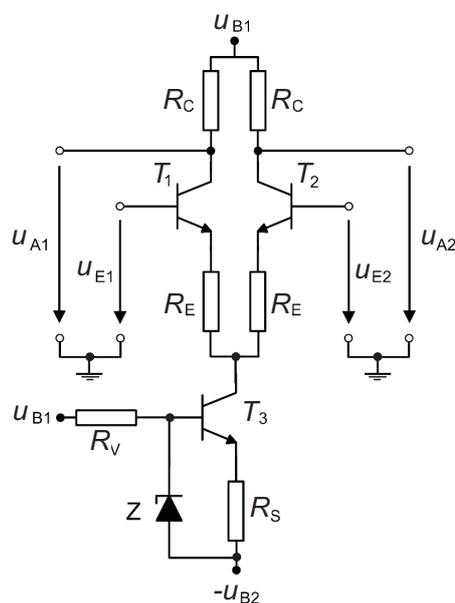


Abb. 5.5: Entwurf der Eingangsstufe [117].

Die Eingangsstufe ist als eine stromgegekoppelte Emitterstufe aufgebaut. Die Transistoren  $T_1$  und  $T_2$  bilden mit den Widerständen  $R_C$  und  $R_E$  einen Differenzverstärker. Der Transistor  $T_3$ , die Zenerdiode  $Z$  und die Widerstände  $R_V$  und  $R_S$  bilden die benötigte Konstantstromquelle.

Im symmetrischen Betrieb werden beide Eingänge des Differenzverstärkers verwendet. Für die Eingangsspannung  $u_E$  gilt:

$$u_E = u_{E1} - u_{E2} \approx R_C(i_{C2} - i_{C1}) \quad (5.2)$$

Die Ausgangsspannung  $u_A$  berechnet sich bei Invertierung der Ausgänge zu

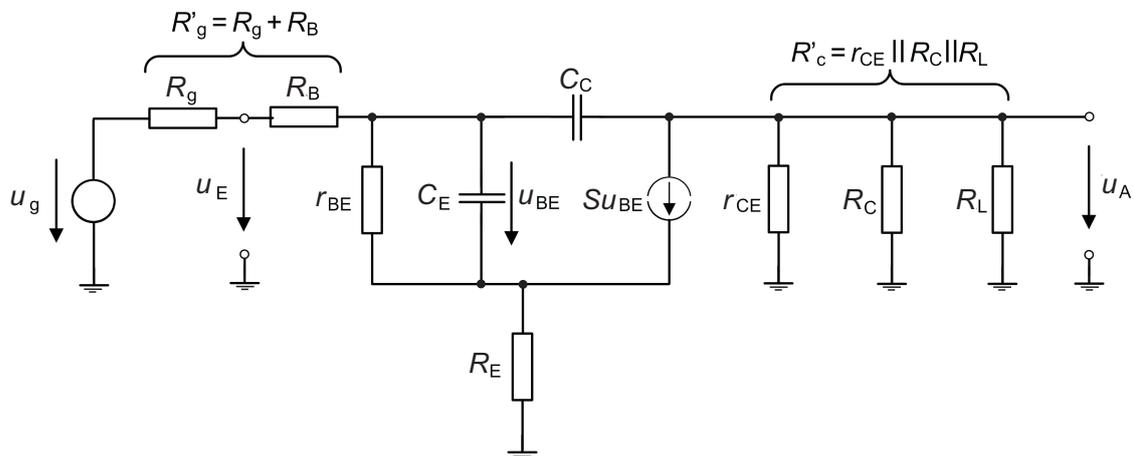
$$u_A = u_{A2} - u_{A1} = R_C(i_{C1} - i_{C2}) \quad (5.3)$$

Für den Verstärkungsfaktor  $A_D$  gilt folglich

$$A_D \approx \frac{R_C}{R_E}. \quad (5.4)$$

Aus der Eingangsspannung von  $u_E = 5 \text{ V}$  und der geforderten Ausgangsspannung von  $u_A = 300 \text{ V}$  ergibt sich  $A_D = 60$ . Die an den Ausgang der Eingangsstufe gekoppelte Endstufe bildet jedoch eine parallele Last zu dem Kollektorwiderstand  $R_C$ . Der Verstärkungsfaktor muss folglich größer ausgelegt werden, um die gewünschte Ausgangsspannung erreichen zu können. Simulationen ergeben einen Wert von  $A_D \approx 62$  [110].

Zur Berechnung der Grenzfrequenz der Eingangsstufe wird das in Abbildung 5.6 dargestellte dynamische Ersatzschaltbild der Emitterschaltung verwendet. Die grundlegenden Gleichungen zur Berechnung der Grenzfrequenz von Verstärkerschaltungen [108, 117] sind in Anhang G.2 aufgeführt.



**Abb. 5.6:** Dynamisches Kleinsignalersatzschaltbild der Emitterschaltung mit Stromgegenkopplung [117].

Mit den transformierten Größen

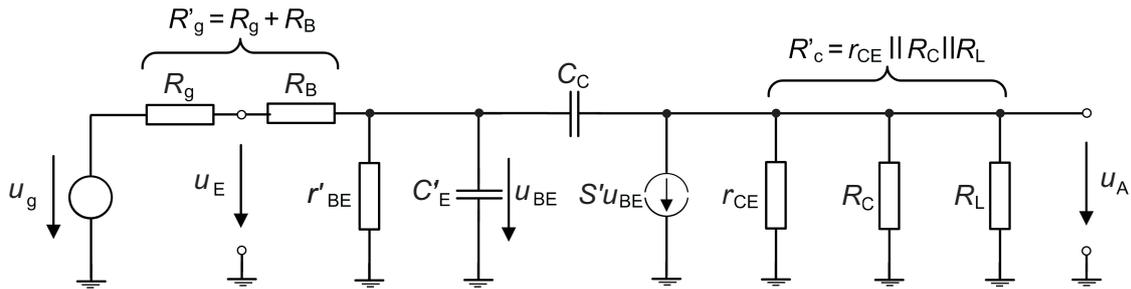
$$r'_{BE} = r_{BE}(1 + SR_E) \quad S' = \frac{S}{1 + SR_E} \quad C'_E = \frac{C_E}{1 + SR_E} \quad (5.5)$$

wird die Schaltung in ein Ersatzschaltbild ohne Gegenkopplung transformiert. Dieses ist in Abbildung 5.7 dargestellt.

Die obere Grenzfrequenz ergibt sich näherungsweise zu

$$\omega_g = 2\pi f_g \approx \frac{1}{T_1 + |A_0| \cdot T_2} \quad (5.6)$$

mit dem Verstärkungsfaktor  $A_0$  und den zwei unabhängigen Zeitkonstanten  $T_1$  und  $T_2$ . Diese berechnen sich aus



**Abb. 5.7:** Dynamisches Kleinsignalersatzschaltbild der Emitterschaltung ohne Gegenkopplung [117].

$$T_1 = (C'_E + C_C) \cdot (r'_{BE} || R'_g) \quad (5.7)$$

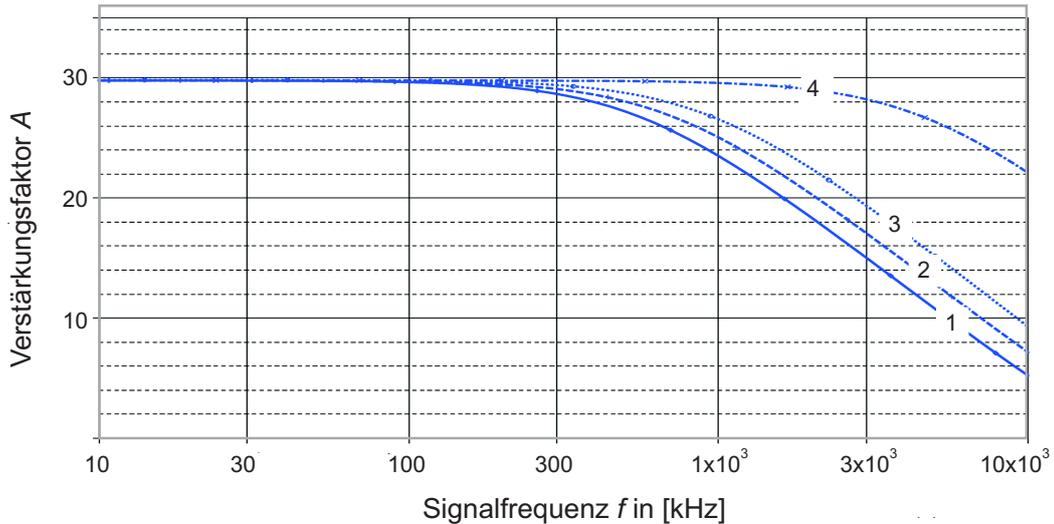
$$T_2 = C_C \left( R'_g + \frac{1}{S'} \right) \quad (5.8)$$

$T_2$  hat einen größeren Einfluss auf die obere Grenzfrequenz der Schaltung als  $T_1$ . Dies begründet sich durch den MILLER-Effekt [108]. Als Millereffekt wird die um den Verstärkungsfaktor  $A_D$  vergrößerte Eingangskapazität  $C_C$  bezeichnet, die bei invertierenden Verstärkern wie der Emitterschaltung auftritt. Gleichung (5.6) vereinfacht sich zu

$$\omega_g = 2\pi f_g \approx \frac{1}{|A_0| \cdot T_2} \quad \text{für den Fall } |A_0| \cdot T_2 > T_1. \quad (5.9)$$

Die Grenzfrequenz der Eingangsstufe wird im Folgenden genauer untersucht. In Abbildung 5.8 ist der Verstärkungsfaktor eines Zweiges in Abhängigkeit der Signalfrequenz dargestellt.

Verglichen werden die Ergebnisse aus den Simulationen, den berechneten Werten sowie Messergebnisse. In allen Untersuchungen ist der Transistor BF487 [118] eingesetzt worden. Alle Graphen weisen einen ähnlichen Verlauf auf. Die unkorrigierte Simulation zeigt im Vergleich zu den anderen Untersuchungen eine deutlich geringe Dämpfung des Verstärkungsfaktors mit steigender Frequenz auf. Die Kleinsignalfrequenz der unkorrigierten Simulation beträgt  $f_g = 4,61$  MHz. Um einen realistischen Wert für  $f_g$  zu erhalten, werden in der Simulation die Transistorkapazitäten als externe Bauteile eingefügt. Der neu simulierte Wert der Grenzfrequenz beträgt  $f_g = 705$  kHz. Der berechnete Wert liegt bei  $f_g = 943$  kHz, der gemessene bei ca.  $f_g = 550$  kHz. Grund der Abweichung der simulierten und berechneten Werte zu dem gemessenen Wert könnte die Abhängigkeit der Transitfrequenz von dem Kollektorstrom oder die Spannungs- oder Stromabhängigkeit weiterer Transistorparameter sein. Zudem wirken sich die Induktivitäten der Widerstände und der signalführenden Leitungen negativ auf die obere Grenzfrequenz aus [110].



**Abb. 5.8:** Verstärkungsfaktor eines Zweiges der Eingangsstufe in Abhängigkeit der Signalfrequenz [110].

1: Messung, 2: korrigierte Simulation, 3: Berechnung, 4: unkorrigierte Simulation

Neben der oberen Kleinsignalfrequenz ist die Anstiegsrate - Slew-Rate - für das Großsignalverhalten des Verstärkers relevant. Die Slew-Rate  $SR$  beschreibt das Impulsverhalten und entspricht der maximalen Geschwindigkeit, mit der das Ausgangssignal einer Pegeländerung am Eingang folgen kann [117]. Für die Ansteuerung mit einem Sinussignal gilt

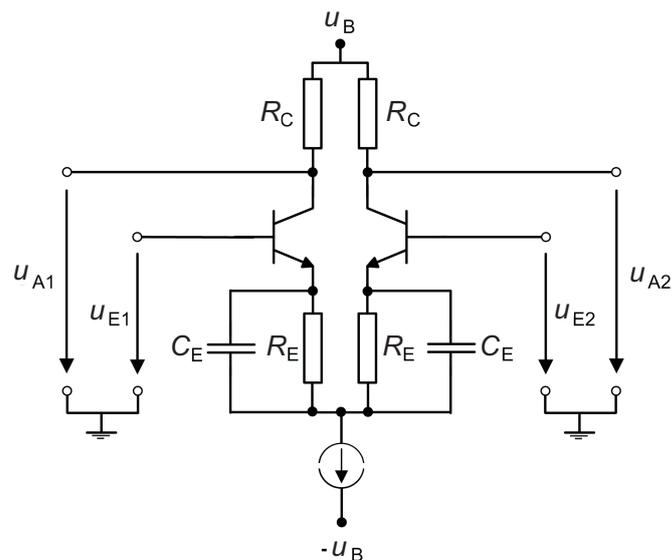
$$SR = 2\pi f_g \hat{u}_{V,out} \quad (5.10)$$

mit der Großsignalfrequenz  $f_g$  und dem Maximalwert der Amplitude der Ausgangsspannung  $\hat{U}_{V,out}$ . Um bei einer Grenzfrequenz von  $f_g = 100$  kHz eine Spannungsamplitude von  $\hat{U}_{V,out} = 300$  V verzerrungsfrei übertragen zu können, müsste eine Slew-Rate von  $SR = 18$  V/ $\mu$ s erreicht werden. Die gemessene Anstiegsrate beträgt  $290$  V/ $\mu$ s, woraus sich eine Großsignalgrenzfrequenz von  $154$  kHz ergibt. Der Entwurf der Eingangsstufe erfüllt somit die Anforderung an die Frequenz.

Die Ausgangsspannung wird bei Vollaussteuerung und einer Frequenz von  $100$  kHz um  $18$  V gedämpft. Über eine weitere Erhöhung der Grenzfrequenz kann die Dämpfung verringert werden. Zu diesem Zweck wird eine frequenzabhängige Gegenkopplung eingesetzt. Das Prinzip der Schaltung ist in Abbildung 5.9 dargestellt.

Zu den Widerständen  $R_E$  aus Abbildung 5.5 wird je ein Kondensator  $C_E$  parallel geschaltet [119]. Der Verstärkungsfaktor aus Gleichung (5.4) wird nun durch die folgende Gleichung ausgedrückt [117]:

$$A_D \approx \frac{R_C}{R_E || 1/j\omega C_E} = \frac{R_C}{R_E} (1 + j\omega R_E C_E) \quad (5.11)$$



**Abb. 5.9:** Frequenzabhängiger gegengekoppelter Differenzverstärker [110].

Der Verstärkungsfaktor weist ein Hochpassverhalten auf. Ab der Eigenfrequenz

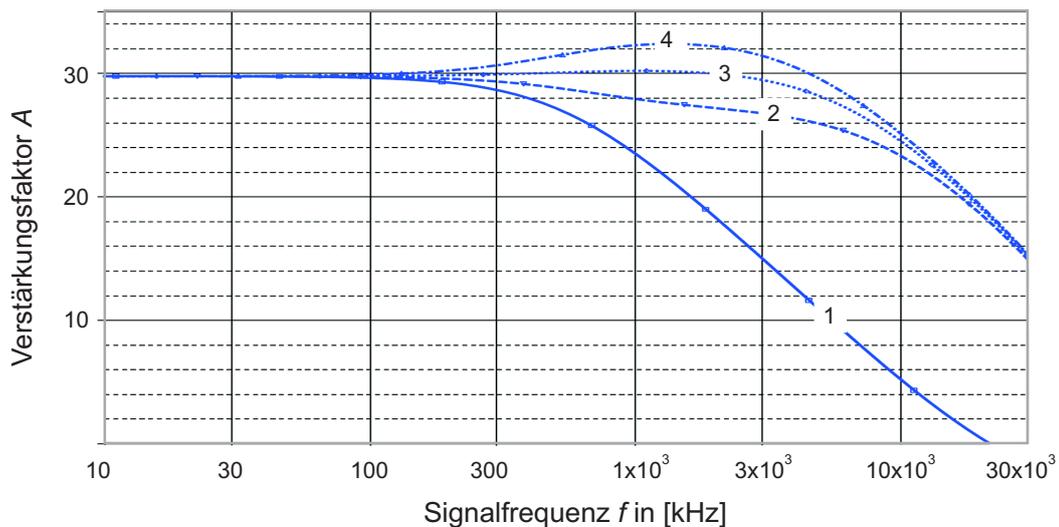
$$\omega_E = \frac{1}{R_E C_E} \quad (5.12)$$

steigt der Verstärkungsfaktor an und wirkt dem Tiefpassverhalten des Verstärkers entgegen.

Abbildung 5.10 zeigt die Simulation des frequenzabhängigen Verhaltens des Verstärkungsfaktors  $A$ . Die Größe der Kapazität  $C_E$  wird variiert.

Aus der Simulation ist deutlich erkennbar, dass sich die Grenzfrequenz mit steigender Kapazität erhöht. Zudem ist eine geringere Dämpfung des Verstärkungsfaktors zu beobachten. Ab einem Wert von  $C_E = 470$  pF tritt in der Simulation eine Überhöhung des Verstärkungsfaktors auf. Diese Überhöhung kann zu Instabilitäten des Verstärkers führen. Zudem besteht die Gefahr, dass in diesem Fall das verstärkte Signal Verzerrungen aufweist.

Die experimentelle Untersuchung der Schaltung weist eine Kapazität von  $C_E = 680$  pF als optimalen Wert auf. Aus den gemessenen Werten ergibt sich eine Anstiegsrate von  $370$  V/ $\mu$ m. Die Großsignalgrenzfrequenz beträgt  $196$  kHz. Die Verzerrungen sind bis zu einer Frequenz von  $150$  kHz vernachlässigbar gering. Die Dämpfung der Spannungsamplitude ist bei einer Signalfrequenz von  $100$  kHz auf  $12$  V gesunken, was  $4\%$  der maximalen Amplitude entspricht.



**Abb. 5.10:** Frequenzabhängiger Verstärkungsfaktor eines Zweiges der Eingangsstufe in Abhängigkeit der Signalfrequenz und der Kapazität  $C_E$  [110]

1:  $C_E = 0$ , 2:  $C_E = 300 \text{ pF}$ , 3:  $C_E = 470 \text{ pF}$ , 4:  $C_E = 620 \text{ pF}$

### 5.3.2 Endstufe

Die Endstufe hat die Funktion, den Strom des Ausgangssignals zu verstärken und somit den Ausgangswiderstand des Verstärkers zu senken. Sie ist als Vollbrücke aufgebaut und besteht aus zwei Gegentaktendstufen. Zur übersichtlichen Darstellung wird nur eine Halbbrücke betrachtet. Beide Halbbrücken sind symmetrisch aufgebaut. Der Entwurf der Endstufe ist in Abbildung 5.11 dargestellt.

Die Endstufe ist zweistufig aufgebaut. Ein Emitterfolger, der als Impedanzwandler aufgebaut ist, bildet die erste Stufe. Die Erhöhung des Eingangswiderstands der Endstufe reduziert die Belastung der Eingangsstufe durch die Endstufe. Die Spannungsverstärkung der ersten Stufe beträgt  $A_u = 1$ , die Stromverstärkung  $A_i = B$ , die Großsignalverstärkung des Transistors. Die zweite Stufe der Endstufe ist eine quasikomplementäre Gegentaktendstufe im B-Betrieb. Im Gegensatz zu einer einfach Endstufe Klasse B werden vier anstatt zwei Transistoren verwendet. Die Transistoren  $T_1$  und  $T_3$  bilden einen npn-Ersatztransistor. Analog weisen  $T_2$  und  $T_4$  zusammen das Verhalten eines pnp-Transistors auf [108]. Die Ersatztransistoren sind als Darlingtonschaltung aufgebaut. Für den Stromverstärkungsfaktor gilt  $A_i = B_1 B_2$ . Die Widerstände  $R_1$ ,  $R_2$  und  $R_3$  dienen der Ableitung der in den Basen der Transistoren gespeicherten Ladung.  $R_4$  und  $R_5$  bewirken eine Stromgegenkopplung der Transistoren  $T_3$  und  $T_4$ . Parasitäre Schwingungen, die zu einer Zerstörung des Verstärkers führen könnten, werden so vermieden.

Zur Berechnung der Grenzfrequenz der Endstufe werden beide Stufen getrennt betrachtet.

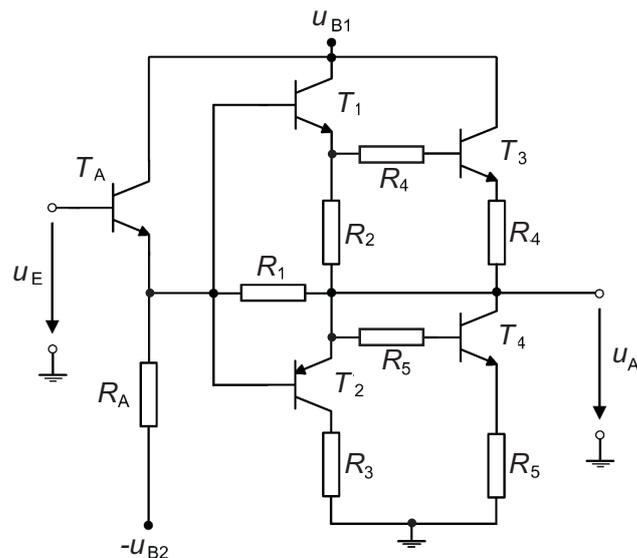


Abb. 5.11: Entwurf der Gegentaktendstufe [110].

Das dynamische Kleinsignalersatzschaltbild einer Stufe ist in Abbildung 5.12 dargestellt.

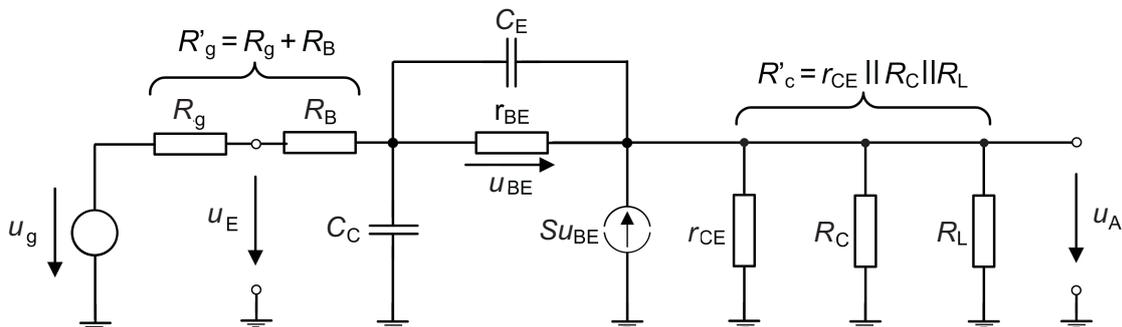


Abb. 5.12: Dynamisches Kleinsignalersatzschaltbild der Kollektorschaltung [117].

Die obere Grenzfrequenz  $f_g$  berechnet sich nach der folgenden Gleichung:

$$f_g = \frac{\omega_g}{2\pi} \approx \frac{1}{\left(C_C + \frac{C_E}{S(R_L + r_{CE})}\right) (R_G + R_B)} \quad (5.13)$$

Am Eingang der Endstufe wirkt die Kollektorkapazität  $C_C$ . Für den Fall, dass am Ausgang keine Last angekoppelt ist, bestimmt diese maßgeblich die Grenzfrequenz der ersten Stufe. Es gilt

$$\omega_g = 2\pi f_g \approx \frac{1}{C_C (R_G + R_B)} \quad (5.14)$$

Wie in Abbildung 5.11 dargestellt, ist die Endstufe mehrstufig aufgebaut. Dies ermöglicht die Verwendung von Transistoren mit einer niedrigeren Spannungsfestigkeit im Vergleich zu einem einstufigen Aufbau. Die niedrigere Spannungsfestigkeit führt zu einer kleineren Kapazität und somit zu einer höheren möglichen Transitfrequenz der Transistoren und des gesamten Aufbaus.

Die Grenzfrequenz wird für jede Stufe unter Berücksichtigung der vorgeschalteten Stufen berechnet. Die Ergebnisse der Berechnung sind in Tabelle 5.2 aufgeführt.

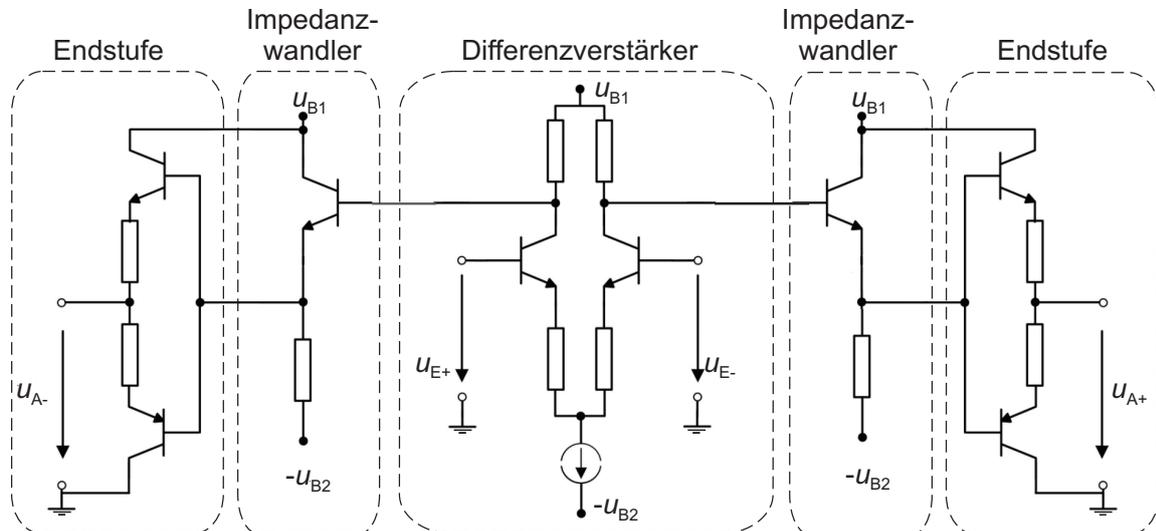
**Tabelle 5.2:** Berechnete Grenzfrequenzen der Endstufe

| Transistortyp              | Symbol in<br>Abb. 5.11 | Grenzfrequenz | Kollektor-<br>kapazität | Generator-<br>widerstand |
|----------------------------|------------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|
| Impedanzwandler<br>(BF487) | $T_A$                  | 907 kHz       | 4,5 pF                  | 39 k $\Omega$            |
| Treiberstufe<br>(TIP50)    | $T_1, T_2$             | 5,31 MHz      | 75 pF                   | 400 $\Omega$             |
| Leistungstufe<br>(BU508A)  | $T_3, T_4$             | 39,97 MHz     | 290 pF                  | 13,7 $\Omega$            |

Erkennbar ist, dass die Grenzfrequenz mit jeder Verstärkerstufe zunimmt. Die Grenzfrequenz der gesamten Endstufe wird durch die langsamste Verstärkerstufe bestimmt und beträgt somit  $f_{g2} = 907$  kHz.

### 5.3.3 Gesamtaufbau

Der Gesamtaufbau des Verstärkers ist in Abbildung 5.13 dargestellt.



**Abb. 5.13:** Gesamtaufbau des Verstärkers für kapazitive Lasten [110].

Die einzelnen Verstärkerstufen sind gleichspannungsgekoppelt. Eine Rückkopplung erfolgt nur lokal in jeder einzelnen Verstärkerstufe. Dadurch wird eine höhere Stabilität des Verstärkers erreicht. Nicht dargestellt sind die integrierte Strombegrenzung auf max. 100 mA sowie der thermische Überlastschutz. Eine Einschaltverzögerung schützt den piezoelektrischen Aktor vor Spannungsspitzen. Die Schaltpläne und Stücklisten des Verstärkers sind in [110] zu finden.

Die Grenzfrequenz des gesamten Verstärkers ergibt sich auch den berechneten Grenzfrequenzen der Eingangsstufe von  $f_{g1} = 943 \text{ kHz}$  und der Endstufe von  $f_{g2} = 907 \text{ kHz}$  nach [117] zu

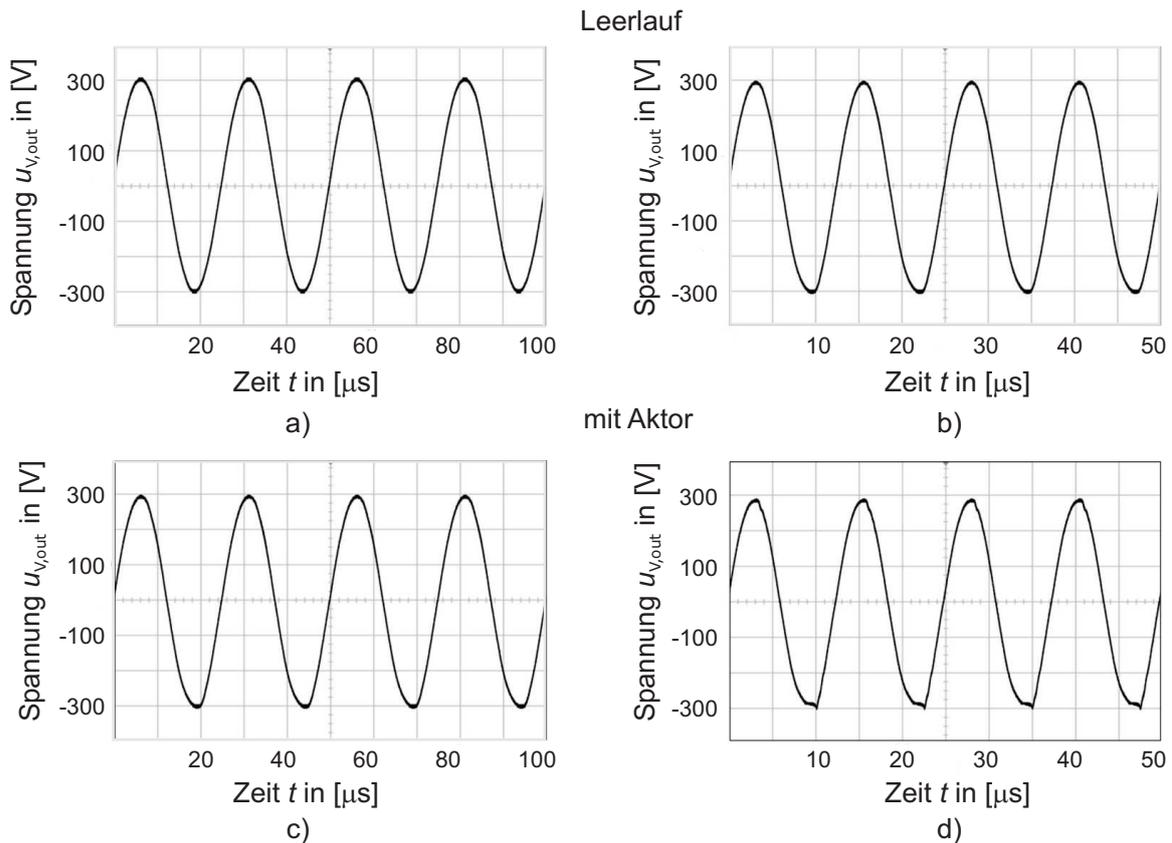
$$\frac{1}{f_{g,\text{ges}}} = 1,1 \cdot \sqrt{\frac{1}{f_{g1}^2} + \frac{1}{f_{g2}^2}} = 1,53 \text{ ns} \quad (5.15)$$

woraus folgt

$$f_{g,\text{ges}} = 653,7 \text{ kHz} \quad (5.16)$$

## 5.4 Charakterisierung des Verstärkers

Zur Charakterisierung des aufgebauten Verstärkers werden zwei Signale mit einer Amplitude von  $\hat{U} = 5 \text{ V}$  und Frequenzen von  $f_1 = 40 \text{ kHz}$  und  $f_2 = 80 \text{ kHz}$  erzeugt. Der Verstärker verstärkt die Spannungsamplitude auf  $u_{SS} = 600 \text{ V}$ . Die Messungen werden im Leerlauf und mit angeschlossenem piezoelektrischen Aktor durchgeführt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 5.14 dargestellt.



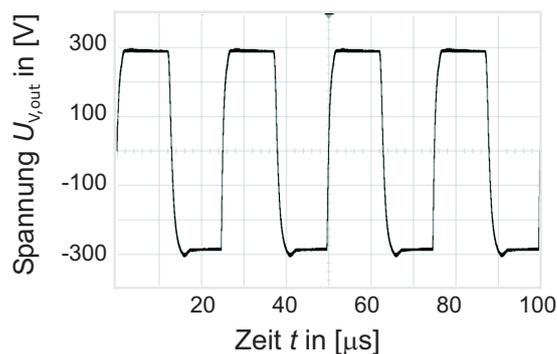
**Abb. 5.14:** Ergebnisse der Messungen zur Charakterisierung des entwickelten Verstärkers.

- a) Sinussignal im Leerlauf bei  $u_{V,out} = \pm 300 \text{ V}$ ,  $f_1 = 40 \text{ kHz}$
- b) Sinussignal im Leerlauf bei  $u_{V,out} = \pm 300 \text{ V}$ ,  $f_2 = 80 \text{ kHz}$
- c) Sinussignal mit Aktor bei  $u_{V,out} = \pm 300 \text{ V}$ ,  $f_1 = 40 \text{ kHz}$
- d) Sinussignal mit Aktor bei  $u_{V,out} = \pm 300 \text{ V}$ ,  $f_2 = 80 \text{ kHz}$

Die Messungen zur Charakterisierung des entwickelten Verstärkers zeigen, dass bei dem Signal  $S_1$  mit einer Frequenz  $f_1 = 40 \text{ kHz}$  sowohl im Leerlauf als auch bei angeschlossenem Aktor nahezu keine Verzerrung des Signals stattfindet. Die Ausgangsamplitude beträgt wie gewünscht  $\pm 300 \text{ V}$  und weist keine Dämpfung auf. Das Signal  $S_2$  mit der Frequenz  $f_2 = 80 \text{ kHz}$  weist im Leerlauf ebenfalls keine Verzerrungen auf. Bei angeschlossenem

Aktor ist eine leichte Verzerrung in der negativen Halbwelle des Signals zu erkennen. Die Spannungsamplitude ist in diesem Fall um 6 V gedämpft, was 2 % der Betriebsspannung entspricht.

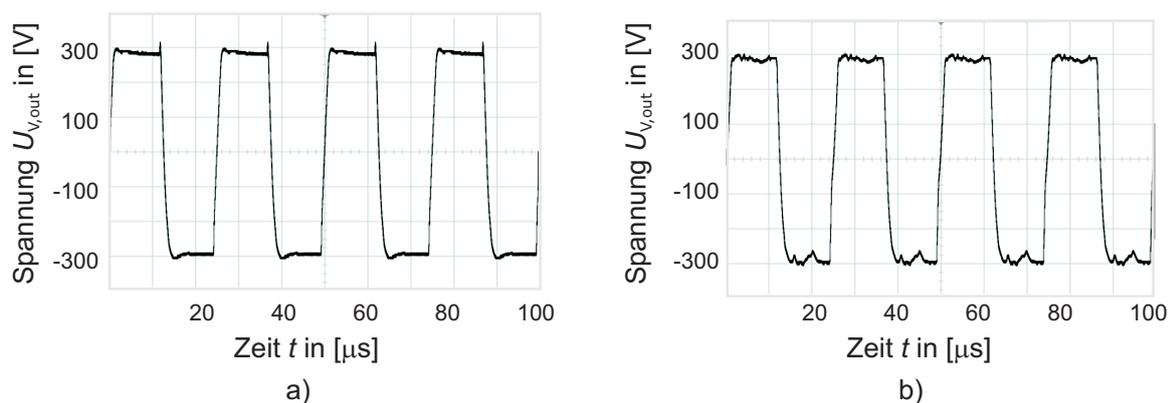
Um die Stabilität des Verstärkers zu untersuchen, wird ein Rechtecksignal mit einer Frequenz von  $f = 40 \text{ kHz}$  auf den Verstärkereingang gelegt. Die Amplitude des Signals wird auf  $U_{V,out} = \pm 300 \text{ V}$  verstärkt. Abbildung 5.15 zeigt das verstärkte Signal im Leerlauf. Das Signal weist in der negativen Halbwelle ein Überschwingen des Scheitelwertes auf.



**Abb. 5.15:** Ergebnisse der Messungen zur Charakterisierung des entwickelten Verstärkers.

*Rechtecksignal im Leerlauf bei  $u_{V,out} = \pm 300 \text{ V}$ ,  $f = 40 \text{ kHz}$*

Der piezoelektrische Ultraschallaktor besitzt eine Grundkapazität von  $C = 1,3 \text{ nF}$ . Die auf dem Markt erhältlichen Verstärker weisen vor allem bei kapazitiven Lasten Verzerrungen und Dämpfungen des Ausgangssignals auf. Aus diesem Grund wird untersucht, wie sich der Verstärker bei einer kapazitiven Last verhält.



**Abb. 5.16:** Ergebnisse der Messungen zur Charakterisierung des entwickelten Verstärkers.

*a) Rechtecksignal mit Kondensator ( $C = 1 \text{ nF}$ ) bei  $u_{V,out} = \pm 300 \text{ V}$ ,  $f_1 = 40 \text{ kHz}$*

*b) Rechtecksignal mit Ultraschallaktor ( $C = 1,3 \text{ nF}$ ) bei  $u_{V,out} = \pm 300 \text{ V}$ ,  $f_2 = 40 \text{ kHz}$*

In Abbildung 5.16 ist ein Kondensator mit einer Kapazität von  $C = 1 \text{ nF}$  an den Verstärker-  
ausgang angeschlossen. Hier ist sowohl in der positiven als auch in der negativen Halbwelle  
ein Überschwingen zu erkennen. Dieses erhöht sich, sobald das verstärkte Signal auf den pie-  
zoelektrischen Ultraschallaktor gegeben wird. Abbildung 5.16 b) zeigt, dass ein zusätzliches  
parasitäres Schwingen entsteht. Der Aktor wird folglich in diesen parasitären Moden zum  
Schwingen angeregt. Die Spannungsamplitude ist um ca.  $10 \text{ V}$  gedämpft.

Für die Ansteuerung des piezoelektrischen Ultraschallaktors in den gewünschten Eigen-  
moden ist der Verstärker gut geeignet. Die verstärkten Sinussignale weisen nahezu keine  
Verzerrungen oder Dämpfungen auf. Eine selektive Anregung einzelner Frequenzen des Ul-  
traschallaktors ist möglich. Die Grenzfrequenz des Verstärkers liegt deutlich über dem ge-  
forderten Bereich von bis zu  $100 \text{ kHz}$ . In Tabelle 5.3 sind die Kennwerte des entwickelten  
Verstärkers zum Treiben kapazitiver Lasten zusammengefasst.

**Tabelle 5.3:** Kennwerte des entwickelten Verstärkers

| Bezeichnung                     | Formelzeichen       | Kennwert                      |
|---------------------------------|---------------------|-------------------------------|
| maximale Eingangsspannung       | $u_{E,V}$           | $\pm 5 \text{ V}$             |
| maximale Ausgangsspannung       | $U_{A,V}$           | $\pm 300 \text{ V}$           |
| maximaler Ausgangsstrom         | $i_{A,V}$           | $100 \text{ mA}$              |
| maximale Ausgangsleistung       | $P_{A,V}$           | $35 \text{ W}$                |
| Verstärkungsfaktor              | $V_{V,US}$          | $60$                          |
| Kleinsignalfrequenz             | $f_{g,V}$           | $654 \text{ kHz}$             |
| Verstärkungs-Bandbreite-Produkt | $f_{g,V} \cdot V$   | $49,2 \text{ Mhz}$            |
| Großsignalfrequenz              | $f_{G,V}$           | $196 \text{ kHz}$             |
| Anstiegsrate                    | $SR$                | $370 \text{ V} / \mu\text{s}$ |
| Eingangsimpedanz                | $Z_{E,V}$           | $\approx 50 \text{ k}\Omega$  |
| Ausgangsimpedanz                | $Z_{A,V}$           | $\approx 100 \Omega$          |
| Versorgungsspannung             | $U_{\text{Netz},V}$ | $230 \text{ V}$               |

Die ausführliche Darstellung der Entwicklung des Verstärkers ist in [110] zu finden.



# 6 Messplatz zur Charakterisierung des piezoelektrischen Ultraschallaktors

Der entworfene piezoelektrische Ultraschallaktor wird auf seine Eignung im HapCath Projekt überprüft. Zu diesem Zweck wird ein Messplatz zur messtechnischen Untersuchung des Aktors entwickelt und aufgebaut. Aus den Ergebnissen des numerischen Aktorentwurfs ist das Schwingungsverhalten des Aktors in Abhängigkeit der Ansteuerfrequenz bekannt. Mit Hilfe des Messplatzes soll das Verhalten des aufgebauten Aktors mit optimierten Abmessungen sowie der Einfluss verschiedener Parameter auf die gekoppelte Kraft untersucht werden.

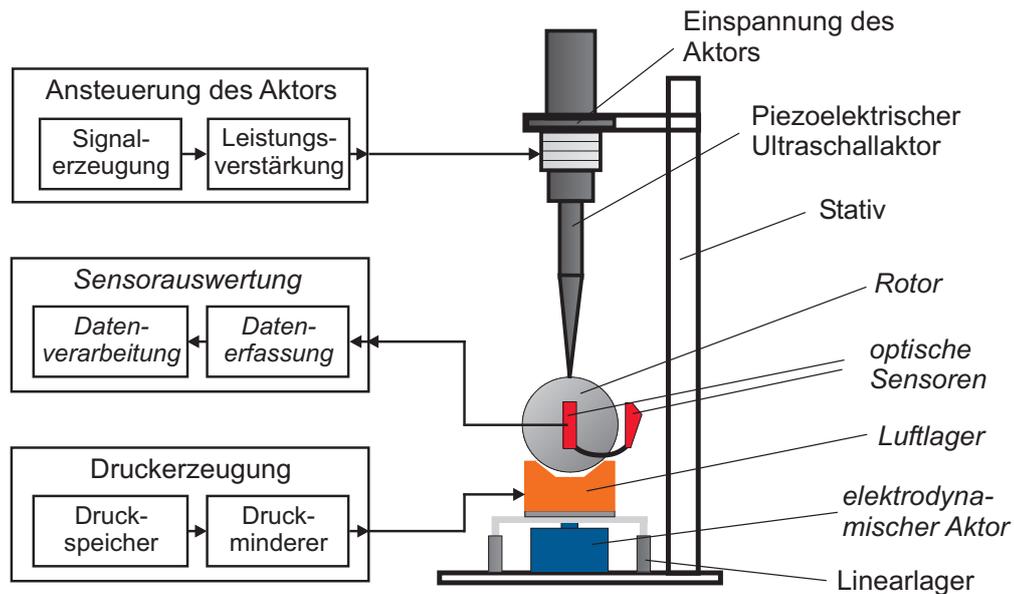
In den folgenden Abschnitten wird zunächst das entworfene Gesamtkonzept des Messplatzes erläutert und der Entwurf einzelner Komponenten sowie die Auswertung der gemessenen Daten vorgestellt. Eine Fehlerbetrachtung und Charakterisierung des Messplatzes wird durchgeführt. Die ausführliche Beschreibung des Entwurfs des Messplatzes ist in Anhang H ab Seite 197 zu finden.

## 6.1 Konzeption des Messplatzes

In Abbildung 6.1 ist der schematische Aufbau des entwickelten und aufgebauten Messplatzes zur messtechnischen Untersuchung des piezoelektrischen Ultraschallaktors dargestellt.

Der piezoelektrische Ultraschallaktor ist senkrecht hängend fest in einem Stativ eingespannt. Wie aus dem vorigen Kapitel bekannt ist, ist es durch die Überlagerung von je zwei Schwingungen möglich, einen Rotor in drei rotatorischen Freiheitsgraden anzutreiben. Als Rotor, der in allen drei Raumrichtungen rotatorisch beweglich sein muss, wird eine Kugel ausgewählt. Diese ist reibungsarm in einer Luftlagerschale gelagert.

Zwei um  $90^\circ$  zueinander versetzt angeordnete optischen Sensoren erfassen die Bewegung der Kugel, wobei jeder Sensor Bewegungen in zwei senkrecht zueinander stehenden Raumrichtungen detektieren kann. Die Auswertung der Sensorsignale werden im ersten Schritt über einen Mikrocontroller ausgewertet und im zweiten Schritt rechnergestützt mit dem Programm LabView weiterverarbeitet. Aus der berechneten Winkelbeschleunigung und dem Trägheitsmoment der Kugel kann das erzeugte Drehmoment und die mechanische Leis-



**Abb. 6.1:** Schematischer Aufbau des entwickelten und aufgebauten Messplatzes zur messtechnischen Charakterisierung des piezoelektrischen Ultraschallaktors [120, 121].

*Die kursiv gekennzeichneten Komponenten werden in den folgenden Abschnitten erläutert.*

tung des Aktors berechnet werden. Ein zusätzlicher elektro-dynamischer Aktor ermöglicht die Einstellung einer variablen Anpresskraft des Aktors auf die Kugel. Die Ansteuerung des piezoelektrischen Ultraschallaktors ist wie in Kapitel 5 beschrieben aufgebaut.

Bei den Versuchen soll der mögliche Einsatz des entwickelten Aktors in den Umgebungsbedingungen der Herzkatheterisierung überprüft werden. Dafür werden Flüssigkeiten zwischen Rotor und Aktorspitze eingebracht, um die Verschmutzung durch Blut und Kontrastmittel nachzustellen.

### 6.1.1 Gestaltung und Lagerung des Rotors

Die Gestaltung des Rotors soll die Erzeugung einer Bewegung in allen drei rotatorischen Raumrichtungen gewährleisten. Zu diesem Zweck wird eine Kugel aus Edelstahl ausgewählt, welches dem Material des Führungsdrahts entspricht. Die Kugel der Firma SWD-Darmstadt [122] hat einen Durchmesser von  $d_K = 22 \text{ mm}$ . Dieser variiert im Bereich einiger  $\mu\text{m}$ . Größere Toleranzen könnten im Betrieb die Lagerpfanne schädigen und zu einem asynchronen Laufverhalten führen. Die Masse der Kugel berechnet sich zu  $m_K = 43,76 \text{ g}$  und das Trägheitsmoment zu  $J_K = 2118 \text{ g}\cdot\text{mm}^2$ .

Die Lagerung der Kugel stellt einen wesentlichen Schwerpunkt der Entwicklung des Messplatzes dar. Aus den Eigenschaften des zu untersuchenden piezoelektrischen Ultraschallak-

tors sowie den gewünschten durchzuführenden Versuchen leiten sich die Kriterien zur Bewertung und Auswahl eines geeigneten Lagertyps ab. Wichtigstes Kriterium ist die mögliche Bewegung der Kugel in allen drei rotatorischen Freiheitsgraden. Das Lager muss so gestaltet sein, dass die Kugel von oben für die Ankopplung des Aktors frei zugänglich ist. Die Sensoren zur Bewegungserfassung der Kugel müssen sinnvoll positioniert werden können. Die Funktion des Lagers darf nicht auf flüssigen oder festen Schmierstoffen basieren. Da in dem Versuchsstand der Einfluss fluidischer Verschmutzungen auf die Kraftkopplung untersucht werden soll, vermischen sich in diesem Fall die Fluidstoffe mit den Schmiermitteln. Das Lager muss zudem unempfindlich gegen den eingebrachten Verschmutzungen sein. Die Kontaktkraft zwischen dem piezoelektrischen Aktor und der Kugeloberfläche soll bis zu einem Wert von  $F \leq 4 \text{ N}$  variiert werden können. Die erwarteten Drehgeschwindigkeiten der Kugel liegen bei 25 mm/s.

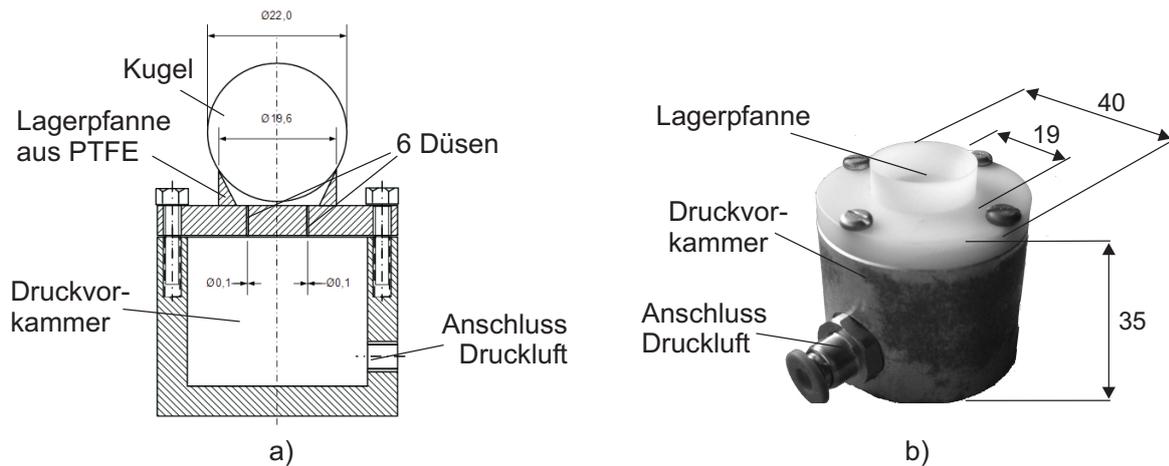
In Anhang H.1 sind verschiedene Lagertypen gegenübergestellt. Die Bewertung bezüglich der oben genannten Kriterien zeigt, dass sich ein statisches Luftlager am besten zur Lagerung der Kugel eignet. Die niedrigen Lagerverluste, der minimale Verschleiß sowie die höhere Belastbarkeit sind Vorteile des aerostatischen Luftlagers gegenüber anderen Lagervarianten. Negativ wirkt sich die mögliche Empfindlichkeit gegenüber fluidischer Verschmutzungen aus.

Ziel des Entwurfs ist, einen möglichst kleinen Luftspalt bei hoher Steifigkeit des Lagers zu erreichen. In der Praxis werden Luftlager mit einem konstanten Lagerspalt zwischen 4 und 100  $\mu\text{m}$  realisiert [123]. Die Steifigkeit der Lager wird so hoch wie möglich ausgelegt, um Resonanzen des Lagers zu vermeiden. Die Berechnung der statischen und dynamischen Lagereigenschaften sind in Anhang H.1.2 ab Seite 198 ausführlich dargestellt. Abbildung 6.2 zeigt das entworfene und aufgebaute Luftlager.

Der Lagerdurchmesser des Luftlagers beträgt 19,6 mm. Das Luftlager weist sechs Düsen auf, die jeweils einen Durchmesser von  $d_D = 0,1 \text{ mm}$  besitzen. Der Druck  $p_0$  in der Vorkammer beträgt im optimalen Arbeitspunkt 500 mbar. Die ausführliche Beschreibung der Entwicklung des Luftlagers ist in [120] zu finden.

Um das Lager in Betrieb zu nehmen, wird es in einem ersten Versuch ohne zusätzliche Last nur mit der Kugel betrieben. Die Kugel wird manuell beschleunigt und rotiert aufgrund der geringen Lagerverluste mit hoher Drehzahl. In diesem Zustand wird die Lagerpfanne aus PTFE durch die Kugel poliert und Unebenheiten der Oberfläche beseitigt. Die Luftströmung hat dabei keinen Einfluss auf die Bewegung der Kugel. Im Ruhezustand erfährt die Kugel durch die aus dem Lager strömende Luft keine Beschleunigung.

Das entwickelte Lager ist für die Anwendung in dem Versuchsstand zur Messung der erzeugten Leistung des piezoelektrischen Ultraschallaktors gut geeignet. Es erfüllt die Anforderung an die Tragkraft und ermöglicht die Bewegung des Rotors in drei rotatorischen



**Abb. 6.2:** Realisiertes Luftlager.

a) Konstruktionskizze, b) Photo des realisierten Luftlagers

Freiheitsgraden mit minimaler Reibung.

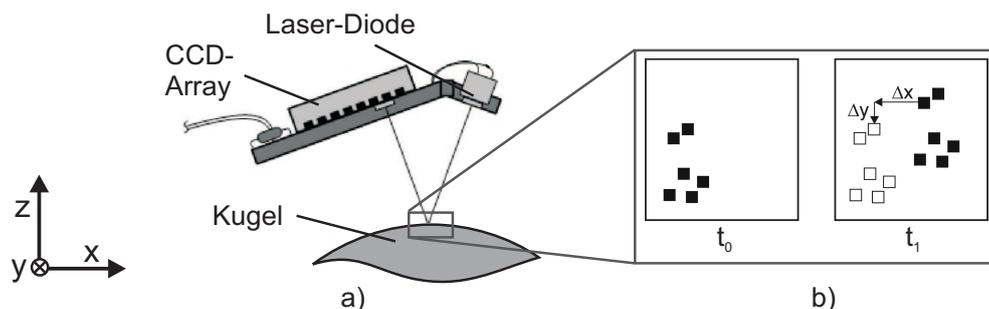
Die Luftlagerschale stellt zwei mögliche Fehlerquellen dar, die eine negative Beeinflussung der Messungen zur Folge hätten: Eine Beschädigung der Luftlagerschale sowie ein Verschluss einzelner Luftdüsen. In beiden Fehlerfällen ändert sich das Rotationsverhalten der Kugel, was eine direkte Auswirkung auf die Drehmomentmessung hätte. Verschlüsse der Düsen können vor allem durch die während der Versuche eingebrachten Verschmutzungen entstehen. Die während der Versuche eingebrachten fluidischen Verschmutzungen beeinflussen die Eigenschaften des Lagers positiv. Die Reibeigenschaften werden weiter verringert. Ein Eindringen des Wassers in die Düsen der Lagerschale ist nicht wahrscheinlich, da durch den in der Lagerkammer herrschenden Überdruck stetig Luft aus den Düsen austritt. Feststoffe, die die Lagerschale beschädigen könnten, werden während der Versuche nicht eingebracht. Die Kugel wird zudem vor jedem Einsatz gesäubert. Der Fehler in den Messungen, der durch Einfluss des Luftlagers zu erwarten ist, ist folglich gering.

### 6.1.2 Erfassung der Bewegung der Kugel

Um das Verhalten des Aktors bei der Kraftkopplung auf die Kugel untersuchen zu können, muss die Bewegung der Kugel erfasst werden. Wichtigstes Kriterium ist die reibungsarme, wenn möglich berührungslose Erfassung der Kugelbewegung. Das ausgewählte Messprinzip darf keine Abhängigkeit von dem verwendeten Material des Rotors aufweisen. Die Manipulation der Kugel durch Markierungen oder ähnlichem ist nicht möglich.

#### Auswahl des Messprinzips zur Erfassung der Rotorbewegung

Zur Erfassung der Rotorbewegung werden verschiedenen Messprinzipien verglichen. Die Bewertung der einzelnen Messverfahren zeigt, dass sich ein bildgebendes optisches Verfahren am besten zur Erfassung der Bewegung des Rotors eignet. Bei den bildgebenden Verfahren wird die Bewegung eines Objekts mit Hilfe eines CCD-Arrays erfasst. Eine Laserdiode beleuchtet eine Teilfläche der zu erfassenden Oberfläche des Rotors mit infrarotem Licht. Das Bild der Fläche zum Zeitpunkt  $t_0$  wird gespeichert. Nach einer Zeitdauer  $\Delta t$  wird das nächste aufgenommene Bild mit dem vorherigen Bild verglichen. Der Vergleich charakteristischer Bildpunkte, die aus der Beschaffenheit der Oberfläche der Kugel entstehen, ermöglicht die Berechnung der Verschiebungen  $\Delta x$  und  $\Delta y$  in den zwei ebenen Raumrichtungen. Aufgrund der monochromatischen und kohärenten Laserstrahlung kann das bildgebende Verfahren auch auf polierten metallischen Oberflächen angewendet werden [124, 125]. Das Messprinzip ist in Abbildung 6.3 dargestellt.



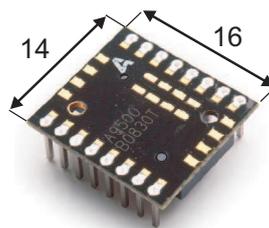
**Abb. 6.3:** Messprinzip zur Erfassung der Kugelbewegung mit dem optischen Sensor.

- a) Anordnung der Laserdiode, des CCD-Arrays und der zu erfassenden Kugeloberfläche  
 b) Messprinzip: Vergleich zweier Aufnahmen der Messoberfläche anhand charakteristischer Merkmale zu den Zeitpunkten  $t_0$  und  $t_1$ .

Die Bewegung der Kugel kann unabhängig von deren Material und Oberfläche erfasst werden. Verschmutzungen der Kugeloberfläche haben keinen Einfluss auf die Messungen.

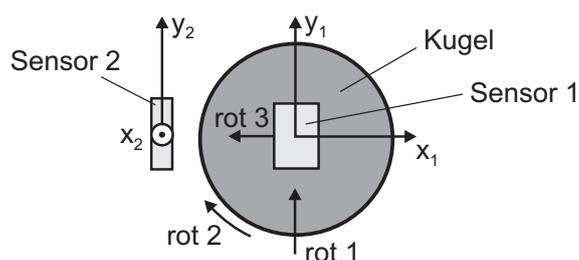
### Optisches Verfahren zur Erfassung der Kugelbewegung

In optischen Computermäusen werden CCD-Arrays und Laser-LEDs zur Positionsbestimmung der Maus verwendet. Der Sensor ADNS 9500 (s. Abbildung 6.4) der Firma Avago Technologies weist eine Genauigkeit von 1600 cpi auf [126]. Für die örtliche Auflösung  $\Delta x$  und  $\Delta y$  ergibt sich ein Wert von  $15,8 \mu\text{m}$ . Der Sensor gibt die Werte mit einer Abtastrate von 11.750 fps aus, woraus  $\Delta t = 85,1 \mu\text{s}$  folgt. Die Sensordaten werden über einen Mikrocontroller ausgelesen und in einer Textdatei gespeichert.



**Abb. 6.4:** Photo des eingesetzten optischen Sensors ADNS 9500 mit Laser-LED und CCD-Array [126].

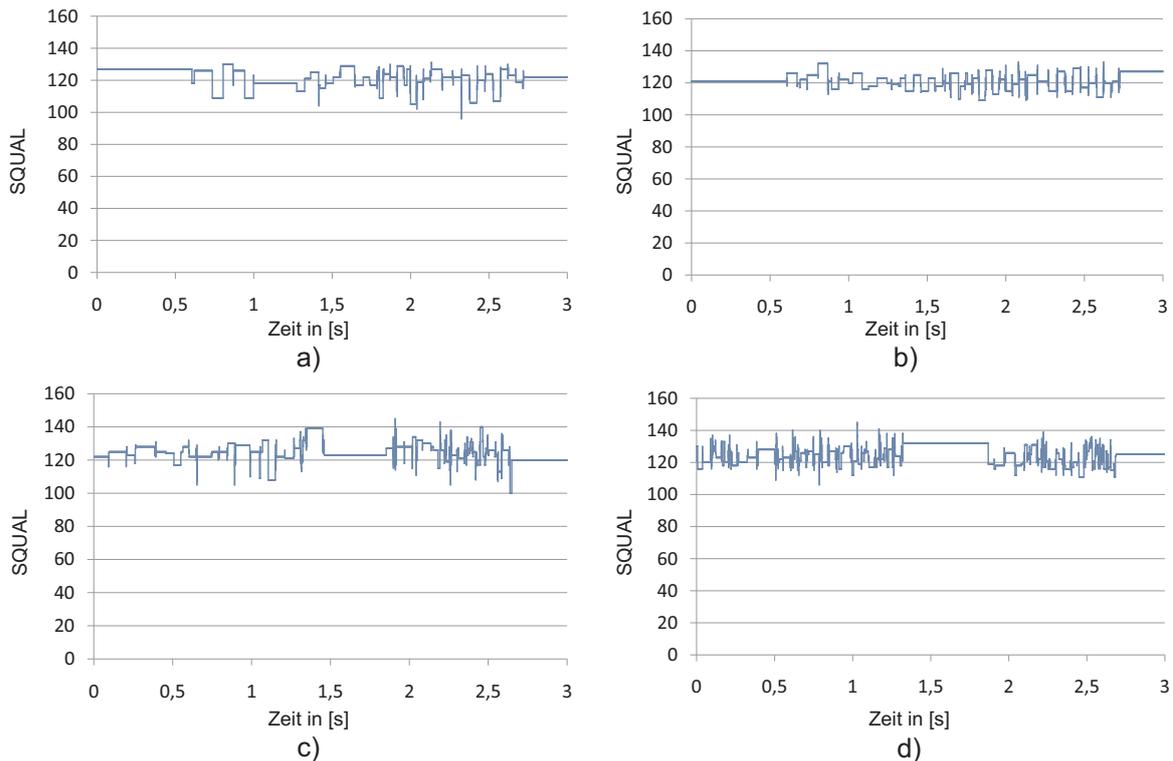
Die weitere Verarbeitung erfolgt in LabView. Wie in Abbildung 6.3 dargestellt, soll die Bewegung der Kugel in zwei rotatorischen Raumrichtungen separat erfasst werden. Die Sensoren sind so gegenüber der Kugel positioniert, dass die Werte  $\Delta y_1$  und  $\Delta y_2$  direkt den zwei erzeugten Rotationsrichtungen  $\text{rot}_1$  und  $\text{rot}_2$  der Kugel entsprechen. In  $\Delta x$  Richtung erfassen beide Sensoren die Rotationsrichtung  $\text{rot}_3$  der Kugel. Abbildung 6.5 verdeutlicht die Anordnung der Sensoren gegenüber der Kugel.



**Abb. 6.5:** Anordnung der optischen Sensoren gegenüber der Kugel und Definition der Rotationsrichtungen.

Um die optimale Positionierung der Sensoren gegenüber der Kugeloberfläche zu finden, wird das SQUAL-Bit des Sensors ausgewertet. Dieses gibt einen Wert in Abhängigkeit der erfassten Bildqualität zu jedem Zeitpunkt der Abtastung aus. Je höher der Wert ist, desto besser ist die Bildqualität. Der maximale Wert des Bits beträgt laut Angaben des Herstellers

169. Bei Erfassung der Sensorbewegung auf einem weißen Blatt Papier werden Werte zwischen 30 und 50 erreicht (s. Abbildung H.2, Anhang H.2) [126]. In Abbildung 6.6 ist der Wert des Bildqualitätsbits bei Erfassung der Bewegung der im Messplatz eingesetzten verschmutzten sowie unverschmutzten polierten Stahlkugel dargestellt. Die Kugel wird dabei in der Luftlagerschale gelagert und manuell in Rotation versetzt. Die Messungen sind jeweils in einem Zeitraum von drei Sekunden dargestellt. Die Abtastung der Sensoren ist mit 20 kHz durchgeführt worden.



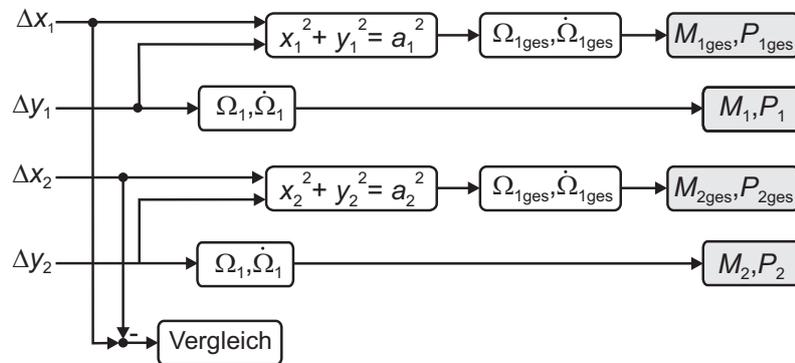
**Abb. 6.6:** Wert des SQUAL-Bits der optischen Sensoren bei Erfassung der Kugelbewegung.

- a) Sensor 1 ohne Verschmutzung, b) Sensor 2 ohne Verschmutzung  
 c) Sensor 1 mit Verschmutzung, d) Sensor 2 mit Verschmutzung

Bei Einsatz der polierten Stahlkugel werden höhere SQUAL-Werte als im Vergleich zu dem weißen Papier erreicht. Der Bildqualitätswert erreicht Werte zwischen 110 und 130. Fluidische Verschmutzungen der Kugel, die in Form von Wasser eingebracht werden, haben keinen wesentlichen Einfluss auf den absoluten Wert des SQUAL-Bits. Lediglich die Streuung der Werte ist gegenüber der unverschmutzten Kugel erhöht. Eine ähnliche hohe Streuung ist jedoch auch bei der vom Hersteller angegebenen Messung zu beobachten (s. Abbildung H.2). Die Qualität der Messung wird durch das Einbringen von Flüssigkeiten folglich nicht beeinflusst.

In dem Blockdiagramm in Abbildung 6.7 ist dargestellt, wie die aufgenommenen Sensor-

daten weiter verarbeitet werden. Aus den Werten  $\Delta x$  und  $\Delta y$  der beiden Sensoren wird über zweifache Differentiation die Winkelgeschwindigkeit  $\Omega$  und die Winkelbeschleunigung  $\dot{\Omega}$  der jeweiligen Raumrichtung berechnet.



**Abb. 6.7:** Blockdiagramm zur Weiterverarbeitung der aufgenommenen Sensordaten.

Wie im folgenden Abschnitt 6.1.2 dargestellt ist, kann aus diesen Größen direkt das erzeugte Drehmoment sowie die Leistung in den rotatorischen Raumrichtungen der Kugel  $rot_1$  und  $rot_2$  berechnet werden. Zusätzlich wird für jeden Sensor der Gesamtbewegungsvektor  $a_1$  bzw.  $a_2$  berechnet und aus diesen Werten die Gesamtwinkelbeschleunigung  $\dot{\Omega}_1$  bzw.  $\dot{\Omega}_2$  sowie das Gesamtdrehmoment  $M_1$  und  $M_2$  und die Gesamtleistung  $P_1$  und  $P_2$  ermittelt.

### Datenverarbeitung: Berechnung der Aktorleistung und des Drehmomentes

Das Drehmoment  $M$  eines Objekts berechnet sich allgemein aus der über einen Hebelarm der Länge  $\vec{r}$  wirkenden Kraft  $\vec{F}$

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} \quad (6.1)$$

Für rotatorische Größen gilt

$$\vec{M} = \vec{J} \times \dot{\vec{\Omega}} \quad (6.2)$$

mit dem Trägheitsmoment  $J$  und der Winkelbeschleunigung  $\dot{\Omega}$ . Das Trägheitsmoment einer Vollkugel, die um ihren Mittelpunkt rotiert, berechnet sich aus der Masse  $m_K$  und dem Radius  $r_K$  zu

$$J = \frac{2}{5} \cdot m_K \cdot r_K^2 \quad (6.3)$$

woraus für das Drehmoment  $M$  folgt:

$$M_{US} = \frac{2}{5} \cdot m_K \cdot r_K^2 \cdot \dot{\Omega}_{K,US} \quad (6.4)$$

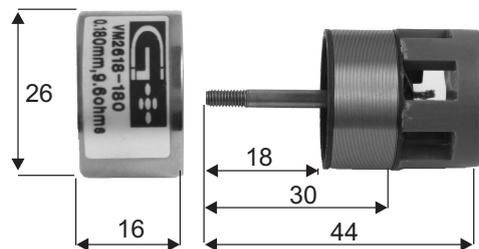
Die erzeugte mechanische Ausgangsleistung des piezoelektrischen Ultraschallaktors berechnet sich aus dem Drehmoment  $M_{\text{US}}$  sowie der Winkelgeschwindigkeit  $\Omega$  zu

$$P_{\text{mech}} = \frac{M_{\text{US}}}{\Omega_{\text{K,US}}} = \frac{2}{5} \cdot m_{\text{K}} \cdot r_{\text{K}}^2 \cdot \frac{\dot{\Omega}}{\Omega} \quad (6.5)$$

### 6.1.3 Realisierung der variablen Kontaktkraft

Die auf die Kugel gekoppelte Kraft hängt neben der Amplitude des Ansteuersignals auch von der Kontaktkraft ab, mit der die Spitze auf die Kugel drückt. Ist die Kontaktkraft zu gering, kann keine Kraft gekoppelt werden. Übersteigt die Kontaktkraft einen bestimmten Wert, wird die Kugel mechanisch durch Abrieb beschädigt. Um den Einfluss der Kontaktkraft auf die gekoppelte Kraft untersuchen zu können, soll diese in der Versuchsumgebung variabel einstellbar sein.

Zu Realisierung der variablen Kontaktkraft wird ein elektrodynamischer Aktor ausgewählt. Durch den linearen Zusammenhang zwischen steuerndem Strom und erzeugter Kraft ist die aktuelle Kraft zu jedem Zeitpunkt bekannt. Als Aktor wird der Voice Coil Aktor VM 2618-180 der Firma Gee Plus ausgewählt (s. Abbildung 6.8) [127, 128].

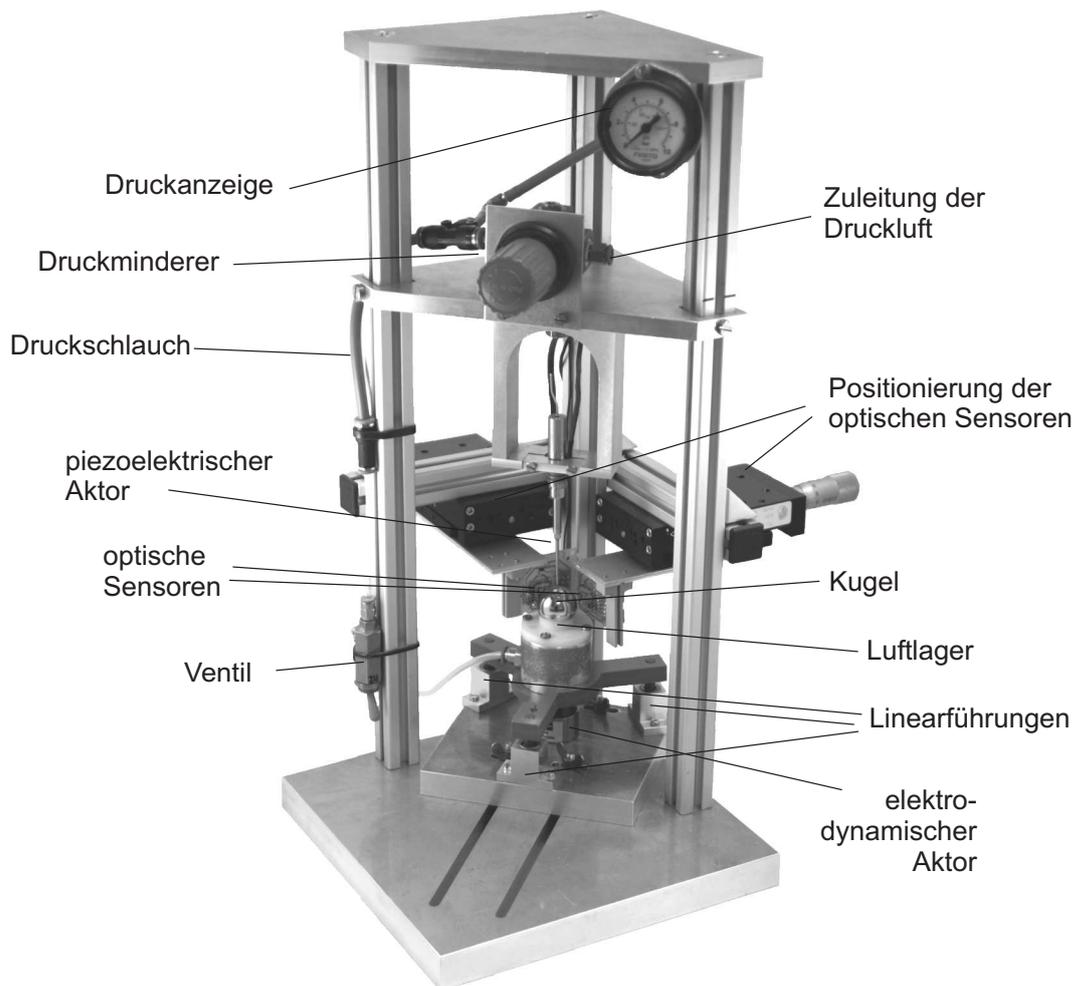


**Abb. 6.8:** Voice Coil Aktor [127] zur Realisierung einer variablen Kontaktkraft zwischen 0 und 4 N.

Die Kontaktkraft wird in einem Bereich zwischen 0 und 4 N variiert, während einer Messungen jedoch konstant gehalten, so dass Hystereseeffekte keine Rolle spielen. Die erzeugte Kraft des Aktors hängt von dem momentanen Stellweg des Aktors ab. Dem Datenblatt des Motors ist zu entnehmen, dass bei einem Stellweg zwischen 2 und 4 mm die erzeugte Kraft nahezu konstant ist [127]. Da der Aktor in diesem Bereich betrieben wird, kann dieser Effekt vernachlässigt werden.

## 6.2 Realisierter Messplatz

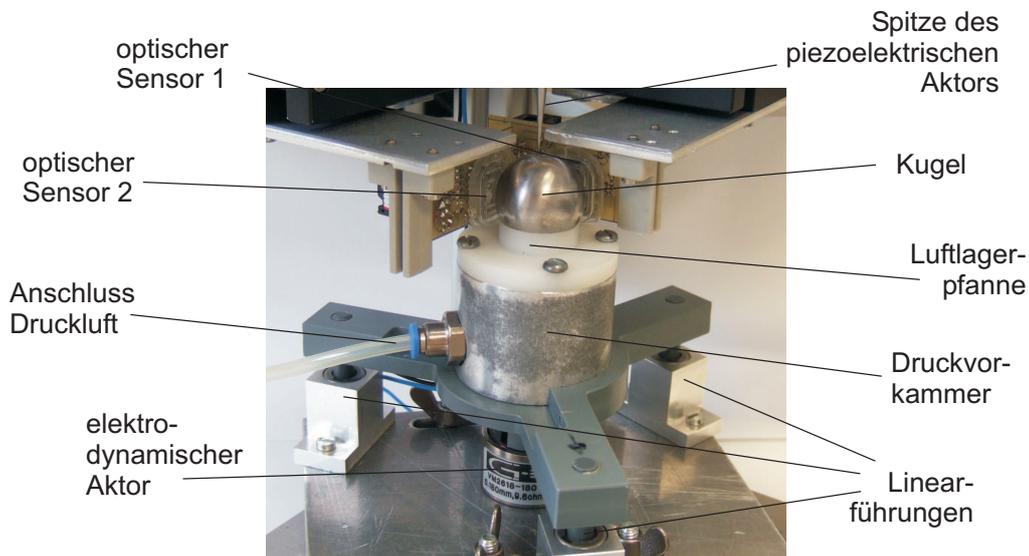
In Abbildung 6.9 ist der realisierte Messplatz zur messtechnischen Untersuchung des piezoelektrischen Ultraschallaktors dargestellt. Abbildung 6.10 zeigt auf der folgenden Seite in Detailansicht die Positionierung der Aktorspitze gegenüber der Kugel sowie den optischen Sensoren.



**Abb. 6.9:** Photo des entwickelten und aufgebauten Messplatzes

Im oberen Bereich des Messplatzes ist die Versorgung des Messplatzes mit Druckluft zu sehen. Sie besteht aus der Zuleitung der Druckluft, einem Druckminderer sowie der Druckanzeige. Die Druckluft wird über einen Schlauch in den unteren Bereich des Messplatzes geleitet und über ein Ventil an das Luftlager gegeben. Unterhalb der Luftlagerschale ist der elektrodynamische Aktor montiert, der die Luftlagerschale und die Kugel anheben kann.

Drei Linearführungen, die in  $120^\circ$  zueinander angeordnet sind, dienen der Stabilisierung dieses Aufbaus.



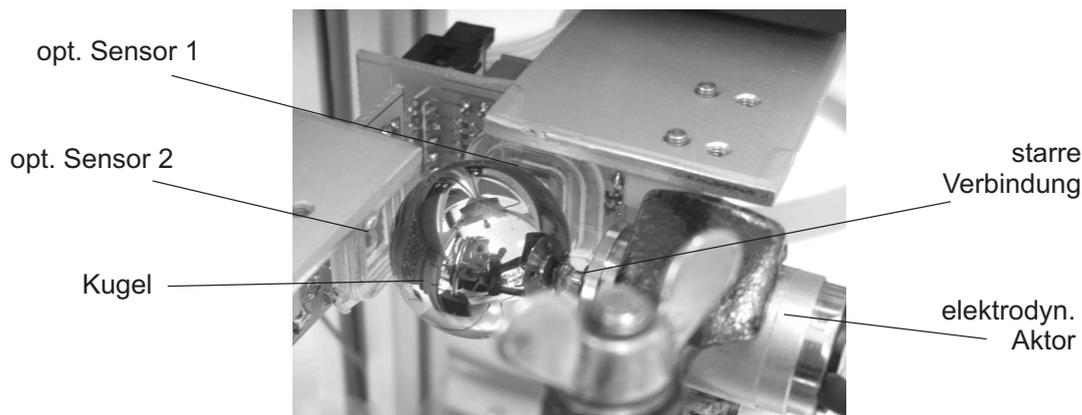
**Abb. 6.10:** Detailansicht des aufgebauten Messplatzes

*Positionierung des Aktors gegenüber der Kugel und den optischen Sensoren.*

In Abbildung 6.10 ist die Positionierung der Spitze des Ultraschallaktors gegenüber der Kugel und den optischen Sensoren zu sehen. Die Aktorspitze ist mittig auf der Kugeloberfläche positioniert, die zwei optischen Sensoren sind jeweils im  $90^\circ$  Winkel dazu angebracht. Der Abstand der Sensoren zu der Kugel kann zur Einstellung des Arbeitspunktes über Mikropositioniertische (in Abbildung 6.9 zu sehen) variiert werden.

## 6.3 Charakterisierung des Messplatzes

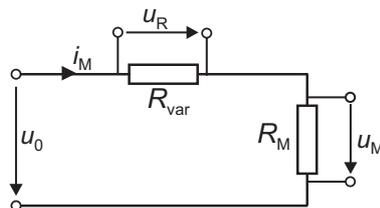
Der entwickelte Messplatz muss zunächst charakterisiert werden, um den piezoelektrischen Ultraschallaktor messtechnisch untersuchen zu können. Die Fehler- und Einflussmöglichkeiten der einzelnen Komponenten sind in den vorangegangenen Abschnitten aufgezeigt und diskutiert worden. Zur Bestimmung des Fehlers der Drehmomentmessung werden praktische Versuche durchgeführt. Die in dem Messplatz eingesetzte Stahlkugel wird fest mit der Drehachse eines Gleichstrommotors verbunden und in Rotation versetzt. Die Versuche werden mit zwei verschiedenen Motoren der Firma Faulhaber mit den Nenndrehmomenten  $0,5 \text{ mNm}$  und  $1,5 \text{ mNm}$  [129] durchgeführt. Abbildung 6.11 zeigt die auf der Welle des Motors montierte Stahlkugel sowie deren Anordnung im Messplatz. In diesem Fall erfasst Sensor 1 die Drehbewegung der Kugel.



**Abb. 6.11:** Aufbau zur Charakterisierung des Messplatzes.

*Anordnung der durch einen elektrodynamischen Aktor angetriebene Kugel im Messplatz*

Die Kugel wird über den Gleichstrommotor in Rotation versetzt. Das vom Motor erzeugte Drehmoment  $M_M$  berechnet sich über den Steuerstrom  $i_M$  und die Drehmomentkonstante  $k_M$ . Der Strom wird über einen seriell geschalteten Widerstand  $R_{var}$  gemessen (s. Abbildung 6.12).

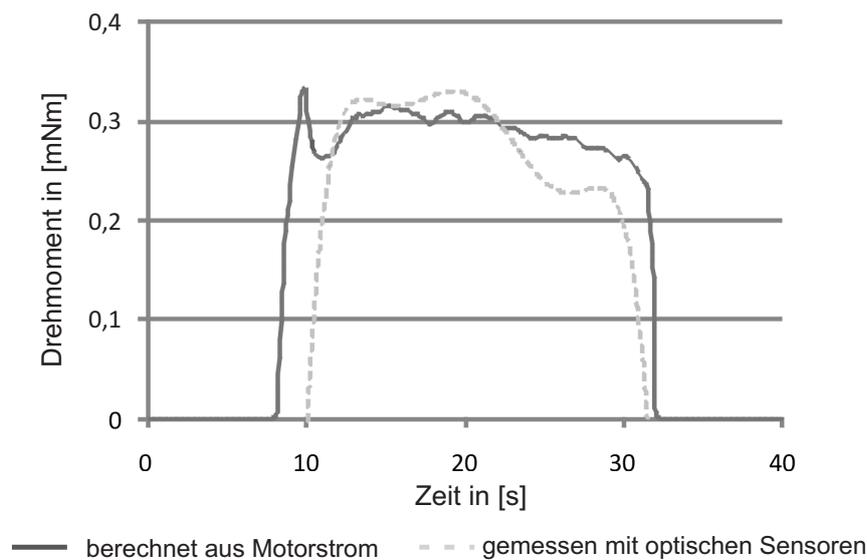


**Abb. 6.12:** Messungen des erzeugten Drehmoments  $M_M$  über den Motorstrom  $i_M$

Gleichzeitig zur Messungen des erzeugten Drehmoments über den Motorstrom wird das Drehmoment der Kugel über die optischen Sensoren bestimmt. Diese erfassen die Bewegung der Kugel in allen rotatorischen Raumrichtungen. Aus der zurückgelegten Strecke wird die Winkelbeschleunigung berechnet und daraus mit dem Trägheitsmoment  $J_K$  das erzeugte Drehmoment bestimmt (s. Abschnitt 6.1.2).

In Abbildung 6.13 ist der Vergleich des durch den Steuerstrom berechneten Drehmoments mit dem durch die optischen Sensoren ermittelten Drehmoment dargestellt. Die Kugel wird aus dem Stillstand beschleunigt und wieder bis zum Stillstand abgebremst.

Das von dem Gleichstrommotor erzeugte Drehmoment ist proportional zum Steuerstrom. Zu Beginn der Messung ist der Anlaufstrom des Gleichstrommotors erkennbar. Sobald sich der Motor zum Zeitpunkt  $t_1$  zu drehen beginnt, sinkt der Strom kurzzeitig. Der Motor wird beschleunigt, was in einer Erhöhung des Drehmoments resultiert. Ab dem Zeitpunkt  $t_2$  wird



**Abb. 6.13:** Vergleich des ermittelten Drehmoments.

*berechnet aus dem Motorstrom und gemessen mit den optischen Sensoren*

der Steuerstrom gesenkt, was eine gleichzeitige Senkung der Drehgeschwindigkeit und des Drehmoments zur Folge hat.

Die zweite Kennlinie stellt den Verlauf des Drehmoments dar, der durch die optischen Sensoren gemessen und berechnet wird. Die Messung ist erst ab dem Zeitpunkt  $t_1$  dargestellt, da bei Stillstand der Kugel keine Messwerte erfasst werden.

Das gewählte optische Messverfahren ist gut geeignet, um den qualitativen Verlauf des erzeugten Drehmoments der Kugel zu bestimmen. Zu beachten ist jedoch, dass das Drehmoment über die gemessene Winkelbeschleunigung der Kugel berechnet wird. Daraus folgt, dass ein Drehmoment nur detektierbar ist, solange sich die Drehgeschwindigkeit der Kugel ändert. Im Fall einer konstanten Drehgeschwindigkeit wird die Winkelbeschleunigung und somit auch das Drehmoment durch die Ableitung gleich Null.

## 6.4 Fazit

In diesem Kapitel werden die Entwicklung und der Aufbau einer Versuchsumgebung zur messtechnischen Untersuchung des piezoelektrischen Ultraschallaktors beschrieben.

Der piezoelektrische Ultraschallaktor ist senkrecht hängend montiert und treibt eine Kugel an, die in einer Luftlagerschale reibungsarm gelagert ist. Die Kontaktkraft zwischen der Kugel und dem piezoelektrischen Aktor ist über einen unterhalb des Luftlagers montierten elektrodynamischen Aktor stufenlos einstellbar. Die Bewegung der Kugel wird über zwei

optische Sensoren berührungslos erfasst. Die Sensoren detektieren die Bewegung in zwei aufeinander senkrecht stehenden Raumrichtungen. Aus dem Wegsignal wird über zweifache Differentiation die Winkelbeschleunigung der Kugel berechnet. Aus der Winkelbeschleunigung kann mit dem Trägheitsmoment der Kugel das erzeugte Drehmoment sowie die mechanische Leistung ermittelt werden.

Zur Charakterisierung des Messplatzes wird eine Kugel fest mit der Drehachse eines elektrodynamischen Aktors verbunden. Die Kugel wird analog zu der Kugel in der Luftlagerchale mittig zwischen den optischen Sensoren positioniert. Der elektrodynamische Aktor versetzt die Kugel in Drehung und die Bewegung wird durch die optischen Sensoren erfasst. Gleichzeitig wird das erzeugte Drehmoment aus dem Aktorstrom berechnet. Der Vergleich des durch die optischen Sensoren aufgenommenen und des berechneten Signals zeigt, dass der Verlauf des erzeugten Drehmoments erfasst werden kann. Das Drehmoment ist detektierbar, solange sich die Drehgeschwindigkeit der Kugel ändert. Ist die Drehgeschwindigkeit konstant, ist die Winkelbeschleunigung und folglich das durch die optischen Sensoren erfasste Drehmoment gleich Null.

# 7 Messtechnische Untersuchung des piezoelektrischen Ultraschallaktors

Zur messtechnischen Untersuchung des entwickelten piezoelektrischen Ultraschallaktors werden mit Hilfe des im vorangegangenen Kapitel vorgestellten Messplatzes verschiedene Versuchsreihen durchgeführt. Zu Beginn dieses Kapitels werden die Ziele der Untersuchungen vorgestellt und die Versuchsreihen sowie die zugehörigen Variationsparameter definiert. Die Ergebnisse der Messungen werden zusammenfassend dargestellt und diskutiert.

## 7.1 Ziele der Untersuchungen und Definition der Versuchsreihen

Bei der Auswahl des grundlegenden Aktorprinzips in Kapitel 3 werden in Tabelle 3.2 die Vorteile des piezoelektrischen Aktorprinzips gegenüber dem elektrodynamischen und anderen Aktorprinzipien zusammengefasst. Als wesentlicher, nachzuweisender Vorteil wird der geringe Einfluss fluidischer Verschmutzungen auf die Kraftkopplung aufgeführt. Außerdem sollen in den Versuchsreihen die generelle Funktionsfähigkeit des piezoelektrischen Ultraschallaktors, die Skalierbarkeit der erzeugten Kraft, die Funktionsfähigkeit auf metallischen Oberflächen verschiedener Oberflächenrauigkeit sowie die mögliche Krafterzeugung in mehreren Raumrichtungen bestätigt werden.

Die messtechnischen Untersuchungen des piezoelektrischen Ultraschallaktors werden mit dem Ziel durchgeführt, die gewünschten Eigenschaften zu bestätigen:

- Die gekoppelte Kraft ist skalierbar.
- Fluidische Verschmutzungen haben keinen Einfluss auf die Kraftkopplung.
- Die Kraftkopplung ist auf Stahlkugeln verschiedener Oberflächenrauigkeit möglich.
- Der Aktor kann Bewegungen in zwei rotatorischen Freiheitsgraden erzeugen.

Zum Nachweis der oben getroffenen Aussagen werden die folgenden Versuchsreihen durchgeführt:

1. Die Skalierung der gekoppelten Kraft kann über die Variation zweier Parameter erfolgen: die Amplitude des Ansteuersignals sowie den Betrag der Kontaktkraft.
  - a) Variation der Amplitude des Ansteuersignals (Versuchsreihe 1):  
Die Amplitude des Ansteuersignals wird in einem Bereich zwischen 60 V und 300 V variiert. Die Ansteuerfrequenzen und die Kontaktkraft werden konstant gehalten.
  - b) Variation der Kontaktkraft (Versuchsreihe 2):  
Die Kontaktkraft wird im Bereich von 0,1 bis 4 N variiert. Während der Variation der Kontaktkraft werden alle weiteren Ansteuerparameter nicht verändert.
2. Einfluss von Verschmutzungen (Versuchsreihe 3):  
Um die während der Operation auftretenden Umgebungsbedingungen in den Versuchen zu simulieren, werden während der Kraftkopplung fluidische Verschmutzungen auf die Kugel gebracht. Als Flüssigkeit wird Wasser gewählt, die eingebrachte Menge beträgt je Versuch 1 ml, was zu einer vollständigen Benetzung der Kugel führt. Die Messung wird mit einer Messung unter Normalbedingungen verglichen. Die Versuchsreihe wird bei zwei verschiedenen Amplituden des Ansteuersignals durchgeführt.
3. Variation der Ansteuerfrequenzen (Versuchsreihe 4):  
Die Richtung der Kraftkopplung wird über die transversale Bewegungsrichtung bestimmt. Der piezoelektrische Aktor wird mit der Frequenz der longitudinalen Schwingung  $f_1 = 37,6 \text{ kHz}$  und je einer Frequenz der transversalen Schwingung  $f_{t,1} = 78,6 \text{ kHz}$  oder  $f_{t,2} = 78,8 \text{ kHz}$  angesteuert.
4. Verwendung von Kugeln verschiedener Oberfläche (Versuchsreihe 5):  
In den Versuchen werden außer Kugeln mit polierter Oberfläche auch Stahlkugeln mit sandgestrahlter Oberfläche eingesetzt.

In Tabelle 7.1 sind die Parameter der beschriebenen Versuchsreihen zur messtechnischen Untersuchung des piezoelektrischen Ultraschallaktors zusammenfassend dargestellt.

**Tabelle 7.1:** Zusammenfassung der durchgeführten Versuche mit Definition der Versuchsparameter.

| Versuchsreihe | $\hat{U}_{US}$ | $f_z$    | $f_y, f_x$      | Verschmutzung | $F_K$     | Sonstiges  |
|---------------|----------------|----------|-----------------|---------------|-----------|------------|
| 1             | 60...300 V     | 37,6 kHz | 78,8 kHz        | nein          | 3,0 N     | -          |
| 2             | 300 V          | 37,6 kHz | 78,8 kHz        | nein          | 0,1...4 N | -          |
| 3             | 100 / 240 V    | 37,6 kHz | 78,8 kHz        | ja / nein     | 3,0 N     | -          |
| 4             | 300 V          | 37,6 kHz | 78,6 / 78,8 kHz | nein          | 3,0 N     | -          |
| 5             | 100 / 240 V    | 37,6 kHz | 78,8 kHz        | nein          | 3,0 N     | Oberfläche |

In den Versuchsreihen wird der piezoelektrische Stapelaktor der Firma Sirona in Kombi-

nation mit der in den Simulationen optimierten Resonatorgeometrie eingesetzt. Versuche in [97] weisen das bimodale Verhalten des piezoelektrischen Stapelaktors nach. Dieses entsteht, trotz symmetrischer Anregung des piezoelektrischen Stapelaktors, aufgrund Abweichungen in der Einkopplfläche zwischen Stapelaktor und Resonator.

## 7.2 Ergebnisse der Versuchsreihen und Interpretation

In den folgenden Abschnitten sind die wesentlichen Ergebnisse der durchgeführten Versuchsreihen zusammengefasst. Sie werden in Abschnitt 7.3 diskutiert.

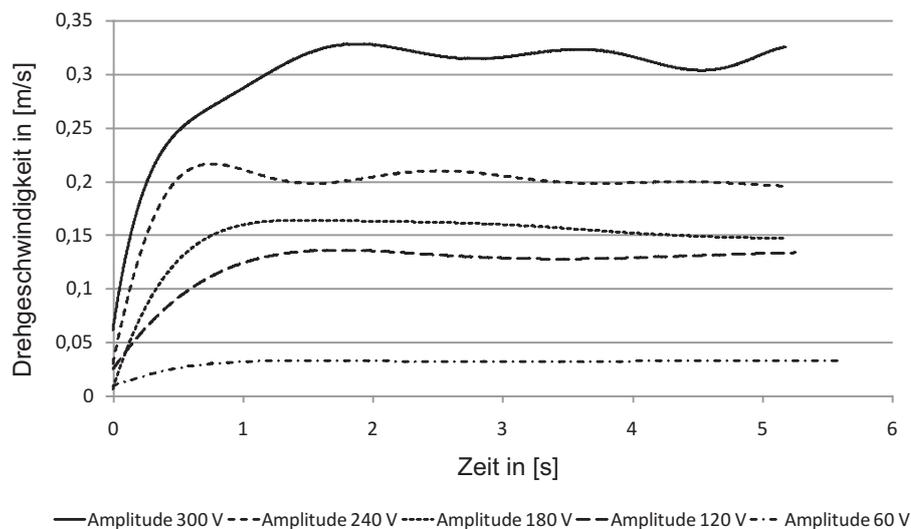
Zur Auswertung der Versuchsreihen wird an dieser Stelle nicht das erzeugte Drehmoment sondern die gemessene Drehgeschwindigkeit der Kugel betrachtet. In allen Versuchen wird die Kugel aus dem Stand auf ihre maximale Geschwindigkeit beschleunigt und diese für einige Sekunden gehalten. Die in Abschnitt 7.1 definierten und nun zu belegenden Aussagen können auch aus der Analyse der Drehgeschwindigkeit der Kugel bestätigt oder verworfen werden. Die aufgenommenen Daten können in weiterführenden Arbeiten nach dem in Abschnitt 6.1.2 beschriebenen Konzept zur Berechnung des erzeugten Drehmoments herangezogen werden.

### 7.2.1 Versuchsreihe 1: Variation der Amplitude des Ansteuersignals

In der ersten Versuchsreihe soll gezeigt werden, dass die auf die Kugel gekoppelte Kraft von der Amplitude des gemischten Ansteuersignals abhängig und folglich skalierbar ist. In Abbildung 7.1 ist die Drehgeschwindigkeit der Kugel in Abhängigkeit von der Zeit aufgezeichnet.

Nach Tabelle 7.1 wird die Amplitude in einem Bereich zwischen 60 V und 300 V variiert. Alle weiteren Parameter der Ansteuerung werden nicht verändert. Die Kugel wird aus dem Stand auf die maximale Geschwindigkeit beschleunigt. Die Amplitude des Ansteuersignals wird bei den Messungen mit insgesamt 15 Stufen in dem oben genannten Bereich variiert. Aus diesen Werten sind hier exemplarisch die Ergebnisse für fünf verschiedene Spannungswerte aufgezeigt. Die Variation der Ansteuerspannung ist als Parameter der Kurvenschar dargestellt.

Der Verlauf der Drehgeschwindigkeiten zeigt deutlich den Einfluss der Ansteuerspannung. Eine höhere Amplitude des Ansteuersignals resultiert in einer höheren maximalen Drehgeschwindigkeit der Kugel. Die Kugel wird direkt durch die Schwingung der Resonatorspitze des piezoelektrischen Ultraschallaktors in Rotation versetzt. Die Drehgeschwindigkeit der Kugel ist von der Schwingungsamplitude an der Resonatorspitze und somit auch von der



**Abb. 7.1:** Versuchsreihe 1: Variation der Amplitude des Ansteuersignals.

*Dargestellt ist die Drehgeschwindigkeit der durch den piezoelektrischen Aktor beschleunigten Kugel. Die Variation der Amplitude des Ansteuersignals ist Parameter der Kurvenschar. Alle weiteren Ansteuerparameter werden nicht variiert.*

Ansteuerspannung abhängig. Bei einem Körper, der durch den piezoelektrischen Ultraschallaktor angetrieben wird und nicht frei drehbar gelagert ist, sondern wie der Führungsdraht durch die Finger des Chirurgen mechanisch festgebremst ist, resultiert eine höhere Schwingungsamplitude in einer höheren Kraft. Durch die Variation der Amplitude des Ansteuersignals kann folglich die auf den Führungsdraht gekoppelte Kraft skaliert werden. Die in den Ergebnissen erkennbare Welligkeit im Verlauf der Drehgeschwindigkeit wird in Abschnitt 7.3 diskutiert.

### 7.2.2 Versuchsreihe 2: Variation der Kontaktkraft

Die Kontaktkraft, mit der der piezoelektrische Ultraschallaktor auf die Kugel gedrückt wird, hat einen wesentlichen Einfluss auf die resultierende Kraftkopplung. Die Kontaktkraft wird über den elektrodynamischen Aktor, der unterhalb der Luftlagerschale montiert ist, gesteuert.

In Vorversuchen werden die minimal notwendige und die maximal mögliche Kontaktkraft ermittelt. Die minimal notwendige Kraft wird durch die Eigenschaften des elektrodynamischen Voicecoil-Aktors sowie den zu bewegenden mechanischen Aufbau vorgegeben. Die Gesamtmasse der Luftlagerschale, der Linearführung und der Kugel beträgt  $m = 155$  g. Die notwendige Kraft, um diese Komponenten gegen die Aktorspitze zu heben, beträgt  $F = 1,52$  N, was der minimal notwendigen Kontaktkraft  $F_{K,\min}$  entspricht. Bei einer Kraft über

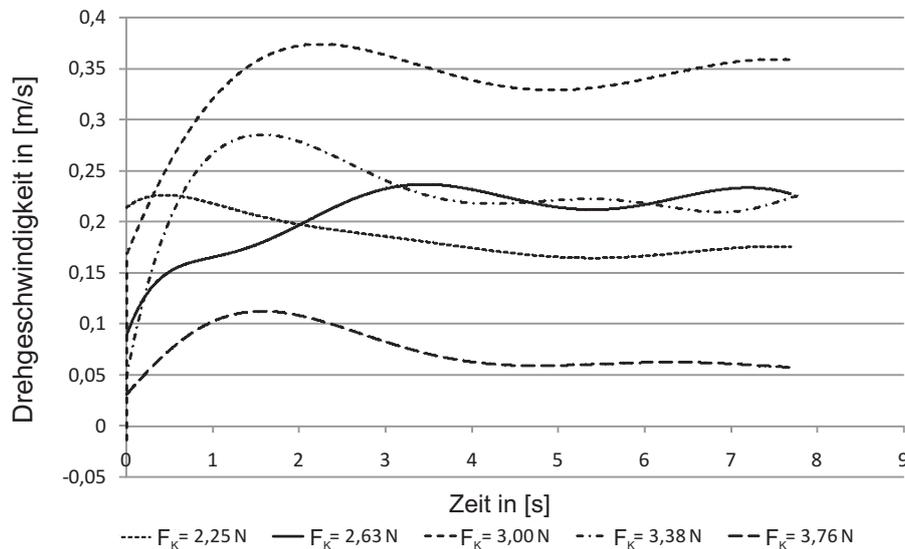
$F = 3,9\text{ N}$  wird die Tragkraft der Luftlagerschale überschritten und die Kugel setzt auf der Oberfläche der Lagerschale auf. Die Reibung zwischen der Kugel und der Oberfläche der Luftlagerschale ist so dann hoch, dass die Kugel nicht in Rotation versetzt werden kann.

Im Bereich zwischen diesen ermittelten Grenzwerten werden Versuche durchgeführt, um den Einfluss der Kontaktkraft auf die Drehgeschwindigkeit der Kugel zu untersuchen. Die vom elektrodynamischen Aktor erzeugte Kraft berechnet sich aus [127]

$$F_K = i \cdot K_m = i \cdot 3,76\text{ NA}^{-1} \quad (7.1)$$

mit dem speisenden Strom  $i$  und der Motorkonstanten  $K_m$ . Der Strom wird in sechs Stufen zwischen  $i = 0,5\text{ A}$  und  $i = 1\text{ A}$  variiert.

Abbildung 7.2 zeigt die aufgenommene Drehgeschwindigkeit der Sensoren, die variierten Werte der Kontaktkraft sind als Parameter der Kurvenschar dargestellt.



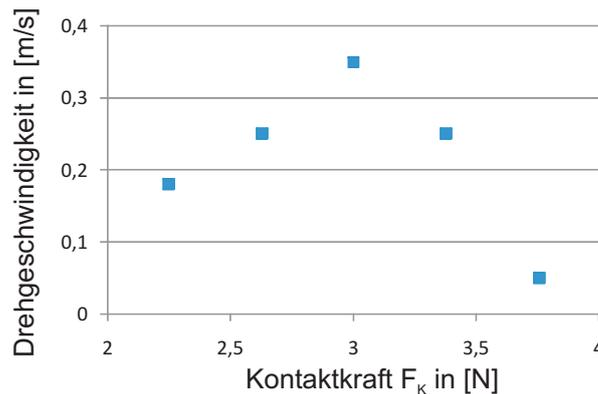
**Abb. 7.2:** Versuchsreihe 2: Variation der Kontaktkraft zwischen Ultraschallaktor und Kugel.

*Dargestellt ist die Drehgeschwindigkeit der Kugel, die durch den piezoelektrischen Ultraschallaktor beschleunigt wird. Die Variation der Kontaktkraft ist Parameter der Kurvenschar. Alle weiteren Ansteuerparameter werden nicht variiert.*

Aus den Untersuchungen ist erkennbar, dass kein direkter Zusammenhang zwischen der Kontaktkraft und der resultierenden Drehgeschwindigkeit der Kugel besteht. Der kleinste untersuchte Wert der Kontaktkraft von  $F_K = 1,87\text{ N}$  ist zu gering, um eine Kraftkopplung des Aktors auf die Kugel ermöglichen. Die Aktorspitze rutscht auf der Oberfläche der Kugel ab und kann sie nicht in Rotation versetzen. Bei steigender Kontaktkraft steigen die maximalen Drehgeschwindigkeiten über einen Wert von  $v_K = 0,21\text{ ms}^{-1}$  bei  $F_K = 2,25\text{ N}$  bis auf den

Maximalwert von  $v_K = 0,35 \text{ ms}^{-1}$  an. Diese wird bei der Kontaktkraft von  $F_K = 3,00 \text{ N}$  erreicht. Bei weiterer Erhöhung der Kontaktkraft sinkt die Drehgeschwindigkeit der Kugel. Bei der Kontaktkraft von  $F_K = 3,38 \text{ N}$  wird nur noch eine Drehgeschwindigkeit von  $v_K = 0,21 \text{ ms}^{-1}$  erzeugt. Bei einem Wert von  $F_K = 3,9 \text{ N}$  setzt die Kugel auf der Oberfläche der Luflagerschale auf. Die Reibung ist zu hoch, um die Kugel in Drehung zu versetzen.

Die Darstellung in Abbildung 7.3 der gemessenen maximalen Drehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit der Kontaktkraft  $F_K$  verdeutlicht diesen Zusammenhang.



**Abb. 7.3:** Versuchsreihe 2: Variation der Kontaktkraft zwischen Ultraschallaktor und Kugel.

*Gegenüberstellung der eingestellten Kontaktkräfte mit den erreichbaren Drehgeschwindigkeiten.*

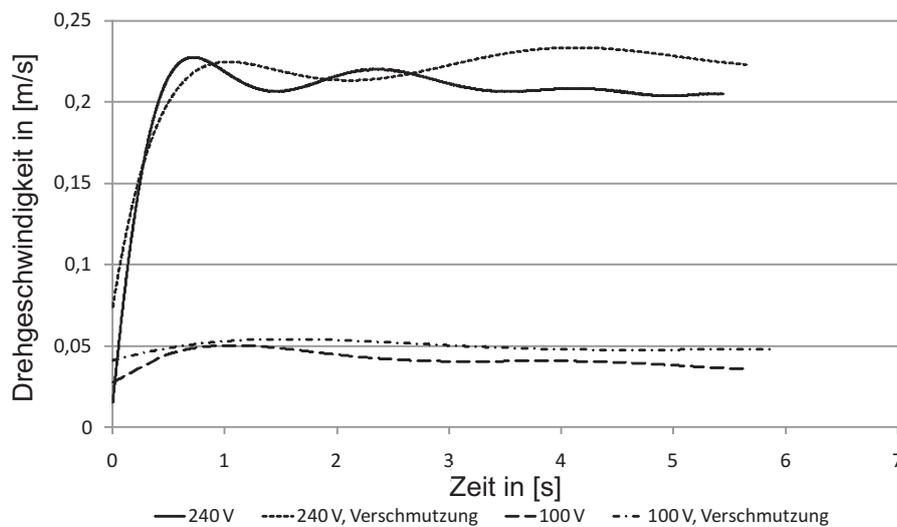
Die Ergebnisse dieser Versuchsreihe zeigen, dass die Kontaktkraft einen wesentlichen Einfluss auf die Kraftkopplung hat. Zur Skalierung der gekoppelten Kraft ist sie jedoch nicht geeignet. Stattdessen sollte sie in einem optimalen Arbeitspunkt konstant gehalten werden. Dieser liegt bei dem in dieser Arbeit entwickelten Messplatz bei  $F_K = 3,0 \text{ N}$ .

### 7.2.3 Versuchsreihe 3: Einfluss von Verschmutzungen

In der dritten Versuchsreihe wird der Einfluss von fluidischen Verschmutzungen auf die Kraftkopplung untersucht. Die Kugel wird je zweimal mit den gleichen Ansteuerparametern auf ihre Maximalgeschwindigkeit beschleunigt, davon wird bei je einem Versuch Wasser auf die Kugeloberfläche eingebracht.

In Abbildung 7.4 ist erkennbar, dass fluidische Verschmutzungen nur einen geringen Einfluss auf die Kraftkopplung haben.

Die maximalen Drehgeschwindigkeiten der Kugel bei gleichen Ansteuerparametern unterscheiden sich nur gering. Würde aufgrund der Flüssigkeit die Aktorspitze nicht mehr auf der Kugeloberfläche haften sondern gleiten, hätte dies deutlich verringerte Drehgeschwin-



**Abb. 7.4:** Versuchsreihe 3: Einfluss von Verschmutzungen auf die Kraftkopplung.

*Dargestellt ist die Drehgeschwindigkeit der Kugel, die durch den piezoelektrischen Ultraschallaktor beschleunigt wird. Die Kugel wird je zweimal mit verschiedenen Amplituden angesteuert, je einmal wird während der Kraftkopplung Wasser als Verschmutzung eingebracht. Alle weiteren Ansteuerparameter werden nicht variiert.*

digkeiten zur Folge.

Aus den erhaltenen Ergebnissen dieser Versuchsreihe lässt sich folgern, dass der entwickelte piezoelektrische Ultraschallaktor gut für die Anwendung im HapCath Projekt geeignet ist. Verschmutzungen wie Blut und Kontrastmittel, die durch die Umgebungsbedingungen der Operation entstehen, führen nicht zu einem Durchrutschen des Führungsdrahtes und einer möglichen Verletzungsgefahr des Patienten. Die geringere gekoppelte Kraft kann durch eine Regelung der gekoppelten Kraft kompensiert werden.

#### 7.2.4 Versuchsreihe 4: Variation der Ansteuerfrequenzen

In den FEM-Simulationen in Kapitel 4 werden neben der Schwingung des mechanischen Resonators in Längsrichtung auch schwingungsfähige Moden in Querrichtung ermittelt. In der vierten Versuchsreihe soll gezeigt werden, dass durch die Ansteuerung mit den zwei ermittelten verschiedenen Frequenzen der Querschwingung  $f_x$  und  $f_y$  die Kugel in zwei verschiedene Raumrichtungen in Rotation versetzt werden kann. Im HapCath Projekt würde dies eine Kraft- und Drehmomentkopplung mit einem einzelnen Aktor ermöglichen. Werden alle drei Moden gleichzeitig angeregt, ist eine gleichzeitige Erzeugung von Kraft und Drehmoment möglich.

In der Versuchsreihe 4 wird gleichzeitig zu der longitudinalen Schwingung mit  $f_z = 37,6$  kHz die zweite transversale Schwingung mit  $f_x = 78,6$  kHz angeregt. Alle weiteren Ansteuerparameter wie die Kontaktkraft und die Spannungsamplitude werden konstant gehalten. In den Versuchen kann jedoch keine reproduzierbare Rotation der Kugel in dieser Raumrichtung erzeugt werden. Der Grund hierfür liegt in der nicht optimalen Auslegung des piezoelektrischen Stapelaktors. Der eingesetzte Aktor der Firma Sirona regt die ermittelten Quermoden nur zufällig aufgrund seines montage- und fertigungsbedingten unsymmetrischen Aufbaus an. Diese sind undefiniert und somit nicht berechenbar. Mit dem in den Versuchen eingesetzten Aktor kann folglich das in Abschnitt 7.1 definierte Ziel der Erzeugung der Bewegung in zwei Raumrichtungen nicht nachgewiesen werden.

Eine in Abschnitt 4.6 geforderte Antriebseinheit, die definierte Bewegungen in drei Raumrichtungen erzeugen kann, könnte die ermittelten schwingungsfähigen Quermoden definiert anregen. In möglichen Folgearbeiten, die in Abschnitt 9.4 werden, sollte diese Thematik vertieft bearbeitet werden.

### **7.2.5 Versuchsreihe 5: Verwendung von Kugeln mit verschiedener Oberfläche**

Da die bei den Operationen eingesetzten Führungsdrähte unterschiedliche Beschaffenheit ihrer Oberfläche aufweisen, sind in Versuchen zwei verschiedene Stahlkugeln eingesetzt worden. Beide Kugeln bestehen aus gehärtetem Stahl, die eine besitzt eine polierte Oberfläche, die zweite eine sandgestrahlte Oberfläche.

Auf die Kraftkopplung hat die Variation der Oberflächenqualität der Kugel keinen Einfluss. Die unterschiedliche Rauheit der Oberfläche hat sich in den durchgeführten Versuchen nur auf die Bewegungserfassung durch die optischen Sensoren ausgewirkt. Die Sensoren können die Bewegung der Kugel auf der matten Oberfläche mit einer höheren Auflösung erfassen als auf der glänzend polierten Oberfläche.

## 7.3 Diskussion der Ergebnisse und Fazit

In diesem Kapitel wird der piezoelektrische Ultraschallaktor untersucht und der Einfluss verschiedener Parameter auf die gekoppelte Kraft aufgezeigt. Zur Auswertung der durchgeführten Versuche wird die maximal erreichbare Drehgeschwindigkeit der Kugel analysiert. Eine höhere Drehgeschwindigkeit bei der in diesen Versuchen frei drehbar gelagerten Kugel resultiert bei gleicher Wirkung des Aktors bei einem fest eingespannten Körper, wie dem durch die Finger des Kardiologen geklemmten Draht, in einer höheren gekoppelten Kraft. Die aus der Analyse der Drehgeschwindigkeit gewonnenen Erkenntnisse können folglich auf die generierte Kraft übertragen werden.

Erster variiertes Parameter ist die Amplitude des Ansteuersignals. Eine Erhöhung der Amplitude bewirkt eine höhere Schwingungsamplitude und somit eine höhere Kraftkopplung auf die Kugel. Der Wert der Spannung kann somit zur Skalierung der gekoppelten Kraft genutzt werden. Ein weiterer Parameter der Versuche ist die Kontaktkraft zwischen der Aktorspitze und der angetriebenen Kugel. Die Versuche zeigen, dass diese einen wesentlichen Einfluss auf die gekoppelte Kraft hat. Bei kleinen Kontaktkräften können auch bei hoher Amplitude der Ansteuerspannung nur geringe gekoppelte Kräfte erreicht werden, da die Spitze des Aktors auf der Kugel gleitet. Mit steigender Kontaktkraft steigt auch die gekoppelte Kraft bis zu einem optimalen Arbeitspunkt. Ab diesem Wert sinkt die gekoppelte Kraft, da die Kugel auf der Luftlagerschale aufsetzt und somit die Reibung steigt. Für den Betrieb des Ultraschallaktors muss also ein optimaler Betriebspunkt der Kontaktkraft eingestellt werden. Dieser liegt in dem aufgebauten Messplatz bei  $F_K = 3 \text{ N}$ .

Die Untersuchung des Einflusses fluidischer Verschmutzungen zeigt, dass diese nur einen geringen Einfluss auf die Kraftkopplung haben. Positives Resultat der Untersuchungen ist, dass trotz der Flüssigkeit an der Kraftkopplungsstelle der Kontakt zwischen der Aktorspitze und der Kugel für  $F_K \geq 2 \text{ N}$  zu jedem Zeitpunkt haftend vorhanden ist. Wie bei der Auswahl des Kraftkopplungsprinzips angenommen, verdrängt der Aktor durch die pulsierende Bewegung die Flüssigkeitsschicht und koppelt die Kraft direkt auf die Kugeloberfläche. Wird der piezoelektrische Ultraschallaktor in dem HapCath Projekt bei einem mit Blut und Kontrastmittel verschmutzten Führungsdraht eingesetzt, besteht keine Gefahr, durch ein Durchrutschen des Drahtes und daraus folgendem ruckhaften Vortreiben des Drahtes durch den Kardiologen, den Patienten zu verletzen.

Die Versuche zur Erzeugung einer Bewegung senkrecht zur ersten Bewegungsrichtung durch die Ansteuerung der zweiten ermittelten transversalen Schwingung des Aktors zeigen nicht die erwarteten Ergebnisse. Die Kugel kann in dieser Raumrichtung nicht reproduzierbar in Bewegung gesetzt werden. Die möglichen Gründe für dieses Verhalten werden in Abschnitt 7.2.4 diskutiert.

Mit steigender Drehgeschwindigkeit fällt bei allen durchgeführten Versuchsreihen eine Schwankung des aufgenommenen Signals auf. Diese ist bei höheren Drehgeschwindigkeiten stärker ausgeprägt als bei niedrigeren Geschwindigkeiten. Die Gründe hierfür können im Rahmen dieser Arbeit nicht eindeutig identifiziert werden. Eine mögliche Ursache könnte entweder eine periodische Schwankung des Ansteuersignals sein, die bei hoher Last durch den Verstärker hervorgerufen wird. Ein weiterer Grund könnte eine niederfrequente Schwingung im Messaufbau sein, die durch das Luftlager entsteht. Dies hätte eine Veränderung der Kontaktkraft zur Folge, die sich direkt auf die Drehgeschwindigkeit der Kugel auswirkt.

Bei allen Versuchsreihen muss beachtet werden, dass die Schwingung des mechanischen Resonators in Querrichtung, die die Kugel in Rotation versetzt, nur zufällig aufgrund des unsymmetrischen Aufbaus der eingesetzten piezoelektrischen Antriebseinheit vorhanden ist. Die Erzeugung einer reproduzierbaren, berechenbaren Schwingung des Resonators in definierten Raumrichtungen erfordert den Einsatz einer modifizierten Antriebseinheit, die an der Resonatorkoppelfläche Bewegungen in drei Raumrichtungen erzeugen kann.

Die bei den messtechnischen Untersuchungen eingesetzten piezoelektrischen Aktoren eignen sich folglich nicht für den Einsatz im HapCath Projekt. Das zu Beginn dieser Arbeit genannte Ziel, mit einem einzelnen piezoelektrischen Stapelaktor eine gezielte elliptische Bewegung an der Spitze des mechanischen Resonators zu erzeugen, wurde nicht erreicht. Das Prinzip der gepulsten Kraftwirkung mittels eines piezoelektrischen Aktors sollte jedoch mit einem weiterentwickelten Antrieb in zukünftigen Forschungsarbeiten detaillierter untersucht werden.

## 8 Integration in den Behandlungsablauf

Der Erfolg des HapCath Projektes unter Kardiologen hängt maßgeblich von der Gestaltung der Bedieneinheit ab. Die Anforderungen der Kardiologen an ein solches Assistenzsystem richten sich an die Art und Weise der Anwendung, die Sicherheit der Patienten sowie die äußere Gestaltung der Bedieneinheit. In mehreren Gesprächen mit den Kardiologen des Klinikums Darmstadt wurden die Anforderungen an eine Bedieneinheit ermittelt (s. Gesprächsprotokolle in Abschnitt A.3) und in Tabelle 2.2 in Abschnitt 2.2 zusammengefasst.

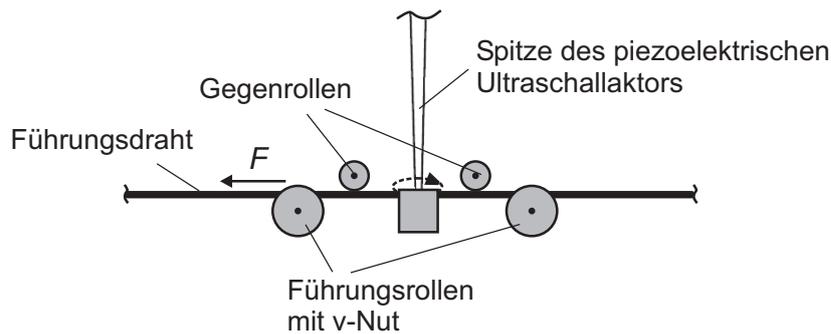
### 8.1 Versuchsaufbau zum Nachweis der haptischen Stimulation

In den zwei vorangestellten Kapiteln ist die Funktionsfähigkeit des piezoelektrischen Ultraschallaktors durch die Kraftkopplung auf eine Kugel gezeigt worden. Durch die Kraftkopplung auf den Draht sind gegenüber der Kraftkopplung auf die Kugel neue Randbedingungen gegeben:

Die Bewegung des Drahtes ist in seiner Längsrichtung sowie rotatorisch um seine Längsachse möglich. Dies hat eine erschwerte Führung des Drahtes zur Folge, da der Draht nicht wie die Kugel ortsfest unter dem Aktor verweilt sondern durch die Kraftwirkung eine Verschiebung relativ zu dem Aktor auftritt. Dies erfordert eine zusätzliche Führung des Drahtes vor und hinter der Stelle der Kraftkopplung. Der Durchmesser des Drahtes ist mit  $d_{FD} = 0,3 \text{ mm}$  zudem deutlich kleiner als der der Kugel, die einen Durchmesser von  $d_K = 22 \text{ mm}$  aufweist. Die Kontaktfläche zwischen Aktorspitze und Draht, die zur Kraftkopplung zur Verfügung steht, ist folglich kleiner als bei Kraftkopplung auf die Kugel.

Um das Verhalten des Aktors und des Drahts bei der Kraftkopplung zu untersuchen, wird ein Versuchsaufbau für haptische Untersuchungen entwickelt und aufgebaut. Da die Elemente, die den Draht vor und hinter der Kraftkopplungsstelle führen, einen Einfluss auf die auf den Draht gekoppelte Kraft ausüben, werden diese in dem Versuchsaufbau mit berücksichtigt.





**Abb. 8.2:** Detailansicht der Führung des Drahtes um die Kraftkopplungsstelle

mente sind drehbar gelagert, um die Reibung zwischen dem Draht und den führenden Elementen beim Verschieben des Drahtes durch den Kardiologen zu verringern. Die in der Höhe verstellbare Lagerung der Gegenrollen ermöglicht die Anpassung an die verschiedenen Durchmesser von Führungsdrähten und Kathetern. Unterhalb der Kraftkopplungsstelle erfasst der Kraftsensor FC 21 [130] der Firma msi-sensors die Kontaktkraft zwischen Draht und Aktor. Alle Führungselemente sind auf einem  $xyz$ -Tisch montiert. Dies ermöglicht die Positionierung der Aktorspitze gegenüber dem Draht auch bei Einsatz verschiedener Aktorvarianten.

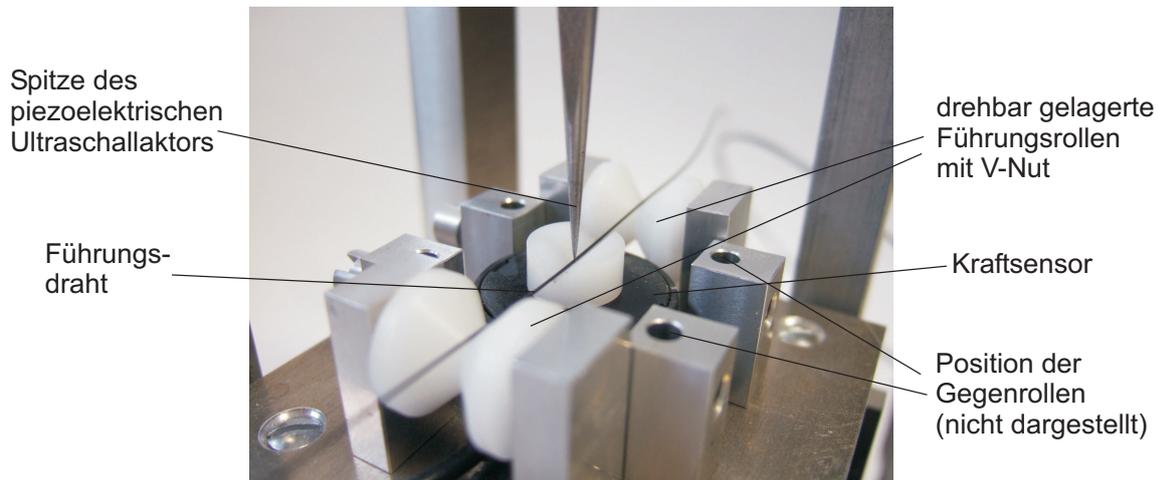
### 8.1.2 Durchführung der Versuche mit direkter Kraftkopplung

Zur Versuchsdurchführung werden handelsübliche Führungsdrähte eingesetzt, wie sie typischerweise in einer Katheterisierung verwendet werden. Der Durchmesser des Drahts beträgt  $d_{FD} = 0,3$  mm. Der Führungsdraht wird in die V-Nuten eingelegt und durch die Gegenrollen und die Spitze des piezoelektrischen Ultraschallaktors fixiert. Es wird der in Kapitel 4 optimierte piezoelektrische Ultraschallaktor verwendet. Die Ansteuerung des piezoelektrischen Ultraschallaktors sowie die Kontaktkraft werden mit den in Abschnitt 7.2 ermittelten Parametern durchgeführt. Die Parameter sind in der Tabelle 8.1 zusammengefasst. Die Versuche werden sowohl mit als auch ohne fluidischen Verschmutzungen durchgeführt.

**Tabelle 8.1:** Angewendete Parameter zur direkten Kraftkopplung auf den Führungsdraht.

| Ansteuerparameter                      | Wert                   |
|--|------------------------|
| Amplitude der Ansteuerspannung         | $\hat{u}_{US} = 300$ V |
| Frequenz der longitudinalen Schwingung | $f_z = 37,6$ kHz       |
| Frequenz der transversalen Schwingung  | $f_y = 78,8$ kHz       |
| Kontaktkraft                           | $F_K = 3,0$ N          |

Während der Durchführung der Versuche zeigen sich Probleme in der Fixierung des Drahtes. Der Draht bleibt trotz der Gegenrollen und der Fixierung durch die Aktorspitze nicht wie vorgesehen in der Nut liegen, sondern weicht seitlich aus. Nur durch Erhöhung der Kontaktkraft zwischen der Aktorspitze und dem Führungsdraht kann der Draht in der V-Nut gehalten werden. Abbildung 8.3 zeigt den gegenüber der Aktorspitze positionierten Draht.



**Abb. 8.3:** Foto der Kraftkopplung auf den Führungsdraht.

*Die Gegenrollen zur Fixierung des Führungsdrahtes in der V-Nut sind zur besseren Übersichtlichkeit nicht dargestellt.*

Die Erhöhung der Kontaktkraft zwischen der Aktorspitze und dem Draht hat eine erhöhte Reibung zur Folge. Dies führt dazu, dass trotz der Kraftwirkung durch den piezoelektrischen Ultraschallaktor kein Effekt an dem Draht spürbar ist. Auch das Einbringen von Flüssigkeiten, welche die Reibung zwischen dem Draht und den führenden Elementen verringern, verbessert das Ergebnis nicht.

Die ist zum Einen darauf zurückzuführen, dass bei dem in den Versuchen eingesetzten piezoelektrischen Aktor die Anregung der Querschwingung nur auf eine Unsymmetrie des Aktoraufbaus zurückzuführen ist. Die gezielte Anregung der Querschwingung und somit die Krafterzeugung in einer definierten Raumrichtung ist mit dem Aktor derzeit folglich nicht möglich. Zum anderen sollte in weiteren Forschungsarbeiten vor allem die Führung des Drahtes an der Kraftkopplungsstelle optimiert werden. Durch eine Luftlagerung des Drahtes in der V-Nut wird die Reibung zwischen dem Draht und den führenden Elementen verringert. Weiterhin müsste die Form der Führungselemente an der Stelle der Kraftkopplung von der V-Nut zu einer Form optimiert werden, die ein aufgrund der fehlenden Fixierung seitliches Ausbrechen des Drahtes verhindern.

Eine weitere Möglichkeit zur Fixierung des Drahtes in den Führungselementen besteht in

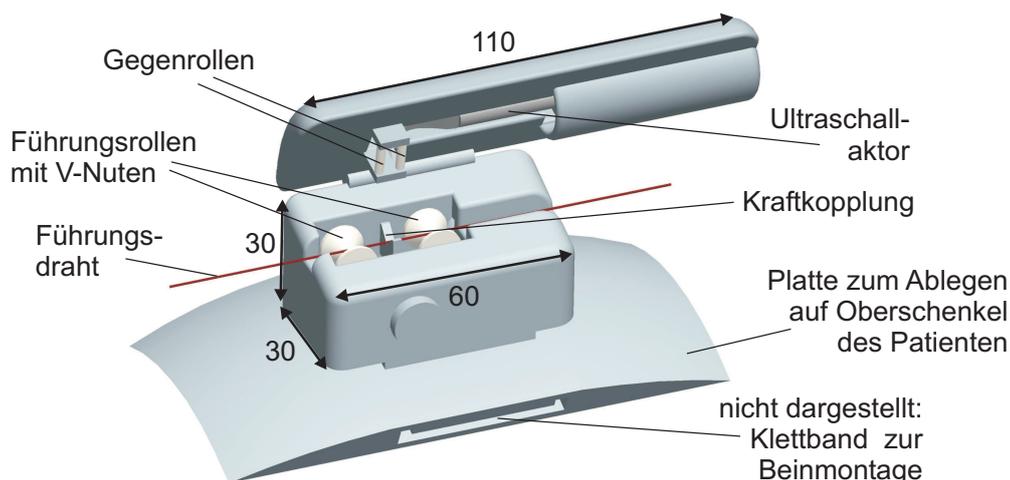
der Optimierung der Form der Spitze des piezoelektrischen Ultraschallaktors. Diese könnte so gestaltet sein, dass z.B. durch eine Nut in der Spitze eine formschlüssige Verbindung nur eine Bewegung des Drahtes in seiner Längsrichtung erlaubt und ein seitliches Ausbrechen verhindert. Gestaltsänderungen des Resonators haben jedoch direkte Auswirkungen auf sein Schwingungsverhalten und hätten einen neuen Entwurf des piezoelektrischen Aktors zur Folge.

In der vorliegenden Arbeit konnte keine Kraftwirkung direkt auf einen Führungsdraht erzeugt werden. Die Gründe dafür sowie Möglichkeiten zur Verbesserung sind aufgezeigt und sollten in folgenden Forschungsarbeiten bearbeitet werden.

## 8.2 Bedieneinheit zur Integration in den Behandlungsablauf

Grundlage für die Gestaltung der Bedieneinheit des HapCath Projektes stellt die in Abschnitt 2.2.1 vorgestellte Designstudie dar. Die Studie wurde vor Beginn des HapCath Projektes durchgeführt und sah die Verwendung zweier elektrodynamischer Aktoren zur Kraft- und Drehmomentwirkung vor. Details des inneren Aufbaus wie die Konstruktion von Elementen zur Führung des Führungsdrahtes sind in diesem Entwurf nicht berücksichtigt worden.

Aus den Versuchen der direkten Kraftkopplung auf den Führungsdraht und den in Abschnitt 2.2 dargestellten ermittelten Anforderungen an die Bedieneinheit ist ein neues Konzept mit integriertem piezoelektrischen Ultraschallaktor entworfen worden. In Abbildung 8.4 ist das CAD-Modell der entwickelten Bedieneinheit dargestellt.



**Abb. 8.4:** Entworfenen Bedieneinheit des HapCath Projektes.

*Als Antrieb wird der piezoelektrische Ultraschallaktor mit gebogener Spitze angenommen [131].*

Für die Bedieneinheit wird der piezoelektrische Ultraschallaktor mit gebogener Spitze eingesetzt, der in Abschnitt 4.5 eingeführt wurde. Dies ermöglicht eine platzsparende parallele Anordnung des Aktors zum Führungsdraht. Der Aktor ist fest im Deckel der Bedieneinheit montiert. Die Elemente zur Führung des Drahtes sind in dem unteren Teil der Bedieneinheit angebracht. Die Gestaltung der Elemente ist aus dem oben beschriebenen Versuchsaufbau übernommen. Die V-Nuten sind in Rollen aus Polyoxymethylen eingebracht, um die Reibung bei Verschieben des Drahtes durch den Kardiologen zu minimieren. Drehbar gelagerte Gegenrollen fixieren den Draht in den V-Nuten. Diese Rollen sind symmetrisch um die Spitze des Aktors fest in den Deckel der Bedieneinheit montiert. Der Abstand zwischen den führenden Elementen und dem Aktor kann variabel verändert werden. Auf diese Weise ist eine Anpassung an die verschiedenen Durchmesser der Drähte und Katheter möglich. Die in den vorigen Abschnitten aufgezeigten Maßnahmen zur Optimierung der Führungselemente des Drahtes sollten auch auf die Führungselemente der Bedieneinheit angewendet werden.

Der in der Designstudie ermittelte Integrationsort am Bein des Patienten wird beibehalten. Auf diese Weise treten bei einer Bewegung des Beins des Patienten keine Relativbewegungen zwischen der Kraftkopplung und der Eintrittsstelle in den Körper auf. Um die Bedieneinheit einzusetzen, wird sie mit einem elastischen Band mit Klettverschluss am Bein des Patienten befestigt. Die Anforderung einer raschen Montage- und Demontagemöglichkeit aus dem Operationsfeld ist somit erfüllt.

Eine weitere Anforderung der Kardiologen an die Bedieneinheit ist, dass der Draht nicht eingefädelt werden muss, sondern einfach eingelegt werden kann. Auch dieser Punkt ist in dem Entwurf der Bedieneinheit erfüllt. Der Draht wird bei geöffnetem Deckel in die V-Nuten eingelegt. Das Entfernen des Drahtes ist auf die gleiche Weise schnell möglich. Die Abmessungen der Bedieneinheit unterschreiten die von den Kardiologen geforderten maximalen Abmessungen.

### 8.3 Fazit

Der Erfolg des HapCath Projekts hängt maßgeblich von der Gestaltung der Bedieneinheit ab, mit der die Kardiologen das Assistenzsystem in ihren gewohnten Behandlungsablauf integrieren.

Eine Designstudie, die vor Beginn dieser Arbeit durchgeführt wurde, stellt die Grundlage für den Entwurf der Bedieneinheit dar. Weitere Anforderungen sind aus Gesprächen mit den Kardiologen des Klinikums Darmstadt ermittelt worden. Die Bedieneinheit wird am Oberschenkel des Patienten montiert. Eingriffspunkt des Kardiologen am Draht ist zwischen der Bedieneinheit und der Eintrittsstelle in den Körper, um ein Aufwölben des Drahtes bei

der Kraftwirkung zu vermeiden. Forderungen der Kardiologen nach einer Möglichkeit zum schnellen Ein- und Auslegen des Führungsdrahtes sind über einen aufklappbaren Deckel der Bedieneinheit realisiert. Alle in dem Entwurf vorgesehenen Materialien ermöglichen eine Sterilisierung der Bedieneinheit. Die Bedieneinheit liegt zum Abschluss dieser Arbeit als vollständiges CAD-Modell vor.

Um den entwickelten piezoelektrischen Ultraschallaktor in seiner Anwendung testen zu können, wird ein Versuchsaufbau entwickelt und aufgebaut, der eine direkte Kraftkopplung auf den Führungsdraht ermöglicht. Da bei dem verwendeten piezoelektrischen Aktor eine gezielte selektive Anregung der Schwingungen in drei Raumrichtungen nicht möglich ist, kann keine spürbare Kraft auf den Führungsdraht gekoppelt werden. Die Fixierung des Drahtes in den Führungselementen gegenüber der Aktorspitze ist zudem nur bei hoher Kontaktkraft möglich ist. Möglichkeiten zur Optimierung der Führungselemente durch angepasste Gestaltung der Aktorspitze wurden im Abschnitt 8.1.2 aufgezeigt.



# 9 Zusammenfassung der Ergebnisse und Ausblick

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die haptische Darstellung von Interaktionskräften in einem Assistenzsystem für Herzkatheterisierungen. Im abschließenden Kapitel werden die Darstellungen der vorangegangenen Kapitel und Ergebnisse der Arbeit strukturiert zusammengefasst und bewertet. Abschließend wird im Ausblick weiterer Forschungsbedarf sowie zukünftige Entwicklungsmöglichkeiten aufgezeigt.

## 9.1 Der piezoelektrische Ultraschallaktor

Ein Schwerpunkt dieser Arbeit bestand in der Entwicklung eines miniaturisierten Aktors, der die Erzeugung einer haptischen Kraftwirkung unter den Bedingungen einer kardiologischen Katheterisierung ermöglicht.

Als Basis der Entwicklung wurden die Grundlagen der haptischen Wahrnehmung des Menschen, die Anforderungen von Seiten der Kardiologen sowie der Stand der Technik in Assistenz- und Trainingssystemen für Katheterisierungen zur Ermittlung der Anforderungen an eine haptische Aktorik analysiert. Diese bildeten die Grundlage für die Bewertung verschiedener Aktorprinzipien und die resultierende Auswahl eines piezoelektrischen Aktorprinzips.

Der piezoelektrische Ultraschallaktor wurde mittels analytischer Gleichungen und FEM-Simulationen so entworfen und optimiert, dass er ein bimodales Verhalten aufweist. Er besteht aus einem piezoelektrischen Stapelaktor, der einen mechanischen Resonator zum Schwingen anregt. Die Überlagerung von zwei Schwingungsformen erzeugt eine geschlossene Bewegung der Resonatorspitze, mit der die Kraft direkt auf den Führungsdraht gekoppelt wird.

Zur messtechnischen Untersuchung des piezoelektrischen Aktors wurde ein Messplatz entwickelt und aufgebaut. Der Aktor treibt eine Kugel an, deren Bewegung durch zwei optische Sensoren erfasst wird. Die Kontaktkraft ist variabel einstellbar. In fünf verschiedenen Versuchsreihen wurde der Einfluss verschiedener Parameter auf die durch den piezoelektri-

schen Ultraschallaktor gekoppelte Kraft ermittelt. Aus den Ergebnissen der Versuchsreihen sind die folgenden Aussagen ableitbar:

- Die durch den piezoelektrischen Ultraschallaktor erzeugte Kraft ist skalierbar.
- Zur Skalierung der gekoppelten Kraft ist die Variation der Amplitude des Ansteuersignals gut geeignet.
- Die Variation der Kontaktkraft eignet sich nicht zur Skalierung der gekoppelten Kraft. Sie sollte in einem definierten Arbeitspunkt konstant gehalten werden.
- Der Einfluss fluidischer Verschmutzungen auf die gekoppelte Kraft ist gering.
- Die Rauigkeit der Oberfläche der Kugel hat keinen Einfluss auf die Kraftkopplung.

In den Versuchen konnte die erzeugte Kraft jedoch nur in einer Raumrichtung reproduzierbar auf den Draht gekoppelt werden. Gründe für dieses Verhalten sind in den Abschnitten 7.2.4 und 7.3 aufgezeigt worden. In weiteren Arbeiten sollten hierzu gezielt weitere Forschungsarbeiten durchgeführt werden (s. Abschnitt 9.4).

Der entwickelte piezoelektrische Ultraschallaktor wird in FEM-Simulationen zu einer Form mit einer um  $90^\circ$  gebogene Spitze überführt. Dies ermöglicht außerdem eine platzsparende parallele Anordnung von Aktor und Führungsdraht. Die Erzeugung einer elliptischen Bewegung ist mit einer einzelnen Ansteuerfrequenz möglich.

## 9.2 Ansteuerung des piezoelektrischen Ultraschallaktors

Zur Ansteuerung des piezoelektrischen Ultraschallaktors ist im Rahmen dieser Arbeit ein Differenzverstärker entwickelt und aufgebaut. Dieser verstärkt das überlagerte Signal auf eine Amplitude von  $\hat{u} = 300\text{ V}$ . Die Charakterisierung des aufgebauten Verstärkers zeigt, dass ein Rechtecksignal bis zu einer Signalfrequenz von  $f = 40\text{ kHz}$  nahezu störungsfrei und ohne Dämpfung übertragen wird. Auch die Verstärkung bei einer kapazitiven Last sowie bei angeschlossenen piezoelektrischem Aktor ist mit nur geringen Verzerrungen des Signals möglich. Bei Verwendung eines sinusförmigen Signals ist die verzerrungsfreie und ungedämpfte Verstärkung bis zu einer Frequenz von  $f = 80\text{ kHz}$  durchführbar.

## 9.3 Integration in den Behandlungsablauf

Die Akzeptanz des HapCath Projekts und die erfolgreiche Anwendung durch Kardiologen ist in hohem Maße von der Gestaltung der Bedieneinheit abhängig, mit der die Kardiologen interagieren.

Aus den Gesprächen mit den Kardiologen des Klinikums Darmstadt, den Ergebnissen der

Designstudie und den aus dem Medizinproduktegesetz entnommenen Anforderungen ist in dieser Arbeit der Entwurf für eine Bedieneinheit entstanden. Die Bedieneinheit erfüllt alle Anforderungen der Kardiologen. Die Bedieneinheit liegt zum Abschluss dieser Arbeit als vollständiges CAD-Modell vor.

Um das Verhalten des piezoelektrischen Aktors und des Drahtes untersuchen zu können, wurde eine Versuchsumgebung zum Nachweis der haptischen Stimulation entworfen und aufgebaut. In dieser ist eine direkte Kraftkopplung auf den Draht möglich. Die Bedingungen der realen Operation sowie die Führung des Drahtes vor und hinter der Stelle der Kraftkopplung können nachgestellt werden. In der Versuchsdurchführung zeigt sich, dass die Positionierung und Fixierung des Drahtes an der Stelle der Kraftkopplung nur bei hoher Kontaktkraft möglich ist. Die durch die hohe Kontaktkraft resultierende geringe Spaltnachgiebigkeit verhindert, dass an dem Draht eine Kraftkrückkopplung spürbar ist. Im Rahmen dieser Arbeit konnte dieses Problem nicht behoben werden. Möglichkeiten zur Verbesserung der Führung des Drahtes und der Kraftkopplung wurden aufgezeigt und sollten in folgenden Forschungsarbeiten untersucht werden.

## 9.4 Zukünftige Forschungsschwerpunkte und -projekte

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit ergeben sich die im Folgenden aufgeführten zukünftigen Forschungsschwerpunkte:

- Optimierung des piezoelektrischen Ultraschallaktors:

Zur Optimierung des piezoelektrischen Ultraschallaktors sollte eine Antriebseinheit entwickelt und aufgebaut werden, die in der Resonator-koppelfläche definierte Bewegungen in drei Raumrichtungen erzeugen kann. Dies kann über eine Stapelanordnung von Längs- und Querelementen realisiert werden, die getrennt angesteuert werden. Die in dieser Arbeit ermittelten schwingungsfähigen Quermoden könnten so gezielt angeregt werden.

Das resultierende Schwingungsverhalten an der Spitze des Resonators sollte durch optische Verfahren, z.B. mit einem Vibrometer messtechnisch bestimmt und beschrieben werden.

In weiteren Simulationen könnte der Kontakt der Aktorspitze zum Führungsdraht sowie dessen Auswirkung auf das Schwingungsverhalten des piezoelektrischen Ultraschallaktors analysiert werden.

- Weitere Optimierung der gebogenen Spitze:

Die Einführung einer gebogenen Spitze in dieser Arbeit zeigt die Möglichkeit auf, den piezoelektrischen Aktor parallel zum Führungsdraht anordnen zu können. Die

FEM-Simulationen zur Untersuchung des Schwingungsverhaltens wurden für vier verschiedene Geometrien untersucht. Für die Optimierung der mechanischen Abmessungen sind weitere Simulationen mit Variation zusätzlicher geometrischer Parameter der Spitze durchzuführen. Faktoren wie eine fertigungsgerechte Gestaltung der Spitze sind zu berücksichtigen.

- **Optimierung der führenden Elemente:**  
Die den Draht führenden Elemente sollten in ihrer Form weiter optimiert werden. Durch eine Integration einer Luftlagerung des Drahts an der Stelle der Kraftkoppelung ist eine deutliche Verbesserung zu erwarten. Der Aufwand der Konstruktion ist gegenüber der bestehenden Lösung jedoch erhöht.
- **Optimierung der Bedieneinheit:**  
Die Bedieneinheit des HapCath Projekts liegt als komplettes CAD-Modell vor. In zukünftigen Arbeiten kann diese über Rapid-Prototyping Verfahren aufgebaut und getestet werden. Der Test der Bedieneinheit kann in den Tests des Gesamtsystems HapCath integriert werden. Durch praktische Versuche mit Kardiologen ist eine Optimierung der äußeren Form und der Handhabbarkeit der Bedieneinheit zu erwarten.
- **Test des Gesamtsystems HapCath:**  
Der piezoelektrische Aktor wurde bis zum Abschluss dieser Arbeit nur mit generierten Signalen getestet. In Zukunft ist der Test des Gesamtsystems mit dem in den Führungsdraht integrierten Sensor sowie des piezoelektrischen Ultraschallaktors und der Bedieneinheit interessant. Die Versuche sollten an dem am Institut vorhandenen Herzphantom gemeinsam mit Kardiologen durchgeführt werden.

# Literaturverzeichnis

- [1] MEDIZINISCHE FAKULTÄT MAGEDEBURG (Hrsg.): *Innovationsforum Anwendung der Haptik in der roboterstützten Chirurgie*. <http://www.med.uni-magdeburg.de/innfohaptik/Home.html>, Abruf: 28.11.2009
- [2] Schutzrecht Patent US 2002/0158842 A1 ( 2002). RODOMISTA, G.; ZIEGLER, A.; GOODWIN, W.A.; CLIVE, B.; MASSIE, T.H.; LOHSE, R.M. (Erfinder); Sensable Technologies (Anmelder). *Force reflecting haptic interface*.
- [3] Schutzrecht Patent 2008/0140087 A1 ( 12. Juni 2008). BARBAGLI, F. (Erfinder). *Robotic instrument system*.
- [4] BUSS, G.; MATERN, U.; KUNER, W.; RUDINSKI, A.; BURGHARDT, J.: *Wie beeinflusst die Technik die Entwicklung in der minimal invasiven Chirurgie?* In: *Chir Gastroenterol* 20, S. 7-14, 2004
- [5] STATISTISCHES BUNDESAMT (Hrsg.): *Gesundheitsberichtserstattung des Bundes*. <http://www.gbe-bund.de>, Abruf: 23.10.2008
- [6] LYNCH, P.J. (Hrsg.): *Heart with coronary vessels*. [http://info.med.yale.edu/intmed/cardio/imaging/anatomy/ant\\_heart\\_2/index.html](http://info.med.yale.edu/intmed/cardio/imaging/anatomy/ant_heart_2/index.html), Abruf: 07.08.2008
- [7] SCHMIDT, R.F.; LANG, F.; THEWS, G.: *Physiologie des Menschen*. 30. Auflage. Springer Verlag, 2007
- [8] BENNINGHOFF, A.; DRENCKHAHN, D.: *Anatomie - Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellsystem*. Urban & Fischer Verlag
- [9] BV MED (Hrsg.): *PTCA*. <http://www.bvmed.de/glossar/glossar/PTCA.html>, Abruf: 06.08.2008
- [10] REUTER, P.: *Springer Taschenwörterbuch Medizin: 26000 Fachbegriffe auf über 500 Seiten*. Springer Verlag, 2001
- [11] UNITED STATES DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES (Hrsg.): *Gross pathology of atherosclerosis aorta*. [http://phil.cdc.gov/phil\\_images/20030718/11/PHIL\\_846\\_lores.jpg](http://phil.cdc.gov/phil_images/20030718/11/PHIL_846_lores.jpg), Abruf: 23.10.2008
- [12] HALHUBER, C.; BERNARDO, A.: *Der große TRIAS-Ratgeber: Bypassoperation*,

- Ballondilatation, Stents*. TRIAS, 2006
- [13] AMMANN, J.; KINDGEN-MILLES, D.: *Der zentralvenöse Katheter – Indikationen, Technik, Komplikationen und Pflege*. In: *Intensiv. Fachzeitschrift für Intensivpflege und Anaesthesie* 14, S. 137-145, 2006
- [14] MATHEY, D.; SCHOFER, J.: *Invasive Kardiologie*. Thieme Verlag, 1996
- [15] AMMANN, J.; KINDGEN-MILLES, D.: *Passagere Schrittmachertherapie: Transvenös, transkutan oder transgastral*. In: *Internist* 41, S. 1019-1030, 2000
- [16] KNEZ, A.; BECKER, CH.; BECKER, A.; LEBER, A.; HABERL, R.; REISER, M.; STEINBECK, G.: *Bildgebende Verfahren in der Diagnostik des Herzens*. In: *Radiologie* 40, S. 103-110, 2000
- [17] Schutzrecht Patent US 3633579 ( 11. Januar 1972). ALLEY, R.D.; SHERIDAN, D.S. (Erfinder); Sherwood Medical Industries Inc. (Anmelder). *Catheter placement device and method*.
- [18] NETTER, F.H.: *Atlas der Anatomie des Menschen*. 2. Auflage. Thieme Verlag, 2000
- [19] BOSTON SCIENTIFIC (Hrsg.): *Interventional cardiology*. <http://www.bostonscientific.com>, Abruf: 10.07.2008
- [20] HEART AND STROKE FOUNDATION OF CANADA. (Hrsg.): *Heart Disease*. [http://ww2.heartandstroke.ca/images/english/Stent\\_web.jpg](http://ww2.heartandstroke.ca/images/english/Stent_web.jpg), Abruf: 23.08.2008
- [21] HEINTZEN, M.P.; SCHUMACHER, T.; RATH, J.; GANSCHOW, U.; SCHOEBEL, F.C.; GRABITZ, K.; VESTER, E.G.; LESCHKE, M.; KÖHLER, M.; STRAUER, B.E.: *Bildgebende Verfahren in der Diagnostik des Herzens*. In: *Zeitschrift für Kardiologie* 86, S. 264-272, 1997
- [22] VAN BUUREN, F.; MANNEBACH, H.; HORSTKOTTE, D.: *20. Bericht über die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland*. In: *Zeitschrift für Kardiologie*, S. 212-225, 2005
- [23] SCHULZ, N.: *Komplikationen bei Herzkathetereingriffen, zentralen Venenkathetern und Herzschrittmacherimplantationen*., Institut für Rechtsmedizin, Universität Hamburg, Universitätskrankenhaus Eppendorf, Dissertation, 2007
- [24] WERTHSCHÜTZKY, R.: *Antrag zur Sachbeihilfe: Haptisches Assistenzsystem für kardiologische und radiologische Katheterisierungen*. Deutsche Forschungsgemeinschaft DFG, 2003
- [25] HERRMANN, J.: *Gutachten zur Vorlage bei der Deutschen Forschungsgemeinschaft für den Antrag "Haptisches Assistenzsystem für Katheterisierungen"*., unpublished, 2003

- 
- [26] BENDSZUS, M.; KOLTZENBURG, M.; BURGER, R.; WARMUTH-MERZ, M.; HOFMANN, E.; SOLYMOSI, L.: *Silent embolism in diagnostic cerebral angiography and neurointerventional procedures - a prospective study*. In: Lancet 6, S. 1594-1597, 1999
- [27] GRYSKA, U.; FREITAG, J.; ZUEMER, H.: *Selective cerebral intraarterial DSA - Complication rate and control of risk factors*. In: Neuroradiology 32, S. 262-269, 1990
- [28] SALGADO, F.J.; CALVINO, S.R.; VAZQUES, R.: *Transradial approach to coronary angiography and angioplasty - initial experience and learning curve*. In: Revista española de cardiología 56 (1), S.152-159, 2003
- [29] PRON, G.; BENNET, J.; COON, A.; SNIDERMAN, K.; ASCH, M.: *Technical results and effects of an operator experience on uterine artery embolization for fibroids: the Ontario Uterine Fibrone Embolization trial*. In: Journal of Vascular and Interventional Radiology 14, S.545-554, 2003
- [30] TUNWATTANA, N.; ROSKILLY A.P.; NORMAN, R.: *Notwendigkeit neuer nichtinvasiver diagnostischer Verfahren zur Darstellung der Arterienwand*. In: Tagungsband des 5. Dresdener Symposiums, Akademische Verlagsgesellschaft AKA GmbH, Berlin 2000
- [31] MITUSCH, R.; STIERLE, U.; SHEIKZAHDEH, A.: *Atherosclerosis of the aorta as a source of embolism*. In: Zeitschrift für Kardiologie 87 (10), S. 789-796, 1998
- [32] PIEPGRAS, D.G.; SUNDT, T.M.; MARSH, W.R.; MUSSMANN, L.A.: *Recurrent carotid stenosis - Results and complications of 57 operations*. In: Annals of surgery 203 (2), S. 205-213, 1986
- [33] BV MED: *Medizinprodukterecht - MPG (Medizinproduktegesetz), HWG (Heilmittelwerbe-gesetz), Verordnungen, EG-Richtlinien*. Bundesverband Medizintechnologie e.G., 2004
- [34] HÖNIG, N.: *Recherche über gesetzliche Bestimmungen und Normen für die Entwicklung medizinischer Geräte.*, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, Studienarbeit, 2004
- [35] GOLDSTEIN, E.B.; RITTER, M.: *Wahrnehmungspsychologie*. 2. Auflage. Spektrum, Akademischer Verlag, 2002
- [36] GESCHEIDER, G.A.: *Phsyophysics - The fundamentals*. 3. Auflage. Lawrence Erlbaum Associates Publishers, 1997
- [37] BURDEA, G.: *Force and touch feedback for virtual reality*. Wiley, 1996
- [38] DOERRER, C.: *Entwurf eines elektromechanischen Systems für flexibel konfigurierbare Eingabefelder mit haptischer Rückmeldung.*, Institut für Elektromechanische Kon-

- struktionen, Technische Universität Darmstadt, Dissertation, 2003
- [39] KERN, T.A.: *Haptisches Assistenzsystem für diagnostische und therapeutische Katheterisierungen.*, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, Dissertation, 2006
- [40] SHIMOGA, K.B.: *A survey of perceptual feedback issues in dextrous telemanipulation - Part I: Finger Force Feedback.* In: Proceedings of the IEEE virtual reality annual international symposium (VRAIS), S. 263-270, 1993
- [41] BRISBEN, A.J.; HSIAO, S.S.; JOHNSON, K.O.: *Detection of vibration transmitted through an object grasped in the hand.* In: The American Physiological Society, S. 1548-1558, 1999
- [42] WHEAT, H.E.; SALO, L.M.; GOODWIN, A.W.: *Human ability to scale and discriminate forces typical of those occurring grasp and manipulation.* In: The journal of neuroscience 24 (13), S. 3394-3401, 2004
- [43] TAN, H.Z.; SRINIVASAN, B.E.; CHENG, B.: *Human Factors for the design of force reflecting haptic interfaces.* In: Dynamic systems and control 55 (1), S. 353-359, 1994
- [44] HASSER, C.J.: *Force-reflecting anthropomorphic hand masters.* In: Technical Report AL/CF-TR-1995-0110, Armstrong Laboratory, 1995
- [45] JANDURA, L.; SRINIVASAN, M.A.: *Experiments on human performance in torque discrimination and control.* In: Proceedings of ASME WAM - Dynamic systems and control 55 (1), S. 369-375, 1994
- [46] HUGONY, A.: *Über die Empfindung von Schwingungen mittels des Tastsinns.* In: Zeitschrift für Biologie 96, S. 548-553, 1935
- [47] HOWE, R.D.: *A force reflecting teleoperated hand system for the study of tactile sensing in precise manipulation.* In: Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, S. 1321-1326, 1992
- [48] KACZMAREK, K.A.; BACH-Y-RITA, P.: *Virtual environments and advanced interface design.* Oxford University Press, 1995
- [49] BLUME, H.J.; BOELCKE, R.: *Mechanokutane Sprachvermittlung.*, Institut für elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, Dissertation, 1990
- [50] BARFIELD, W.; FURNESS, T.A.: *Virtual environments and advanced interface design.* Oxford University Press, 1995
- [51] TOROCZKAY, R.: *Haptischer Katheter - Designstudie zum Vordiplom.*, Fachgebiet Industriedesign, FH-Darmstadt, Abschlussarbeit, 2003
- [52] Norm DIN EN 60529 . *Schutzarten durch Gehäuse.*
- [53] JUNG: *Gesprächsprotokoll mit Dr. Jung 11/2005, Kardiologe Klinikum Darmstadt.*

- 
- [54] Schutzrecht Patent WO 0007641 ( 17. Februar 2000). WHEELOCK, B.K. (Erfinder); Stereotaxis Inc. (Anmelder). *Method and apparatus for magnatically controlling catheters in body lumens and cavities.*
- [55] Schutzrecht Patent WO 02/089872 A2 ( 14. November 2002). KLIMEK, S.G.; HOU-GE, R.A.; FINNEY, J.R.; HABEGER, C.; FERRY, S.J.; HALL, A.F.; HACKENMUELLER, V.P.; PIKUS, M.J. (Erfinder); Stereotaxis Inc. (Anmelder). *System and methods for advancing a catheter.*
- [56] KEIMENEIJ, F.; PATTERSON, M.S.; AMOROSO, G.; LAARMAN, G.; SLAGBOOM, T.: *Use of the Stereotaxis Niobe Magnetic Navigation System for Percutaneous Coronary Intervention: Results from 350 consecutive patients.* In: *Catheterization and Cardiovascular Interventions* 71, S. 510-516, 2008
- [57] SIEMENS MEDICAL (Hrsg.): *Produktbeschreibung: AXIOM Artis dbC Magnetic Navigation.* <http://www.medical.siemens.com>, , Abruf: 30.10.2008
- [58] Schutzrecht Patent US 2007/0197896 A1 ( 23. August 2007). MOLL, F.H.; CARLSON, C.R.; BARBAGLI, F.; WALLACE, D.T.; LUNDMARK, D. (Erfinder). *Robotic catheter system and methods.*
- [59] Schutzrecht Patent EP 0970661 ( 12. Januar 2000). WENDLANDT, J.M.; MORGAN, F.M. (Erfinder); Mitsubishi Electric Corporation (Anmelder). *Method and System for providing haptic feedback to the user of a catheter or similar elongated object.*
- [60] Schutzrecht Patent EP 0970714 A2 ( 12. Januar 2002). WENDLANDT, J.M.; MORGAN, F.M. (Erfinder); Mitsubishi Denki Kabushiki Kaisha (Anmelder). *Actuator for independent axial and rotational actuation of a catheter or similar elongated object.*
- [61] Schutzrecht Patent EP 1575015 A1 ( 12. März 2004). VECERINA, I. (Erfinder); Xitact S.A. (Anmelder). *Actuator for an elongated object for a force feedback generating device.*
- [62] WANG, Y.; CHUI, C.; LIM, H.; CAI, Y.; MAK, K.: *Real-Time interactive simulator for percutaneous coronary revascularization procedures.* In: *Computer Aided Surgery*, S. 211-227, 1998
- [63] KERN, T.A.; RAUSCH, J.; SCHEMMER, B.; ZERNACK, J.: *Force Feedack device (Haptic Display) for Catheterization - Projektseminar III WS 02/03.*, Projektseminar
- [64] KERN, T.A.: *CathMentor - Project documentation.* – Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, 2002
- [65] Schutzrecht Patent WO 9616397 ( 30. Mai 1996). ROSENBERG, L.B.; ALARCON, R. (Erfinder); Immersion Human Interface Cooperation (Anmelder). *Method and apparatus for providing mechanical I/O for computer systems interfaced with elongated flexible objects.*
-

- [66] Schutzrecht Patent WO 2007/051000 A2 ( 3. Mai 2007). GREGORY, M.L.; CUNNINGHAM, R.L.; BROWN, J.M.; COHEN, R.F.; FELDMAN, P.G. (Erfinder); Immersion Cooperation (Anmelder). *System and method for controlling force applied to and manipulation of medical instruments.*
- [67] Schutzrecht Patent DE 10293993 D ( 29. September 2004). MAIER, M. (Erfinder); Xitact S.A. (Anmelder). *Device for simulating a rod-shaped surgical instrument for generation a feedback signal.*
- [68] Schutzrecht Patent DE 20280425 U ( 9. September 2004). XITACT (Erfinder); Xitact S.A. (Anmelder). *Device for simulating a rod-shaped surgical instrument having force feedback effect.*
- [69] Schutzrecht Patent WO 02071369 ( 12. September 2002). VUILLEMIN, R. (Erfinder); Xitact S.A. (Anmelder). *Device for determining the position of a device used for simulating surgical operations.*
- [70] MENTICE: *Procedicus VIST - Vascular Intervention Simulation Trainer.* 2006
- [71] Schutzrecht Patent US 6038488 ( 12. Januar 1998). BARNES, S.Z.; MORR, D.R.; BERME, N. (Erfinder); Bertec Corporation Ohio (Anmelder). *Catheter simulation device.*
- [72] SCHLAAK, H.F.; SCHEMMER, B.: *Miniaturisierung in der Antriebstechnik - Neue Herausforderungen.* In: Innovative Klein- und Mikroantriebstechnik, 2007
- [73] KERN, T.A.; MATYSEK, M.; MECKEL, O.; RAUSCH, J.; RÖSE, A.; SINDLINGER, S.: *Entwicklung haptischer Geräte.* 1. Auflage. Springer Verlag, 2009
- [74] KERN, T.A.; MATYSEK, M.; MECKEL, O.; RAUSCH, J.; RÖSE, A.; SINDLINGER, S.: *Engineering haptic devices.* 1. Auflage. Springer Verlag, 2009
- [75] STOELTING, H.; KALLENBACH, E.: *Handbuch Elektrische Kleinantriebe.* 1. Auflage. Hanser Verlag, 2001
- [76] WEISSMANTEL, H.; HOPPACH, E.: *Elektrische Kleinantriebe.,* Technische Universität Darmstadt, Skriptum zur Vorlesung, 2000
- [77] MOCZALA, H. ET.AL.: *Elektrische Kleinmotoren - Wirkungsweise, Bauformen, Eigenschaften.* 2. Auflage. expert Verlag, 1987
- [78] BALLAS, R.G.; PFEIFFER, G.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Elektromechanische Systeme in der Mikrotechnik und Mirkomechanik - Dynamischer Entwurf.* 2. Auflage. Springer Verlag, 2009
- [79] SCANTEC GMBH (Hrsg.): *BLDC working principle.* <http://www.scantec.de/modules.php?name=News&file=article&sid=346>, Ab-ruf: 10.07.2009

- 
- [80] JANOCHA, H.: *Aktoren - Grundlagen und Anwendungen*. Springer Verlag, 1993
- [81] SESSLER, G.M.: *Akustik I*, Technische Universität Darmstadt, Skriptum zur Vorlesung, 2000
- [82] JENDRITZA, D.J.: *Technischer Einsatz neuer Aktoren*. expert Verlag, 1996
- [83] Schutzrecht Patent DE 69631346 T2 ( 13. Januar 2005). ULLAKKO, K.M. (Erfinder); Adaptive Materials Technology Oy (Anmelder). *Antrieb zum Erzeugen von Bewegung und Kraft durch Kontrolle der Doppelstruktur eines Materials*.
- [84] SUORSA, I.; TELLINEN, J.; PAGOUNIS, E.; AALTIO, I.; ULLAKKO, K.: *Applications of magnetic shape memory actuators*. In: Proceedings of the Actuator Conference Bremen, S. 158-161, 2002
- [85] TELLINEN, J.; SUORSA, I.; JÄÄSKELÄINEN, A.; AALTIO, I.; ULLAKKO, K.: *Basic properties of magnetic shape memory actuators*. In: Proceedings of the Actuator Conference Bremen, S. 566-567, 2002
- [86] JOKINEN, T.; ULLAKKO, K.; SUORSA, I.: *Magnetic shape memory materials - new possibilities to create force and movement by magnetic fields*.
- [87] ADAPTAMAT (Hrsg.): *Materials that make things move*. <http://www.adaptamat.com/>, Abruf: 11.01.2009
- [88] CLAEYSSEN, F.; LHERMET, N.; MAILLARD, T.: *Magnetostrictive actuators compared to piezoelectric actuators*. In: European Workshop on Smart Structures in Engineering and Technology SPIE 4763 (1), S. 194-200, 2003
- [89] UCHINO, K.; GINIEWICZ, J.R.: *Micromechatronics*. 1. Auflage. Marcel Dekker Inc., 2003
- [90] UCHINO, K.: *Piezoelectric actuators and ultrasonic motors*. Kluwer, 1997
- [91] BALLAS, R.: *Statisches und dynamisches Verhalten piezoelektrischer Multilayer-Biegeaktoren und Beitrag zur Sensorintegration*., Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, Dissertation, 2005
- [92] Schutzrecht Patent DE 3833342 A1 ( 5. April 1990). FLEISCHER, M.; STEIN, D.; MEIXNER, H. (Erfinder); Siemens AG (Anmelder). *Piezomotor*.
- [93] FLEISCHER, M.; STEIN, D.; MEIXNER, H.: *Ultrasonic piezomotor with longitudinally oscillating amplitude-transforming resonator*. In: IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics and frequency control 36 (6), S. 607-613, 1989
- [94] Schutzrecht Patent US 2004/0095040 A1 ( 20. Mai 2004). MAGNUSSEN, B.; VARADI, P.; HAGEMANN, B.; SCHOFIELD, S.; DAVIDSON, E.M. (Erfinder); Ellpitec Resonant Actuator AG (Anmelder). *Vibratory motors and methods of making using same*.
-

- [95] Schutzrecht Patent DE 10146703 A1 ( 10. April 2003). MAGNUSSEN, B.; HAGEMANN, B.; SCHULER, D.; DAVIDSON, E.; VARADI, P. (Erfinder); Ellpitec Resonant Actuator AG (Anmelder). *Piezomotor mit Führung*.
- [96] UHEA, S.; TOMIKAWA, Y.; KUROSAWA, M.; NAKAMURA, N.: *Ultrasonic motors - Theory and application*. Oxford University Press, 1993
- [97] SCHEMMER, B.: *Entwicklung eines rotatorischen piezoelektrischen Antriebs für Haptikdisplays*., Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, Diplomarbeit, 2005
- [98] SIRONA DENTAL SYSTEMS. (Hrsg.): *The Denal Company*. <http://www.sirona.de>, Abruf: 22. 11. 2009
- [99] KLAGES, S.; KERN, T.A.; MEISS, T.; WERTHSCHUTZKY, R.: *Piezoelectric Ultrasonic Actuator for a Haptic Display for Catheterisation*. In: WorldHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, S. 586-588, Tsukuba Japan 2007
- [100] PHYSIK INSTRUMENTE GMBH (Hrsg.): *Piezoelectric Ceramic Products*. <http://www.piceramic.com>, Abruf: 01. 08. 2009
- [101] GASCH, R.; KNOTHE, K.: *Strukturdynamik - Band 2 Kontinua und ihre Diskretisierung*. 1. Auflage. Springer Verlag, 1989
- [102] MARKERT, R.: *Technische Mechanik, Teil B.*, Fachbereich Mechanik, Technische Universität Darmstadt, Vorlesungsskript, 2002
- [103] MAGNUS, K.; POPP, K.; SEXTRO, W.: *Schwingungen*. 8. Auflage. Vieweg + Teubner, 2008
- [104] KLOSE, S.: *Abschätzung der Miniaturisierbarkeit eines Ultraschall-Dissektors*., Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, Diplomarbeit, 2006
- [105] HAGEDORN, P.: *Technische Schwingungslehre - Band 2*. 1. Auflage. Springer Verlag, 1989
- [106] BRONSTEIN; SEMENDJAJEW: *Taschenbuch der Mathematik*. Verlag Harri Deutsch, 1999
- [107] PHYSIK INSTRUMENTE GMBH (Hrsg.): *Tutorium: Piezoaktorik und Nanopositionierung*. [http://www.physikinstrumente.de/de/produkte/piezo\\_tutorium.php](http://www.physikinstrumente.de/de/produkte/piezo_tutorium.php), Abruf: 01. 08. 2009
- [108] SEIFART, M.: *Analoge Schaltungstechnik*. Technik, 2003
- [109] DASS GMBH: *Anwendungshinweise zum Leistungsverstärker für Hochvolt-Piezowandler und ohmsch-kapazitive Lasten - AVB 1000/0.02*. 2005
- [110] OPITZ, T.: *Optimierung der Ansteuerelektronik eines piezoelektrischen Ultra-*

- schallaktors.*, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, Diplomarbeit, 2009
- [111] PHYSIK INSTRUMENTE GMBH (Hrsg.): *Präzisionspositionierung für Industrie und Forschung*. <http://www.physikinstrumente.de>, Abruf: 21.07.2009
- [112] MATUSADA PRECISION INC. (Hrsg.): *High voltage power supply*. <http://www.matusada.com>, Abruf: 21.07.2009
- [113] TREK INC. (Hrsg.): *High-Voltage function generators and power supply*. <http://www.trekinc.com>, Abruf: 21.07.2009
- [114] FALCO SYSTEMS (Hrsg.): *WMA series high voltage amplifiers*. <http://www.falco-systems.com>, Abruf: 21.07.2009
- [115] AVTECH (Hrsg.): *High Voltage amplifiers*. <http://www.avtechpulse.com/high-voltage>, Abruf: 21.07.2009
- [116] FLC ELECTRONICS (Hrsg.): *Broadband high voltage linear amplifiers*. <http://www.flce.com/index.html>, Abruf: 21.07.2009
- [117] TIETZE, U.; SCHENK, C.: *Halbleiter-Schaltungstechnik*. Springer Verlag, 2002
- [118] PHILIPS (Hrsg.): *NPN high voltage transistors*. [http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/philips/BF483\\_485\\_487\\_3.pdf](http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/philips/BF483_485_487_3.pdf), Abruf: 21.08.2009
- [119] PFEIFFER, W.: *Simulation von Messschaltungen*. 1. Auflage. Springer Verlag, 1994
- [120] OPITZ, T.: *Entwicklung eines Versuchstandes für einen neuartigen piezoelektrischen Antrieb*, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, Studienarbeit, 2006
- [121] KLAGES, S.; KERN, T.A.; MEISS, T.; WERTHSCHUTZKY, R.: *Experimental Rig for the application of a piezoelectric ultrasonic actuator in a medical environment*. In: ACTUATOR 2008, 11th International Conference on New Actuators, S. 977-980, Bremen 2008
- [122] SWD DARMSTADT (Hrsg.): *Ihr Kompetenzpartner für Kugellager, Werkzeuge und Industriebedarf*. <http://www.swd-darmstadt.de>, Abruf: 28.07.2009
- [123] BRUNGS, S.: *Experimentelle Untersuchung und näherungsweise Berechnung von doppelsphärischen, druckluftgespeisten Luftlagern unter verschiedenen Beanspruchungen*, Fachbereich Maschinenbau, TU München, Dissertation, 1979
- [124] MEI, T.C.: *Understanding optical mice, white paper*. <http://www.avagotech.co.jp/assets/downloadDocument.do?id=2557>, Abruf: 2006
- [125] NG, T.W.: *The optical mouse as a two-dimensional displacement sensor*. In: Sensors and Actuators A: Physical 107 (1), S. 21-25, 2003

- [126] AVAGO TECHNOLOGIES (Hrsg.): *ADNS-9500 Laser stream gaming sensor*. <http://www.avagotech.com/docs/AV02-1726EN>, Abruf: 22. 10. 2009
- [127] GEE PLUS INC. (Hrsg.): . <http://geeplus.thomaswebs.net/voicecoil.html>, Abruf: 22. 01. 2009
- [128] BERGHOFF, P.; SCHUSTER, P.; YAPICI, O.; WIDMAIER, D.: *Aufbau und Inbetriebnahme eines Versuchsstandes für einen piezoelektrischen Ultraschallaktor*, TU Darmstadt, Projektseminar, 2007
- [129] FAULHABER (Hrsg.): *DC-Kleinstmotoren*. <http://www.faulhaber.com/sprache2/n167866/n.html>, Abruf: 30. 04. 2010
- [130] MSI SENSORS (Hrsg.): *FC21 and FC22 Compression Load Cells*. [http://fab.cba.mit.edu/classes/MIT/863.06/people/michael\\_l/proj/datasheets/load.cell.FC21FC22LoadCells.pdf](http://fab.cba.mit.edu/classes/MIT/863.06/people/michael_l/proj/datasheets/load.cell.FC21FC22LoadCells.pdf), Abruf: 28. 11. 2007
- [131] KLAGES, S.; KERN, T.A.; MEISS, T.; WERTHSCHUTZKY, R.: *HapCath: Design of the user interface of a haptic display for catheterisation*. In: *Biomedizinische Technik*, S.320-323, 2006
- [132] KLINIKUM DARMSTADT GMBH (Hrsg.): *Medizinsche Klinik I - Kardiologie und interistische Intensivmedizin*. [http://www.klinikum-darmstadt.de/Kliniken\\_und\\_Institute/Kliniken/Med\\_Klinik\\_I\\_Kardiologie/Herzlich\\_Willkommen.htm](http://www.klinikum-darmstadt.de/Kliniken_und_Institute/Kliniken/Med_Klinik_I_Kardiologie/Herzlich_Willkommen.htm), Abruf: 15. 01. 2006
- [133] ALBATH, H.: *Konzeption der Mensch-Maschine-Schnittstelle eines haptischen Displays für Katheterisierungen*, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, Studienarbeit 1603, 2006
- [134] JOHNSON, K.: *Steven's Handbook of Experimental Psychology - Neural Basis of Haptic Perception*. John Wiley and Sons, S. 537-583, 2002
- [135] Schutzrecht Patent WO 98/03954 A1 ( 29. Januar 1998). BAILEY, B.E. (Erfinder); Colorado Medical Simulators (Anmelder). *System for training persons to perform minimally invasive surgical procedures*
- [136] BASDOGAN, C.; HO, C.-H.; SRINIVASAN, M.A.: *Virtual environments for medical training: graphical and haptic simulation of laparoscopic common bile duct exploration*. In: *IEEE/AMSE Transaction on mechatronics*, 2001
- [137] SENSABLE TECHNOLOGIES: *Specifications for the PHANTOM Desktop and PHANTOM Omni Haptic Device*. 2004
- [138] REBHOLZ, P.; BIENEK, C.; STEPANKOU, D.; HESSER, J.: *CathI - Training system for PCTA - A step closer to reality*. Institute for Computational Medicine (ICM), Universities of Mannheim and Heidelberg

- 
- [139] ZORCOLO, A.; GOBETTI, E.; PILI, P.; TUVERI, M.: *Catheter insertion simulation with combined visual and haptic feedback*. In: Medline 10977591
- [140] SENSABLE (Hrsg.): *Haptic Projects and Papers*. <http://www.sensable.com/hapticdevices-projects-papers.htm>, Abruf: 03. 11. 2008
- [141] LEMAIRE-SEMAIL, B.; DAI, Z.; GIRAUD, F.: *Piezo-actuators for force feedback in human-computer interfaces: Advantages and drawbacks with regard to electromagnetic actuation*. In: European conference on power electronics and applications, S. 1-8, 2007
- [142] SUMMERS, I.R.; CHANTER, C.M.: *A broadband tactile array on the fingertip*. In: The journal of the acoustical society of America 112 (5), S. 2118-2126, 2002
- [143] KYUNG, K.U.; LEE, J.Y.: *Pen-like haptic interface and its application on touch screen*. In: Robot and interactive communication, S. 9-13, 2007
- [144] KYUNG, K.U.; LEE, J.Y.: *Haptic Stylus and empirical studies on braille, button and texture display*. In: Journal of Biomedicine and biotechnology, Article ID 369651, 2007
- [145] KYUNG, K.U.; PARK, J.S.: *Ubi-Pen: Development of a compact tactile display module and its application to a haptic stylus*. In: EuroHaptics Conference and Symposium on haptic Interfaces for virtual environment and teleoperator systems, S. 109-114, 2007
- [146] HAYWARD, V.; CRUZ-HERNANDEZ, M.: *Tactile display device for using distributed lateral skin stretch*. In: Symposium on haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems, IMECE Confernce 2000
- [147] LEVESQUE, V.; PAQUEREO, J.: *Braille Display by lateral skin deformation with the STReSS2 tactile transducer*. In: EuroHaptic Conference and Symposium on haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems, S. 115-120, 2007
- [148] BIET, M.; GIRAUD, F.; SEMAIL, B.: *New tactile devices using piezoelectric actuators*. In: Actuator, 10th international conference on new actuators, S. 989-992, 2006
- [149] LENK, A.; PFEIFFER, G.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Elektromechanische Systeme - Mechanische und akustische Netzwerke, deren Wechselwirkungen und Anwendungen*. 1. Auflage. Springer Verlag, 2001
- [150] MARKERT, R.: *Technische Mechanik, Teil A*, Fachbereich Mechanik, Technische Universität Darmstadt, Vorlesungsskript, 2002
- [151] WEAVER, W.; TIMOSHENKO, S.P.; YOUNG, D.H.: *Vibration Problems in Engineering*. 5th edition. John Wiley and Sons, 1990
- [152] ROTH, K.: *Konstruieren mit Konstruktionskatalogen, Band II: Konstruktionskataloge*. Springer Verlag, 1994
-



# A Anforderungslisten

## A.1 Anforderungen an die haptische Aktorik

Die Anforderungen an die haptische Aktorik sind in der nachstehenden Tabelle A.1 zusammengefasst:

**Tabelle A.1:** Anforderungen an die Aktorik zur Erzeugung des haptischen Feedbacks

| F/W                   | Bezeichnung                      | Wert                            | Erläuterungen   | Quelle   |
|-----------------------|----------------------------------|---------------------------------|---|----------|
| <i>Krafterzeugung</i> |                                  |                                 |   |          |
| F                     | Kraftkopplung                    |                                 | auf den Führungsdraht   |          |
| W                     | Kraftkopplung                    |                                 | auf den Katheter  |          |
| F                     | gemessene Kraft                  | $F_0 \leq 100 \text{ mN}$       | maximal auftretende Kraft an der Spitze des Drahtes in axialer Richtung   |          |
| F                     | darzustellende Kraft             | $F_H \leq 1 \text{ N}$          | maximale Kraft, die auf den Draht zurückgekoppelt wird  | Dr. Jung |
| F                     | Kraftauflösung                   | $\Delta F_H \leq 10 \text{ mN}$ | haptisches Auflösungsvermögen des Menschen, 10% der Maximalkraft<br>relative Kraftstufen wichtiger als absolute Werte |          |
| F                     | Grenzfrequenz der Krafterzeugung | $f_{F,g} \geq 400 \text{ Hz}$   | Frequenz der Krafterzeugung oberhalb des Maximums der Empfindlichkeit der Wahrnehmung                                 |          |
| W                     | Grenzfrequenz der Krafterzeugung | $f_{F,g} \geq 1 \text{ kHz}$    | Frequenz der Krafterzeugung oberhalb der menschlichen Wahrnehmungsschwelle  |          |
| F                     | Richtung der Kraftwirkung        | -z                              | in Längsrichtung des Führungsdrahtes, in extrakorporaler Richtung   |          |
| F                     | translatorische Bewegung         |                                 | auch ohne Kraftwirkung möglich, Minimierung der Reibung   |          |
| F                     | Stellweg                         | $s \leq 2 \text{ m}$            | Länge des Führungsdrahtes   |          |
| W                     | Anzahl der Aktoren               | $n = 1$                         | gleichzeitige Kraft- und Drehmomentkopplung   |          |

*Fortsetzung nächste Seite ...*

... Fortsetzung der Tabelle A.1: Anforderungen an die Aktorik zur Erzeugung des haptischen Feedbacks

| F/W   | Bezeichnung                           | Wert                             | Erläuterungen   | Quelle |
|---|---------------------------------------|----------------------------------|---|--------|
| <i>Drehmomentzeugung</i>                      |                                       |                                  |   |        |
| F   | Drehmomentkopplung                    |                                  | auf den Führungsdraht   |        |
| W   | Drehmoment                            |                                  | auf den Katheter  |        |
| F   | gemessenes Drehmoment                 | $M_0 \leq 100 \text{ mNm}$       | maximales auftretendes Drehmoment an der Spitze des Drahtes                     |        |
| F   | erzeugtes Drehmoment                  | $M_H \leq 200 \text{ mNm}$       | maximales Drehmoment, das auf den Draht zurückgekoppelt wird                    |        |
| F   | Drehmomentauflösung                   | $\Delta M_H \leq 10 \text{ mNm}$ | haptisches Auflösungsvermögen des Menschen, 10% des maximalen Drehmoments       |        |
| F   | Grenzfrequenz der Drehmomenterzeugung | $f_{M,g} \geq 400 \text{ Hz}$    | Frequenz der Drehmomenterzeugung oberhalb der menschlichen Wahrnehmungsschwelle |        |
| W   | Grenzfrequenz der Drehmomenterzeugung | $f_{M,g} \geq 1 \text{ kHz}$     | Frequenz der Drehmomenterzeugung oberhalb der menschlichen Wahrnehmungsschwelle |        |
| F   | Drehmomentrichtung                    | $\pm \text{rot}_z$               | in beide Richtungen um z-Achse  |        |
| F   | rotatorische Bewegung                 |                                  | keine Behinderung der Bewegungsfreiheit   |        |
| <i>Sicherheit, medizinische Anforderungen</i> |                                       |                                  |   |        |
| F   | Schutzart                             | IP 54                            | Schutz gegen starkes Spritzwasser   | [52]   |
| F   | Berührschutz                          |                                  | kein Berühren spannungs- / stromführender Teile möglich                         | [33]   |
| F   | Sterilität                            |                                  | alle Teile der Bedieneinheit sterilisierbar                                     | [33]   |
| F   | Umgebungsbedingungen                  |                                  | unempfindlich gegenüber Verschmutzungen durch Blut und Kontrastmittel           |        |

## A.2 Anforderungen an die Entwicklung der Bedieneinheit

Die Anforderungen an die Bedieneinheit sind der Tabelle A.2 zusammengefasst. Die Anforderungen sind aus der Analyse des Stands der Technik in Trainingssystemen für Katheterisierungen, dem Medizinproduktegesetz, den haptischen Anforderungen an die menschliche Wahrnehmung sowie aus Gesprächen mit Kardiologen des Klinikums Darmstadt zusammengefasst. Die Gesprächsprotokolle sind in Anhang A.3 ab Seite 154 aufgeführt.

**Tabelle A.2:** Anforderungen an die Entwicklung der Bedieneinheit.

| F/W              | Bezeichnung                                  | Wert                                     | Erläuterungen   | Quelle   |
|------------------|--|--|---|----------|
| <i>Geometrie</i> |  |  |   |          |
| W                | Länge  | $l \leq 15 \text{ cm}$                   |   | Dr. Jung |
| W                | Höhe   | $h \leq 10 \text{ cm}$                   |   | Dr. Jung |
| W                | Breite                                       | $b \leq 6 \text{ cm}$                    |   | Dr. Jung |
| F                | Gehäusegestaltung                            | abgerundete Ecken,<br>glatte Oberflächen |   | MPG      |
| F                | Gewicht                                      | $m \leq 1 \text{ kg}$                    | bei Befestigung am Bein   | Dr. Jung |
| W                | Gewicht                                      | $m \leq 0,5 \text{ kg}$                  | bei Befestigung am Bein   | Dr. Jung |
| <i>Aktorik</i>   |  |  |   |          |
| F                | Aktor  |  | Verwendung des piezoelektrischen Ultraschallaktors mit gebogener Spitze |          |
| F                | Kontaktkraft variabel                        | $0 < F_K \leq 4 \text{ N}$               |   |          |
| <i>Kinematik</i> |  |  |   |          |
| F                | translatorisch                               | DOF = 1                                  | z-Richtung  |          |
| F                | translatorische Bewegung des Führungsdrahtes | in z und -z Richtung möglich             | Bewegung des Drahtes muss auch während Kraftwirkung möglich sein        |          |
| F                | rotatorisch                                  | DOF = 1                                  | um z-Achse  |          |
| F                | rotatorische Bewegung des Führungsdrahtes    | um z-Achse möglich                       | Bewegung des Drahtes muss auch während Kraftwirkung möglich sein        |          |
| F                | rotatorische Bewegung des Führungsdrahtes    | unbegrenzt möglich                       |   |          |

Fortsetzung nächste Seite ...

... Fortsetzung der Tabelle A.2: Anforderungen an die Entwicklung der Bedieneinheit

| F/W                               | Bezeichnung                             | Wert   | Erläuterungen   | Quelle       |
|-----------------------------------|---|--|---|--------------|
| F                                 | minimierte Reibung führender Elemente   | $F_R \leq 10 \text{ mN}$                         | 10% der minimal erzeugten Kraft   |              |
| W                                 | minimierte Reibung führender Elemente   | $F_R \leq 5 \text{ mN}$                          | 5% der minimal erzeugten Kraft  |              |
| <i>Einsatz Operationswerkzeug</i> |   |  |   |              |
| F                                 | Durchmesser Führungsdraht               | $d \leq 0,3 \text{ mm}$                          |   |              |
| F                                 | Material Führungsdraht                  |  | Stahl, Titan  |              |
| F                                 | Durchmesser Katheter                    | $1 \text{ mm} \leq d \leq 4 \text{ mm}$          |   |              |
| F                                 | Material Katheter                       |  | Kunststoff  |              |
| F                                 | Durchmesseranpassung                    |  | automatisierte Anpassung der Kraftkopplung an die verschiedenen Durchmesser |              |
| <i>Sicherheit</i>                 |   |  |   |              |
| F                                 | MPG                                     |  | Entwicklung als medizinisches Produkt                                       | [33]         |
| F                                 | Temperaturresistenz                     | $15^\circ\text{C} \leq T \leq 150^\circ\text{C}$ | autoklavieren   | [33]         |
| F                                 | Druckresistenz                          | $1 \text{ bar} \leq p \leq 3 \text{ bar}$        | autoklavieren   | [33]         |
| F                                 | Feuchtigkeitsresistenz                  | Sattdampf  | autoklavieren   | [33]         |
| F                                 | Dauer des Autoklavierens                | $3 \text{ min} \leq t \leq 15 \text{ min}$       | Autoklavieren   | [33]         |
| F                                 | Schutzart Gehäuse                       | IP 54  | Schutz gegen Strahlwasser   | DIN EN 60529 |
| F                                 | Schutzart Steckverbindungen             | IP 54  | Schutz gegen Strahlwasser   | DIN EN 60529 |
| <i>Betrieb</i>                    |   |  |   |              |
| F                                 | Dauer zum Einlegen des Führungsdrahtes  | $t \leq 10 \text{ sec}$                          | so schnell wie möglich  | Dr. Jung     |
| W                                 | Dauer zum Einlegen des Führungsdrahtes  | $t \leq 5 \text{ sec}$                           | so schnell wie möglich  | Dr. Jung     |
| F                                 | Dauer zum Entfernen des Führungsdrahtes | $t \leq 10 \text{ sec}$                          | so schnell wie möglich  | Dr. Jung     |
| W                                 | Dauer zum Entfernen des Führungsdrahtes | $t \leq 5 \text{ sec}$                           | so schnell wie möglich  | Dr. Jung     |
| F                                 | Entfernen / Einlegen des Drahtes        |  | auch im stromlosen Zustand möglich  |              |

Fortsetzung nächste Seite ...

## A.2 ANFORDERUNGEN AN DIE ENTWICKLUNG DER BEDIENEINHEIT

*... Fortsetzung der Tabelle A.2: Anforderungen an die Entwicklung der Bedieneinheit*

| <b>F/W</b>                 | <b>Bezeichnung</b>                             | <b>Wert</b>   | <b>Erläuterungen</b>         | <b>Quelle</b> |
|----------------------------|--|---|------------------------------|---------------|
| F                          | Befestigung am Bein des Patienten              |   | variabel anpassbar           |               |
| F                          | Entfernen der Bedieneinheit aus Operationsfeld | $t \leq 15 \text{ sec}$                                       | so schnell wie möglich       |               |
| W                          | Entfernen der Bedieneinheit aus Operationsfeld | $t \leq 10 \text{ sec}$                                       | so schnell wie möglich       |               |
| <i>Benutzerinteraktion</i> |  |   |                              |               |
| W                          | zusätzliche optische Rückmeldung               | 20 mN - 30 mN: rot<br>1 mN - 20 mN: gelb<br>0 mN - 1 mN: grün | Kraft an Führungsdrahtspitze | Dr. Jung      |

## A.3 Gesprächsprotokolle mit Kardiologen des Klinikums Darmstadt

Das HapCath Projekt wird in Begleitung mit der kardiologischen Abteilung des Klinikums Darmstadt [132] durchgeführt. Zur Ermittlung der Anforderungen an die Bedieneinheit des HapCath-Projekts fanden mehrere Gespräche mit den Kardiologen statt. Die Gesprächsprotokolle mit den wichtigsten Ergebnissen sind im Folgenden zusammengefasst.

### A.3.1 Dr. Jung

Das folgende Gedächtnisprotokoll mit dem Kardiologen Herrn Dr. Jung wurde nach dem Besuch im Klinikum Darmstadt am 29.11.2005 stichpunktartig erstellt. Die für die Ermittlung der Anforderungen an die Bedieneinheit wesentlichen Punkte wurden festgehalten. Weitere Anwesende waren Stephanie Sindlinger und Thorsten Meiss. Das Gespräch wurde während einer Katheterisierung durchgeführt. Weitere Aussagen von Herrn Dr. Jung aus einem Telefoninterview vom 30.11.2005 mit Henner Albath [133] sind ebenfalls aufgenommen.

- In welchen Situationen wird Ihrer Meinung nach ein System wie das HapCath Projekt benötigt?

*In den Standardeinsätzen wird das HapCath Projekt nicht benötigt. Die Stenosen sind auch ohne ein haptisches Feedback gut zu finden. In max. 5 % der Fälle wäre eine zusätzliche Navigationshilfe notwendig. Beispiele hierfür sind komplexe Anatomien der Gefäße oder die Eröffnung totaler Verschlüsse. In diesem Fall ist das Gefäß auf dem Röntgenbild schlechter sichtbar, da das Kontrastmittel nur schwer in das verschlossene Gefäß eintreten kann. Für weniger erfahrene Ärzte wäre der Einsatz des Systems auch in Standardfällen denkbar und von höherem Interesse. Wichtiger Punkt insgesamt ist, dass die Strahlenbelastung für den Patienten und vor allem für den Arzt gesenkt wird.*

- Wie viele verschiedene Führungsdrähte und Katheter werden während einer Operation eingesetzt? Wie oft werden diese gewechselt?

*Das ist verschieden. In der Regel wird ein einzelner Draht eingesetzt, über den der benötigte Katheter mit integriertem Operationswerkzeug geschoben wird. Es kommen jedoch auch mehrfache Wechsel des Drahtes vor (ca. bis zu fünf). Variiert werden die mechanischen Eigenschaften der Drähte, die Form der Spitze oder das Material.*

- Sollte die Bedieneinheit dauerhaft im Operationsfeld vorhanden sein oder bei Bedarf eingesetzt werden können?

*Es wäre keine Behinderung, wenn die Bedieneinheit dauerhaft im Operationsfeld vor-*

handen wäre. Man könnte das Gerät z.B. auf einem Tisch auf Rollen auf der anderen Seite des Behandlungstischs platzieren oder zwischen die Beine des Patienten stellen.

- Wie schnell muss die Bedieneinheit montiert / demontiert werden können?  
*Wichtig ist vor allem die Dauer zum Ein- und Auslegen des Führungsdrahtes. Dies sollte nicht mehr als einige Sekunden dauern.*
- Haben Sie spezielle Wünsche an die Bedieneinheit an sich?
  - *Da der Führungsdraht und der Katheter in Kontakt mit der Bedieneinheit kommen, muss diese entweder komplett sterilisierbar oder (teilweise) als Disposable ausgelegt sein.*
  - *Eine zusätzliche optische Anzeige über Kraft an der Führungsdrahtspitze wäre wünschenswert. Vorschlag: 20 mN bis 30 mN rot, 1 mN bis 20 mN gelb, 0 mN bis 1 mN grün*
- Haben Sie spezielle Wünsche an die Bedienbarkeit?
  - *Ein schnelles Wechseln des Drahtes muss möglich sein, der Draht sollte einfach eingelegt werden können, ein Durchfädeln des Drahtes zum Einlegen in die Bedieneinheit ist eher kritisch und dauert länger. Wünschenswert wäre in diesem Fall eine rein mechanische Funktionsweise.*
  - *Sinnvoll wäre eine Befestigung am Bein des Patienten, so dass dessen Bewegungen relativ zum Port ausgeglichen werden. In diesem Fall sollte man scharfe Kanten an dem Gerät vermeiden.*
- Welche Abmessungen und welches Gewicht sollte das Geräte haben?  
*Da die Bedieneinheit am Bein montiert werden sollte, darf der Patient durch das Gewicht und die Abmessungen nicht merklich behindert werden. Vorschlag wäre ein Gewicht von max. 1 kg (wie ein Perfusor), besser 500 g sowie äußere Abmessungen von etwa 15 x 10 x 6 cm<sup>3</sup>.*
- Was sollte im Fall eines Defektes der Gerätes passieren?  
*Ein optisches Signal zur Benachrichtigung über den Ausfall wäre ausreichend. Wichtig ist, dass der Führungsdraht in diesem Fall aus der Bedieneinheit entfernt werden kann. Ein mechanischer Hebel zum Öffnen des Gerätes wäre einem elektronischen Vorzuziehen.*

### **A.3.2 Prof. Doenecke und Prof. Werner**

Am 31.01.2007 fand ein Treffen mit Herrn Prof. Doenecke und Herrn Prof. Werner am Klinikum Darmstadt statt. Weitere Anwesende waren Herr Prof. Werthschützky, sowie die Mitarbeiter des HapCath-Projektes Stephanie Sindlinger, Thorsten Kern und Thorsten Meiss. Ziel

des Treffens war die Vorstellung des aktuellen Stands des Projekts sowie die Erläuterung weiterer Einsatzmöglichkeiten des HapCath Projekts. Die Ergebnisse des Treffens in Bezug auf die Anforderungsermittlung sind im Folgenden stichpunktartig aufgeführt.

Herr Prof. Werner sieht den Einsatz des haptischen Feedbacks vor allem in Problemfällen als sinnvoll an. Folgende Anwendungsbeispiele ergeben sich:

- Gefäßwiedereröffnungen (ca. 15 %)  
Für diese Anwendung werden andere Führungsdrähte als zu einer üblichen Katheterisierung eingesetzt. Aktuell sind dies die folgenden Typen: Standard Universal von BMW gewickelt (Standarddraht), Asari Conviencia und Asari Mircale. Beide Drähte der Firma Asari besitzen einen durchgehenden Kern und haben so eine bessere Übertragung des Drehmomentes als andere Drähte.
- komplexe Morphologien (bis zu 30 %)
- frischer Infarkt, um die Verschlussart (Unterscheidung thrombotischer und chronischer Verschluss) unterscheiden zu können
- Bei Gefäßabzweigungen und bei der Stentplatzierung könnte die taktile Information sinnvoll sein (Prof. Doenecke), Herr Prof. Werner sieht dies eher kritisch
- Abtastung der Gefäßinnenwände bzw. der Plaques  
Aufgrund der Plaquestabilität werden derzeit bildgebende Verfahren eingesetzt: Die bildliche Darstellung der Gefäßwände erfolgt mittels intravasculärem Ultraschall, was ein Abbild des gesamten Gefäßbaumes ermöglicht. Beispiel: Vulcano-System, Firma Boston Scientific (1989).  
Die Abtastung wird von Prof. Werner kritisch gesehen, es sei kein realistisches Verfahren und nicht als Zusatzinformation notwendig.
- Standardfälle stellen kein Problem für den Kardiologen dar. Der Draht ist innerhalb weniger Sekunden platziert. Die Durchleuchtung ist aufgrund der geringen Dosen moderner Röntengeräte kein Problem. Herr Prof. Werner sieht den Einsatz des HapCath Systems in Standardfällen als nicht erforderlich an.

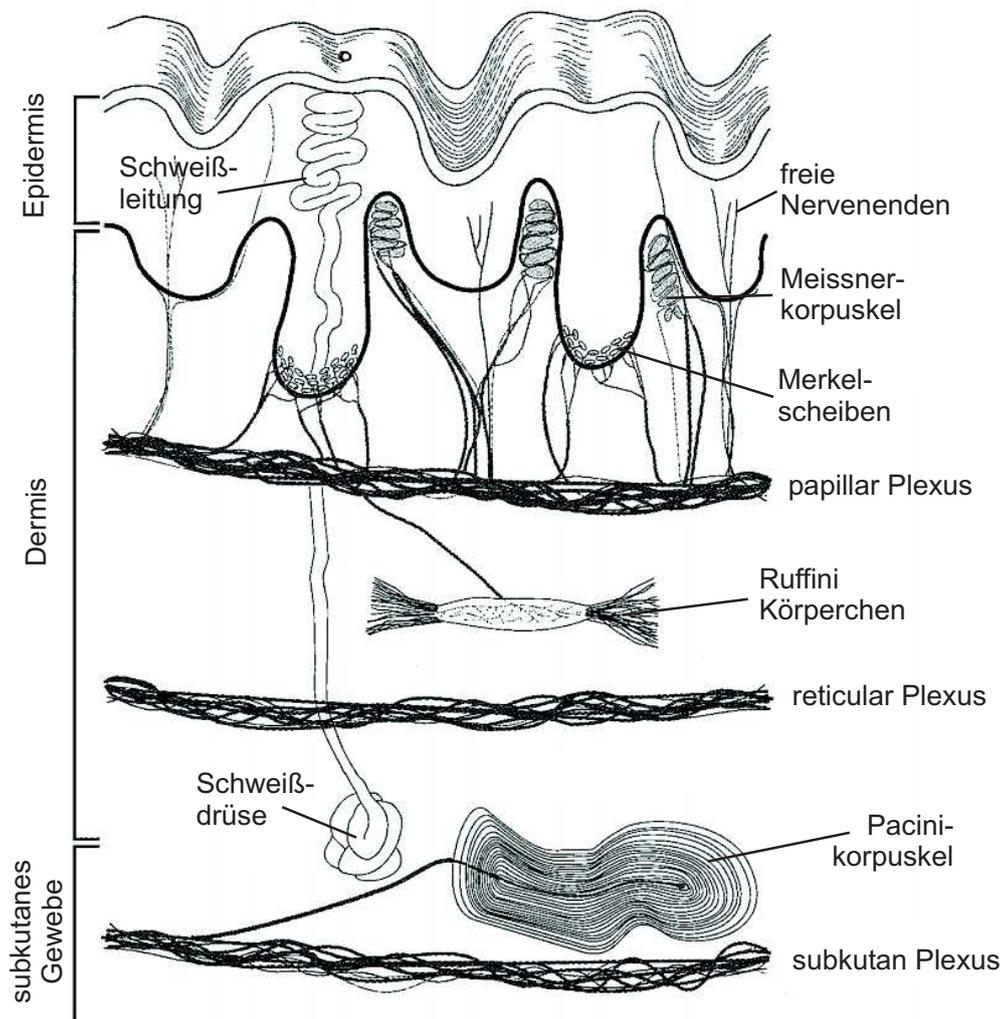
## B Die haptische Wahrnehmung des Menschen

Die Wahrnehmung ermöglicht dem Menschen die Aufnahme von Informationen über seine Umwelt und über sich selbst. Spezielle Organe des Menschen reagieren auf physikalische und chemische Reize. Die haptische Wahrnehmung unterscheidet sich dabei von den anderen Sinneskanälen. Die Rezeptoren für das Sehen, Hören, Riechen und Schmecken befinden sich in den klar abgegrenzten Organen Augen, Ohren, Nase und Zunge. Rezeptoren der haptischen Wahrnehmung sind über den ganzen Körper verteilt. Zudem findet bei der visuellen und auditiven Wahrnehmung ein unidirektionaler Energiefluss von der Umwelt zu dem Menschen statt. Diese Reize lassen sich durch technische Geräte gezielt und einfach stimulieren. Der Energiefluss kann aufgezeichnet, künstlich generiert und dem Menschen dargeboten werden. Die haptische Wahrnehmung zeichnet sich durch einen bidirektionalen Energiefluss aus. Man kann nicht ertasten, ohne es zu berühren. Dabei wird mechanische Energie vom Menschen zum Objekt geleitet, jedoch auch vom erfassten Objekt zum Menschen zurückreflektiert. Die Wahrnehmung ist folglich einer „Veränderung“ der Umwelt gleichzusetzen. Die haptische Wahrnehmung wird häufig als der komplexeste menschliche Sinn bezeichnet [38].

Die Rezeptoren der haptischen taktilen Wahrnehmung sitzen in der Haut. Da sie auf mechanische Reize reagieren, werden sie auch *Mechanorezeptoren* genannt. Die Mechanorezeptoren sind in vier Rezeptortypen einteilbar: SA-I, SA-II, RA-I und RA-II. SA und RA stehen für *Slowly* bzw. *Rapidly Adapting* und deutet auf unterschiedlich schnelles Adaptionsverhalten hin. Langsam adaptierende Sinneszellen reagieren auf einen solchen Reiz deutlich länger als eine schnell adaptierende Zelle. Die römischen Ziffern I und II beschreiben die Größe des Gebietes, in welchem ein Rezeptor auf einen Reiz reagiert.

SA-Rezeptoren reagieren auf annähernd statische Reize mit Frequenzen bis zu 10 Hz. Sie sind somit Indikatoren für die Intensität der Reize. Merkscheiben (SA-I) sind für Reize senkrecht zur Hautoberfläche sensibel, Ruffini-Körperchen (SA-II) für Dehnung der Haut. RA-Rezeptoren sprechen nicht auf statischen Dehnungen oder Auslenkungen der Haut, sondern auf deren dynamische Veränderung. Meissner-Körperchen (RA-I) reagieren als Geschwindigkeitssensoren, Pacini-Körperchen zeigen die Beschleunigung an [38].

Abbildung B.1 stellt einen schematischen Querschnitt durch die menschliche Haut an der Fingerspitze dar [134]. Die Lage der Mechanorezeptoren in der Haut ist gekennzeichnet.



**Abb. B.1:** Schematischer Aufbau der menschlichen Haut am Finger.  
*Gekennzeichnet ist die Lage der Rezeptortypen [134].*

In Tabelle B.1 sind die Kennwerte der Rezeptortypen der menschlichen Haut zusammengefasst.

**Tabelle B.1:** Kennwerte der verschiedenen Rezeptortypen der menschlichen Haut [134, 38].

| Rezeptortyp                                       | Merkel (SA-I)                    | Meissner (RA-I)            | Pacini (RA-II)                        | Ruffini (SA-II)                     |
|---|----------------------------------|----------------------------|---------------------------------------|-------------------------------------|
| Ort   | Tip of epidermal sweat ridges    | dermale Papille            | Dermis und Unterhautgewebe            | Dermis                              |
| Funktion  | Intensitäts-Sensor               | Geschwindigkeitssensor     | Beschleunigungssensor                 | Intensitäts-Sensor                  |
| Wahrnehmung von                                   | Form und Textur                  | Bewegung, Griffsituationen | entfernte Ereignisse über Vibrationen | Tangentialkräfte, Bewegungsrichtung |
| wirkungsvolle Reize                               | Kanten, Punkte, Ecken, Wölbungen | Bewegung der Haut          | Vibrationen                           | Dehnung der Haut                    |
| Antwort auf ununterbrochene Reizung               | langsame Anpassung               | keine                      | keine                                 | langsame Anpassung                  |
| Frequenzbereich                                   | 0-10 Hz                          | 1-300 Hz                   | 5-1000 Hz                             | 0-10 Hz                             |
| Durchmesser des Axons                             | 7-11 $\mu\text{m}$               | 6-12 $\mu\text{m}$         | 6-12 $\mu\text{m}$                    | 6-12 $\mu\text{m}$                  |
| Geschwindigkeit der Reizleitung                   | 46-65 m/s                        | 35-70 m/s                  | 35-70 m/s                             | 35-70 m/s                           |
| max. Empfindlichkeit                              | 5 Hz                             | 50 Hz                      | 200 Hz                                | 0,5 Hz                              |
| Schwellwert zur Erkennung einer Vibration (beste) | 8 $\mu\text{m}$                  | 2 $\mu\text{m}$            | 0.01 $\mu\text{m}$                    | 40 $\mu\text{m}$                    |
| mittlerer Schwellwert                             | 30 $\mu\text{m}$                 | 6 $\mu\text{m}$            | 0.08 $\mu\text{m}$                    | 300 $\mu\text{m}$                   |
| rezeptives Feld                                   | 11 mm <sup>2</sup>               | 12 mm <sup>2</sup>         | 100 mm <sup>2</sup>                   | 60 mm <sup>2</sup>                  |
| räumliche Auflösung                               | 0,5 mm                           | 3 mm                       | > 10 mm                               | > 7 mm                              |

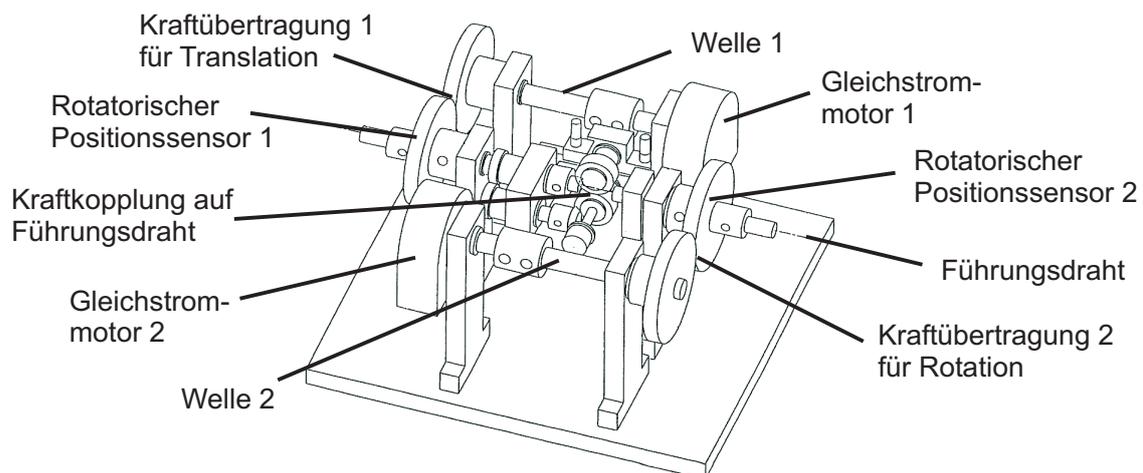


# C Stand der Technik

## C.1 Trainingssysteme für Katheterisierungen

### C.1.1 Interventional Cardiology Training System - Mitsubishi Electric

Die Abbildung C.1 zeigt den Aufbau des *Interventional Cardiology Training Systems (ICTS)* der Firma Mitsubishi Electric [59, 60].



**Abb. C.1:** Aufbau des Funktionsmusters ICTS der Firma Mitsubishi Electric [60].

Als Antrieb werden zwei Gleichstrommotoren eingesetzt. Das System ist in den beiden äußeren Bereichen symmetrisch aufgebaut. Die Aktoren treiben je eine Welle an. Ein Getriebe überträgt die rotatorische Bewegung in den mittleren Teil des Systems. Der Motor 1 erzeugt nach drei weiteren Getriebestufen eine Kraftwirkung in longitudinaler Richtung auf den Führungsdraht. Der Motor 2 erzeugt eine rotatorische Drehmomentwirkung. Es ist möglich, die haptische Kraft- und Drehmomentwirkung unabhängig voneinander auf den Draht zu koppeln. Um eine gleichzeitige haptische Wirkung auf Führungsdraht und Katheter zu ermöglichen, werden mehrere der oben gezeigten Module hintereinandergeschaltet.

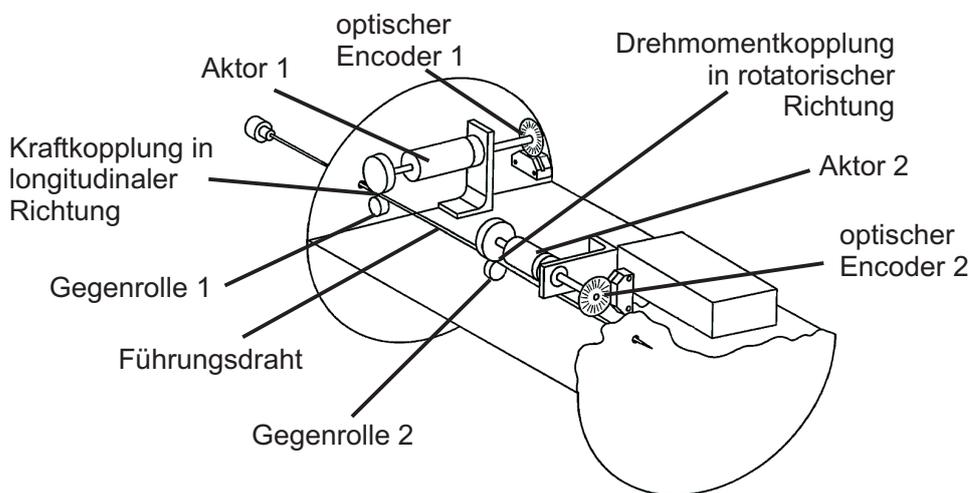
Die Position der Aktoren wird über in den Motoren integrierte Sensoren erfasst. Zusätzlich sind in den zwei Getrieben optische Encoder integriert. Sie erfassen die Eigenbewegung des

Drahtes bei einer Translation und einer Rotation durch den Kardiologen. Die Differenz der Signale aus dem Motor und den optischen Encodern ergibt die haptische Kraftwirkung auf den Draht.

### C.1.2 Cathlab VR - Immersion Group

Ein weiteres kommerziell erhältliches System ist das *CatSim AccuTouch* der Firma Immersion Group [65, 66].

Der Führungsdraht wird über Schritt- oder Servomotoren beschleunigt. Die Kraft und das Drehmoment werden durch zwei Aktoren erzeugt und können separat auf den Draht gekoppelt werden. Die Bewegung des Drahtes wird auf zwei Gegenrollen übertragen. Wird der Draht durch den Kardiologen oder die Aktoren bewegt, werden die Umdrehungen der Gegenrollen um die eigene Achse gezählt. An den Achsen der zwei Aktoren sind zusätzlich zwei optische Encoder montiert. Sie ermitteln die durch die Aktoren erzeugte Kraft und das Drehmoment. Die tatsächliche Kraft- und Drehmomentwirkung auf den Draht kann aus dem Vergleich der Signale der Gegenrollen und der optischen Encoder berechnet werden.

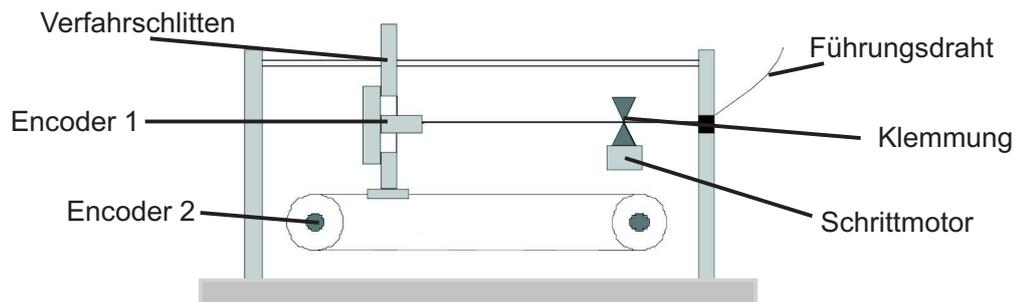


**Abb. C.2:** Funktionsmuster des CatSim AccuTouch der Firma Immersion Group [66].

Ein Anwender in der Industrie ist die Firma Reachin Medical Technologies aus Schweden, die Software für simulierte Operationszenarien programmiert.

### C.1.3 ICard - Kent Ridge Digital Labs und National Heart Center Singapore

Im Gegensatz zu den oben vorgestellten Systemen ist in dem System *ICard* [62] des Kent Ridge Digital Labs und des National Heart Centers Singapore ein anderer Ansatz realisiert.



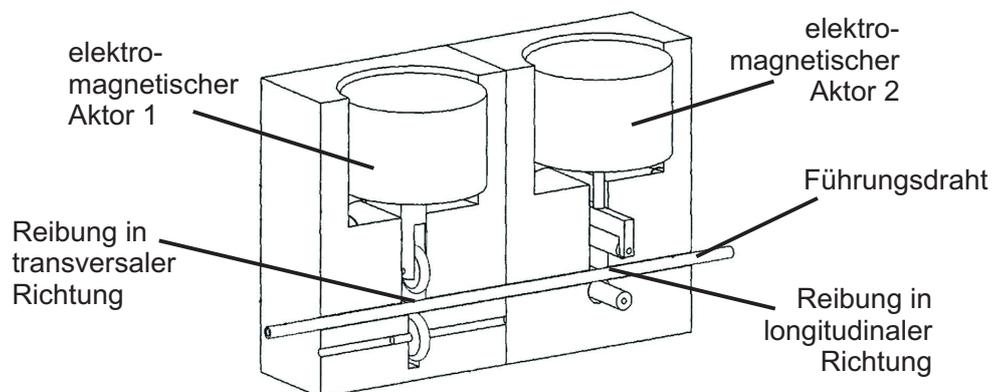
**Abb. C.3:** Aufbau des ICard Systems [62].

Der Führungsdraht ist an seinem Ende fest eingeklemmt. Der Draht kann mittels eines linear gelagerten Verfahrsschlittens in longitudinaler Richtung bewegt werden. Die mögliche Bewegung des Drahtes ist in translatorischer Richtung auf 500 mm beschränkt. Zur Erzeugung des haptischen Feedbacks wird keine Kraft aktiv auf den Draht gekoppelt. Stattdessen wird die bei Bewegung des Drahtes auftretende Reibung über eine Klemmung mit Hilfe eines Schrittmotors variiert. Zwei Inkrementalgeber erfassen die Bewegung des Drahtes. Die Linearbewegung des Drahtes wird auf ein Seilzugsystem übertragen und von Encoder 2 erfasst. Die rotatorische Bewegung wird von Encoder 1 zwischen Führungsdraht und Verfahrsschlitten erfasst. Das Verhalten des Führungsdrahtes während der Navigation in den Gefäßen wird mittels FEM-Simulation dem Anwender in Echtzeit auf Monitoren dargestellt. Dazu sind Daten verschiedener Hersteller von Führungsdrahten vorhanden.

Ebenfalls ein Klemmprinzip ist in der Patentanmeldung der Firma Colorado Medical Simulators [135] zu finden. Zur Erzeugung der haptischen Kraftwirkung wird eine Kraft auf den Führungsdraht gekoppelt. Das Ende des Drahtes ist fest auf einem Schlitten fixiert. Servomotoren bewegen den Schlitten über ein Seilzugsystem in axialer Richtung. Endanschläge begrenzen die Bewegung des Schlittens. Dieses Prinzip liegt nur als Patentanmeldung vor, eine Umsetzung in die Praxis konnte nicht ermittelt werden. Der Anmelder des Patentes ist auch nicht mehr auf dem aktuellen Markt vertreten.

### C.1.4 Catheter Haptic Port - Xitact und Mentice

Der Aufbau des *Catheter Haptic Ports (CHP)* der Firma Xitact Medical Solutions ist in Abbildung C.4 dargestellt [67, 68, 69]. Ähnlich dem System ICard wird zur Erzeugung des haptischen Feedbacks keine aktive Kraftwirkung erzeugt, sondern die Reibung beim Vorschieben oder Drehen des Führungsdrahtes um die eigene Achse variiert. Elektromagnetische Aktoren ermöglichen eine variable Anpresskraft der Reibräder. Es werden zwei Module hintereinandergeschaltet eingesetzt, um die Reibung in longitudinaler und rotatorischer Richtung separat einstellen zu können. Die Bewegung des Führungsdrahtes in beide Richtungen wird durch optische Sensoren erfasst. Die Größe der Reibung wird so an die Bewegung des Drahtes angepasst.



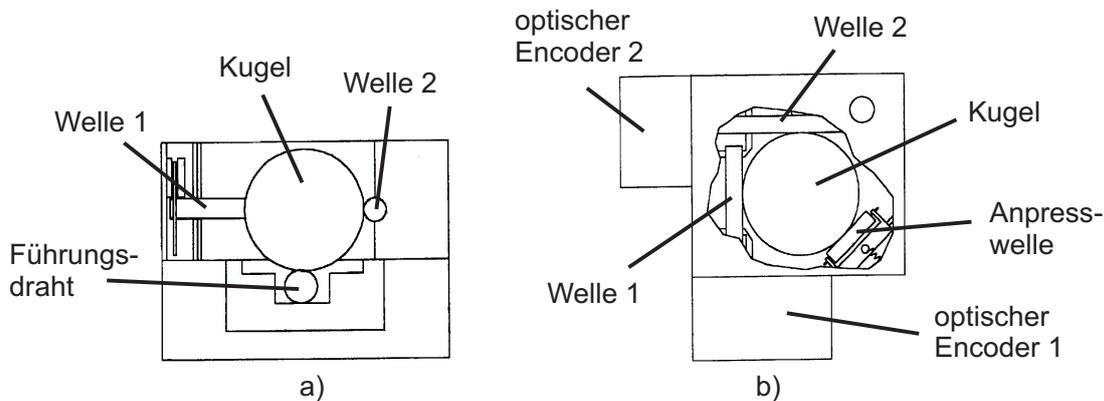
**Abb. C.4:** Aufbau des Catheter Haptic Port der Firma Xitact [61].

Das Startup Unternehmen Xitact S.A. gehört zu der Firma Mentice, einem der führenden Hersteller medizintechnischer Produkte. Hier wird das Trainingssystem *Procedicus VIST* (Vascular Intervention Simulation Trainer) für Katheterisierungen als Komplettsystem angeboten [70]. Die Kraftwirkung wird auf Führungsdrähte und Katheter mit einem Durchmesser zwischen 1 und 8 F ausgeübt. Als Operationswerkzeuge stehen Ballonkatheter, Stents, die Kontrastmittelabgabe und die Kontrolle des virtuellen C-Arms zur Verfügung. Zudem wird die Operationsumgebung als simulierte Angiokardiographie auf einem Monitor dargestellt. Der *Procedicus VIST* kann auch für die Simulation endoskopischer Eingriffe eingesetzt werden [67]

### C.1.5 Bertec

Ein alternatives Prinzip der Kraftkopplung hat die Firma Bertec Cooperation zum Patent angemeldet [71] (s. Abb C.5). Zwei elektrodynamische Aktoren treiben über je eine Welle eine

Kugel an. Die Aktoren sind um  $90^\circ$  versetzt montiert. Eine um  $45^\circ$  gedrehte Welle drückt über ein Federelement die Kugel an die zwei Wellen. Der Führungsdraht ist in der dritten Raumbene positioniert. Optische Encoder an den Enden der zwei Antriebswellen bestimmen die aktuelle Position der Kugel.



**Abb. C.5:** Aufbau des Kraftkopplungsprinzips der Firma Bertec [71].

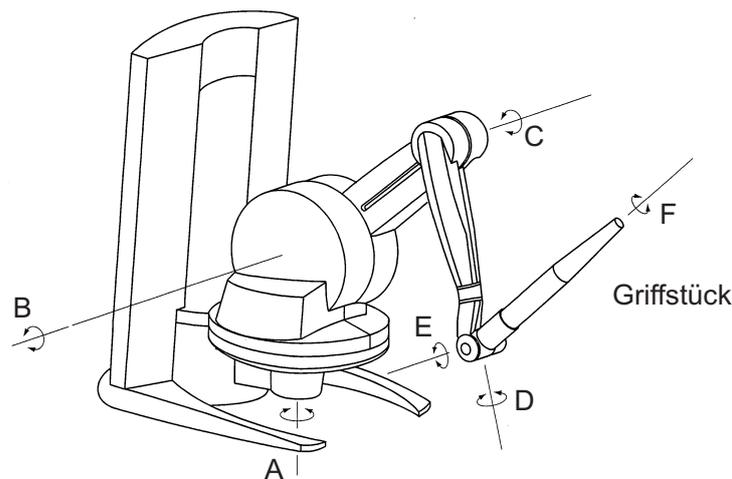
*a) Ansicht von vorne, b) Ansicht von oben. Die Motoren sind nicht dargestellt.*

Durch die zwei Aktoren ist eine gleichzeitige Kopplung von Translation und Rotation möglich ist. Dieses „Maus-Ball-Prinzip“ hat jedoch in der Praxis keine Umsetzung gefunden. Über die Kraftkopplung mittels der Kugel wird zu jedem Zeitpunkt ein nahezu punktförmiger Kontakt zwischen der Kugel und dem Führungsdraht oder Katheter gewährleistet. Die Lagerung der mechanischen Teile ist sehr aufwändig. Dieses Prinzip besitzt gegenüber den anderen vorgestellten Systemen keinen nennenswerten Vorteil.

## C.2 Universelle haptische Displays

Neben den Trainings- und Assistenzsystemen für Katheterisierungen existieren auch universell einsetzbare haptische Systeme, die kinästhetische Rückwirkungen in drei oder sechs DOF zur Verfügung stellen und an einen beliebigen Einsatzfall angepasst werden können.

In Abbildung C.6 ist der Marktführer der Firma Sensable das *Phantom* [2, 136, 137] dargestellt. Ein frei im Raum beweglicher stiftähnlicher Arm ist über drei Aktoren in allen sechs Freiheitsgraden platzierbar. Die Position und Orientierung des Stiftes wird gemessen (drei Translationen, drei Rotationen). Die Kräfteerzeugung erfolgt mittels elektronisch kommutierter elektrodynamischer Aktoren. Über Hebel- und Seilzüge werden die Kräfte auf die Gelenke übertragen. Das Phantom spricht vor allem die kinästhetische Wahrnehmung der Hand und des Arms an.

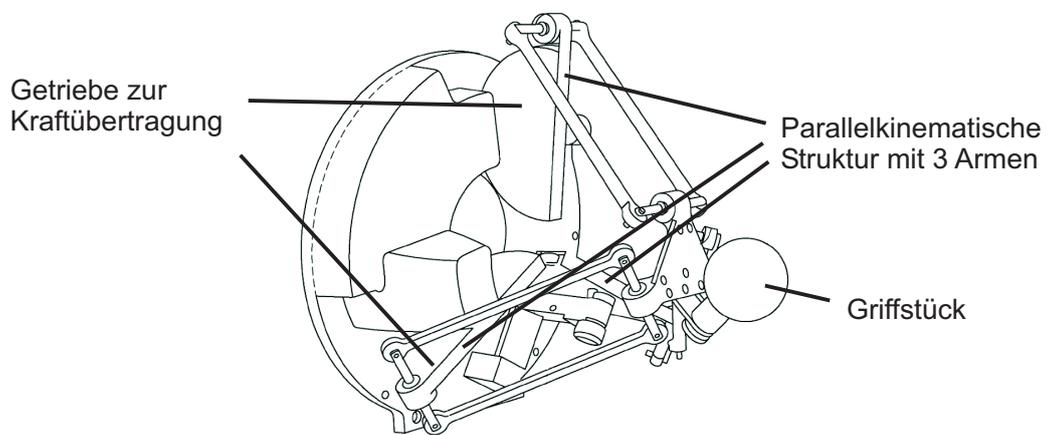


**Abb. C.6:** Aufbau der universellen haptischen Schnittstelle „Phantom“ der Firma Sensable mit sechs DOF [2].

Anwender des Phantoms für ein Display für Katheterisierungen sind z.B. das ICM der Universität Heidelberg und Mannheim mit dem Projekt *CathI - Training System for PTCA - A system closer to reality* [138], das Projekt *Catheter Insertion Simulation with combined visual and haptic feedback* des Center for Advanced Studies, Research and Development in Sardinien [139] oder die Forschergruppe um BASDOGAN [136], die das Phantom für verschiedene medizinische Trainingsumgebungen einsetzen. Weitere Anwender sind unter [140] aufgeführt.

Ein weiteres universelles haptisches Display ist *Delta Haptic Device* der Firma Force Dimensions [3]. Im Gegensatz zu dem Phantom ist das Delta Haptic Device parallelkinematisch aufgebaut. Abbildung C.7 stellt den Aufbau der parallelkinematischen Struktur dar. Das Delta Haptic Device ermöglicht die Kraft- und Drehmomentenerzeugung in allen Raumrichtungen.

Der Aufbau dieser Systeme wird aufgrund ihrer geringen Relevanz für das HapCath System an dieser Stelle nicht weiter vertieft.



**Abb. C.7:** Aufbau der universellen haptischen Schnittstelle „Delta Haptic Device“ der Firma Force Dimensions mit drei oder sechs DOF [3].



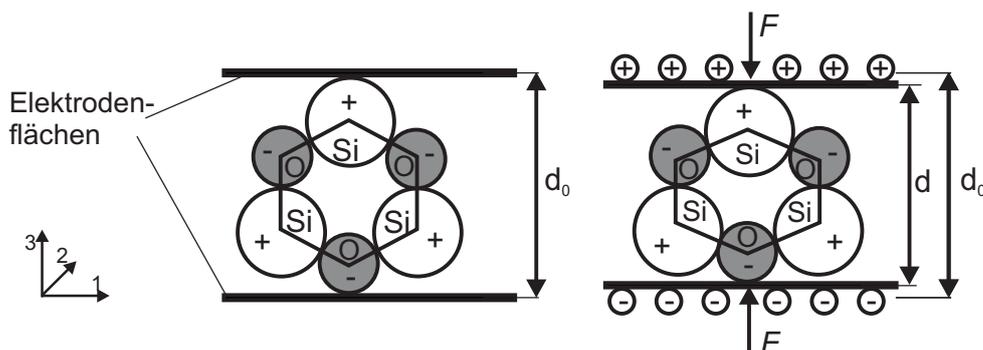
# D Piezoelektrische Aktoren

## D.1 Piezoelektrischer Effekt

Der piezoelektrische Effekt wurde im Jahr 1880 von den Brüdern Jacques und Pierre Curie erstmals entdeckt. Der Begriff leitet sich ab aus dem Griechischen „piedein - piezo“ = „drücken“ [82].

In Abbildung D.1 ist schematisch ein Quarzkristall (chemische Formel:  $\text{SiO}_2$ ) dargestellt. Wirkt auf diesen Kristall eine gerichtete, nur von einer Seite wirkende, Kraft, bilden sich mikroskopische Dipole innerhalb der Elementarzellen durch Verschiebung der Ladungsschwerpunkte aus. Die Aufsummierung aller mikroskopischen Ladungsverschiebungen führt zu einer makroskopisch messbaren elektrischen Spannung. Dieser Effekt wird als der reziproke piezoelektrische Effekt bezeichnet.

Er ist umkehrbar zum direkten piezoelektrischen Effekt. Wird an ein piezoelektrisches Material eine elektrische Spannung angelegt, erfährt das Material abhängig von der Feldstärke eine mechanische Deformation entlang der Kristallrichtung [91, 81].

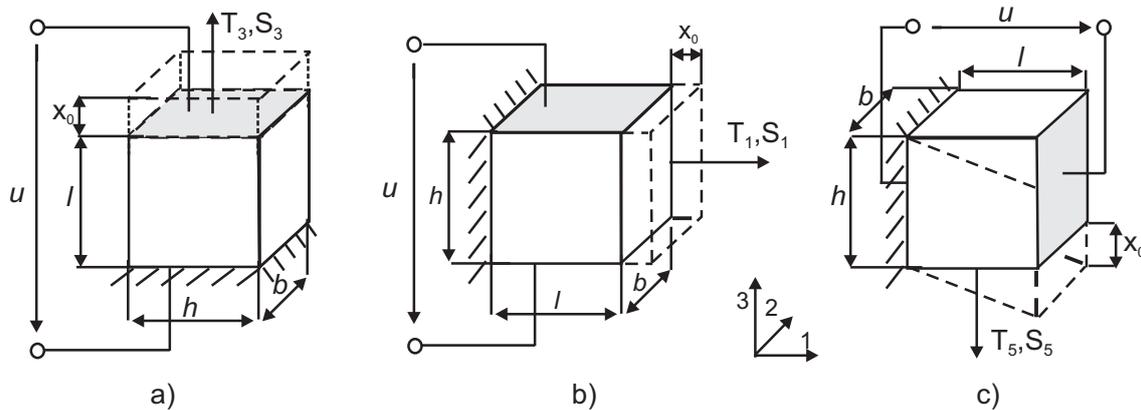


**Abb. D.1:** Schematische Kristallstruktur von Quarz im Grundzustand und unter Belastung [81]

Piezoelektrische Materialien weisen ein anisotropes, d.h. richtungsabhängiges Verhalten auf. Der Effekt ist folglich von der Richtung des steuernden elektrischen Feldes und von der betrachteten Wirkrichtung relativ zur Polarisationsebene abhängig. Zur Beschreibung des anisotropen Verhaltens werden den Effekten Indizes zugeordnet. Zur Indizierung wird

ein kartesisches Koordinatensystem verwendet, dessen Achsen mit 1, 2 und 3 gekennzeichnet sind. Die Polarisationsebene der piezoelektrischen Materialwürfel wird üblicherweise in Richtung der Ebene 3 dargestellt. Die Scherungen an diesen Achsen werden mit 4, 5 und 6 markiert.

In Abbildung D.2 sind die drei piezoelektrischen Teileffekte dargestellt [82].



**Abb. D.2:** Piezoelektrische richtungsabhängige Teileffekte:

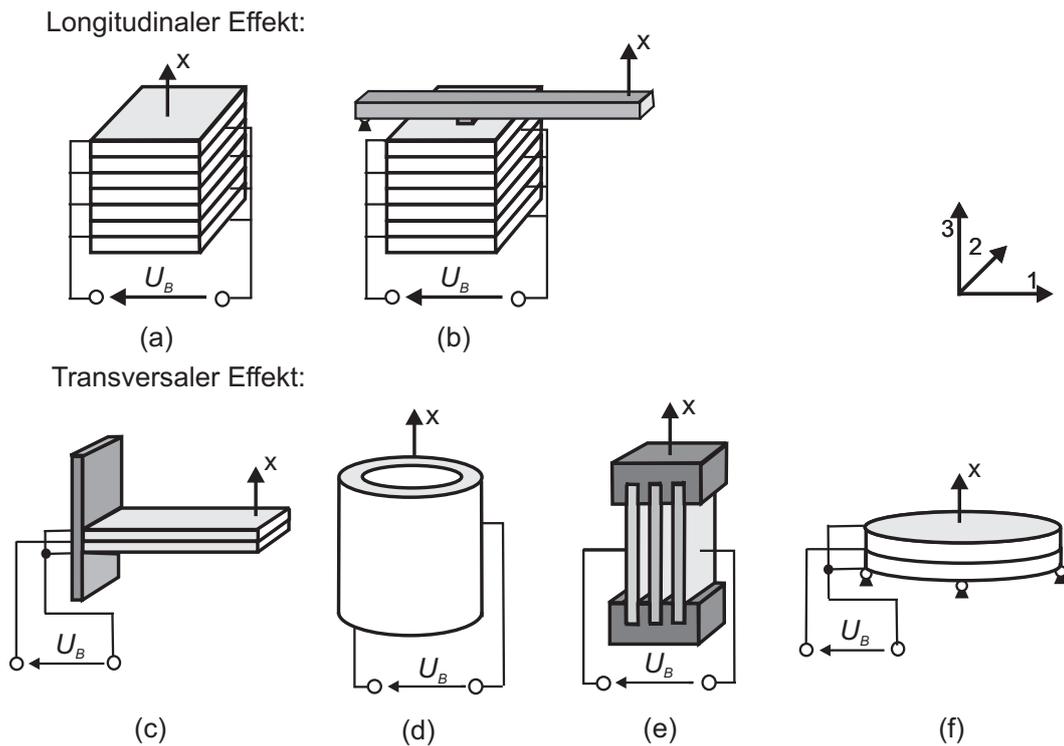
*links longitudinaler Effekt (Dickenschwinger), Mitte transversaler Effekt (Längsschwinger), rechts Schereffekt [81]*

Der *Längseffekt* (auch Longitudinaleffekt genannt) wirkt in der gleichen Richtung wie das angelegte elektrische Feld und der sich in dem Material ausbildenden elektrischen Feldstärke  $E_3$ . Die resultierende mechanischen Spannungen  $T_3$  und Dehnungen  $S_3$  liegen folglich ebenfalls in der Ebene 3. Bei dem *Quereffekt* (oder Transversaleffekt) bilden sich die mechanischen Größen senkrecht zur elektrischen Anregung aus. Auf eine Spannung  $U_3$  mit der elektrischen Feldstärke  $E_3$  folgt die mechanische Spannung  $T_1$  und die Dehnung  $S_1$ . Der *Schereffekt* tritt auf, wenn die elektrische Anregung  $U$  in der Ebene 1 senkrecht zur Polarisationsrichtung angelegt wird. Die resultierenden mechanischen Spannungen treten tangential zur Polarisationsrichtung, also in Scherrichtung auf, und werden mit der Richtung 5 bezeichnet.

## D.2 Bauformen piezoelektrischer Aktoren

Die grundlegenden piezoelektrischen Aktorbauformen sind in Abbildung D.3 zusammengefasst.

*Stapelaktoren* basieren auf dem longitudinalen piezoelektrischen Effekt, dem sog. Längseffekt. Dafür werden mehrere Keramiksichten wechselnder Polarität übereinander gesta-



**Abb. D.3:** Wichtige piezoelektrische Wandlerbauformen unterschieden nach longitudinalem und transversalem Effekt:

*Longitudinaler Effekt:* (a) Stapelaktor, (b) Stapelaktor mit Hebelübersetzung,  
 Längenänderung:  $x = d_{33} \cdot U_B$

*Transversaler Effekt:* (c) Biegeaktor, (d) Tubus, (e) Streifenaktor, (f) Biegescheibe,  
 Längenänderung:  $x = -d_{31} \cdot U_B$  [82]

pelt. Zwischen den Schichten befinden sich Kontaktelektroden zur Ansteuerung. Ein Stapelaktor bildet sehr hohe Haltekräfte bis zu mehreren 10 kN aus. Der mögliche Stellweg ist mit bis zu max. 200  $\mu\text{m}$  im Vergleich zu anderen Bauformen gering. Über eine Hebelanordnung oder Resonatoren wie in Abbildung D.3 (b) kann der Stellweg des Stapelaktors deutlich erhöht werden. Zur Ansteuerung eines Stapelaktors sind hohe Spannungen im Bereich von einigen 100 V notwendig.

*Biegeaktoren* basieren auf dem transversalen piezoelektrischen Effekt, dem sog. Quereffekt. Durch Ausnutzung des Bimorph-Verhaltens kommen sie vor allem dort zum Einsatz, wo hohe Stellwege gefordert sind. Die Verwendung des Quereffekts zeichnet sich durch mögliche geringe Steuerspannungen aus [91, 82]. Durch die realisierbaren geringen Keramik-Schichtdicken senkrecht zur Feldstärke lassen sich bei geeigneter Wahl der Geometrie verhältnismäßig große Stellwege erzielen. Weitere Bauformen, die den Quereffekt

nutzen, sind z.B. ein tubusförmiger Aktor, der Streifenaktor oder die Biegescheibe in Abbildung D.3 (d) bis (f). Aufgrund ihrer Bauform sind die Eigenschaften dieser Aktoren ähnlich denen der den Längseffekt ausnutzenden Aktoren: Die erreichbaren Stellwege sind mit ca.  $50\ \mu\text{m}$  deutlich geringer, während deutlich höhere Stellkräfte als bei dem Biegewandler erreichbar sind.

Der *Schereffekt* wird in der Antriebstechnik selten eingesetzt. Obwohl er etwa doppelt so hohe Ladungsmodule und Kopplungsfaktor wie der Quereffekt besitzt und es zudem möglich ist, durch die Auslegung des Verhältnisses Länge / Dicke ( $l/h$ ) die Auslenkung  $x_0$  im Leerlauf (Auslenkung ohne äußere Last) zu steigern, wird die Klemmkraft  $F_K$  jedoch nicht beeinflusst.

In Tabelle D.1 sind die Eigenschaften der verschiedenen typischen Bauformen zusammengefasst. Dargestellt sind typische Stellwege, Stellkräfte und Betriebsspannungen.

**Tabelle D.1:** Eigenschaften typischer piezoelektrischer Aktorbauformen [82].

| Standardbauformen           | Stapel                                 | Stapel mit Hebel                       | Biegewandler                  | Streifen                | Tubus                   | Biegescheibe             |
|-----------------------------|--|--|-------------------------------|-------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Typische Stellwege          | 20..200 $\mu\text{m}$                  | $\leq$<br>1.000 $\mu\text{m}$          | $\leq$<br>1.000 $\mu\text{m}$ | $\leq$ 50 $\mu\text{m}$ | $\leq$ 50 $\mu\text{m}$ | $\leq$ 500 $\mu\text{m}$ |
| Typische Stellkräfte        | $\leq$ 30.000 N                        | $\leq$ 3.500 N                         | $\leq$ 5 N                    | $\leq$ 1000 N           | $\leq$ 1000 N           | $\leq$ 40 N              |
| Typische Betriebsspannungen | 60..200 V<br>200..500 V<br>500..1000 V | 60..200 V<br>200..500 V<br>500..1000 V | 10...400 V                    | 60..500 V               | 120..1000 V             | 10..500 V                |

### D.3 Piezoelektrische Aktoren in haptischen Systemen

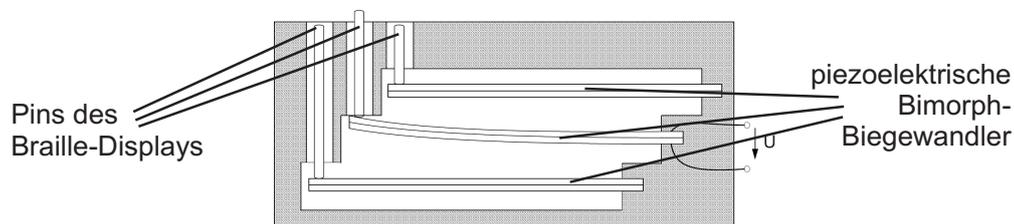
In haptischen Displays werden aufgrund ihrer einfachen Regelbarkeit häufig elektronisch kommutierte Gleichstromantriebe oder elektromagnetische Schrittantriebe eingesetzt. Die hohe Leistungsdichte piezoelektrischer Aktoren macht diese jedoch für einige Anwendungen in der Haptik interessant.

Der Schwerpunkt des Einsatzes piezoelektrischer Aktoren liegt derzeit auf taktilen Systemen. Für den Aufbau der Systeme ist entscheidend, für welchen Einsatz es betrieben werden soll. Die Bandbreite reicht von makroskopischen Tischaufbauten wie Blindenschrift-Lesesystemen bis zu hin integrierten Systemen, die in mobilen Geräten zum Einsatz kom-

men. Die folgenden Beispiele für taktile Anwendungen sind nach der Richtung der Kraftwirkung auf die Haut des Nutzers untergliedert. Piezoelektrische Systeme in kinästhetischen Systemen werden an dieser Stelle nicht vorgestellt. Diese kann der interessierte Leser in [73, 141] finden.

### D.3.1 Taktile Displays mit senkrechter Penetration

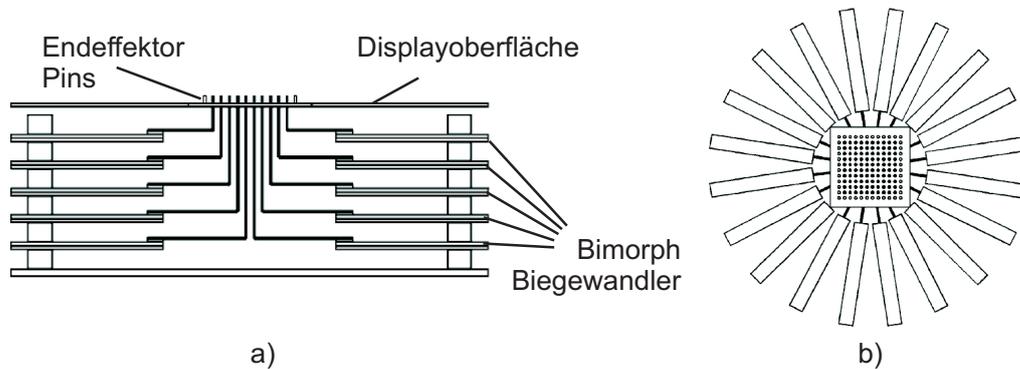
*Braille*-Displays stellen das häufigste Einsatzgebiet taktiler Displays mit senkrechter Penetration dar. Als Braille-Zeichen werden Punktmuster in Form von Erhöhungen aus einer Ebene bezeichnet, die zur Darstellung der Blindenschrift dienen. Durch Ertasten des aus  $2 \times 4$  Bildpunkten bestehenden Kombinationen können 256 Zeichen unterschieden werden. Die Kennwerte eines Braille-Displays sind die Auslenkung von 0,1 bis 1 mm und die Gegenkraft von 200 mN. Seit den 70er Jahren werden elektromagnetische Antriebe durch piezoelektrische Bimorph-Biegeumwandler ersetzt. Diese weisen eine deutlich flachere Form auf und arbeiten leiser und schneller. Bei typischen Ansteuerspannungen von  $\pm 100$  bis 200 V und einem Nennstrom von 300 mA liegt der Energieverbrauch zudem unter dem elektromagnetischer Aktoren. Einen typischen Aufbau eines Braille-Displays zeigt Abbildung D.4. Nachteil dieser Systeme ist das hohe Bauvolumen, das durch die notwendige Wandlerlänge von einigen cm hervorgerufen wird [73].



**Abb. D.4:** Schematischer Aufbau eines Braille-Displays mit piezoelektrischen Biegeaktoren [73]

*Vibrotaktile*-Displays stellen eine weitere Form taktiler Displays dar. Im Gegensatz zu Braille-Displays vermitteln sie dem Nutzer keine Form. Die Hautoberfläche wird in Schwingungen versetzt, was bei geringeren Amplituden der Auslenkungen zu einem vergleichbaren Gefühlseindruck führt. Der Aufbau vibrotaktile Displays entspricht grundlegend dem von Braille-Displays, die zu einer  $n \times n$  Matrix erweitert und dynamisch angeregt werden. Das erzeugte taktile Bild wird nicht von der Eindringtiefe der Penetration erzeugt, sondern von der Amplitude der Schwingung. Die Ansteuerfrequenz spielt zudem eine wesentliche Rolle, da wie in Abschnitt 2.1.1 auf Seite 14 gezeigt die Kraftwahrnehmung frequenzabhängig ist. Ein System zur Untersuchung der vibrotaktile Wahrnehmung ist in Abbildung D.5 dargestellt. Es besteht aus 100 einzeln ansteuerbaren Pins. In einem Kreis um die Simulatoberfläche sind

20 piezoelektrische Bimorph-Elemente in insgesamt fünf Lagen übereinander angeordnet. Die Pins haben einen Durchmesser von 0,6 mm und sind im Abstand von jeweils 1 mm zueinander angeordnet. Im Ruhezustand ragen sie 1 mm aus der Oberfläche heraus und werden bei einer maximalen Spannung von  $\pm 85$  V um  $\pm 85$   $\mu$ m ausgelenkt. Die Ansteuerfrequenz liegt zwischen 20 und 400 Hz angesteuert [73].



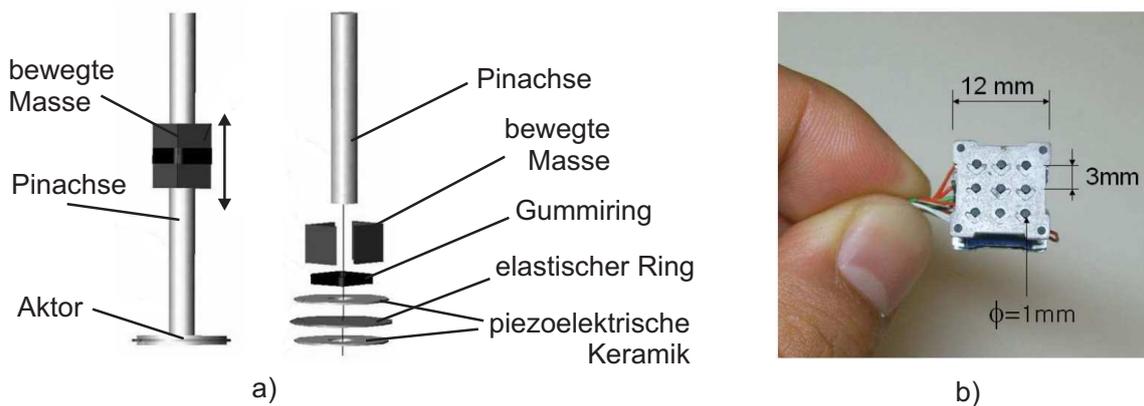
**Abb. D.5:** Schematischer Aufbau des 100-Pin Arrays [142].

*a) Seitenansicht, b) Ansicht von oben*

Der *Ubi-Pen* stellt eines der am höchsten integrierten taktilen Systeme dar. In einem Stift ist sowohl ein Vibrationsmotor als auch ein taktiler Display integriert. Der Aufbau eines Pins des taktilen Displays ist in Abbildung D.6 a) dargestellt. Er basiert auf dem TULA35 [143]. Zwei piezoelektrische Elemente werden zu einer Schwingung angeregt, die sich auf die Achse überträgt. Wird eine langsame Schwingung angeregt, wird das bewegte Element ähnlich dem Inchworm-Prinzip mitgeführt. Bei einer schnellen Schwingung werden die Reibkräfte überwunden und das bewegte Element verharrt an der jeweiligen Position. Der Aktor hat einen Durchmesser von 4 mm und eine Höhe von 0,5 mm. Die Pinachse weist eine Länge von 15 mm und einen Durchmesser von 1 mm auf.

Die einzelnen Pins sind in einem Braille-Display (in Abbildung D.6 b) dargestellt) montiert. Bemerkenswert ist die geringe Größe des Aufbaus. Die Abmessung der äußeren Kanten beträgt 12 mm, die einzelnen Pins sind mit einem Abstand von 3 mm zueinander angeordnet. Alle Antriebe sind somit auf einer Fläche von 1,44 cm<sup>2</sup> integriert. Das Gewicht der kompletten Einheit beträgt 2,5 g. Wird der maximale Stellweg von 1 mm genutzt, kann eine Bandbreite von 20 Hz erreicht werden [143].

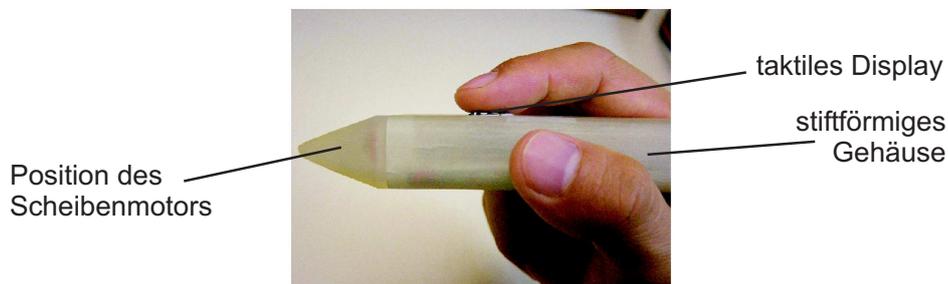
Die Integration des taktilen Displays in den Stift ist in Abbildung D.7 dargestellt. Zusätzlich ist ein Vibrationsmotor an der Spitze des Ubi-Pens integriert. Mit dem Ubi-Pen lassen sich sowohl Oberflächenstrukturen wie die Oberflächenrauheit als auch Hindernisse oder extreme Unebenheiten wiedergeben. Dafür werden Vibrationen mit den taktilen Informationen überlagert. Auf einer druckempfindlichen Oberfläche wie einem Touch-Panel kann ein dort



**Abb. D.6:** Tactiles Display des Ubi-Pen [143].

*a) Aufbau eines Pins basierend auf dem TULA35, b) Pins integriert im taktilen Display*

dargestelltes Bild taktil auf den Finger des Nutzers übertragen werden. Das Bild wird hinsichtlich seiner Grauwerte ausgewertet und in unterschiedlich weit ausgelenkte Pins umgewandelt. In Tests zur Wiedererkennung unterschiedlich dargestellter Informationen konnte bei ungeübten Nutzern eine durchschnittliche Wiedererkennung von 80 % erreicht werden [144].



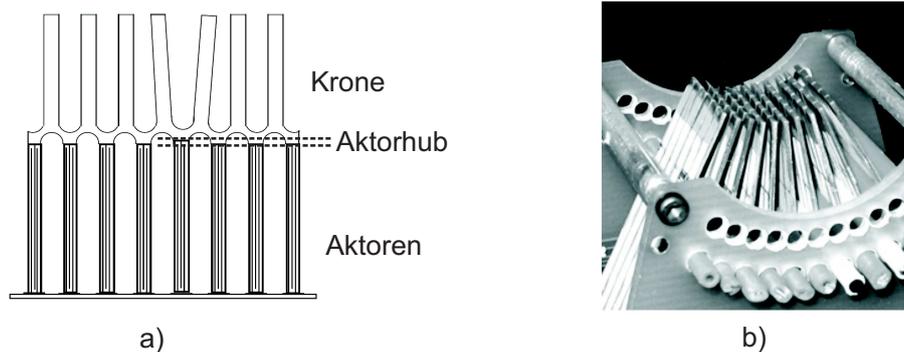
**Abb. D.7:** Integration der Komponenten in den Ubi-Pen [145].

### D.3.2 Taktile Displays mit lateraler Penetration

Neben der taktilen Penetration senkrecht zur Hautoberfläche existieren Systeme, die eine Kraftwirkung lateral auf die Hautoberfläche aufbringen. Diese Kraftwirkung entspricht der in dem HapCath Projekt. Systeme mit Kraftwirkung lateral zur Hautoberfläche werden auch *laterotactile displays* genannt. Man unterscheidet Systeme mit diskreter und mit kontinuierlicher Kraftwirkung.

In Abbildung D.8 sind zwei Systeme mit *diskreter* Kraftwirkung dargestellt. Das eindimensionale Array aus Abbildung D.8 a) besteht aus piezoelektrischen Elementen, die eine

Längsdehnung ausführen. Dies führt zur einer Deformation des passiven Kontaktarmes (hier als „Krone“ bezeichnet). Die Hautoberfläche eines aufgelegten Fingers erfährt eine Dehnung. Diese wird als Kontaktpunkt wahrgenommen [146]. Ein zweidimensionales Display zeigt Abbildung D.8 b). In Untersuchungen konnte nachgewiesen werden, dass eine zweidimensional dargebotenen Dehnung auf der Haut wie in zweidimensionales 6-Punkt Display wahrgenommen wird [147].

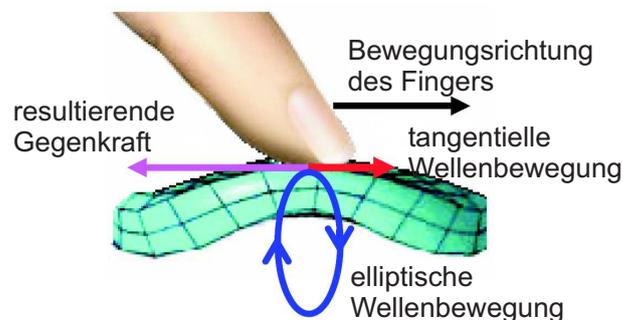


**Abb. D.8:** Systeme zur lateralen Penetration der Hautoberfläche.

a) 1D-Array eines „laterotactile displays“ [146]

b) 2D STReSS<sup>2</sup>-Display [147]

Die Hautoberfläche kann auch *kontinuierlich* angeregt werden. Über einen piezoelektrischen Wanderwellenmotor wie in Abbildung D.9 gezeigt steht dem tastenden Finger eine geschlossene kontinuierliche Bewegung gegenüber. Eigenbewegungen des Fingers wirken sich damit weniger störend auf die haptische Darbietung aus. Wird die Kontaktfläche zur stehenden Welle angeregt, empfindet der Nutzer eine Oberflächenstruktur, bei einer Relativbewegung zwischen Oberfläche und Finger eine Oberflächenrauheit. Dem bewegten Finger kann über eine Änderung der Gestalt der Wanderwelle eine Tastkraftänderung simuliert werden.



**Abb. D.9:** Kontaktfläche zwischen Finger und Wanderwelle [148].

In einem Testaufbau [148] ist ein Stator des Wanderwellenmotors USR60 der Fa. Shinsei eingesetzt. Dieser stellt eine typische Wellengeschwindigkeit von 15 cm/s bei einer Kraft bis zu 2 N zur Verfügung. Durch Veränderung der Wellenform können gleichmäßige und verzögerte Eindrücke erzeugt werden. Weiterhin kann durch die Überlagerung eines niederfrequenten periodischen Signals über die Ultraschall-Vibration das Gefühl einer Oberflächenrauigkeit vermittelt werden.

## D.4 Materialkonstanten ausgewählter Werkstoffe

### D.4.1 Materialkonstanten ausgewählter piezoelektrischer Werkstoffe

**Tabelle D.2:** Materialkonstanten ausgewählter piezoelektrischer Werkstoffe. [149]

| Konstanten   | Quarz                | ZnO    | PZT-4     | PZT-5a    | PIC 155 | C82     | PVDF   |
|--|----------------------|--------|-----------|-----------|---------|---------|--------|
| $d_{33}$ [ $10^{-12}$ /m/V]  | 2,3 ( $d_{11}$ )     | 12,3   | 289       | 374       | 360     | 540     | -27    |
| $d_{31}$ [ $10^{-12}$ /m/V]  | -2,3 ( $-d_{11}$ )   | -5,1   | -123      | -171      | -165    | -260    | 20     |
| $e_{33}$ [A s/m <sup>2</sup> ]   | 0,181 ( $e_{11}$ )   | 1,7    | 15,1      | 15,8      | 18,3    | 28,1    | 108    |
| $e_{31}$ [A s/m <sup>2</sup> ]   | -0,181 ( $-e_{11}$ ) | -2     | -5,2      | -5,4      | -10,6   | -15,4   | -      |
| $s_{33}^E$ [ $10^{-12}$ /m <sup>2</sup> /N]                              | 12,78 ( $s_{11}$ )   | 6,9    | 15,4      | 18,8      | 19,7    | 19,2    | -      |
| $s_{31}^E$ [ $10^{-12}$ /m <sup>2</sup> /N]                              | 12,78 ( $s_{11}$ )   | 7,9    | 12,3      | 16,4      | 15,6    | 16,9    | -      |
| $c_{33}^E$ [ $10^{10}$ /N/m <sup>2</sup> ]                               | 7,83 ( $c_{11}$ )    | 1,4    | 6,5       | 5,3       | 5,1     | 5,2     | -      |
| $c_{31}^E$ [ $10^{10}$ /N/m <sup>2</sup> ]                               | 7,83 ( $c_{11}$ )    | 4,3    | 8,1       | 6,1       | 6,4     | 5,9     | -      |
| $\frac{\epsilon_{33}^T}{\epsilon_0}, \frac{\epsilon_{33}^S}{\epsilon_0}$ | 4,68; 4,68           | 8,2; - | 1300; 635 | 1730; 960 | 1700; - | 3400; - | 12; 12 |
| $\frac{\epsilon_{11}^T}{\epsilon_0}, \frac{\epsilon_{11}^S}{\epsilon_0}$ | 4,52; 4,41           | 8,1; - | 1475; 730 | 1700; 830 | 1500; - | 3100; - | -; -   |
| $k_{33}$   | 0,1 ( $k_1$ )        | 0,23   | 0,7       | 0,71      | 0,69    | 0,72    | 0,20   |
| $k_{31}$   | -                    | 0,05   | 0,33      | 0,34      | 0,35    | 0,36    | 0,15   |
| $\nu_{\text{Curie}}$ [°C]  | 575                  | -      | 328       | 365       | 345     | 190     | 80     |
| $\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]  | 2660                 | 5680   | 7500      | 7500      | 7700    | 7400    | 1790   |

mit  $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} \frac{\text{A s}}{\text{V m}}$

## D.4.2 Materialkonstanten ausgewählter piezomagnetischer Werkstoffe

Tabelle D.3: Materialkonstanten ausgewählter piezomagnetischer Werkstoffe. [149]

| Konstanten                                | Nickel | Alfenol     | Ferroxcube  | Terfenol-D |
|---|--------|-------------|-------------|------------|
| $d_{33}$ [ $10^{-9}$ / m/A]               | -1,5   | -7,1        | -2,5        | 15         |
| $\mu_r$                                   | 20     | 58          | 30...45     | 9,3        |
| $c_{33}$ [ $10^{10}$ / N/m <sup>2</sup> ] | ca. 20 | ca. 14      | 15,1        | 2,5...3,5  |
| $k_{33}$                                  | 0,14   | 0,25...0,31 | 0,15...0,20 | 0,75       |
| $\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]               | 8,8    | 6,5         | 5,35        | 9,25       |
| $\nu_{\text{Curie}}$ [°C]                 | 358    | ca. 500     | 530         | 380        |

Tabelle D.4: Eigenschaften technisch wichtiger piezomagnetischer Werkstoffe. [149]

| Kennwerte                              | Terfenol-D               | MAGMEK 91                | Metglas                  | Ni                     |
|--|--------------------------|--------------------------|--------------------------|------------------------|
| Sättigungsmagneto-<br>striktion $S_S$  | $1,5 \cdot 10^{-3}$      | $0,62 \cdot 10^{-3}$     | $30 \cdot 10^{-6}$       | bis $50 \cdot 10^{-3}$ |
| Sättigungsinduktion<br>$B_S/T$         | 1,0                      | 0,71                     | 1,61                     | 0,61                   |
| Kopplungsfaktor $k$                    | 0,7...0,75               | 0,4                      | 0,9...0,96               | 0,3                    |
| relative Permeabilität $\mu_r$         | 4,5...9,2                | 2,2...4,1                | bis 300.000<br>getempert |                        |
| Curie-Temperatur [°C]                  | 380                      | 380                      | 370                      | 358                    |
| Druckfestigkeit [N/mm <sup>2</sup> ]   | 350...370                | 250                      | 1000                     |                        |
| Zugfestigkeit [N/mm <sup>2</sup> ]     | 28                       | 120                      | 1000                     | 305                    |
| Dichte [kg/m <sup>3</sup> ]            | $9,2 \cdot 10^3$         | $6,8 \cdot 10^3$         | $7,32 \cdot 10^3$        | $8,8 \cdot 10^3$       |
| E-Modul [N/mm <sup>2</sup> ]           | $(2,5...3,5) \cdot 10^4$ | $(1,7...2,2) \cdot 10^4$ | $(5,8..17,5) \cdot 10^4$ | $21,5 \cdot 10^4$      |
| spez. Widerstand                       |                          |                          |                          |                        |
| [ $\Omega$ mm]                         | $6,0 \cdot 10^{-4}$      | 0,6                      | $13,5 \cdot 10^{-4}$     | $0,69 \cdot 10^{-4}$   |
| Wärmeausdehnungs-<br>koeffizient [1/K] | $12,6 \cdot 10^{-6}$     |                          | $5,9 \cdot 10^{-6}$      | $13,3 \cdot 10^{-6}$   |

mit  $\mu = \mu_0 \cdot \mu_r$ ,  $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \frac{\text{Vs}}{\text{Am}}$

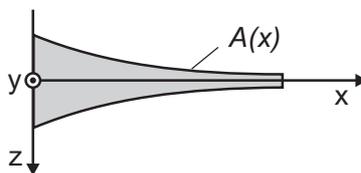
# E Entwurf des piezoelektrischen Aktors

## E.1 Longitudinale Schwingung

An dieser Stelle werden die charakteristischen Gleichungen der Resonatoren mit exponentiell und linear verlaufender Formkurve berechnet.

### E.1.1 Exponentieller Resonator

Die Form des exponentiellen Resonators ist in Abbildung E.1 dargestellt.



**Abb. E.1:** Resonator mit exponentieller Form.

Die Querschnittsfläche  $A(x)$  und deren Ableitung  $A'(x)$  werden durch die Gleichungen

$$A(x) = Ae^{-\lambda x} \quad A'(x) = -\lambda Ae^{-\lambda x} \quad (\text{E.1})$$

beschrieben. Eingesetzt in die Ortsfunktion 4.7 ergibt sich

$$X''(x) - \lambda X'(x) + \beta^2 X(x) = 0 \quad (\text{E.2})$$

eine gewöhnliche Differentialgleichung zweiter Ordnung. Die Komponenten der Matrix  $\mathbf{H}^{l,exp}(x)$  berechnen sich zu [104]:

$$h_{11}^{l,exp}(x) = e^{\frac{\lambda}{2}x} \left[ \cos(K_{exp} \cdot x) - \frac{\lambda}{2K_{exp}} \sin(K_{exp} \cdot x) \right] \quad (E.3)$$

$$h_{12}^{l,exp}(x) = e^{\frac{\lambda}{2}x} \left[ \frac{\sin(K_{exp} \cdot x)}{EA K_{exp}} \right] \quad (E.4)$$

$$h_{21}^{l,exp}(x) = e^{\frac{\lambda}{2}x} \left[ -EA(x) \sin(K_{exp} \cdot x) \left( K_{exp} + \left( \frac{\lambda}{2} \right)^2 \frac{1}{K_{exp}} \right) \right] \quad (E.5)$$

$$h_{22}^{l,exp}(x) = e^{\frac{\lambda}{2}x} \left[ e^{-\lambda x} \left( \cos(K_{exp} \cdot x) + \frac{\lambda}{2K_{exp}} \sin(K_{exp} \cdot x) \right) \right] \quad (E.6)$$

mit

$$K_{exp}^2 = \left| \frac{\lambda^2}{4} - \beta^2 \right| \quad (E.7)$$

Die charakteristische Gleichung des frei schwingenden, exponentiellen Resonators lautet folglich:

$$h_{21}^{l,exp}(x) = e^{\frac{\lambda}{2}x} \left[ -EA(x) \sin(K_{exp} \cdot x) \left( K_{exp} + \left( \frac{\lambda}{2} \right)^2 \frac{1}{K_{exp}} \right) \right] = 0 \quad (E.8)$$

### E.1.2 Linearer Resonator

In Abbildung E.2 ist ein Resonator mit einer linear verjüngenden Querschnittsfläche  $A(x)$  dargestellt.

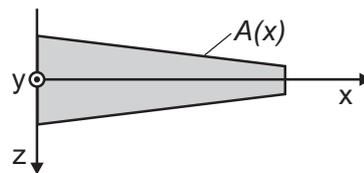


Abb. E.2: Resonator mit linearer Form.

Die Fläche an der Stelle  $A(x)$  berechnet sich aus

$$A(x) = A \left( 1 - \frac{k}{l} x \right) \quad (E.9)$$

Die gewöhnliche Differentialgleichung des Ortes für den linearen Resonator lautet [104]:

$$\left( 1 - \frac{k}{l} x \right) X''(x) - \frac{k}{l} X'(x) + \beta^2 \left( 1 - \frac{k}{l} x \right) X(x) = 0 \quad (E.10)$$

Um die Gleichung lösen zu können, muss sie in die BESSELSche Differentialgleichung umgewandelt werden. Diese lautet [106]

$$x^2 y''(x) + xy'(x) + (x^2 - n^2)y(x) = 0 \quad (\text{E.11})$$

Aus [104] ist eine analytische Lösung der Gleichung (E.10) bekannt. Sie lautet

$$X(x) = C_1 J_0(y) + C_2 Y_0(y) \quad (\text{E.12})$$

$$y = \beta \frac{l}{k} \left( 1 - \frac{k}{l} x \right) \quad (\text{E.13})$$

Die Ausdrücke  $J_0(y)$  und  $Y_0(y)$  sind BESSELSche Funktionen erster und zweiter Art. Aus der Berechnung der Normalkraft  $N(x)$  und des Zustandsvektors  $x_0$  können die Konstanten  $C_1$  und  $C_2$  berechnet werden. Für die Komponenten der Übertragungsmatrix des linearen Resonators folgt [104].

$$h_{11}^{l,lin}(x) = \frac{1}{Y_0 J_1 - J_1 Y_0} (-Y_1 J_0(y) + J_1 Y_0(y)) \quad (\text{E.14})$$

$$h_{12}^{l,lin}(x) = \frac{1}{Y_0 J_1 - J_1 Y_0} \left( \frac{1}{EA(0)\beta} (Y_0 J_0(y) - J_0 Y_0(y)) \right) \quad (\text{E.15})$$

$$h_{21}^{l,lin}(x) = \frac{1}{Y_0 J_1 - J_1 Y_0} (EA(x)\beta (-Y_1 J_1(y) + J_1 Y_1(y))) \quad (\text{E.16})$$

$$h_{22}^{l,lin}(x) = \frac{1}{Y_0 J_1 - J_1 Y_0} \left( \frac{A(x)}{A(0)} (Y_0 J_1 - J_0 Y_1(y)) \right) \quad (\text{E.17})$$

Für den frei schwingenden Resonator gilt die charakteristische Gleichung:

$$h_{12}^{l,lin}(x) = \frac{1}{Y_0 J_1 - J_1 Y_0} \left( \frac{1}{EA(0)\beta} (Y_0 J_0(y) - J_0 Y_0(y)) \right) = 0 \quad (\text{E.18})$$

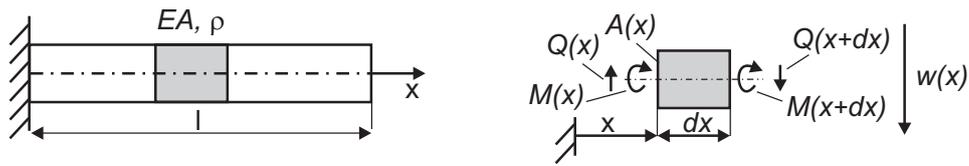
## E.2 Transversale Schwingung

In Abbildung E.3 ist ein Resonatorstück der Länge  $dx$  dargestellt. An ihm greifen die Querkraft  $Q$ , das Biegemoment  $M$ , die transversale Verschiebung  $w(z)$  in  $z$ -Richtung an.  $k_m$  ist ein Maß für die viskose Dämpfung.

Aus der Balkentheorie sind die folgende Zusammenhänge zwischen der transversalen Verschiebung  $w(x)$ , dem Biegemoment  $B(x)$  und dem Flächenträgheitsmoment  $I_y(x)$  bekannt [102, 101]:

$$M_y(x) = -EI_y w''(x) \quad (\text{E.19})$$

$$Q(x) = M'_y(x) = -[EI_y(x) w''(x)]' \quad (\text{E.20})$$



**Abb. E.3:** Einseitig eingespannter homogener Stab und freigeschnittenes Element der Länge  $dx$  [102, 103].

Mit den Gleichungen für das dynamische Kräfte- und Momentengleichgewicht am Resonatorstück aus Abbildung E.3

$$\frac{\partial Q}{\partial x} - \rho A(x) \left( \frac{\partial^2}{\partial t^2} + k_m \frac{\partial w}{\partial t} \right) = 0 \quad (\text{E.21})$$

und

$$Q - \frac{\partial M_y}{\partial x} = 0 \quad (\text{E.22})$$

lässt sich analog zur longitudinalen Schwingungsrichtung das transversale Eigenschwingverhalten durch die allgemeine transversale homogene Wellengleichung beschreiben [104]. Dabei stellt  $B(x)$  die Biegesteifigkeit und  $\mu(x)$  die Massenbelegung dar.

$$\frac{\partial^2}{\partial x^2} \left[ \underbrace{EI_y(x)}_{B(x)} \frac{\partial^2 w(x,t)}{\partial x^2} \right] + \underbrace{\rho A(x)}_{\mu(x)} \left[ \frac{\partial^2 w(x,t)}{\partial t^2} + k \frac{\partial w(x,t)}{\partial t} \right] = 0 \quad (\text{E.23})$$

Nach BERNOULLI wird die Gleichung (E.23) in zwei gewöhnliche Differentialgleichung des Ortes  $W(x)$  und der Zeit  $\Phi(t)$  separiert:

$$w(x,t) = W(x)\Phi(t) \quad (\text{E.24})$$

Für die Ortsfunktion  $W(x)$  und die Zeitfunktion  $\Phi(t)$  bei einem runden Querschnitt  $A(x)$  des Resonators folgen [150, 104]:

$$W^{(4)}(x) + 4 \frac{A'(x)}{A(x)} W^{(3)}(x) + 2 \left[ \left( \frac{A'(x)}{A(x)} \right)^2 + \left( \frac{A''(x)}{A(x)} \right) \right] W''(x) - \left( \frac{\omega}{c} \right)^2 \frac{4\pi}{A(x)} W(x) = 0 \quad (\text{E.25})$$

$$\ddot{\Phi}(t) + k\dot{\Phi}(t) + \omega^2\Phi(t) = 0 \quad (\text{E.26})$$

Im Folgenden wird wie bei der longitudinalen Schwingung die Ortsfunktion zur Ermittlung der Eigenmoden und Eigenfrequenzen betrachtet. Bei der Ortsfunktion der transversalen Schwingung in Gleichung (E.25) handelt es sich um eine lineare Differentialgleichung

mit variablen Koeffizienten vierter Ordnung. Außer der transversalen Auslenkung  $W(x)$  und der Querkraft  $Q(x)$  müssen die Neigung  $W'(x)$  und das Biegemoment  $M(x)$  bei Ermittlung der Randbedingungen berücksichtigt werden.

### E.2.1 Homogener Resonator

Für den Fall des homogenen Resonators mit konstanter Querschnittsfläche  $A$  lautet die gewöhnliche Differentialgleichung

$$W^4(x) - \underbrace{\beta^2 \frac{4\pi}{A(x)}}_{K_h^4} W(x) = 0 \quad (\text{E.27})$$

Der Lösungsansatz für die Differentialgleichung vierter Ordnung lautet [106]

$$W(x) = e^{\tau x} \quad (\text{E.28})$$

Das Einsetzen in Gleichung (E.27) ergibt, dass die Gleichung

$$e^{\tau x} (\tau^4 - K_h^4) = 0 \quad (\text{E.29})$$

nur erfüllt ist, wenn der Klammerinhalt Null wird. Dieser ist die charakteristische Gleichung der Differentialgleichung. Sie ist für  $\tau = \pm jK_h$  und  $\pm K_h$  erfüllt. Die allgemeine Lösung der Gleichung lautet folglich

$$W(x) = C_1 e^{-jK_h x} + C_2 e^{jK_h x} + C_3 e^{-K_h x} + C_4 e^{K_h x} \quad (\text{E.30})$$

Diese ist nach [106] äquivalent zu

$$W(x) = a_1 (\cosh(K_h x) + \cos(K_h x)) + a_2 (\sinh(K_h x) + \sin(K_h x)) + a_3 (\cosh(K_h x) - \cos(K_h x)) + a_4 (\sinh(K_h x) - \sin(K_h x)) \quad (\text{E.31})$$

Die Konstanten  $a_1$  bis  $a_4$  werden über die örtlichen Randbedingungen festgelegt. Da neben der transversalen Auslenkung  $W(x)$  und der Querkraft  $Q(x)$  auch die Neigung  $W'(x)$  und das Biegemoment  $M(x)$  zur Bestimmung der Randbedingungen berücksichtigt werden müssen, besteht die Übertragungsmatrix aus 16 Elementen. Mit Verwendung der Rayleighfunktionen  $R_{1...4}$  (s. Anhang F.1) [78] als Ausdruck für die Kombination von hyperbolischen und trigonometrischen Funktionen und der Biegesteifigkeit  $B$  ergibt sich die Übertragungsmatrix zu [104]

$$\begin{pmatrix} W(x) \\ W'(x) \\ M(x) \\ Q(x) \end{pmatrix} = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} R_1(x) & \frac{R_2(x)}{K_h} & -\frac{R_3(x)}{K_h^2 B} & -\frac{R_4(x)}{K_h^3 B} \\ K_h R_4 & R_1(x) & -\frac{R_2(x)}{K_h B} & -\frac{R_3(x)}{K_h^2 B} \\ -K_h^2 B R_3(x) & -K_h B R_4(x) & R_1(x) & \frac{R_2(x)}{K_h} \\ -K_h^3 B R_2(x) & -K_h^2 B R_3(x) & K_h R_4(x) & R_1(x) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} W(0) \\ W'(0) \\ M(0) \\ Q(0) \end{pmatrix} \quad (\text{E.32})$$

Für den Fall des freien schwingenden Resonators gelten die Randbedingungen  $W''(0) = W'''(0) = 0$  und  $W''(l) = W'''(l) = 0$ . Zur Bestimmung der charakteristischen Gleichung werden die Randbedingungen an der Stelle  $x = l$  in die Matrixgleichungen eingesetzt. Für die charakteristische Gleichung ergibt sich ein homogenes Gleichungssystem:

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} -K_h^2 BR_3(x) & -K_h BR_4(x) \\ -K_h^3 BR_2(x) & -K_h^1 BR_3(x) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} W(0) \\ W'(0) \end{pmatrix} \quad (\text{E.33})$$

Diese Gleichung ist dann für alle  $K_h$  erfüllt, wenn die Determinante der Gleichung gleich Null ist. Für die charakteristische Gleichung des homogenen Resonators folgt [104]:

$$\cosh(K_h l) \cos(K_h l) - 1 = 0 \quad (\text{E.34})$$

Diese besitzt unendlich viele Lösungen für  $K_h$ . Aus den Werten für  $K_h$  können mit

$$f = c \frac{K_h^2}{2\pi} \sqrt{\frac{A}{4\pi}} \quad (\text{E.35})$$

die Eigenfrequenzen berechnet werden. Zur Bestimmung der Eigenmoden wird die Übertragungsmatrix an einer beliebigen Stelle  $x$  aufgestellt und die Randbedingung für  $x = 0$  in den Anfangsvektor eingesetzt. Die sich ergebende  $2 \times 2$  Matrix enthält die Konstanten  $a_1$  und  $a_2$ . Diese werden aus dem Gleichungssystem in Gleichung E.33 berechnet.

Aus [101, 151, 91] ist eine Lösung für einen Resonator mit konstanter Querschnittsfläche bekannt. Die Verschiebungsfunktion  $W(x)$  für den homogenen frei schwingenden Resonator lautet:

$$W(x) = \frac{1}{2} [\cosh(K_h(x)) + \cos(K_h(x))] W_0 - \frac{1}{2} \left[ \frac{\cosh(K_h l) - \cos(k_h l)}{\sinh(K_h l) - \sin(K_h l)} [\sinh(K_h x) + \sin(K_h x)] \right] W_0 \quad (\text{E.36})$$

## E.2.2 Stufenförmiger Resonator

Wie in Abschnitt 4.3.2 erläutert, wird der stufenförmige Resonator abschnittsweise als homogener Resonator betrachtet. Die abschnittsweise definierten Matrizen besitzen an der Stelle der Flächenänderung den gleichen Zustandsvektor. Die allgemeinen Matrixgleichungen lauten folglich analog zu Gleichung (4.15):

$$\begin{pmatrix} W(x) \\ W'(x) \\ M(x) \\ Q(x) \end{pmatrix} = \mathbf{H}_1^t(x) \begin{pmatrix} W(0) \\ W'(0) \\ M(0) \\ Q(0) \end{pmatrix} \quad \text{für } 0 \leq x \leq l_1 \quad (\text{E.37})$$

$$\begin{pmatrix} W(x) \\ W'(x) \\ M(x) \\ Q(x) \end{pmatrix} = \underbrace{\mathbf{H}_2^t(x-l_1)\mathbf{H}_1^t(1)}_{\mathbf{H}_{\text{ges}}^t(x)} \begin{pmatrix} W(0) \\ W'(0) \\ M(0) \\ Q(0) \end{pmatrix} \quad \text{für } l_1 \leq x \leq l_1+l_2 \quad (\text{E.38})$$

Allerdings ist in diesem Fall die Gesamtmatrix  $\mathbf{H}_{\text{ges}}^t(x)$  in Abhängigkeit von  $K_h$  aufgestellt, welches abhängig von der Eigenfrequenz  $\omega$  und den geometrischen Abmessungen des Resonators ist.  $K_h$  ist definiert durch

$$K_h^4 = \omega^2 \frac{\mu}{B} = \beta^2 \frac{4\pi}{A} \quad (\text{E.39})$$

Da  $K_h$  abhängig von der Querschnittsfläche  $A$  ist, kann das Übertragungsverhalten des stufenförmigen Resonators nicht durch die Gesamtmatrix  $\mathbf{H}_{\text{ges}}^t(x)$  beschrieben werden. Mit der abschnittswisen Neudefinition des Koeffizienten der homogenen gewöhnlichen Differentialgleichung des Ortes zu

$$\omega^2 \frac{\mu}{B} \equiv P^4 b_i^4 = k_{h,i=1,2} \quad (\text{E.40})$$

folgt für die Übertragungsmatrizen für  $i = 1, 2$ :

$$\mathbf{H}_{\text{stuf},i=1,2}^t(x) = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} R_1(x) & \frac{R_2(x)}{PB_i} & -\frac{R_3(x)}{(PB_i)^2 B} & -\frac{R_4(x)}{(PB_i)^3 B} \\ PB_i R_4 & R_1(x) & -\frac{R_2(x)}{PB_i B} & -\frac{R_3(x)}{(PB_i)^2 B} \\ -(PB_i)^2 B R_3(x) & -PB_i B R_4(x) & R_1(x) & \frac{R_2(x)}{PB_i} \\ -(PB_i)^3 B R_2(x) & -(PB_i)^2 B R_3(x) & PB_i R_4(x) & R_1(x) \end{pmatrix} \quad (\text{E.41})$$

Der Zustandsvektor wird durch die Geometrie des ersten Abschnitts des Resonators definiert:

$$\begin{pmatrix} W(0) \\ W'(0) \\ M(0) \\ Q(0) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2a_1 \\ 2a_2 P b_1 \\ -2a_3 B (P b_1)^2 \\ -2a_4 B (P b_1)^3 \end{pmatrix} \quad (\text{E.42})$$

### E.2.3 Exponentieller und linearer Resonator

In [104] wird ausgesagt, dass für den linearen und den exponentiellen Resonator keine analytische Beschreibung des transversalen Schwingungsverhaltens existiert.

### E.3 Zeitfunktion der longitudinalen Schwingung

Die homogene Wellengleichung der longitudinalen Bewegung in Gleichung (4.5) beschreibt das Einschwingverhalten des Resonators. Zur Berechnung der erzwungenen Schwingung muss die inhomogene Wellengleichung aufgestellt und gelöst werden. Als Anregung kann eine harmonische Kraftanregung oder eine harmonische Verschiebungsanregung gewählt werden. Die Lösungen beider Anregungsarten unterscheiden sich. Um beide inhomogenen Wellengleichungen lösen zu können, müssen die Orthogonalitätsbedingungen der Eigenmoden berücksichtigt werden [101, 103, 151].

$$\int_0^l X_i(x)X_k(x)dx = \begin{cases} const, & \text{für } i = j \\ 0, & \text{für } i \neq j \end{cases} \quad (\text{E.43})$$

Dabei stellen  $X_j(x)$  und  $X_k(x)$  verschiedene Eigenfunktionen der Schwingung dar. Die inhomogene Differentialgleichung der Zeit lässt sich damit für beide Anregungsarten modal von der homogenen Differentialgleichung des Ortes entkoppeln [105]. Die Orthogonalitätsbedingungen werden in [104] hergeleitet und sind in Anhang F.2 auf Seite 192 aufgeführt.

Im Folgenden werden die Lösungen für harmonische Kraftanregung und für harmonische Verschiebungsanregung betrachtet.

#### E.3.1 Harmonische Kraftanregung

In Abbildung E.4 ist ein beliebig geformter Resonator dargestellt, auf den die äußere Kraftanregung  $n(x,t)$  wirkt.

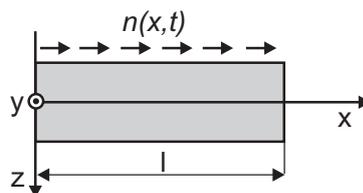


Abb. E.4: Resonator beliebiger Form unter äußerer axialer Kraftanregung.

Für diesen Fall muss die inhomogene Wellengleichung betrachtet werden. Sie lautet:

$$n(x,t) = \mu(x)[\ddot{u}(x,t) + k_m \dot{u}(x,t)] - [r(x)u'(x,t)]' \quad (\text{E.44})$$

Nach dem Produktsatz von BERNOULLI wird die inhomogene Wellengleichung in eine

Funktion des Ortes und der Zeit separiert. In diesem Fall gilt:

$$u(x,t) = \sum_{i=1}^{\infty} X_i(x)\Phi_i(t) \quad (\text{E.45})$$

Mit Hilfe der Orthogonalitätsbeziehungen unter den Eigenmoden (s. Abschnitt F.2) wird eine inhomogene Differentialgleichung der Zeit ermittelt, die für jedes  $i$  gültig ist [104]. Die Zeitfunktion ist dadurch modal von der Ortsfunktion entkoppelt.

$$\frac{R_{Bi}(t)}{m_i} = \ddot{\Phi}_i(t) + k_m \dot{\Phi}_i(t) + \omega_i^2 \Phi_i(t) \quad (\text{E.46})$$

$R_{Bi}(t)$  ist die generalisierte Belastung, also die äußere Anregung der  $i$ -ten Mode. Die generalisierte Masse  $m_i$  ist die bei der  $i$ -ten Mode wirksame Masse. Sie ist von der Form des Resonators und den örtlichen Randbedingungen abhängig. Die partikuläre Lösung der Gleichung (E.46) ergibt sich zu [104]

$$\Phi_i(t) = \frac{u_0 \hat{F}}{m_i \omega_i} \frac{1}{\sqrt{(1 - \eta_i^2)^2 + (2D\eta_i)^2}} \cos\left(\omega t - \arctan\left(\frac{2D\eta_i}{1 - \eta_i^2}\right)\right) \quad (\text{E.47})$$

Die gesamte Verschiebungsfunktion  $u(x,t)$  setzt sich aus zwei Teilen zusammen, der modalen Bewegung und der Starrkörperbewegung. Die modale Bewegung wird aus der inhomogenen gewöhnlichen Differentialgleichung der Zeit berechnet. Die Starrkörperbewegung entsteht aufgrund der harmonischen Kraftanregung des Resonators. Für sie gilt

$$u_s(t) = -\frac{\hat{F}}{m_{ges}\omega^2} \cos(\omega t) \quad (\text{E.48})$$

Die vollständige Lösung der Verschiebungsfunktion  $u(x,t)$  ergibt sich bei axialer Kraftanregung folglich zu [104]

$$u(x,t) = \sum_{i=1}^N X_i(x) \frac{u_0 \hat{F}}{m_i \omega_i^2} \frac{1}{\sqrt{(1 - \eta_i^2)^2 + (2D\eta_i)^2}} \cos\left(\omega t - \arctan\left(\frac{2D\eta_i}{1 - \eta_i^2}\right)\right) - \frac{\hat{F}}{m_{ges}\omega^2} \cos(\omega t) \quad (\text{E.49})$$

### E.3.2 Harmonische Verschiebungsanregung

Die inhomogene Wellengleichung eines Resonatorstücks der Länge  $dx$  bei äußerer longitudinaler Verschiebungsanregung lautet [151]

$$\mu(x)[\ddot{u}(x,t) + k_m \dot{u}(x,t)] - [r(x)(u(x,t)' - u_a(t))]' = 0 \quad (\text{E.50})$$

$u(x,t)$  stellt dabei die Absolutbewegung des Resonatorteilstückes  $dx$  relativ zur örtlich und zeitlich konstanten Umgebung dar.  $u(x,t) - u_a(x,t)$  ist die Modalbewegung, also die Relativbewegung des Stückes  $dx$  zur longitudinalen Verschiebungsanregung. Zur Bestimmung der Absolutbewegung des Resonatorteilstückes  $dx$  muss die Überlagerung der longitudinalen Verschiebungsanregung mit der Relativbewegung bestimmt werden.

$$u(x,t) = u_a(x,t) + u^*(x,t) \quad (\text{E.51})$$

Damit lässt sich Gleichung (E.50) umformen zu

$$\mu(x)(\ddot{u}^* + k_m \dot{u}^*) - (r(x)u^{*t})' = -\mu(x)(\ddot{u}_a(t) + k_m \dot{u}_a(t)) \quad (\text{E.52})$$

Diese Gleichung ähnelt der Gleichung (E.44). Folglich lautet die inhomogene gewöhnliche Differentialgleichung der Zeit

$$\frac{R_{Bi}(t)}{m_i} = \ddot{\Phi}_i(t) + k_m \dot{\Phi}_i(t) + \omega_i^2 \Phi_i(t) \quad (\text{E.53})$$

Für die generalisierte Belastung  $R_{Bi}$  gilt hier:

$$R_{Bi}(x) = -(\ddot{u}_a(t) + 2D\omega_i \dot{u}_a(t)) \underbrace{\int_0^l \mu(x)X_i(x)dx}_{R_{Bi}^*} \quad (\text{E.54})$$

Die partikuläre Lösung der inhomogenen Wellengleichung bei äußerer harmonischer Verschiebungsanregung lautet:

$$\Phi_i(t) = a_i \cos(\omega t - \Psi_i) \quad (\text{E.55})$$

mit der Amplitude  $a_i$ , dem Phasenwinkel  $\Psi_i$  und dem Verhältnis der Erreger- zur Eigenkreisfrequenz  $\eta$

$$a_i = \frac{R_{Bi}^* \hat{u}_a}{m_i} \sqrt{\frac{\eta_i^4 + (2D\eta_i)^2}{(1 - \eta_i^2)^2 + (2D_i\eta_i)^2}} \quad (\text{E.56})$$

$$\Psi_i = \arctan\left(\frac{2D}{\eta_i^2(1 - \eta_i^2) + (2D\eta_i)^2}\right) \quad (\text{E.57})$$

$$\eta = \frac{\omega}{\omega_i} \quad (\text{E.58})$$

Die Verschiebungsfunktion  $u(x,t)$  setzt sich aus der longitudinalen Verschiebungsanregung und der Relativbewegung zusammen. Für die Relativbewegung gilt:

$$u^*(x,t) = \sum_{i=1}^{\infty} X_i(x)\Phi_i(t) \quad (\text{E.59})$$

Die gesamte Verschiebungsfunktion lautet somit [104]

$$\begin{aligned} u(x,t) &= u_a(x,t) + u^*(x,t) \\ &= \hat{u}_a \cos(\omega t + \phi) + \sum_{i=1}^{\infty} X_i(x) a_i(\eta_i) \cos(\omega t - \Psi_i(\eta_i)) \end{aligned} \quad (\text{E.60})$$



# F Mathematische Ergänzungen

## F.1 Rayleigh-Funktionen

Die Rayleigh-Funktionen sind die Linearkombination aus den hyperbolischen und trigonometrischen Funktionen. Sie lauten [78]

$$S(x) = \frac{1}{2}(\sinh(x) + \sin(x)) \quad (\text{F.1})$$

$$C(x) = \frac{1}{2}(\cosh(x) + \cos(x)) \quad (\text{F.2})$$

$$s(x) = \frac{1}{2}(\sinh(x) - \sin(x)) \quad (\text{F.3})$$

$$c(x) = \frac{1}{2}(\cosh(x) - \cos(x)) \quad (\text{F.4})$$

Im Rahmen dieser Arbeit werden die Gleichungen wie folgt umgeformt und eingesetzt:

$$R_1(x) = \cosh(K_h x) + \cos(K_h x) \quad (\text{F.5})$$

$$R_2(x) = \sinh(K_h x) + \sin(K_h x) \quad (\text{F.6})$$

$$R_3(x) = \cosh(K_h x) - \cos(K_h x) \quad (\text{F.7})$$

$$R_4(x) = \sinh(K_h x) - \sin(K_h x) \quad (\text{F.8})$$

## F.2 Orthogonalitätsbedingungen der longitudinalen Ortsfunktion

$$\int_0^l \mu(x) X_i(x) X_k(x) dx = 0 \quad (\text{F.9})$$

$$\int_0^l r(x) X_i'(x) X_k'(x) dx = 0 \quad (\text{F.10})$$

$$\int_0^l (r(x) X_i'(x))' X_k dx = 0 \quad (\text{F.11})$$

$$\int_0^l \mu(x) X_i^2(x) dx = m_i \quad (\text{F.12})$$

$$\int_0^l r(x) X_i'(x)^2 dx = s_i \quad (\text{F.13})$$

$$\frac{s_i}{m_i} = 0 \quad (\text{F.14})$$

Dabei stellen  $X_i$  und  $X_k$  Lösungen der Ortsfunktion  $X$  dar.  $m_i$  wird als generalisierte Masse und  $s_i$  als generalisierte Steifigkeit bezeichnet.

# G Ansteuerung des Aktors

## G.1 Marktrecherche über verfügbare Leistungsverstärker

In Tabelle G.1 sind die Kennwerte der auf dem Markt verfügbaren Leistungsverstärker zusammengefasst. Die Darstellung beschränkt sich auf die möglichen Ausgangsspannungen sowie die Grenzfrequenzen.

**Tabelle G.1:** Kennwerte der auf dem Markt verfügbaren Leistungsverstärker.

| Typ             | $u_-$ in [V] | $u_+$ in [V] | $u_{SS}$ in [V] | $f_g$ in [kHz] |
|-----------------|--------------|--------------|-----------------|----------------|
| <i>PI</i> [111] |              |              |                 |                |
| E-413.00        | -250         | 250          | 500             | 2              |
| E-413.OE        | -250         | 250          | 500             | 2              |
| E-413.D2        | -100         | 400          | 500             | 2              |
| E-462           | 10           | 1000         | 990             | 6              |
| E-464           | 0            | 1100         | 1100            | 0,15           |
| E-470.20        | 3            | 1100         | 1097            | 2,1            |
|                 | -260         | 780          | 1040            | 2,1            |
|                 | -550         | 550          | 1100            | 2,1            |
|                 | -780         | 260          | 1040            | 2,1            |
|                 | -3           | -1100        | 1097            | 2,1            |
| E-481           | 0            | 1100         | 1100            | 2,1            |
|                 | -260         | 780          | 1040            | 2,1            |
|                 | -550         | 550          | 1100            | 2,1            |
|                 | -780         | 260          | 1040            | 2,1            |
|                 | 0            | -1100        | 1100            | 2,1            |
| E-503           | -20          | 120          | 140             | 6              |
| E-505           | -20          | 120          | 140             | 6              |
| E-507.00        | 3            | 1100         | 1097            | 2              |
|                 | -260         | 780          | 1040            | 2              |
|                 | -550         | 550          | 1100            | 2              |
|                 | -780         | 260          | 1040            | 2              |
|                 | -3           | -1100        | 1097            | 2              |
| E-507.36        | -250         | 250          | 500             | 2              |
| E-508           | 3            | 1100         | 1103            | 2              |
|                 | -260         | 780          | 1040            | 2              |
|                 | -550         | 550          | 1100            | 2              |
|                 | -780         | 260          | 1040            | 2              |
|                 | -3           | -1100        | 1097            | 2              |
| E-536.3X        | -250         | 250          | 500             | 10             |
| E-559           | 5            | 110          | 105             | 0,15           |

*Fortsetzung nächste Seite ...*

| <i>... Fortsetzung der Tabelle G.1: Kennwerte der Leistungsverstärker</i> |              |              |                 |                |
|---|--------------|--------------|-----------------|----------------|
| <b>Typ</b>  | $u_-$ in [V] | $u_+$ in [V] | $u_{SS}$ in [V] | $f_g$ in [kHz] |
| E-610   | -20          | 120          | 140             | 6              |
| E-612   | -20          | 120          | 140             | 6              |
| E-617.001   | -30          | 135          | 165             | 6              |
| E-617.00F   | -30          | 135          | 165             | 6              |
| E-621   | -20          | 120          | 140             | 6              |
| E-665   | -20          | 120          | 140             | 6              |
| E-625   | -20          | 120          | 140             | 6              |
| E-650.00  | -30          | 30           | 60              | 6              |
|   | 0            | 60           | 60              | 6              |
|   | 0            | 60           | 60              | 3              |
| E-661   | -20          | 120          | 140             | 6              |
| E-663   | -20          | 120          | 140             | 6              |
| E-712   | -30          | 135          | 165             | 3              |
| E-753   | -30          | 135          | 165             | 1,5            |
| E-761   | -20          | 120          | 140             | 3              |
| E-831.03  | -20          | 121          | 141             | 6              |
| E-835   | -100         | 250          | 350             | 4,2            |
| <i>Matusada [112]</i>   |              |              |                 |                |
| AP-0.3B10   | -300         | 300          | 600             | 12             |
| AP-0.6B5  | -600         | 600          | 1200            | 6              |
| AP-1B3  | -1000        | 1000         | 2000            | 3,5            |
| AP-1.5B2  | -1500        | 1500         | 3000            | 2,5            |
| AMS-0.6B50  | -600         | 600          | 1200            | 15             |
| AMS-1B30  | -1000        | 1000         | 2000            | 10             |
| AMS 1.5B20  | -1500        | 1500         | 3000            | 6              |
| AMT-0.6B100   | -600         | 600          | 1200            | 100            |
| AMT-1B60  | -1000        | 1000         | 2000            | 60             |
| AMT-1.5B40  | -1500        | 1500         | 3000            | 40             |
| AMT-3B20  | -3000        | 3000         | 6000            | 30             |
| AMT-5B20  | -5000        | 5000         | 10000           | 20             |
| AMT-10B10   | -10000       | 10000        | 20000           | 10             |
| AMT-20B10   | -20000       | 20000        | 40000           | 5              |
| AMP-10B10   | -10000       | 10000        | 20000           | 7              |
| AMP-10B40   | -10000       | 10000        | 20000           | 7              |
| AMP-20B20   | -20000       | 20000        | 40000           | 4              |
| <i>Trek [113]</i>   |              |              |                 |                |
| 601C  | -500         | 500          | 1000            | 8              |
|   | -1000        | 1000         | 2000            |                |
| 603   | -125         | 125          | 250             | 150            |
|   | 0            | 250          | 250             | 150            |
|   | -250         | 0            | 250             | 150            |
| 623B  | -2000        | 2000         | 4000            | 10             |
| 677B  | -2000        | 2000         | 4000            | 1,2            |
| PZD350  | -350         | 350          | 700             | 40             |
|   | 0            | 700          | 700             | 14             |
|   | -700         | 0            | 700             | 14             |
| PZD350 M/S  | -350         | 350          | 700             | 40             |
|   | 0            | 700          | 700             | 14             |
|   | -700         | 0            | 700             | 14             |
| PZD700  | -700         | 700          | 1400            | 15             |
|   | 0            | 1400         | 1400            | 12             |

*Fortsetzung nächste Seite ...*

## G.1 MARKTRECHERCHER ÜBER VERFÜGBARE LEISTUNGSVERSTÄRKER

| <i>... Fortsetzung der Tabelle G.1: Kennwerte der Leistungsverstärker</i> |              |              |                 |                |
|---|--------------|--------------|-----------------|----------------|
| <b>Typ</b>  | $u_-$ in [V] | $u_+$ in [V] | $u_{SS}$ in [V] | $f_g$ in [kHz] |
| PZD700 M/S  | -1400        | 0            | 1400            | 12             |
|   | -700         | 700          | 1400            | 20             |
|   | 0            | 1400         | 1400            | 12             |
|   | -1400        | 0            | 1400            | 12             |
| PZD2000A  | -2000        | 2000         | 4000            | 60             |
|   |              |              |                 |                |
| <i>Falco Systems [114]</i>  |              |              |                 |                |
| WMA-005   | -75          | 75           | 150             | 20             |
| WMA-01  | -125         | 125          | 250             | 20             |
| WMA-02  | -175         | 175          | 350             | 13             |
| WMA-280   | -150         | 150          | 300             | 150            |
| WMA-300   | -150         | 150          | 300             | 5000           |
| WMA-320   | -100         | 100          | 200             | 5000           |
| <i>AVTech [115]</i>   |              |              |                 |                |
| AV-100A-PS  | -500         | 500          | 1000            | 3              |
| AV-110B-PS  | -200         | 200          | 400             | 100            |
| AV-110C-PS  | -100         | 100          | 200             | 200            |
| AV-110D-PS  | -30          | 30           | 60              | 1000           |
| AV-110E-PS  | -25          | 25           | 50              | 20             |
| AV-110G-PS  | -200         | 200          | 400             | 350            |
| AV-110H-PS  | -50          | 50           | 100             | 1000           |
| AV-110J-PS  | -400         | 400          | 800             | 50             |
| AV-112A-PS  | -200         | 200          | 400             | 300            |
| AV-112B-PS  | -135         | 135          | 270             | 50             |
| AV-112C-PS  | -90          | 90           | 180             | 30             |
| AV-112AH  | -200         | 200          | 400             | 300            |
| <i>FLC Electronics [116]</i>  |              |              |                 |                |
| F10A  | -150         | 150          | 300             | 1000           |
| F10AD   | -150         | 150          | 300             | 1000           |
| F20A  | -200         | 200          | 400             | 1000           |
| F20AD   | -200         | 200          | 400             | 1000           |
| A400  | -200         | 200          | 400             | 1000           |
| A400D   | -200         | 200          | 400             | 1000           |
| A400DI  | -200         | 200          | 400             | 1000           |
| A400X   | -200         | 200          | 400             | 1000           |
| A600  | -300         | 300          | 600             | 200            |
| A800  | -400         | 400          | 800             | 200            |
| P200  | -100         | 100          | 200             | 50             |

## G.2 Formeln zur Berechnung der Grenzfrequenz der Verstärkerschaltung

Die grundlegenden Gleichungen zur Berechnung der Grenzfrequenz von Verstärkerschaltungen sind im Folgenden aufgeführt [108, 117]:

$$\text{Großsignalverhalten} \quad B = \frac{I_C}{I_B} \quad (\text{G.1})$$

$$\text{Kleinsignalverstärkungsfaktor} \quad \beta \approx B \quad (\text{G.2})$$

$$\text{Temperaturspannung} \quad U_T = 40 \text{ mV} \quad \text{bei } T = 50^\circ\text{C} \quad (\text{G.3})$$

$$\text{Steilheit} \quad S \approx \frac{I_{C,AP}}{U_T} \quad (\text{G.4})$$

$$\text{Kleinsignaleingangswiderstand} \quad r_{BE} = \frac{\beta}{S} \quad (\text{G.5})$$

$$\text{Kleinsignalausgangswiderstand} \quad r_{CE} \approx \frac{U_A}{I_{C,AP}} \quad (\text{G.6})$$

# H Entwurf des Messplatzes zur Drehmoment- und Leistungsmessung

In diesem Kapitel ist die Entwicklung des Messplatzes zur Messung des erzeugten Drehmoments und Leistung des Aktors ausführlich dargestellt.

## H.1 Entwurf des Luftlagers

### H.1.1 Betrachtung verschiedener Lagertypen

Die Klassifizierung der Lagertypen erfolgt in Anlehnung an den Konstruktionskatalog nach ROTH [152]. Es werden nur Lagertypen betrachtet, die den im Hauptteil beschriebenen Kriterien genügen. Die ausführliche Auswahl der Lagertypen ist in [120] aufgeführt. Die möglichen Lagertypen werden hinsichtlich ihrer Einsatzmöglichkeit zur Lagerung der Kugel diskutiert:

- Gleit-Paarung

Gleitpaarungen werden im Allgemeinen als Gleitlager bezeichnet. Sie werden oft bei der Lagerung von Wellen (1 rotatorischer Freiheitsgrad) eingesetzt. Im Lagerspalt befindet sich ein Schmiermittel. Abhängig von der Materialpaarung kommen Öle, Fette oder Luft zum Einsatz [152]. Trockenlauflager sind Gleitlager ohne flüssige oder gasförmige Schmierstoffe. Sie sind prinzipbedingt sehr verschleißanfällig und weisen eine eingeschränkte Lebensdauer auf. Das Prinzip der Gleitpaarung ist prinzipiell dazu geeignet, Bewegungen in drei rotatorischen Freiheitsgraden zu unterstützen.

- Gleit-Wälz-Paarung

Die Gleit-Wälz-Paarung kombiniert eine Gleit- mit einer Wälzreibung. Sie wird vor allem zur Konstruktion von Linearführungen eingesetzt [152]. Als Schmiermittel werden je nach Anwendungszweck Fette, Öle, Wasser oder Festschmierstoffe eingesetzt. Bei geringer Belastung des Lagers kann auf die Verwendung eines Schmiermittels verzichtet werden. Eine Gleit-Wälz-Paarung mit drei rotatorischen Freiheitsgraden ist möglich, stellt aber konstruktiv eine hohe Herausforderung dar.

- Wälz-Wälz-Paarung

Wälz-Wälz-Lager werden im Allgemeinen als Wälzlager bezeichnet. Die zwei Lagerteile werden durch sich bewegende Wälzkörper geführt. Als Schmiermittel werden Fette oder Öle eingesetzt. Im Fall

Die Bewertung der möglichen Lagertypen ist in Tabelle H.1 zusammengefasst.

**Tabelle H.1:** Bewertung der Lagertypen in Bezug auf die Ausschlusskriterien [120]

| Kriterium                                   | statisches<br>Luftlager | Trocken-<br>lauflager | Gleit-Wälz-<br>Paarung | Wälz-Wälz-<br>Paarung |
|---|-------------------------|-----------------------|------------------------|-----------------------|
| kleine Reibungszahl $\mu$                   | +                       | -                     | 0                      | -                     |
| geringer Verschleiß                         | +                       | 0                     | -                      | -                     |
| spezifische Belastbarkeit                   | +                       | +                     | -                      | 0                     |
| hohe Geschwindigkeit                        | +                       | -                     | -                      | -                     |
| Resistenz gegen flüssige Ver-<br>schmutzung | -                       | +                     | 0                      | 0                     |
| Ergebnis                                    | +++                     | 0                     | ---                    | ---                   |

Die Bewertung zeigt deutlich, dass ein statisches Luftlager sich am besten zur Lagerung der Kugel eignet. Die niedrigen Lagerverluste, der minimale Verschleiß und die höhere Belastbarkeit sind Vorteile des aerostatischen Luftlagers gegenüber den anderen Lagervarianten. Negativ wirkt sich nur die mögliche Empfindlichkeit gegenüber flüssigen Verschmutzungen aus. Im Folgenden wird ein aerostatisches Luftlager entworfen und aufgebaut.

### H.1.2 Entwurf des aerostatischen Luftlagers

Das ausgewählte aerostatische Luftlager wird im Folgenden entworfen. Zur Abschätzung der mechanischen Eigenschaften des Luftlagers werden folgenden Annahmen getroffen:

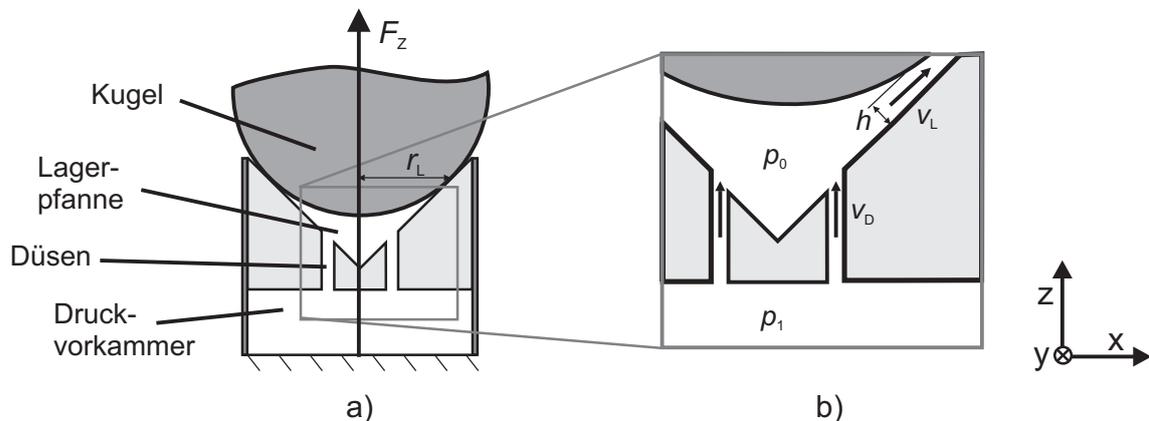
- Der statische Druck im Lager wirkt auf alle Flächenelemente in normaler Richtung mit dem gleichen Betrag.
- Die Luft wird als ideales Gas angenommen.
- Die Kompressibilität der Luft wird vernachlässigt.

Ziel des Entwurfs ist, einen möglichst kleinen Luftspalt bei einer hohen Steifigkeit des Lagers zu erreichen. In der Praxis werden Luftlager mit einem konstanten Lagerspalt zwischen 2 und 100  $\mu\text{m}$  realisiert [123]. Durch eine hohe Steifigkeit des Lagers werden Resonanzen

vermieden. Zur Berechnung der Lagereigenschaften werden zunächst die statischen Eigenschaften des Luftlagers betrachtet. Nach Berechnung der Steifigkeit folgt die Betrachtung der frequenzabhängigen Lagereigenschaften.

### Statische Betrachtung

Abbildung H.1 zeigt den schematischen Aufbau des aerostatischen Luftlagers. In einer Lagerpfanne aus PTFE liegt die anzutreibende Kugel auf. Unter der Kugel herrscht der Druck  $p_0$ , der die Kraft  $F$  erzeugt.



**Abb. H.1:** Modell des Luftlagers mit Angabe der wichtigen Größen

- a) Gesamtansicht, Kugel liegt auf der Lagerpfanne auf  
b) Ausschnitt, Kugel schwebt über der Lagerpfanne

$$F = p_0 \cdot A \quad (\text{H.1})$$

Auf die Kugeloberfläche wirkt nur der Anteil  $F_z$  in  $z$ -Richtung zur Tragkraft des Luftlagers. Mit der projizierten Fläche

$$A_z = \pi \cdot r_L^2 \quad (\text{H.2})$$

ergibt sich die Kraft  $F_z$  mit dem Lagerradius  $r_L$  zu

$$F_z = p_0 \cdot \pi \cdot r_L^2 \quad (\text{H.3})$$

In der Vorkammer des Lagers liegt der Druck  $p_1$  vor. Über Düsen mit dem Gesamtquerschnitt  $A_D$  strömt die Luft mit der Geschwindigkeit  $v_D$  aus Vorkammer in die Lagerpfanne und baut den Druck  $p_0$  auf. Die Kugel wird durch den Druck  $p_0$  angehoben, wenn die Tragkraft  $F_z$  des Lagers größer als die Gewichtskraft  $F_{gK}$  der Kugel ist. Ist  $F_z$  gleich  $F_{gK}$  schwebt die Kugel in konstanter Höhe  $h$  über der Lagerpfanne. Es entsteht ein ringförmiger Spalt

mit der Höhe  $h$  und der Querschnittsfläche  $A_L$ . Die Luft entweicht mit der Geschwindigkeit  $v_L$  aus der Lagerpfanne. Das hat einen Druckabfall im Lager zur Folge. Der Druckabfall ist abhängig von Anzahl und Durchmesser der Düsen. Unter Vernachlässigung von Reibungsverlusten strömender Fluide gilt die Bernoulli-Gleichung [102].

Werden  $n$  Düsen und eine Dichte  $\rho$  angenommen ergeben sich zwei Gleichungen zur Beschreibung der Energieerhaltung des Systems:

$$p_1 = n \cdot \frac{v_D^2 \cdot \rho}{2} + p_0 \quad (\text{H.4})$$

und

$$p_0 = \frac{v_L^2 \cdot \rho}{2} \quad (\text{H.5})$$

Mit dem Proportionalitätsfaktors  $k$

$$k = \frac{A_D}{A_L} = \frac{n \cdot r_D^2}{2 \cdot r_L \cdot h} \quad (\text{H.6})$$

und unter Berücksichtigung der Kontinuität des Volumenstroms folgt für die Strömungsgeschwindigkeiten

$$v_L = k \cdot v_D \quad (\text{H.7})$$

Der Lagerdruck  $p_0$  und der Volumenstrom  $Q$  berechnen sich folglich zu

$$p_0 = p_1 \cdot \frac{k^2}{1 + k^2} \quad (\text{H.8})$$

und

$$Q = A_D \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot p_0}{\rho \cdot (1 + k^2)}} \quad (\text{H.9})$$

Die Tragkraft des Lagers lässt sich mit Gleichung (H.3) und Gleichung (H.8) berechnen:

$$F_z = p_1 \cdot \pi \cdot r_L^2 \frac{k^2}{1 + k^2} \quad (\text{H.10})$$

### Steifigkeit des Lagers

Die Steifigkeit  $c$  des aerostatischen Luftlagers lässt sich wie die Steifigkeit einer Feder durch die Kraftänderung  $F_c$  hervorgerufen durch die Abstandsänderung  $\Delta h$  berechnen [150].

$$c = \frac{F_c}{\Delta h} \quad (\text{H.11})$$

Die Kraft  $F_c$  entspricht der Tragkraft  $F_z$  des Lagers. Die Änderung der Federkraft weist ein nichtlineares Verhalten auf. Die Größe  $c$  ist folglich nicht konstant, sondern von der

Luftspalthöhe  $h$  abhängig. Um die Federsteifigkeit  $c$  in Abhängigkeit der Luftspalthöhe  $h$  zu berechnen, muss die Tragkraft  $F_z$  nach der Spalthöhe  $h$  differenziert werden [102]. Mit den Gleichungen H.6 und H.10 folgt für die Tragkraft

$$F_z = p_1 \cdot \pi \cdot r_L^2 \cdot \frac{n^2 \cdot r_D^4}{4 \cdot r_L^2 \cdot h^2 + n^2 \cdot r_D^4} \quad (\text{H.12})$$

Nach der Differentiation nach  $h$  ergibt sich für  $c$ :

$$c = \frac{dF_z}{dh} = \frac{8\pi \cdot p_1 \cdot n^2 \cdot r_D^4 \cdot r_L^2 \cdot h}{[(2r_L \cdot h)^2 + (n \cdot r_D^2)^2]^2} \quad (\text{H.13})$$

### Dynamische Betrachtung

Die Kugel mit der Masse  $m$  und das Luftpolster in der Lagerpfanne bilden ein schwingungsfähiges System. Es kann wie ein Feder-Masse-System betrachtet werden. Die Viskosität der Luft ist so gering, dass die Dämpfungswirkung im System vernachlässigt werden kann. Nach dem Schwerpunktsatz der Mechanik [150] gilt für die freie ungedämpfte Schwingung folgende Bewegungsdifferentialgleichung:

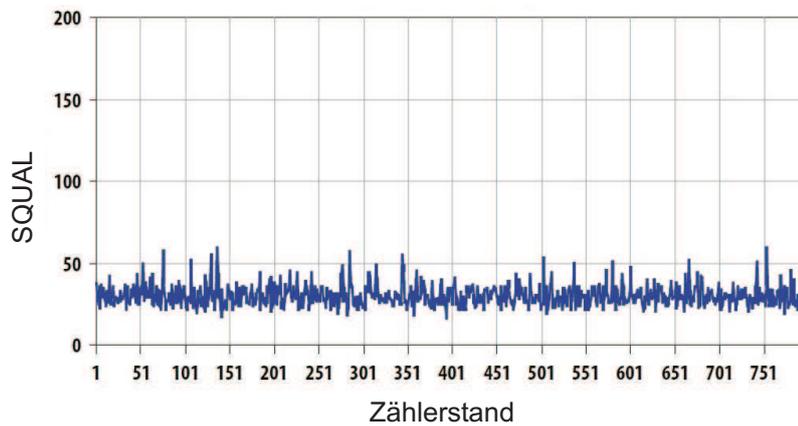
$$\ddot{z} + \frac{c}{m} \cdot z = g \quad (\text{H.14})$$

Für die Eigenfrequenz des Systems folgt:

$$f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi} = \frac{\sqrt{\frac{c}{m}}}{2\pi} \quad (\text{H.15})$$

## H.2 Erfassung der Kugelbewegung

In Abbildung H.2 ist der vom Hersteller angegebene Verlauf des SQUAL-Bits dargestellt. Bei Anwendung der Sensoren werden Werte zwischen 30 und 45 erreicht. Einzelne Werte liegen über 50.



**Abb. H.2:** Verlauf des SQUAL-Bits des Sensors ADNS 9500 bei Anwendung auf einem weißen Blatt Papier [126]

# Eigene Veröffentlichungen

## Konferenzbeiträge

MEISS, T.; BUDELMANN, C.; KERN, T.A.; SINDLINGER, S.; MINAMISAVA, C.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Intravascular palpation and haptic feedback during angioplasty*. In: proceedings of IEEE World Haptics Conference 2009, S. 380-381

MEISS, T.; KERN, T.A.; SINDLINGER, S.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *HapCath - Highly miniaturized piezoresistive force sensors for interior palpation of vessels during angioplasty*. In: IFMBE Proceedings. 2009 , S. p. 228 ff.

KLAGES, S.; KERN, T.A.; MEISS, T.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Experimental rig for the application of a piezoelectric ultrasonic actuator in a Medical Environment*. In: Conference proceedings: Actuator 2008, 11th International conference on new actuators, 5th International exhibition on smart actuators and drive systems, S. 977-980, 9. - 11. Juni 2008, Bremen

MEISS, T.; KERN, T.A.; KLAGES, S.; MINAMISAVA, C.; WANG, Y.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *The influence of the packaging on an in-vivo micro-force sensor*. Internationale Konferenz Eurosensors, 15. - 17. September 2008, Dresden

MEISS, T.; BUDELMANN, C.; KERN, T.A.; KLAGES, S.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *HapCath: A haptic guide wire and force feedback system for catheterizations*. Innovations-Forum Medical Technology, 24. - 25. Juli 2008, Tuttlingen

KERN, T.A.; KLAGES, S.; MEISS, T.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Closed loop stability analysis of an assistance system for catheterisation* In: Proceedings of IEEE World Haptics Conference, S. 597-598, 22. - 24. März 2007, Tsukuba Japan,

KLAGES, S.; KERN, T.A.; MEISS, T.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Piezoelectric ultrasonic actuator for a haptic display for catheterisation*. In: Proceedings of IEEE World Haptic Conference, S. 586-587, 22. - 24. März 2007, Tsukuba Japan

KLAGES, S.; WEBER, T.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Innovative Produktentwicklung - Das Ergebnis nicht dem Zufall überlassen*. In: SENSOR + TEST Conference, 22. - 24. Mai 2007, Nürnberg

MEISS, T.; KERN, T.A.; KLAGES, S.; WERTSCHÜTZKY, R.; BARTUCH, H.: *Fertigung eines Miniaturkraftsensors mit asymmetrischem Grundkörper zur Anwendung bei Katheterisierungen*. In: MikroSystemTechnik Kongress, 15. -17. Oktober 2007, Dresden

MEISS, T.; KERN, T.A.; KLAGES, S.; WERTSCHÜTZKY, R.; BARTUCH, H.: *A novel, highly miniaturized force sensor for force feedback during catheterization*. In: SENSOR + TEST Conference, 22. - 24. Mai 2007, Nürnberg

MEISS, T.; KERN, T.A.; KLAGES, S.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Messtechnische Charakterisierung des statischen Übertragungsverhaltens eines piezoresistiven Miniatur-Kraftsensors mit asymmetrischem Grundkörper*. Dresdener Sensorsymposium, 10. - 12. Dezember 2007, Dresden

KERN, T.A.; KLAGES, S.; MEISS, T.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Force acting on guide wires during vascular navigation calculated with a viscoelastic vessel-model*. In Proceedings: Biomedizinische Technik. Gemeinsame Jahrestagung der Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaften für Biomedizinische Technik, 06. - 09. September 2006, ETH Zürich Schweiz

KERN, T.A.; KLAGES, S.; MEISS, T.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Study of the influence of varying diameter and grasp-forces on mechanical impedance for the grasp of cylindrical objects*. In Proceedings: EuroHaptics, S. 113-118. 03.- 06. Juli 2006, Paris

KLAGES, S.; ALBATH, H.; KERN, T.A., MEISS, T.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Hap-Cath: Design of the user interface of a haptic display for catheterisation*. In Proceedings: Biomedizinische Technik. Gemeinsame Jahrestagung der Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaften für Biomedizinische Technik, 06. - 09. September 2006, ETH Zürich Schweiz

KLAGES, S.; KERN, T.A.; MEISS, T.; SCHEMMER, B.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Application and design of a piezoelectric ultrasonic actuator*. In Conference Proceedings: Actuator 2006, 10th International conference on new actuators, 4th international exhibition on smart actuators and drive systems, S. 320-323, 14. - 16. Juni 2006, Bremen

MEISS, T.; KERN, T.A.; KLAGES, S.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *HapCath: Miniaturized force sensors for catheterization*. In Proceedings: Biomedizinische Technik. Gemeinsame Jahrestagung der Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaften für Biomedizinische Technik, 06. - 09. September 2006, ETH Zürich Schweiz

MEISS, T.; KERN, T.A.; KLAGES, S.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *HapCath: Feeling one's way through the vessels with a blindmans cane*. Johnson&Johnson Medical Devices and Diagnostics European Start-Up, Virtual Fair, 15. März 2006, Darmstadt, Paris, Waterloo

## Buchbeiträge

SINDLINGER, S.: *Entwicklung piezoelektrische Aktoren für haptische Geräte* Kapitel in: *Entwicklung haptischer Geräte*, ISBN 978-3540876434, Springer Verlag 2009

SINDLINGER, S.: *Designing piezoelectric actuators for haptic displays* Kapitel in: *Engineering haptic devices*, ISBN 978-3540882473, Springer Verlag 2009

## Zeitschriftenartikel

WEBER, T.; KLAGES, S.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Increasing student motivation by linking up knowledge transfer with enjoying studying*. In: *International Journal of Electrical Engineering Education* Nr. 2 , Bd. 45 Manchester University Press , 2008, S. 162-174.

KLAGES, S.; RAUSCH, J.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Elektromechanische Systeme in der Medizintechnik - Anwendungsbezogene Forschung in der Elektromechanik*. In: *thema Forschung*. Technische Universität Darmstadt. 2007

KERN, T.A.; HERRMANN, J.; KLAGES, S.; MEISS, T.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Lösungsansätze für haptische Assistenzsysteme bei Katheterisierungen*. In: *Biomedizinische Technik* Nr. 1-2, Bd. 50, 2005 , S. 8-13.

## Patentanmeldungen

MEISS, T.; KERN, T.A.; KLAGES, S.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Kraftsensor mit asymmetrischem Grundkörper zum Erfassen mindestens einer Kraftkomponente*. DE 10 2006 030 407 A1, eingereichte und veröffentlichte Erfindung, Klasse G01L 1/04, Prioritätsdatum 29. Juli 2006, Erweitert zur Internationalen Anmeldung, 2008.

MEISS, T.; KERN, T.A.; KLAGES, S.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Miniaturisierbarer Kraftsensor zum Erfassen eines Kraftvektors*. DE 10 2006 031 635 A1, eingereichte und veröffentlichte Erfindung, Klasse G01L 1/20, Anmelder TUD, Prioritätsdatum 6. Juli 2006, 2008.

## Betreute studentische Arbeiten

KNELL, HOLGER; KUHN, THOMAS; ROHM, MARTIN; SINGER, CARSTEN; ZHOU, YAN: *Entwicklung eines elektromechanischen Seilziehers*, Projektseminar PEM I, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, 2004

SCHEMMER, BENEDIKT: *Entwicklung eines rotatorischen piezoelektrischen Antriebs für Haptikdisplays*, Diplomarbeit 1579, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, 2005

HÖNIG, NIKO: *Recherche über gesetzliche Bestimmungen und Normen für die Entwicklung medizinischer Geräte*, Studienarbeit 1588, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, 2005

AYLLON-CLEMENTE, IRENE; INTERWIES, STEFFEN; LUNA, MICHAEL; SCHULMEISTER, MICHAEL; THWAPIAH, GHALIB *Entwicklung eines elektromechanischen Weizenbiereinschenkers*, Projektseminar PEM I, TU Darmstadt 2005

BÜSCHER, DANIEL; GROH, ANDREAS; HAMEL, STEFAN; SCHMIDT, SEBASTIAN: *Entwicklung einer dynamischen Kraftquelle zur Untersuchung der haptischen Eigenschaften des Menschen*, Projektseminar PEM II, TU Darmstadt 2005

ALBATH, HENNER: *Konzeption der Mensch-Maschine-Schnittstelle eines haptischen Displays für Katheterisierungen*, Studienarbeit 1603, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, 2006

SCHUMACHER, STEFAN: *Simulation des Resonators eines piezoelektrischen Ultraschallaktors mit ANSYS*, Studienarbeit 1618, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, 2006

OPITZ, THOMAS: *Entwicklung eines Versuchsstandes für einen neuartigen piezoelektrischen Antrieb*, Studienarbeit 1621, Institut für Elektromechanische Konstruktionen,

TU Darmstadt, 2006

BERGHOFF, PATRICK; SCHUSTER, PHILIPP; YAPICI, ORCUN; WIDMAIER, DANIEL: *Aufbau und Inbetriebnahme eines Versuchsstandes für einen piezoelektrischen Ultraschallaktor*, Projektseminar PEM II, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, 2007

DECKER, JONA: *Messung der Wirkleistung zur Nachführung der Resonanzfrequenzen eines piezoelektrischen Ultraschallaktors*, Studienarbeit 1696, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, 2009

OPITZ, THOMAS: *Optimierung der Ansteuerelektronik eines piezoelektrischen Ultraschallaktors*, Diplomarbeit 1710, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, 2009

# Lebenslauf

STEPHANIE SINDLINGER geb. Klages

Diplom-Ingenieur

geb. am 25. März 1979

in Darmstadt

Familienstand: verheiratet

## Schulbildung

- 1985 - 1986 Eicheschule Ober-Ramstadt, Grundschule  
1986 - 1989 Gutenbergschule Dieburg, Grundschule  
1989 - 1995 Goetheschule Dieburg, Förderstufe und Gymnasialer Zweig  
1995 - 1998 Alfred-Delp-Schule Dieburg, Oberstufengymnasium

## Studium

- 1998 - 2000 Grundstudium der Elektrotechnik  
Technische Universität Darmstadt  
2000 - 2004 Hauptstudium der Elektrotechnik am  
Institut für Elektromechanische Konstruktionen  
Technische Universität Darmstadt

## Berufliche Tätigkeit

- 2004 - 2010 Wissenschaftlicher Mitarbeiter am  
Institut für Elektromechanische Konstruktionen  
Technische Universität Darmstadt  
ab 1.6.2010 Entwicklungsingenieur und Projektleiter  
Dentsply Friadent Mannheim