



# Extrakorporale Messung von Interaktionskräften zur Darstellung mit einem seilgetriebenen haptischen Eingabegerät für die Roboter-assistierte Chirurgie

Extracorporeal Measurement of Interaction Forces for  
a Cable-Driven Haptic Input Device in  
Robot-Assisted Surgery

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

Vorgelegt von  
**Max B. Schäfer**  
geb. in Reutlingen

Hauptberichter: Prof. Dr. rer. nat. habil. Peter P. Pott  
Mitberichter: Associate Prof. Dr. sc. ETH Zürich Georg Rauter

Tag der mündlichen Prüfung: 14.09.2023

Institut für Medizingerätetechnik der Universität Stuttgart  
2024



# Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Medizingerätetechnik der Universität Stuttgart im Zeitraum von 2017 bis 2023. Ich möchte mich an dieser Stelle bei Herrn Prof. Peter P. Pott bedanken, der mich auf meinem bisherigen Weg in der Wissenschaft begleitet und gefördert hat. Ich bin dankbar für das Vertrauen und die Freiräume, die er mir für meine Forschungstätigkeit und für die Mitgestaltung des Instituts gegeben hat. Aus seiner Begeisterung für das spannende Gebiet der Medizinrobotik entstand die Idee zu dieser Arbeit. Seine wertvollen Ratschläge haben wesentlich zum Gelingen dieser Dissertation beigetragen.

Ich möchte mich auch bei Herrn Prof. Georg Rauter für seine Unterstützung und die Zweitbegutachtung meiner Arbeit bedanken. Ich freue mich auf mögliche zukünftige Zusammenarbeit. Mein Dank gilt weiterhin Herrn Prof. Alois Herkommer für die freundliche Übernahme des Prüfungsvorsitzes.

Den von mir betreuten Studierenden möchte ich für ihren Beitrag zur Fertigstellung dieses Vorhabens ganz besonders danken. Ohne euch wäre es nicht möglich gewesen, die vielen Modellierungen umzusetzen, Messungen durchzuführen, Pläne zu schmieden und Prototypen zu realisieren. Ihr wart Unterstützung und Inspiration zugleich!

Mein Dank gilt auch dem Team des Instituts für Medizingerätetechnik für die fruchtbaren Diskussionen, Anregungen und die gemeinsam verbrachte Zeit. Bei meiner Kollegin Juliane Mayer und meinem Kollegen Giuliano Giacoppo möchte ich mich außerdem für ihre unermüdliche Unterstützung während der Fertigstellung meiner Arbeit bedanken.

Nicht zuletzt möchte ich mich auch bei meiner Familie und meiner Freundin bedanken für ihren Rückhalt während dieser intensiven Zeit.

Stuttgart, Juni 2024

Max B. Schäfer



# Zusammenfassung

Die Roboter-assistierte Chirurgie, im Speziellen die Telemanipulation, bietet zahlreiche Vorteile gegenüber konventionellen chirurgischen Methoden. Hierzu zählt ein potentiell besseres chirurgisches Ergebnis sowie ergonomisches und ermüdungsfreies Arbeiten auch über längere Nutzungsdauern hinweg. Im Falle mechatronischer Systeme im medizinischen Umfeld treffen systembezogene Anforderungen mehrerer Beteiligter aufeinander. Das Wohl von Patienten und Patientinnen steht dabei an oberster Stelle, wird jedoch direkt beeinflusst von finanziellen Aspekten und der Nutzerinteraktion zwischen dem Arzt oder der Ärztin und dem System. Die offensichtlichen Vorteile des Einsatzes von Telemanipulationssystemen in der Roboter-assistierten Chirurgie motivieren deren weitere Verbesserung. Die Nutzerinteraktion stellt dabei einen zentralen Aspekt dar, der die Performance des Gesamtsystems maßgeblich beeinflusst. Ein fehlender haptischer Eindruck des Situs für die operierende Person ist dabei ein häufig genannter Mangel. Die Integration von haptischem Feedback und die Umsetzung einer bewegungskongruenten und damit intuitiv nutzbaren Eingabe haben das Potential, die Identifikation zwischen nutzender Person und Telemanipulationsumgebung zu steigern und damit Nutzerinteraktion und chirurgisches Ergebnis zu verbessern.

Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung und Evaluierung von Methoden zur Realisierung von haptischem Feedback für die Roboter-assistierte Chirurgie. Die erste wissenschaftliche Zielsetzung bezieht sich dabei auf die Erfassung von Interaktions- und Greifkräften zwischen Instrumentenendeffektor und Gewebe, ohne dass speziell angefertigtes Instrumentarium zu einem Kostentreiber bezüglich Bereitstellung und Wiederaufbereitung wird. Zur Erfassung von Interaktionskräften wird eine extrakorporale Sensoreinheit verwendet und die damit erreichbare Qualität der Interaktionskraftmessung untersucht. Darüber hinaus wird eine indirekte Methode zur Erfassung der Greifkräfte aus dem Motorstrom der Greifaktuierung implementiert und evaluiert. Im Rahmen der zweiten wissenschaftlichen Zielsetzung wird ein Eingabegerät entwickelt, das eine zur Ausgabekinematik bewegungskongruente Eingabe ermöglicht. Die Hypothese ist, dass seilgetriebene Parallelkinematiken zur Darbietung von haptischem Feedback mit hoher mechanischer Bandbreite und der Realisierung eines anwendungsspezifischen Eingabegerätes für die Roboter-assistierte Chirurgie besonders geeignet

sind. Die Eignung wird an einem planaren Prüfstand untersucht, sowie anschließend ein haptisches Eingabegerät mit sieben Freiheitsgraden entwickelt. Zur Ableitung von Anforderungen und zur anwendungsnahen Erprobung der beiden Zielsetzungen zur Interaktionskrafterfassung und -darstellung wird weiterhin ein Telemanipulationssystem im Sinne einer modularen und rekonfigurierbaren Forschungsplattform aufgebaut.

Die gewählten Methoden zur Interaktions- und Greifkrafterfassung ermöglichen eine für die intendierte Anwendung ausreichende Qualität der Messung bei sehr geringem technischem Aufwand. Die erreichte Messgenauigkeit bezüglich des Betrags einer Interaktionskraft liegt mit einem relativen mittleren Fehler von 9,4% unterhalb der differentiellen Wahrnehmungsschwelle des Menschen und damit im Bereich der Anforderungen. Bezüglich der Wirkungsrichtung einer Interaktionskraft wurde ein mittlerer absoluter Fehler von 14,4% erreicht, was ebenfalls im Bereich der vorher definierten Anforderungen und innerhalb der differentiellen Wahrnehmungsschwellen liegt. Die Ableitung von Greifkräften auf Basis des Motorstroms erreicht eine zufriedenstellende Auflösung von etwa 1,5% der maximal erreichbaren Greifkraft eines Endeffektortyps. Die gewählten Methoden zur Erfassung von Interaktions- und Greifkräften ermöglichen die Verwendung konventioneller chirurgischer Instrumente ohne Modifikation und können damit zu einer ressourcenschonenden Umsetzung und einem hohen Verbreitungsgrad der Technologie beitragen.

Das entwickelte haptische Eingabegerät ermöglicht die Darbietung von dynamischem haptischen Feedback und Eingabebewegungen mit einem hohen Maß an Bewegungskongruenz zur Kinematik des Instruments im Trokar. Im gesamten Arbeitsraum des Eingabegerätes können translatorische Feedbackkräfte in Höhe von 5 N mit einer mechanischen Bandbreite von 19,3 Hz dargestellt werden. Weiterhin wurde eine mechanische Bandbreite bezüglich des haptischen Feedbacks aus der Greifbewegung von 73,5 Hz erreicht. Die generelle Eignung von seilgetriebenen Parallelkinematiken zur Darstellung von haptischem Feedback mit hoher mechanischer Bandbreite wurde aufgezeigt, genauso wie die Umsetzbarkeit als anwendungsspezifisches Eingabegerät für die Roboter-assistierte Chirurgie.

# Abstract

Robot-assisted surgery, and in particular surgical telemanipulation, offers numerous advantages compared to conventional surgical methods. This includes the potential for a better surgical outcome as well as ergonomic and fatigue-free operation even over longer periods of use. Regarding mechatronic systems in the medical field, system-related requirements of multiple stakeholders need to be considered. The well-being of patients has the highest priority but is directly influenced by financial aspects and the user interaction between the surgeon and the system. The apparent advantages of using telemanipulation systems in robot-assisted surgery motivate their further improvement. The user interaction is a crucial aspect that significantly influences the performance of the overall system. The absence of a haptic impression from the situs is a frequently stated limitation. The implementation of haptic feedback and a movement-congruent and thus intuitively usable input modality have the potential to increase the identification between the user and the telemanipulation environment and thus to improve user interaction and surgical outcome.

The aim of this thesis is the development and evaluation of methods for the realization of haptic feedback for robot-assisted surgery. The first scientific objective relates to the measurement of interaction and gripping forces between instrument end effector and tissue, without custom-made instrumentation becoming a cost driver in terms of provision and reprocessing. An extracorporeal sensor unit is used to capture translational interaction forces, and the resulting quality of interaction force measurement is investigated. Furthermore, an indirect method for the acquisition of gripping forces from the motor current of the gripping actuation was implemented and evaluated. In the context of the second scientific objective, an input device was developed, which enables congruency between input and output kinematics. It is hypothesized that cable-driven parallel kinematics are particularly suitable for displaying haptic feedback with high mechanical bandwidth and for achieving an application-specific input device for robot-assisted surgery. The general suitability was investigated with a planar test rig, followed by the development of a haptic input device with seven degrees of freedom. Furthermore, a telemanipulation system, by means of a modular and reconfigurable research platform was built in order to derive requirements and to enable

application-centered evaluation with the developed solutions.

The chosen approaches for capturing interaction and gripping forces allow for a measurement quality sufficient for the intended application with very low technical effort. The achieved measurement accuracy regarding the magnitude of an interaction force with a relative mean error of 9.4 % is below the differential perception threshold of humans and thus within the range of requirements. Regarding the direction of an interaction force, a mean absolute error of 14.4 % was achieved, which is also within the range of requirements and within the differential perception thresholds. The derivation of gripping forces based on motor current achieves a satisfactory resolution of about 1.5 % of the maximum achievable gripping force of an end effector type. The chosen methods for the measurement of interaction and gripping forces allow for the use of conventional surgical instruments without modification and can thus contribute to a resource-efficient implementation and widespread use of the technology.

The developed haptic input device allows to display dynamic haptic feedback and to command input motions with a high degree of congruency to the kinematics of the instrument in the trocar point. Throughout the workspace of the input device, translational feedback forces of 5 N can be displayed with a mechanical bandwidth of 19.3 Hz. Furthermore, a mechanical bandwidth regarding the haptic feedback from the gripping movement of 73.5 Hz was achieved. The general suitability of cable-driven parallel kinematics for displaying haptic feedback with high mechanical bandwidth was demonstrated, as well as the feasibility as an application-specific input device for robot-assisted surgery.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Vorwort</b>	<b>III</b>
<b>Zusammenfassung</b>	<b>V</b>
<b>Abstract</b>	<b>VII</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>XIV</b>
<b>Symbolverzeichnis</b>	<b>XV</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Grundlagen . . . . .	4
1.1.1 Haptische Wahrnehmung des Menschen . . . . .	4
1.1.2 Haptische Systeme . . . . .	5
1.1.3 Haptik in der Chirurgie . . . . .	6
1.2 Zielsetzung und Aufbau der Arbeit . . . . .	7
<b>2 Stand der Technik</b>	<b>11</b>
2.1 Kommerzielle Systeme . . . . .	11
2.2 Forschungsprojekte . . . . .	16
2.3 Diskussion . . . . .	19
<b>3 Telemanipulationssystem</b>	<b>21</b>
3.1 Kinematik des Manipulators . . . . .	23
3.1.1 Grundlagen . . . . .	23
3.1.2 Kinematisches Konzept des KISSROB-Systems . . . . .	25
3.2 Teilsysteme . . . . .	26
3.2.1 Manipulator . . . . .	26
3.2.2 Eingabegerät . . . . .	32
3.2.3 Bedienung . . . . .	33
3.3 Systemarchitektur . . . . .	33
3.3.1 Robot Operating System . . . . .	33
3.3.2 Aufbau der Systemarchitektur . . . . .	34
3.3.3 Prozesse im Telemanipulationssystem . . . . .	34
3.3.4 Use-Case . . . . .	37
<b>4 Erfassung von Interaktionskräften</b>	<b>39</b>
4.1 Grundlagen und Stand der Technik . . . . .	39
4.1.1 Grundlagen . . . . .	39
4.1.2 Stand der Technik zur Erfassung von Interaktionskräften . . . . .	40
4.1.3 Stand der Technik zur Erfassung von Greifkräften . . . . .	46
4.2 Konzept und Anforderungen . . . . .	48
4.2.1 Konzept . . . . .	48
4.2.2 Anforderungen . . . . .	50

4.3	Wissenschaftliche Zielsetzung . . . . .	51
4.4	Interaktionskräfte . . . . .	52
4.4.1	Systemdesign . . . . .	52
4.4.2	Material und Methoden . . . . .	53
4.4.3	Ergebnisse . . . . .	58
4.4.4	Diskussion . . . . .	60
4.4.5	Fazit und Ausblick . . . . .	63
4.5	Greifkräfte . . . . .	63
4.5.1	Systemdesign . . . . .	64
4.5.2	Material und Methoden . . . . .	66
4.5.3	Ergebnisse . . . . .	69
4.5.4	Diskussion . . . . .	70
4.5.5	Fazit und Ausblick . . . . .	71
4.6	Fazit und Ausblick . . . . .	72
<b>5</b>	<b>Darstellung von Interaktionskräften</b>	<b>75</b>
5.1	Stand der Technik . . . . .	75
5.1.1	Haptische Eingabegeräte in RAS-Systemen . . . . .	75
5.1.2	Haptische Eingabegeräte in Forschungsprojekten . . . . .	78
5.1.3	Kommerzielle Haptische Eingabegeräte . . . . .	80
5.1.4	Zusammenfassung und Schlussfolgerung . . . . .	82
5.2	Generelle Anforderungen an haptische Eingabegeräte für die RAS . . . . .	84
5.2.1	Fazit . . . . .	85
5.3	Wissenschaftliche Zielsetzung . . . . .	86
5.4	Seilrobotik . . . . .	87
5.4.1	Seilrobotik Grundlagen . . . . .	88
5.4.2	Seilrobotik zur Darstellung von haptischem Feedback . . . . .	96
5.5	Grundlagen und Systemdesign . . . . .	101
5.5.1	Anforderungen . . . . .	101
5.5.2	Elektromechanische Komponenten . . . . .	102
5.5.3	Steuerung und Regelung . . . . .	107
5.5.4	Systemarchitektur . . . . .	109
5.6	Planarer Versuchsträger – PlaCaRo . . . . .	114
5.6.1	Arbeitsraumanalyse . . . . .	115
5.6.2	Systemdesign . . . . .	121
5.6.3	Evaluierung . . . . .	125
5.6.4	Diskussion . . . . .	139
5.7	Räumlicher Versuchsträger – FalCaRo . . . . .	143
5.7.1	Synthese von Konfigurationen . . . . .	144
5.7.2	Arbeitsraumanalyse . . . . .	148
5.7.3	Systemdesign . . . . .	153
5.7.4	Evaluierung . . . . .	160
5.7.5	Diskussion . . . . .	165
5.8	Nutzerschnittstelle . . . . .	167
5.8.1	Anforderungen und Konzeption . . . . .	167
5.8.2	Systemdesign . . . . .	169
5.8.3	Evaluierung . . . . .	175
5.8.4	Diskussion . . . . .	179
5.9	Fazit und Ausblick . . . . .	183

---

<b>6</b>	<b>Vorläufige Evaluierung des Telemanipulationssystems</b>	<b>185</b>
6.1	Systemzentrierte Evaluierung des Telemanipulationssystems . . . . .	185
6.1.1	Sensordrift der IMU . . . . .	185
6.1.2	Genauigkeit der Ermittlung des Trokarpunkts . . . . .	187
6.1.3	Rechtzeitigkeit eines ROS-Nodes . . . . .	189
6.1.4	Latenz einer ROS-Message . . . . .	190
6.2	Aufgabenzentrierte Evaluierung des Telemanipulationssystems . . . . .	191
6.2.1	Test-Kit . . . . .	191
6.2.2	Ausblick zur Auswertung aufgabenzentrierter Tests . . . . .	196
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung, Fazit und Ausblick</b>	<b>197</b>
7.1	Ergebnisse der Arbeit . . . . .	197
7.1.1	Vorgehensweise . . . . .	197
7.1.2	Interaktionskrafterfassung . . . . .	198
7.1.3	Interaktionskraftdarstellung . . . . .	199
7.1.4	Telemanipulationssystem . . . . .	201
7.2	Ausblick . . . . .	201
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>203</b>



# Abkürzungsverzeichnis

<b>BLDC-Motor</b>	Bürstenloser Gleichstrommotor
<b>CAD</b>	Computer Aided Design
<b>CAN</b>	Controller Area Network
<b>CDHD</b>	Cable-Driven Haptic Device
<b>CDPR</b>	Cable-Driven Parallel Robot
<b>CFM</b>	Closed-Form Method
<b>CRPM</b>	Completely Restrained Positioning Mechanism
<b>DC-Motor</b>	Gleichstrommotor
<b>DOF</b>	Degree of Freedom
<b>FalCaRo</b>	Falcon Cable Robot
<b>FDA</b>	Food and Drug Administration
<b>FOC</b>	Field Oriented Control
<b>GUI</b>	Graphical User Interface
<b>HMD</b>	Head-Mounted Display
<b>HUI</b>	Haptic User Interface
<b>I<sup>2</sup>C</b>	Inter-Integrated Circuit
<b>ICFM</b>	Improved Closed-Form Method
<b>IMT</b>	Institut für Medizingerätetechnik
<b>IMU</b>	Inertial Measurement Unit
<b>IRPM</b>	Incompletely Restrained Positioning Mechanism
<b>KOS</b>	Koordinatensystem
<b>LMA</b>	Levenberg-Marquardt-Algorithmus
<b>MIS</b>	Minimally Invasive Surgery
<b>NTP</b>	Network Time Protocol
<b>OP</b>	Operationssaal
<b>OP-Tisch</b>	Operationstisch
<b>PLA</b>	Polylactid
<b>PlaCaRo</b>	Planar Cable Robot
<b>PWM</b>	Pulsweitenmodulation
<b>RAS</b>	Robot-assisted Surgery
<b>RCM</b>	Remote Center of Motion

<b>ROS</b>	Robot Operating System
<b>RRPM</b>	Redundantly Restrained Positioning Mechanism
<b>SPI</b>	Serial Peripheral Interface
<b>USB</b>	Universal Serial Bus

# Symbolverzeichnis

## In Kapitel 1 eingeführte Symbole:

Symbol	Beschreibung
$\underline{T}$	Haptische Transparenz
$\underline{Z}_t$	Mechanische Impedanz des Telemanipulationssystems
$\underline{Z}_u$	Mechanische Impedanz der Umgebung

## In Kapitel 3 eingeführte Symbole:

Symbol	Beschreibung
$l_{\text{instr}}$	Länge des Instruments
$\mathbf{x}_{\text{EE}}$	Vorgegebene Position des Instrumentenendeffektors
$\mathbf{x}_{\text{R}}$	Position des Roboterendeffektors
$\mathbf{x}_{\text{T}}$	Position des Trokars
$\eta$	Verhältnis aus Länge des Instruments und Eindringtiefe

## In Kapitel 4 eingeführte Symbole:

Symbol	Beschreibung
$A_{\text{Sweep}}$	Amplitude des Sinus-Sweep
${}_{\text{BR}}\mathbf{F}_{\text{EE}}$	Interaktionskraft am Endeffektor beschrieben in $\mathcal{K}_{\text{BR}}$
${}_{\text{IMU}}\mathbf{F}_{\text{EE}}$	Interaktionskraft am Endeffektor beschrieben in $\mathcal{K}_{\text{IMU}}$
${}_{\text{IMU}}\mathbf{F}_{\text{G}}$	Gewichtskraft des Instrumentenadapters beschrieben in $\mathcal{K}_{\text{IMU}}$
${}_{\text{IMU}}\mathbf{F}_{\text{K}}$	Am Sensor wirkende Kraft beschrieben in $\mathcal{K}_{\text{IMU}}$
$f_{\text{max,Sweep}}$	Endfrequenz des Sinus-Sweep
$f_{\text{min,Sweep}}$	Startfrequenz des Sinus-Sweep
$F_{\text{soll,konst}}$	Kraftgleichanteil des Sinus-Sweep
$F_{\text{soll,Sweep}}$	Sollkraft des Sinus-Sweep
$F_{\text{Sweep,in}}$	Eingangsfunktion der dynamischen Kraftübertragung
$F_{\text{Sweep,out}}$	Ausgangsfunktion der dynamischen Kraftübertragung
$F_x$	Nennmessbereich des Sensors bezüglich Kräften in x-Richtung
$F_y$	Nennmessbereich des Sensors bezüglich Kräften in y-Richtung
$F_z$	Nennmessbereich des Sensors bezüglich Kräften in z-Richtung
$G(f)$	Kraftübertragungsfunktion
$\mathcal{K}_{\text{BR}}$	Basiskoordinatensystem des Roboters
$\mathcal{K}_{\text{IMU}}$	Basiskoordinatensystem der IMU
${}_{\text{IMU}}\mathbf{M}_{\text{K}}$	Am Sensor wirkendes Moment beschrieben in $\mathcal{K}_{\text{IMU}}$
$M_x$	Nennmessbereich des Sensors bezüglich Momenten um x

$M_y$	Nennmessbereich des Sensors bezüglich Momenten um y
$M_z$	Nennmessbereich des Sensors bezüglich Momenten um z
$s_{EE}$	Strecke zwischen Kreuzgelenk und Endeffektor des Instruments
$s_G$	Strecke zwischen Kreuzgelenk und Angriffspunkt der Gewichtskraft
$s_K$	Strecke zwischen Kreuzgelenk und Sensor
$s_T$	Strecke zwischen Kreuzgelenk und Trokar
$t$	Eindringtiefe des Instruments im Trokar
$T_{\text{Sweep}}$	Dauer des Sinus-Sweep
$\gamma$	Kippwinkel des Instruments
$\delta$	Winkel der Schaftrotation

## In Kapitel 5 eingeführte Symbole:

### Symbol Beschreibung

$A_{\text{CDHD}}$	Von den Punkten $A_i$ aufgespannte Fläche des PlaCaRo
$A_i$	Proximaler Anknüpfungspunkt des Seils $i$ am Rahmen
$\mathbf{a}_i$	Positionsvektor des $i$ -ten proximalen Anknüpfungspunkts am Rahmen
$\mathbf{A}^T$	Posenabhängige Strukturmatrix
$\mathbf{A}^{+T}$	Moore-Penrose Pseudo-Inverse der Strukturmatrix $\mathbf{A}^T$
$a_x$	Kantenlänge der Grundfläche der von den Punkten $A_i$ aufgespannten Geometrie des FalCaRo
$a_z$	Höhe der von den Punkten $A_i$ aufgespannten Geometrie des FalCaRo
$\mathbf{B}$	Dämpfungs-Matrix der Impedanzsteuerung
$B_i$	Distaler Anknüpfungspunkt des Seils $i$ am Endeffektor
$\mathbf{b}_i$	Positionsvektor des $i$ -ten distalen Anknüpfungspunkts am Endeffektor
$b_z$	Länge des Endeffektors des FalCaRo
$\mathbf{c}$	Kantenvektor eines, den Arbeitsraum des PlaCaRo umhüllenden, Parallelogramms
$\mathbf{d}$	Kantenvektor eines, den Arbeitsraum des PlaCaRo umhüllenden, Parallelogramms
$d_S$	Durchmesser des Seils
$d_{\text{Seilscheibe}}$	Durchmesser der Seilscheibe des HUI
$d_T$	Durchmesser der Seiltrommel
$e$	Abstand zwischen Seiltrommel und Umlenkrolle
$f$	Seilkraft
$\mathbf{f}$	Vektor aller $m$ Seilkräfte
$f_{\text{comp}}$	Kompensationskraft
$f_{\text{des}}$	Gewünschte Seilkraft
$F_F$	Feedbackkraft
$f_f$	Reibungskraft
$f_i$	Seilkraft des $i$ -ten Seils
$\mathbf{f}_M$	Vektor der $m$ mittleren Seilkräfte bezüglich $f_{\min}$ und $f_{\max}$

$f_{\max}$	Maximale Seilkraft
$f_{\text{mess}}$	Gemessene Seilkraft
$f_{\text{mess,ab}}$	Gemessene Kraft beim Abwickeln des Seils
$f_{\text{mess,auf}}$	Gemessene Kraft beim Aufwickeln des Seils
$f_{\min}$	Minimale Seilkraft
$f_{\text{set}}$	Einzustellende Seilkraft
$f_V$	Variabler Anteil der Seilkraftverteilung
$g$	Fehlerfunktion des Levenberg-Marquardt-Algorithmus
$G_x$	Gradient der Fehlerfunktion $g$ durch partielle Ableitung nach $x$
$G_y$	Gradient der Fehlerfunktion $g$ durch partielle Ableitung nach $y$
$G_z$	Gradient der Fehlerfunktion $g$ durch partielle Ableitung nach $z$
$G_\varphi$	Gradient der Fehlerfunktion $g$ durch partielle Ableitung nach $\varphi$
$G_{\varphi_x}$	Gradient der Fehlerfunktion $g$ durch partielle Ableitung nach $\varphi_x$
$G_{\varphi_y}$	Gradient der Fehlerfunktion $g$ durch partielle Ableitung nach $\varphi_y$
$h_t$	Schrittweite des Levenberg-Marquardt-Algorithmus
$h_W$	Steigung der Seilwicklung auf einer Seiltrommel
$I$	Massenträgheit
$i$	Über-/Untersetungsverhältnis
$I_A$	Flächenindex des PlaCaRo
$I_C$	Kompaktheitsindex des PlaCaRo
$i_d$	Feldbildender Strom eines BLDC-Motors im $d$ - $q$ -KOS
$I_{\text{des}}$	Index bezüglich der Abdeckung des gewünschten Arbeitsraums des FalCaRo
$i_{d,\text{soll}}$	Feldbildender Sollstrom eines BLDC-Motors im $d$ - $q$ -KOS
$i_{\text{EE}}$	Strom bei Greifbewegung des Endeffektors
$i_{\text{EE,max}}$	Maximaler Strom bei Greifbewegung des Endeffektors
$i_{\text{EE,min}}$	Mindestener Strom bei Greifbewegung des Endeffektors
$i_{\text{HUI}}$	Strom zur Erzeugung einer Feedbackkraft der Greifbewegung
$i_{\text{HUI,max}}$	Maximaler Strom zur Erzeugung einer Feedbackkraft der Greifbewegung
$i_{\text{HUI,min}}$	Minimaler Strom zur Erzeugung einer Feedbackkraft der Greifbewegung
$i_M$	Motorstrom
$i_q$	Drehmomentbildender Strom eines BLDC-Motors im $d$ - $q$ -KOS
$i_{q,\text{soll}}$	Drehmomentbildender Sollstrom eines BLDC-Motors im $d$ - $q$ -KOS
$I_S$	Symmetrieindex des PlaCaRo
$i_u$	Phasenstrom der Motorphase $u$
$I_V$	Volumenindex des FalCaRo
$i_v$	Phasenstrom der Motorphase $v$
$i_w$	Phasenstrom der Motorphase $w$
$J_\nu$	Jacobi-Matrix
$\mathbf{K}$	Steifigkeits-Matrix der Impedanzsteuerung
$\mathcal{K}_0$	Globales Koordinatensystem eines CDHD
$\mathcal{K}_A$	Referenz-Koordinatensystem einer Umlenkrolle
$\mathcal{K}_E$	Referenz-Koordinatensystem des Endeffektors eines CDHD
$\mathcal{K}_{\text{HUI}}$	Körperfestes Koordinatensystem in der Basis des HUI
$\mathcal{K}_{\text{HUI,A}}$	Koordinatensystem in der Aufhängung des HUI
$\mathcal{K}_{\text{I,D}}$	Koordinatensystem distal der Abwinkelung des Instrumentenendeffektors

$\mathcal{K}_{I,P}$	Koordinatensystem proximal der Abwinkelung des Instrumentenendeffektors
$k_M$	Drehmomentkonstante des Motors
$l_A$	Seillänge eines Antriebsmoduls
$l_F$	Freie Seillänge bei einer rollenbasierten Seilführung
$l_h$	Länge des Hebelarms des HUI
$l_{\text{homing}}$	Seillängen in der Homing-Pose des Endeffektors
$l_i$	Vektor des i-ten Seils
$l_i$	Seillänge des i-ten Seils
$l_{\text{pulley}}$	Seillänge im System bei einer rollenbasierten Seilführung
$l_R$	Umschlingende Seillänge bei einer rollenbasierten Seilführung
$l_T$	Länge der Seiltrommel
$M$	Massen-Matrix der Impedanzsteuerung
$m$	Anzahl der Seile
$n$	Anzahl der Freiheitsgrade
$n_R$	Anzahl rotatorischer Freiheitsgrade
$n_{\text{Res}}$	Anzahl der Reserve-Wicklungen auf einer Seiltrommel
$n_T$	Anzahl translatorischer Freiheitsgrade
$n_W$	Anzahl der Seilwicklungen auf einer Seiltrommel
$n_{\text{workspace}}$	Anzahl der Diskretisierungspunkte
$P$	Laplace-Transformierte der Position $\mathbf{p}$
$\mathbf{p}$	Pose des Endeffektors
$\mathbf{p}_{\text{des}}$	Gewünschte Pose des Endeffektors
$\mathbf{p}_{\text{homing}}$	Homing-Pose des Endeffektors
$\dot{\mathbf{p}}$	Geschwindigkeit des Endeffektors
$\mathbf{p}_t$	Geschätzte Pose zum Zeitschritt $t$ des Levenberg-Marquardt-Algorithmus
$\mathcal{R}$	Set an Orientierungen
$\mathbf{R}$	Orientierung des Endeffektors
$\mathbf{r}$	Position des Endeffektors
$\mathbf{R}_0$	Definierte Orientierung des Endeffektors
$\mathbf{r}_0$	Geschätzte initiale Position des Endeffektors
$\mathbf{R}_A$	Orientierung von $\mathcal{K}_A$ bezüglich $\mathcal{K}_0$
$r_D$	Redundanzgrad
$\mathbf{r}_o$	Position des oberen Endes des Endeffektors des FalCaRo
$r_R$	Radius der Seilrolle
$r_T$	Radius der Seiltrommel
$\mathbf{r}_u$	Position des unteren Endes des Endeffektors des FalCaRo
$s$	Komplexe Frequenzvariable der Laplace-Transformation
$^A\mathbf{s}$	Positionsvektor eines distalen Anknüpfungspunkts am Endeffektor
$\hat{\mathbf{s}}_{\text{piv}}$	Normierter Vektor von $\mathbf{r}_u$ in Richtung des virtuellen Trokarpunkts
$t$	Zeitschritt des Levenberg-Marquardt-Algorithmus
$\tau_M$	Drehmoment des Motors
$\tau_{M,\text{nenn}}$	Nennmoment des Motors

---

$u_d$	Feldbildende Spannung eines BLDC-Motors im $d$ - $q$ -KOS
$\mathbf{u}_i$	Einheitsvektor des $i$ -ten Seils
$u_q$	Drehmomentbildende Spannung eines BLDC-Motors im $d$ - $q$ -KOS
$u_u$	Phasenspannung der Motorphase u
$u_v$	Phasenspannung der Motorphase v
$u_w$	Phasenspannung der Motorphase w
$V_{\text{CDHD}}$	Von den Punkten $A_i$ aufgespanntes Volumen des FalCaRo
$V_{\text{des}}$	Volumen des gewünschten Arbeitsraums des FalCaRo
$V_{\text{workspace}}$	Volumen des Arbeitsraums des FalCaRo
$\mathbf{w}$	Externer Kraftwinder
$\mathcal{W}_{\text{CO}}$	Constant Orientation Workspace
$\mathbf{w}_V$	Kraftwinder zur Repräsentation der variablen Seilkräfte $\mathbf{f}_V$
$\mathbf{Z}$	Mechanische Impedanz
$\beta_R$	Umschlingungswinkel des Seils bei einer rollenbasierten Seilführung
$\Delta x$	Auflösung der Diskretisierung in x-Richtung
$\Delta y$	Auflösung der Diskretisierung in y-Richtung
$\epsilon_1$	Erster Terminierungsparameter des Levenberg-Marquardt-Algorithmus
$\epsilon_2$	Zweiter Terminierungsparameter des Levenberg-Marquardt-Algorithmus
$\mu$	Dämpfungsparameter des Levenberg-Marquardt-Algorithmus
$\nu_i$	Schließbedingung der Inversen Kinematik beziehungsweise Fehler der Seillängen des Levenberg-Marquardt-Algorithmus
$\xi$	Ablenkungswinkel zwischen Seilachse und Lot der Seiltrommelachse
$\sigma$	Dämpfungsparameter der Reibungskompensation
$\varphi^{FK}$	Vorwärts-Kinematik
$\varphi^{IK}$	Inverse Kinematik
$\omega$	Drehwinkel des Motors
$\dot{\omega}$	Drehwinkelgeschwindigkeit des Motors
$\ddot{\omega}$	Drehwinkelbeschleunigung des Motors



# 1 Einleitung

Eine zunehmende Anzahl chirurgischer Eingriffe wird in Deutschland unter Anwendung von Operationsrobotern durchgeführt (Abbildung 1.1). Insbesondere die Anwendung in den Fachbereichen Urologie, Gynäkologie und Viszeralchirurgie wird häufig genannt [1]. Für robotische Assistenzsysteme haben sich verschiedene Einsatzszenarien herausgebildet. Dazu zählen Systeme zur statischen Positionierung von Instrumenten gemäß präoperativer Planung wie zum Beispiel bei der Stereotaxie, zum Abfahren vorgegebener Trajektorien wie beispielsweise zum Ausfräsen von Kavitäten in Knochen, zur Replikation der Bewegung des Chirurgen oder der Chirurgin im Sinne der Telemanipulation, sowie das Aufbringen von Kräften oder die Vorgabe von Bewegungsbahnen zum Zwecke der Rehabilitation. Die vorliegende Arbeit gliedert sich in den Bereich der

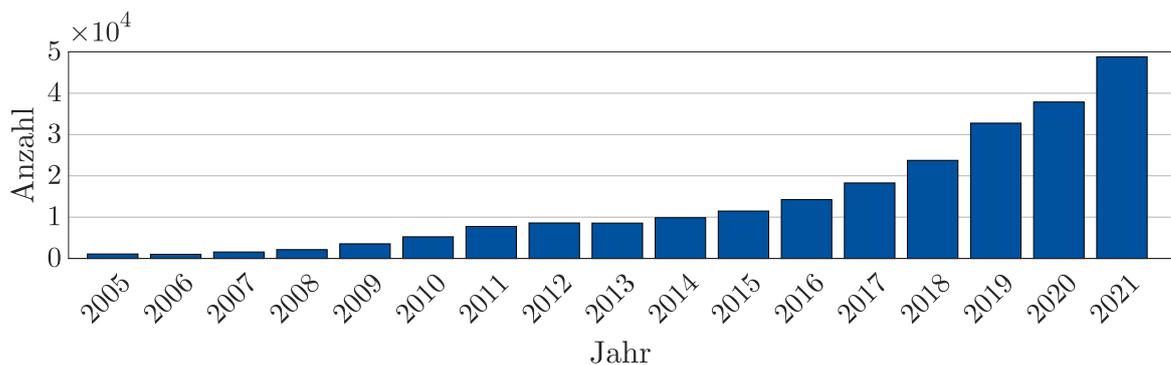


Abbildung 1.1: Anzahl an Operationen unter Anwendung von Operationsrobotern in Deutschland im Zeitraum von 2005 bis 2021 (eigene Darstellung basierend auf Daten des Statistischen Bundesamts [2]).

Telemanipulation ein, mit der minimalinvasiven laparoskopischen Roboter-assistierten Chirurgie (Robot-assisted Surgery (RAS)) als intendierte Anwendung. Systeme dieser Kategorie werden im Folgenden vereinfachend als *RAS-Systeme* bezeichnet. Die Erforschung, Entwicklung und der Einsatz solcher Systeme werden durch mehrere Vorteile motiviert, dazu gehören [3–6]:

**Ergonomie.** Die operierende Person kann in einer komfortablen Körperhaltung auch über längere Zeiträume ermüdungsfrei arbeiten.

**Freiheitsgrade.** Die aufgrund des Trokarpunkts reduzierte Anzahl der Freiheitsgrade (Degree of Freedom (DOF)) an der Instrumentenspitze kann durch zusätzliche Bewegungsmöglichkeiten des Instrumentenendeffektors kompensiert werden.

**Präzision.** Durch die Skalierung von Bewegungen sowie die Möglichkeit, Arm oder Ellbogen aufzulegen, kann das Eingabegerät und damit der Instrumentenendeffektor mit hoher Präzision manövriert werden.

**Bewegungskompensation.** Es besteht die Möglichkeit Bewegungen zu filtern oder zu kompensieren, wie den physiologischen Tremor der operierenden Person oder die Atmung von Patient oder Patientin.

Die relativ breit gefassten systembezogenen Vorteile haben das Potential, konkrete Verbesserungen für alle Beteiligten zu erreichen. Das kann das Wohlbefinden und die Gesundheit von Chirurgen und Chirurginnen sein, der verbesserte medizinische Outcome für Patienten und Patientinnen sowie ein verkürzter postoperativer Aufenthalt in der Klinik und damit einhergehende Einsparungen bezüglich begrenzter Ressourcen [5, 7–9]. Trotz der offensichtlichen Vorteile, die der Einsatz von RAS-Systemen verspricht, muss eine Betrachtung der entstehenden Bereitstellungs- und Betriebskosten erfolgen. Nach aktueller Literaturlage scheint eine zeit- und kosteneffiziente Eingliederung von Robotersystemen in den Operations-Workflow noch nicht möglich, beziehungsweise wird noch nicht umgesetzt [9–19]. Die Rechtfertigung des Einsatzes teurer Telemanipulationssysteme verlangt den Vergleich zu konventionellen Methoden der Chirurgie. Es zeigt sich, dass Eingriffe unter Verwendung von RAS-Systemen in vielen Fällen ‚nur‘ vergleichbar gute Ergebnisse wie herkömmlich durchgeführte Eingriffe erzielen [20–23]. Während das medizinische Resultat von sehr vielen individuellen Faktoren und stark vom jeweiligen Eingriff beziehungsweise der jeweiligen Fachdisziplin abhängt, kann auf Seite der zeitlichen und materiellen Ressourcen mit hoher Wahrscheinlichkeit eine systematische Verbesserung erreicht werden. Neben geringen Bereitstellungsaufwänden gilt es auch, verringerte Betriebsaufwände zu realisieren. Aus diesem Grund ist eine effektive Nutzerinteraktion mit möglichst geringen Einarbeitungszeiten, die Anwendbarkeit des Systems auf verschiedene Eingriffe und Fachdisziplinen, die Verringerung von Rüstzeiten durch Reduzierung notwendiger Arbeitsschritte sowie die Vermeidung von zusätzlichem Personal in der Peripherie anzustreben.

Es bleibt eine Vielzahl an Herausforderungen zu bewältigen, um Systemen der RAS zu einem höheren Verbreitungsgrad zu verhelfen. Eine davon ist die Erarbeitung einer effektiven Nutzerinteraktion, um die nachhaltige Identifikation der benutzenden Person mit dem Telemanipulationssystem zu ermöglichen und um mit leistungsfähiger und

transparenter haptischer Rückmeldung manuelle Operationsmethoden zu übertreffen. Haptisches Feedback ist ein häufig genannter Mangel bestehender RAS-Systeme und birgt neben der effektiven Nutzerinteraktion das Potential gesteigerter Patientensicherheit [24–26].

Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung und Untersuchung von Methoden zur Realisierung von haptischem Feedback in der RAS. Dazu werden ausgewählte technische Lösungen für die Erfassung von Interaktionskräften zwischen Instrumenteneffektor und Gewebe, sowie für die Darstellung von Interaktionskräften für die benutzende Person entwickelt und erprobt. Besonderes Augenmerk liegt auf der Wahl ressourceneffizienter Ansätze, um einen Beitrag zur einfachen und nachhaltigen Implementierung in Systeme der RAS zu leisten. Ebenfalls Teil dieser Arbeit ist der Aufbau eines Telemanipulationssystems im Sinne einer modularen und erweiterbaren Forschungsplattform. Diese soll zu ersten Tests der entwickelten Lösungen zur Interaktionskrafterfassung und -darstellung, sowie zur Ableitung von Anforderung an dieselben dienen. Weiterhin soll das Telemanipulationssystem eine nachhaltig nutzbare Plattform für anknüpfende Fragestellungen und Forschungsvorhaben sein.

Die vorliegende Arbeit wurde im Zeitraum von November 2017 bis Juli 2023 am Institut für Medizingerätetechnik (IMT) der Universität Stuttgart unter Betreuung von PROF. DR. RER. NAT. HABIL. PETER P. POTT durchgeführt. Am IMT hat sich nach Gründung im Juli 2017 die Medizinrobotik als einer von mehreren Forschungsschwerpunkten etabliert. Die vorliegende Arbeit ist Teil dieses Forschungsschwerpunkts, mit Aspekten hinsichtlich der Telemanipulation in medizinischer Anwendung, der sicheren und effektiven Nutzerinteraktion sowie der Erforschung ressourceneffizienter technologischer Ansätze mit dem Ziel, medizintechnischen Errungenschaften zu einem hohen Verbreitungsgrad zu verhelfen. Institutsintern trägt das in dieser Arbeit beschriebene Vorhaben das Akronym KISSROB – Keep It Simple & Safe Robotics.

Im folgenden Abschnitt 1.1 werden die Grundlagen der haptischen Wahrnehmung des Menschen, sowie des haptischen Feedbacks in Zusammenhang mit der RAS erläutert. Anschließend folgt die Erläuterung der wissenschaftlichen Fragestellungen und den daraus abgeleiteten Zielsetzungen dieser Arbeit (Abschnitt 1.2).

## 1.1 Grundlagen

In diesem Abschnitt werden die Grundlagen der haptischen Wahrnehmung des Menschen dargelegt, sowie theoretische Hintergründe von haptischem Feedback im Anwendungsfall der Chirurgie erläutert. Als weiterführende Literatur sind die Bücher beziehungsweise Kapitel von KERN *et al.* [27, 28], SAMUR [29] und PETER POTT [30] zu empfehlen.

### 1.1.1 Haptische Wahrnehmung des Menschen

Der Begriff *Haptik* umfasst die Wahrnehmung mechanischer Reize. Die Wahrnehmung mechanischer Reize kann in die kinästhetische und die taktile Wahrnehmung unterteilt werden [27]. Mechanische Reize erzeugen mechanische Spannungen und Dehnungen in der Haut, den Gelenken und den Muskeln des menschlichen Körpers und werden durch Rezeptoren erfasst. Die kinästhetische Wahrnehmung umfasst die Wahrnehmung des Zustands des Bewegungsapparats durch Muskelspannung, Gelenkpositionen, sowie der Ausrichtung der Gliedmaßen und der Körperorientierung im Raum [27]. Rezeptoren, die der kinästhetischen Wahrnehmung dienen, befinden sich in der Muskulatur, den Sehnen und den Gelenken. Aus den Massen, Dämpfungen und Steifigkeiten des Körpers resultiert ein Tiefpassverhalten, weshalb nur statische Reize und Reize mit geringer Dynamik wahrgenommen werden können. Die taktile Wahrnehmung resultiert aus Druck- und Scherkräften, die auf die Haut ausgeübt werden [27]. Rezeptoren, die der taktilen Wahrnehmung dienen, befinden sich in den äußeren Schichten der Haut und reagieren auf mechanische Spannungen. Die Dichte des Auftretens taktiler Rezeptoren variiert stark in Abhängigkeit der Körperregion. Es können Reize mit einer hohen mechanischen Bandbreite wahrgenommen werden (siehe Tabelle 1.1).

Für die Anforderungsermittlung, die der Entwicklung eines haptischen Eingabegerätes vorausgeht, ist die Analyse der relevanten Kennwerte der menschlichen Wahrnehmungsfähigkeit wichtig. Häufig wird dafür die Differenzschwelle nach WEBER [31] herangezogen, die das Verhältnis zweier gerade noch differenzierbarer Reize repräsentiert. In Tabelle 1.1 ist eine Übersicht über die, für die Arbeit relevanten Kennwerte der haptischen Wahrnehmung des Menschen zusammengestellt. Die gegebenen Kennwerte stellen experimentell ermittelte Durchschnittswerte dar und können individuell stark abweichen [30]. Insbesondere ist die Empfindlichkeit gegenüber dynamischen Reizen stark von deren Frequenz abhängig.

Tabelle 1.1: Ausgewählte Kennwerte der Wahrnehmungsfähigkeit des Menschen nach KERN [27].

Größe	Kennwert	Körperstelle	Wert
Statische Auslenkung / Position	Positionsauflösung	Fingergelenk (kinästhetisch)	2,5°
		Handgelenk (kinästhetisch)	2°
Dynamische Auslenkung / Vibration	Frequenz, Obergrenze der kinästhetischen Wahrnehmung	Gesamter Körper (kinästhetisch)	20-30 Hz
	Frequenz, Obergrenze der taktilen Wahrnehmung	Finger (taktil)	5-10 kHz
	Maximale Empfindlichkeit der taktilen Wahrnehmung	Fingerspitze (taktil)	bei 200-300 Hz
	Amplitude, Differenzschwelle	Fingerspitze (taktil)	10-25 %
Kraft und Druck	Kraft, Differenzschwelle	gesamter Körper (kinästhetisch)	5-10 %
	Druck, Differenzschwelle	Handgelenk (kinästhetisch)	4-19 %

### 1.1.2 Haptische Systeme

Bei einem haptischen Eingabegerät handelt es sich um die Schnittstelle zwischen einer nutzenden Person und einem technischen System. Das haptische Eingabegerät nimmt als Eingangsgröße Informationen auf, die von der benutzenden Person vorgegeben werden (zum Beispiel die Position eines Endeffektors oder Handgriffs) und gibt eine Ausgangsgröße aus, die von der benutzenden Person haptisch wahrgenommen werden kann (zum Beispiel eine Kraft oder Vibration). Im Falle der Telemanipulation in der RAS kann ein haptisches Eingabegerät verwendet werden, um Bewegungen für den Instrumentenendeffektor vorzugeben und der benutzenden Person die auftretenden Interaktionskräfte darzustellen. Das haptische System besteht in diesem Fall aus dem Systemteil, der mit der zu manipulierenden Umgebung in Kontakt ist und dem Systemteil, mit dem die benutzende Person interagiert. Ein haptisches System erreicht eine hohe Güte, wenn der nutzenden Person die haptischen Eigenschaften der zu manipulierenden Umgebung so realitätsgetreu wie möglich dargeboten werden [32]. Zur Quantifizierung dieser Eigenschaft von haptischen Systemen hat sich in der Vergangenheit die haptische Transparenz  $\underline{T}$  etabliert [33]. Die haptische Transparenz kann als Quotient der mecha-

nischen Impedanz des Telemanipulationssystems  $\underline{Z}_t$  und der mechanischen Impedanz der Umgebung  $\underline{Z}_u$  bestimmt werden:

$$\underline{T} = \frac{\underline{Z}_t}{\underline{Z}_u} \quad (1.1)$$

Ein haptisches System mit idealer Transparenz würde der benutzenden Person die haptischen Eigenschaften der manipulierten Umgebung unverfälscht darstellen, was jedoch in der Realität nicht erreichbar ist [30]. KERN gibt eine Abweichung von  $\pm 3$  dB vom Idealwert als Kriterium an [34].

Als konkrete Entwurfsziele im Entwicklungsprozess eines Telemanipulationssystems lassen sich die Notwendigkeit geringer Reibung, geringer bewegter Massen und damit geringer Massenträgheiten, einem hohen Maß an Rücktreibbarkeit der Aktorik des Eingabegerätes, sowie einer hohen Steifigkeit desselben ableiten [32]. Die Forderung nach geringen Massen bei gleichzeitig hoher Systemsteifigkeit bedingt einen entsprechenden Kompromiss.

### 1.1.3 Haptik in der Chirurgie

Bei offenen chirurgischen Eingriffen hat der Chirurg oder die Chirurgin die Möglichkeit, einen unmittelbaren haptischen Eindruck des Situs zu erhalten. Sogar während der manuellen minimal-invasiven Chirurgie (Minimally Invasive Surgery (MIS)), wenn auch mit stark reduzierter Güte, wird eine gewisse haptische Rückmeldung über die am Instrumentenendeffektor wirkenden Kräfte zur Interpretation der Oberflächenbeschaffenheit, Form und Konsistenz von Objekten geboten [35–37]. Bei der RAS wird jeglicher haptischer Eindruck unterbunden, solange das Telemanipulationssystem nicht mit entsprechender Funktionalität zur Erfassung und Darstellung der Interaktionskräfte ausgerüstet ist.

Zu Beginn dieses Kapitels wurde bereits aufgezeigt, dass Unklarheit herrscht, ob die RAS der manuellen MIS überlegen ist. Dies setzt sich auch bezüglich der Notwendigkeit von haptischem Feedback in Systemen für die RAS fort. ENAYATI *et al.* schlussfolgern beispielsweise aus einer systematischen Recherche, dass haptisches Feedback nicht notwendig zur Durchführung chirurgischer Eingriffe ist, jedoch einen Beitrag zur Verbreitung und Akzeptanz der RAS leisten kann [25]. Laut HAGEN kann haptisches Feedback bei ausreichender Erfahrung in gutem Maße durch visuelles Feedback kompensiert werden. Basierend auf unterbewusst gesammeltem Wissen über die Verformung verschiedener Materialien und Gewebearten unter Belastung, können wirkende Kräfte

eingeschätzt werden [35]. Demgegenüber stehen zahlreiche Untersuchungen, die Vorteile von haptischem Feedback bestätigen und quantifizieren konnten. Haptisches Feedback birgt das Potential, die Patientensicherheit zu steigern und Verletzungen von Gewebe durch unnötig hohe Interaktionskräfte zu vermeiden [38, 39]. Dies zeigt auch die Studie von SARACINO *et al.*, die klare Vorteile von haptischem Feedback bezüglich verringerter Interaktionskräfte beim Schneiden und Ertasten und damit eine potentielle Reduzierung des Risikos, Gewebe zu beschädigen, identifiziert [40]. Auch für die operierende Person werden Vorteile berichtet. KOEHN *et al.* fanden in ihren Untersuchungen beispielsweise heraus, dass bereits ein einfaches, vibrotaktiler Feedback von nutzenden Personen bevorzugt wird gegenüber der Telemanipulation ohne haptisches Feedback [41].

## 1.2 Zielsetzung und Aufbau der Arbeit

Die Darbietung von haptischem Feedback kann zu einer effektiven Nutzung von RAS-System beitragen. Für die dafür notwendige Erfassung von Interaktionskräften existieren zahlreiche Ansätze (Kapitel 4) die jedoch meist auf speziell angefertigtem Instrumentarium beruhen. Dadurch erschweren sie die Implementierung in bestehende klinische Prozesse, wie beispielsweise die Wiederaufbereitung zur mehrfachen Verwendung von Instrumenten, und tragen zu einer Steigerung der Kosten bei. Beides limitiert den Verbreitungsgrad von RAS-Systemen. Weiterhin stellt die Schnittstelle zwischen nutzender Person und Telemanipulationssystem einen zentralen Punkt dar, der die Performance des Gesamtsystems maßgeblich bestimmt. Bestehende Eingabegeräte sind wenig anwendungsspezifisch und erlauben damit nur eine bedingte Identifikation der nutzenden Person mit dem Telemanipulationssystem und dem begrenzten Arbeitsraum des Instruments (Kapitel 5). Darüber hinaus wird meist kein haptisches Feedback dargeboten. Die in Forschung und in kommerziell erhältlichen Systemen eingesetzten Eingabegeräte basieren weitgehend auf Seriell- oder Parallelkinematiken mit starrem Gestänge und möglichst spielfreien Gelenken. Durch die aufwändige mechanische Bauweise haben serielle Kinematiken vergleichsweise hohe Massenträgheiten, die dynamische Bewegungen und die Darstellung von hochfrequentem haptischen Feedback limitieren. Verglichen mit der Interaktionskrafterfassung am Instrument, sind die Anforderungen am Eingabegerät bezüglich der entstehenden Kosten gering, da dieses nicht dem permanenten Kreislauf der Wiederaufbereitung unterliegt. Der Problembeschreibung folgend, ergeben sich die Fragestellungen, die im Rahmen dieser Arbeit untersucht werden sollen:

**Interaktionskrafterfassung.** Mit welcher Methode und Qualität können Interaktionskräfte zwischen Instrumentenendeffektor und Gewebe erfasst werden, ohne dass speziell angefertigtes Instrumentarium zu einem Kostentreiber bezüglich Bereitstellung und Wiederaufbereitung wird?

**Interaktionskraftdarstellung.** Wie kann, zum Erreichen einer effektiven Nutzerinteraktion, eine anwendungsspezifische Schnittstelle zwischen nutzender Person und Telemanipulationssystem erreicht werden, bei gleichzeitiger Möglichkeit zur Darstellung von haptischem Feedback mit hoher mechanischer Bandbreite?

Haptisches Feedback mit hoher Qualität kann durch ein Eingabegerät mit parallelkinematischer Struktur erreicht werden. Verglichen mit seriellen Kinematiken, ermöglichen parallele Kinematiken einen weitaus steiferen Aufbau bei gleichzeitig geringeren bewegten Massen. Dadurch ist, in einem relativ kleinen Arbeitsraum, eine gute Gesamtperformance bei dynamischen Bewegungen und haptischem Feedback mit hoher Frequenz erreichbar. PEPE *et al.* fassen zusammen, dass ein haptisches Eingabegerät eine möglichst geringe bewegte Masse bei gleichzeitig hoher Steifigkeit aufweisen sollte, um eine realistische Abbildung von Kräften zu ermöglichen [42]. Dies geht einher mit der haptischen Transparenz als Beurteilungskriterium für die dynamischen Eigenschaften eines Telemanipulationssystems. Es bietet sich daher eine Umsetzung auf Basis der Seilrobotik an, da durch leichte aber zugsteife Seile ein parallelkinematisches System mit geringstmöglicher Masse bei dennoch hoher Steifigkeit und großem Arbeitsraum erreicht werden kann [43–45]. Es wird die Hypothese abgeleitet, dass sich ein Eingabegerät auf Basis der Seilrobotik zum Erreichen von haptischem Feedback mit hoher mechanischer Bandbreite und einem, für die Anwendung in der RAS geeigneten Arbeitsraum, empfiehlt.

Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung und Untersuchung von Methoden zur Realisierung von haptischem Feedback in der RAS. Dazu werden die beiden Teilfragestellungen der Interaktionskrafterfassung und -darstellung getrennt betrachtet. Das Ziel bezüglich der erstgenannten Fragestellung besteht in der Entwicklung und Evaluierung einer Methode, die sich zur Erfassung von Interaktionskräften zwischen Instrumentenendeffektor und Gewebe eignet, ohne dass speziell angefertigtes Instrumentarium benötigt wird. Zur Beantwortung der zweiten Fragestellung bezüglich der Darstellung von Interaktionskräften, soll zu Beginn die generelle Eignung der

vorgeschlagenen Seilkinematik zur breitbandigen Rückmeldung von Interaktionskräften überprüft werden. Anschließend erfolgt die Entwicklung und Evaluierung einer anwendungsspezifischen Eingabeschnittstelle für die RAS unter der Anforderung der Bewegungskongruenz. Darüber hinaus besteht das Ziel des Aufbaus eines Telemanipulationssystems als Forschungsplattform zur Ableitung von Anforderungen und zur aufgabenzentrierten Erprobung der entwickelten Lösungen.

Der Beitrag dieser Arbeit soll, im Falle der Erfassung von Interaktionskräften, im Finden und Evaluieren einer ressourceneffizienten Methode liegen, die bestehende klinische Prozesse, wie die Wiederaufbereitung und Wiederverwendung von Instrumentarium nicht negativ beeinflusst. Bezogen auf die Darstellung von Interaktionskräften wird eine anwendungsspezifische und performante Lösung angestrebt, um eine effektive Nutzerinteraktion zu erreichen.

Nach einer Darstellung des Stands der Technik in Kapitel 2 folgt in Kapitel 3 eine Übersicht über die verwendeten Teilsysteme und die Struktur und Systemarchitektur des Telemanipulationssystems. In Kapitel 4 werden die Entwicklung und Evaluierung der Methoden zur Interaktionskrafte Erfassung erläutert. Anschließend werden in Kapitel 5 die Entwicklungen und Untersuchungen bezüglich der seilbasierten haptischen Eingabe dargestellt. In Kapitel 6 werden Ergebnisse systemzentrierter Tests mit dem Telemanipulationssystem aufgezeigt. Kapitel 7 schließt die Arbeit mit einem Fazit und einem Ausblick.



## 2 Stand der Technik

In diesem Kapitel wird der aktuelle Stand der Technik bezüglich haptischem Feedback in Telemanipulationssystemen für die RAS dargestellt. Betrachtet werden Systeme, die bereits kommerzialisiert sind, Systeme, die sich in der Zulassungsphase befinden und Systeme, die sich in einem fortgeschrittenen Stadium der Entwicklung befinden. Es besteht kein Anspruch auf Vollständigkeit. Neben Systemen mit haptischem Feedback werden weiterhin auch Systeme aufgezeigt, die aufgrund anderer Eigenschaften für die vorliegende Arbeit von Interesse sind. Dazu gehören beispielsweise Systeme, die eine Forschungsplattform darstellen oder sich durch einen modularen Aufbau auszeichnen.

### 2.1 Kommerzielle Systeme

Als eines der ersten RAS-Systeme mit haptischem Feedback wurde 2012 das *Telelap ALF-X* vorgestellt, das in einer Kollaboration der gemeinsamen Forschungsstelle der europäischen Kommission mit dem italienischen Unternehmen SOFAR (SOFAR S.p.A., Milan, ITA) entwickelt wurde [46]. Anschließend wurde das System vom Unternehmen TransEnterix (TransEnterix Inc., Durham, NC, USA, jetzt Asensus Surgical Inc.) übernommen und unter der Bezeichnung *Senhance Surgical System* fortgeführt [47]. Das Senhance Surgical System besteht aus mehreren einzelnen Manipulatoreinheiten sowie einer Eingabekonsole, deren Bedienung der manuellen MIS entspricht (Abbildung 2.1 a). Die nutzende Person gibt also nicht unmittelbar die Position der Instrumentenspitze eines Instruments vor, sondern steuert die invertierte Bewegung des proximalen Instrumententeils [47]. Das Senhance Surgical System ist in der Lage, durch Kraft- und Drehmomentsensoren am Roboterarm, zu große Kräfte am Trokarpunkt zu detektieren sowie den Trokarpunkt initial zu finden [48]. Im Falle zu hoher aufgebrachtener Kräfte am Trokarpunkt gibt das System eine Warnmeldung an die nutzende Person aus [47]. Dies unterstützt das Vermeiden von übermäßigen Kräften auf den Trokarpunkt und damit die Bauchdecke. Das System bietet weiterhin haptisches Feedback über die aufgebrachten Interaktionskräfte am Endeffektor des Instruments, beispielsweise bei der Manipulation von Gewebe oder beim Nähen [49]. Dazu werden Kräfte zwischen Instrumentenendeffektor und Gewebe in alle drei Raumrichtungen mit einer Auflösung von etwa 0,34 N erfasst [48]. Nach Aussage des Unternehmens wird aktuell ein System



Abbildung 2.1: Telesmanipulationssysteme für die RAS: Senhance Surgical System (a), LUNA Surgical System (b), Revo-i (c), avatera (d), MiroSurge (e), Hugo RAS System (f), Versius Surgical System (g) und Bitrack System (h).<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(a) asensus.com (Juni 2023), mit freundlicher Genehmigung durch Asensus Surgical, Inc.; (b) asensus.com (Juli 2023), mit freundlicher Genehmigung durch Asensus Surgical, Inc.; (c) revosurgical.com (Mai 2023), mit freundlicher Genehmigung durch meerecompany, Inc.; (d) avatera.eu (Juni 2023), mit freundlicher Genehmigung durch avateramedical GmbH; (e) dlr.de (Juni 2023), DLR/Alexandra Beier (CC BY-NC-ND 3.0); (f) medtronic.com (Mai 2023), mit freundlicher Genehmigung durch Medtronic GmbH; (g) cmrsurgical.com (Juli 2023), mit freundlicher Genehmigung durch CMR Surgical Ltd.; (h) robsurgical.com (Juni 2023), mit freundlicher Genehmigung durch Rob Surgical Systems S.L.

mit der Bezeichnung *LUNA Surgical System* als Nachfolger für das *Senhance Surgical System* entwickelt (Abbildung 2.1 b) [50]. Laut LAROCCA *et al.* dient das haptische Feedback zur Palpation, zur Einschätzung der Steifigkeit und Konsistenz von Gewebe und zur Kontrolle der Fadenspannung beim Erstellen von Nähten [51]. Auch Kollisionen zwischen den Instrumenten können detektiert werden. Das *Senhance Surgical System* hat Zulassung durch die Food and Drug Administration (FDA) sowie CE-Kennzeichnung für verschiedene Eingriffe [48]. In der Pressemitteilung wird von einer *digitalen Schnittstelle* zwischen nutzender Person und Eingabekonsole gesprochen. Ob haptisches Feedback auch im *LUNA System* vorhanden sein wird, ist unklar, wird aber vermutet, da das haptische Feedback ein Alleinstellungsmerkmal des bisherigen Systems war.

Ebenfalls in der Lage haptisches Feedback zu bieten, ist das *Revo-i System* der südkoreanischen *meerecompany* (*meerecompany Inc.*, Hwaseong, KOR). Das System hat seit 2017 die Zulassung der koreanischen Food and Drug Administration [52] und hat einen vergleichbaren Aufbau wie das bekannte *da Vinci System* (*Intuitive Surgical, Inc.*, CA, USA). In Abbildung 2.1 c ist ein Überblick über das *Revo-i System* gegeben, mit Manipulationsteil, Bildgebungseinheit und der Eingabekonsole. Der Hersteller wirbt mit geringeren Kosten je Eingriff, verglichen mit anderen RAS-Systemen, insbesondere verursacht durch reduzierte Kosten im Bereich der Instrumente und der Wartung [53]. Laut RAHEEM *et al.* bietet das *Revo-i System* (Modell MSR-5000) haptisches Feedback, das beim Nähen und der Manipulation von Gewebe unterstützt [54]. Auch CEPOLINA *et al.* sagen, dass im Modell MSR-5000 haptisches Feedback integriert ist [52]. ALIP *et al.* zufolge besteht das haptische Feedback des *Revo-i Systems* (Modell MSR-5000) aus Kollisionswarnungen [55]. Die aus der Untersuchung resultierende signifikant höhere Operationsdauer im Vergleich zum *da Vinci System* sehen ALIP *et al.* zum Teil in den Kollisionswarnungen begründet, da diese die Bewegungen des Manipulators unterbrechen. LIM *et al.* nutzen ebenfalls das Modell MSR-5000 und sagen, dass die Integration von haptischem Feedback in das *Revo-i System* noch in Arbeit ist [56]. Auch AVGOUSTI *et al.* geben an, dass haptisches Feedback erst in der neuesten Version des *Revo-i Systems* integriert sein wird [57]. Es finden sich widersprüchliche Aussagen über den Grad der Umsetzung von haptischem Feedback. Es ist davon auszugehen, dass das *Revo-i System* prinzipiell für die Darbietung von haptischem Feedback konzipiert ist. Auch das in Deutschland entwickelte System mit dem Namen *avatera* (*avateramedical GmbH*, Jena, DE) bietet laut Webseite des Herstellers haptisches Feedback [58]. Das System hat 2019 die CE-Kennzeichnung erhalten und besteht aus einem Manipulations-

teil und einer Eingabekonsole (Abbildung 2.1 d) [59]. Der grundsätzliche Aufbau ähnelt dem der da Vinci Systeme mit mehreren Manipulatorarmen, die an einer gemeinsamen Basis befestigt sind [60]. Im avatera System kommen Einweg-Instrumente der Tuebingen Scientific Medical GmbH (Tübingen, DE) zum Einsatz [61]. In der Literatur finden sich zahlreiche Aussagen, dass haptisches Feedback integriert ist, genauere Informationen werden jedoch nicht gegeben [60, 62, 63]. Die Eingabekonsole bietet einen integrierten Sitz sowie 3D-Bildgebung über Okulare [64]. Zur technischen Umsetzung des haptischen Feedbacks wurden keine Informationen gefunden. Da das avatera System jedoch in Zusammenarbeit mit dem Unternehmen Force Dimension (Force Dimension S.à R.l., Nyon, CH) – einem renommierten Hersteller haptischer Eingabegeräte – entstanden ist [59], wird von einer Umsetzung mit qualitativ hochwertigem haptischen Feedback ausgegangen.

Das System *MiroSurge* wurde vom DLR (Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt e.V., Oberpfaffenhofen, DE) entwickelt (Abbildung 2.1 e) und anschließend durch Covidien (Covidien plc, Dublin, IRL) übernommen [64]. Das Unternehmen Covidien wurde wiederum durch Medtronic (Medtronic plc, Dublin, IRL) übernommen, die das System unter dem Namen *HUGO RAS* weiter entwickeln [64]. Das MiroSurge besteht aus drei Manipulatorarmen, die direkt am Operationstisch (OP-Tisch) befestigt werden. Dank einer Impedanzregelung zeigen die Manipulatorarme ein weiches Verhalten und können durch das Personal im Operationssaal (OP) auch manuell bewegt werden [60, 63]. Der operierenden Person wird haptisches Feedback geboten. Die Interaktionskräfte werden dabei über Kraft- und Drehmomentsensoren gemessen, die sich nahe des Endeffektors befinden [65]. TOBERGTE *et al.* beschreiben, dass das MiroSurge System die Position des Trokars in Echtzeit erkennen und auf Bewegungen des Trokarpunkts reagieren kann [66]. Im Laufe der Entwicklung wurden verschiedene haptische Eingabegeräte verwendet, so berichten HAGN *et al.* von der Nutzung zweier omega.7 Eingabegeräte der Firma Force Dimension und TOBERGTE *et al.* von der Nutzung zweier sigma.7 Eingabegeräte desselben Herstellers [67–69]. Die Autoren erläutern außerdem, dass neben dem Feedback von statischen Kräften auch teilweise taktiles Feedback möglich ist [66].

Das HUGO RAS System des Unternehmens Medtronic wurde 2019 vorgestellt und hat seit 2021 die CE-Kennzeichnung (Abbildung 2.1 f) [59, 70]. Besonderheit des Systems ist das modulare Design [59, 71]. Über die Eigenschaft des haptischen Feedbacks wurden keine belastbaren Informationen gefunden. Das das HUGO RAS System jedoch auf dem

MiroSurge beruht, ist davon auszugehen, dass haptisches Feedback eine Rolle spielen wird. RASSWEILER *et al.* geben an, dass haptisches Feedback verfügbar, im aktuellen System jedoch nicht integriert ist [61].

Die Firma CMR Surgical (CMR Surgical Ltd., Cambridge, GB) mit Sitz im Vereinigten Königreich, bietet mit dem *Versius Surgical System* ebenfalls ein System mit haptischem Feedback (Abbildung 2.1 g) [1, 72–74]. Das System wurde 2018 vorgestellt und hat bisher die Zulassung in Australien sowie die europäische CE-Kennzeichnung [62]. Es besteht aus mehreren Manipulatorarmen, die jeweils auf einer eigenen mobilen Basis befestigt sind und im Vergleich zu anderen Systemen relativ kompakt sind. Dies hat Vorteile bezüglich der freien Wahl der Trokarpositionen sowie des Transports zum gewünschten OP [62]. Die Eingabekonsolle erlaubt der operierenden Person die Wahl zwischen sitzendem und stehendem Arbeiten [62], wobei die Eingabegeräte Game-Controllern ähneln [60]. Zum haptischen Feedback wurden keine weiteren Informationen gefunden. GUMBS *et al.* geben an, dass zwar haptisches Feedback möglich ist, jedoch in der ersten Generation des Versius nicht verfügbar sein wird [75]. Dies geht einher mit einem Interview des unabhängigen Blogs *medgadget* mit Martin Frost, dem Geschäftsführer von CMR Surgical [76].

Das Spinoff *Rob Surgical Systems* (Rob Surgical Systems SL, El Prat de Llobregat, ES) der Universität Politècnica de Catalunya entwickelt das *Bitrack System* (Abbildung 2.1 h) [77]. Das Bitrack System besteht aus einem Manipulationsteil und einer Eingabekonsolle und wird als hybrides System beschrieben, da es einen schnellen Wechsel zwischen konventioneller MIS und RAS erlaubt [78]. Die vier Arme des Manipulators sind an einer gemeinsamen Säule befestigt. Je Arm erlauben zwei passive Gelenke die permanente Einhaltung des Trokarpunkts, auch wenn sich dieser durch Insufflation oder Atmung leicht bewegt [78, 79]. Das Bitrack System bietet haptisches Feedback, die Abschätzung der Interaktionskräfte erfolgt dabei anhand der optischen Detektion der Verformung des Gewebes [79]. Dazu wird das Bildmaterial eines Stereoendoskops verwendet. Der Prototyp des Bitrack Systems wurde 2015 fertiggestellt und befindet sich nach aktueller Kenntnis noch in der klinischen Validierung, um CE-Kennzeichnung und Zulassung durch die FDA zu erhalten [52, 77].

Das Unternehmen Titan Medical (Titan Medical Inc., Toronto, CAN) stellte 2012 das System *Amadeus RSS* vor, das jedoch nicht kommerzialisiert wurde [61]. Das System besteht aus vier Manipulatorarmen, die an einer gemeinsamen Basis befestigt sind. Anschließend arbeitete das Unternehmen am *SPORT Surgical System* für die

Single-Port-Chirurgie [61]. Mittlerweile wird das System unter dem Namen ENOS weiterentwickelt [62]. Das System hat noch keine Zulassung und laut MILLAN *et al.* auch kein haptisches Feedback [62]. Laut DIEZ *et al.* sowie einer Pressemitteilung des Herstellers gab es jedoch Bestrebungen, haptisches Feedback in das SPORT Surgical System zu integrieren [80, 81] und auch auf Abbildungen der Veröffentlichung von SEELIGER *et al.* sind haptische Eingabegeräte zu erkennen [82]. Der aktuelle Stand bezüglich haptischen Feedbacks ist also unklar. Weiterhin hat das Unternehmen Titan Medical 2023 eine Vereinbarung mit Intuitive Surgical geschlossen und eine nicht-exklusive Lizenz für ihr geistiges Eigentum erteilt [83].

## 2.2 Forschungsprojekte

Ein System für die Single-Port-Chirurgie ist das SPRINT (Single Port Laparoscopy bimanual robot), das im Projekt *ARAKNES* entstanden ist [64]. *ARAKNES* steht für *Array of Robots Augmenting the Kinematics of Endoluminal Surgery* und war ein von der Europäischen Union finanziertes Projekt [64]. Zur Darstellung des haptischen Feedbacks werden zwei kommerziell erhältliche haptische Eingabegeräte des Typs *Phantom Omni* (Sensable Technologies Inc., MA, USA) mit Handgriffen erweitert, um auch den DOF der Greifbewegung steuern zu können [84, 85]. Später werden Eingabegeräte des Typs *omega.7* (Force Dimension) verwendet [86].

Die Technische Universität Eindhoven arbeitet am System *SOFIE*, dass verglichen mit kommerziellen Systemen, einen kompakten Aufbau hat [87]. Der Manipulator wird am OP-Tisch befestigt. Die Eingabekonsolle kann haptisches Feedback in 4 DOF bieten [88]. Mit derselben Eingabekonsolle wird auch ein System für chirurgische Eingriffe am Auge bedient, das ebenfalls an der Technischen Universität Eindhoven entwickelt wurde und haptisches Feedback bietet [88, 89].

Das *RAVEN* System sowie der Nachfolger, das *RAVEN-II* System, der University of Washington, sind speziell als Forschungsplattform entwickelt worden [90, 91]. Das System besteht aus zwei Manipulationsarmen, die über haptische Eingabegeräte des Typs Phantom Omni gesteuert werden, und ist in der Lage haptisches Feedback zu bieten [92]. Die Software des Systems basiert auf dem Robot Operating System (ROS). An der Technischen Universität Darmstadt wurde im Projekt FLEXMIN ein System für die Single-Port-Chirurgie entwickelt. Mit integrierter Sensorik zur Erfassung der Interaktionskräfte und einer haptischen Bedieneinheit ist das System in der Lage hapti-

ches Feedback zu bieten [32, 93]. Die Kinematik der Bedieneinheit gleicht dabei dem kinematischen Aufbau des Manipulators.

Das *HeroSurg* System (haptically enabled robotic-assisted minimally invasive surgical system) wurde an der Deakin University (Melbourne, AUS) entwickelt und 2016 zum ersten Mal vorgestellt [94]. Das System bietet haptisches Feedback. Für das HeroSurg System wurden modulare Instrumente entwickelt, in welche Dehnmessstreifen zur Erfassung der Interaktionskräfte integriert sind [95].

Das *BROCA* System entstand in einer Kollaboration der Universität Málaga, dem Universitätsklinikum Reina Sofía in Córdoba sowie der spanischen Forschungseinrichtung Tecnia (Derio, ES) [96]. Das System basiert auf drei UR5 Robotern (Universal Robots A/S, Odense, DNK) sowie haptischen Eingabegeräten des Typs sigma.7 (Force Dimension). Eine Besonderheit des BROCA Systems ist die Kompatibilität zu konventionellen laparoskopischen Instrumenten [97]. Laut einem Artikel der spanischen Tageszeitung El País von Februar 2018 übernahm das im Jahr 2017 von Tecnia gegründete Start-Up Kirubotics surgical solutions (Kirubotics surgical solutions S.L., Cordoba, ES) die Weiterentwicklung dieses Prototyps [98]. Weitere Informationen über den Entwicklungsstand wurden nicht gefunden.

In Tabelle 2.1 sind die in den Abschnitten 2.1 und 2.2 genannten Systeme zusammengestellt. Der Status *kommerziell* bedeutet, dass es sich um ein System handelt, das entweder bereits eine Zulassung erhalten hat und im Einsatz ist oder sich noch in der Entwicklungs- oder Zulassungsphase durch ein Unternehmen befindet. Unter dem Status *Forschung* werden Systeme verstanden, die von Hochschulen oder anderen Forschungseinrichtungen vorangetrieben werden, ohne das unmittelbare Ziel der Kommerzialisierung.

Tabelle 2.1: RAS-Systeme für minimalinvasive laparoskopische Eingriffe mit haptischem Feedback.

Nr.	Systemname	Unternehmen/Forschungseinrichtung	Haptisches Feedback	Status	Referenzen
1	Senhance Surgical System	Asensus Surgical Inc. (Durham, NC, USA)	Ja	kommerziell	[46–49, 51]
2	LUNA Surgical System	Asensus Surgical Inc. (Durham, NC, USA)	zu erwarten	kommerziell	[50]
3	Revo-i	meerecompany Inc. (Hwaseong, KOR)	Ja	kommerziell	[52–57]
4	avatera	avateramedical GmbH (Jena, DE)	Ja	kommerziell	[58–64]
5	MiroSurge	Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt e.V. (Oberpfaffenhofen, DE)	Ja	Forschung	[60, 63–69]
6	Hugo RAS System	Medtronic plc (Dublin, IRE)	zu erwarten	kommerziell	[59, 61, 70, 71]
7	Versius Surgical System	CMR Surgical Ltd. (Cambridge, GB)	verfügbar aber nicht in erster Generation integriert	kommerziell	[1, 60, 62, 72–75]
8	Bitrack System	Rob Surgical Systems SL (El Prat de Llobregat, ES)	Ja	kommerziell	[52, 77–79]
9	Enos Surgical System	Titan Medical Inc. (Toronto, CAN)	Unklar	Unklar	[61, 62, 80–83]
10	SPRINT	ARAKNES Projekt, koordiniert von Bio-Robotics Institute der Scuola Superiore Sant’Anna (Pisa, IT)	Ja	Forschung	[64, 84–86]
11	SOFIE	Eindhoven University of Technology (NL)	Ja	Forschung	[87–89]
12	Raven und Raven-II	University of Washington (Seattle, USA)	Ja	Forschung	[90–92]
13	Flexmin	Technische Universität Darmstadt (DE)	Ja	Forschung	[32, 93]
14	HeroSurg	Deakin University (Melbourne, AUS)	Ja	Forschung	[94, 95]
15	BROCA	Kirubotics surgical solutions S.L. (Cordoba, ES)	Unklar	Unklar	[96, 98]

## 2.3 Diskussion

Sowohl im kommerziellen Bereich, als auch im Rahmen von Forschungsvorhaben sind Telemanipulationssysteme vorhanden, die in der Lage sind, der nutzenden Person haptisches Feedback zu bieten. Über die genaue Funktionsweise der Erfassung und Darstellung von Interaktionskräften sind meist nur wenige oder überhaupt keine Informationen auffindbar. Daher ist bei einigen der Systeme unklar in welcher Qualität das haptische Feedback im Sinne kinästhetischer und taktiler Bestandteile der Interaktion, vorliegt. Bei einigen der Systeme erscheint weiterhin, aufgrund der gewählten Kinematiken auf Ein- und Ausgabeseite, haptisches Feedback mit hoher Qualität nur schwer erreichbar. In der Literatur wird das fehlende haptische Feedback vieler Systeme, unter anderem auch des da Vinci Systems, als eine ausschlaggebende Limitation der RAS dargestellt [26, 73, 99, 100]. Demzufolge kann erwartet werden, dass Hersteller von RAS-Systemen motiviert sind, haptisches Feedback in ihre Systeme zu integrieren. Es ist jedoch davon auszugehen dass, wenn nicht von vorneherein für die Integration von haptischem Feedback konzipiert, das Erreichen von haptischem Feedback mit hoher Qualität nur schwer gelingen kann (vergleiche Abschnitt 1.1).



# 3 Telemanipulationssystem

Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt in der Entwicklung und Evaluierung von Methoden um haptisches Feedback in der RAS zu realisieren. Teil dieser Arbeit ist zudem der Aufbau eines Telemanipulationssystems im Sinne einer Forschungsplattform. Das Telemanipulationssystem soll zukünftig die nutzer- und aufgabenzentrierte Erprobung verschiedener Teilsysteme im Zusammenspiel ermöglichen. Gleichzeitig dient das Telemanipulationssystem der Ableitung von Anforderungen für die Erfassung und Darstellung von Interaktionskräften. Besonderer Fokus lag bei der Entwicklung des Telemanipulationssystems daher auf dem modularen Charakter um die im Folgenden genannten Ziele zu erreichen.

**Austauschbarkeit.** Teilsysteme in Soft- und Hardware des Telemanipulationssystems sollen schnell und einfach austauschbar sein. So können vergleichende Untersuchungen, mit in Konkurrenz stehenden Ansätzen und Methoden, bei sonst gleichen Umgebungsbedingungen durchgeführt werden.

**Erweiterbarkeit.** Das Telemanipulationssystem soll in allen Teilbereichen um Funktionen und Komponenten beliebig erweiterbar sein, mit dem Ziel einer nachhaltig nutzbaren Forschungsplattform, an der weitere Aspekte der RAS untersucht werden können.

**Plattformoffenheit.** Im Telemanipulationssystem sollen elektromechanische Komponenten verschiedener Plattformen sowie unterschiedliche Programmiersprachen verwendet werden können.

In der vorliegenden Arbeit wurde bereits von diesen Punkten profitiert, so konnten beispielsweise verschiedene Eingabegeräte zur Steuerung des Manipulators, sowie unterschiedliche chirurgische Instrumente mit wenigen Anpassungen verwendet werden.

Die Forschungsplattform soll auch für andere Fragestellungen und Vorhaben genutzt werden können, beispielsweise bezüglich der Einbindung von RAS-Systemen in bestehende klinische Abläufe und Workflows, der Anordnung von unhandlichen Gerätschaften im limitierten Raum um den OP-Tisch oder der Anwendbarkeit in verwandten chirurgischen Fachdisziplinen. Daher werden für den Aufbau des Telemanipulationssystems

überwiegend kostengünstige Standardkomponenten verwendet. Nicht zuletzt soll weiterführend untersucht werden, wie eine sichere und effektive Kollaboration von Personal und RAS-System im OP erfolgen kann. Aufgrund der Zielsetzungen wurde das entwickelte Telemanipulationssystem auf das Akronym KISSROB – Keep It Simple & Safe Robotics – getauft. In Abbildung 3.1 ist das Telemanipulationssystem zu sehen.



Abbildung 3.1: Telemanipulationssystem KISSROB im Experimental-OP des Instituts für Medizingerätetechnik der Universität Stuttgart (a) sowie Detailansichten von Teilsystemen und Komponenten (b–e).

Um zukünftig einfach und schnell vergleichende Untersuchungen durchführen zu können, wurde eine Reihe von Tests entwickelt und aufgebaut. Diese Tests zielen auf grundlegende Systemaspekte ab, wie das haptische Feedback, die Präzision mit der ein Instrumentenendeffektor von Nutzenden geführt werden kann, die Geschicklichkeit beziehungsweise Beweglichkeit des Endeffektors und die Skalierung von Bewegungen. Die Tests sind größtenteils automatisiert, so dass Zeiten und Fehler aufgezeichnet werden. Weitere Erläuterungen folgen in Kapitel 6.

In Abschnitt 3.1 erfolgt eine Beschreibung des Manipulators des Telemanipulationssystems hinsichtlich dessen kinematischer Struktur sowie in Abschnitt 3.2 die Darstellung von Aufbau und Funktion der Teilsysteme. Details zur genauen Funktionsweise der Teilsysteme werden erst in den Folgekapiteln 4 und 5 gegeben, sofern sie für die Erfassung und Darstellung des haptischen Feedbacks von Relevanz sind. In Abschnitt 3.3 wird schlussendlich die Systemarchitektur des Telemanipulationssystems erläutert.

## 3.1 Kinematik des Manipulators

Das Telemanipulationssystem besteht aus einer Eingabeseite und einem Manipulationsteil. Intendierte Anwendung ist die minimalinvasive RAS mit starren Instrumenten. Bei dieser Art des chirurgischen Eingriffs sind die Einschränkungen, die durch den Trokarpunkt entstehen, eine zentrale Herausforderung. Trotz der Limitierung der DOF des Instruments am Trokarpunkt, sollen der operierenden Person möglichst viele DOF im Inneren des Körpers zur Verfügung gestellt werden. Die Gestaltung des Manipulationsteils bestimmt maßgeblich, welche Anzahl an DOF und welche Art von Bewegungen im Inneren des Körpers erreicht werden können. Kenntnis über einige der Merkmale des Manipulationsteils ist Voraussetzung für das Verständnis der folgenden Kapitel.

### 3.1.1 Grundlagen

Die sechs DOF eines Instruments im dreidimensionalen Raum werden durch den Trokarpunkt auf vier DOF reduziert. Betrachtet man das obere oder untere Ende des Instruments, so verbleiben drei translatorische DOF und ein rotatorischer DOF um die Instrumentenachse. Der Trokarpunkt stellt in Relation zum Manipulator einen sogenannten *Remote Center of Motion (RCM)* dar. Betrachtet werden in diesem Kapitel die DOF des Instrumentenschafts, nicht aber die gegebenenfalls zusätzlichen DOF des Instrumentenendeffektors. Um die gewünschten DOF im Körperinneren zu realisieren,

existieren mehrere Ansätze, die im Folgenden kurz erläutert werden. Die Klassifizierung erfolgt in Anlehnung an KUO *et al.* [101].

**Mechanische RCM-Kinematiken.** Durch mechanische Einschränkung der verfügbaren DOF, beispielsweise durch Verwendung einer Parallelogramm-Kinematik, kann der ortsinvariante Trokarpunkt eingehalten werden. Der Vorteil der einfachen und sicheren Einhaltung des Trokarpunkts geht einher mit der Notwendigkeit eines anwendungsspezifischen Aufbaus des Manipulators.

**Software-basierte RCM-Kinematiken.** Die Verwendung eines Manipulators mit redundanter Anzahl an DOF ermöglicht eine starre Verbindungen zwischen Manipulator und Instrument, da der Endeffektor des Manipulators für jeden Punkt im Arbeitsraum eine unendlich große Zahl an Posen einnehmen kann. Dadurch kann softwareseitig für eine Einhaltung des invarianten Trokarpunkts gesorgt werden. Diese elegante Lösung erfordert jedoch Manipulatoren mit vielen DOF, was meist mit höheren Kosten verbunden ist.

**Passive RCM-Kinematiken.** Durch passive Gelenke des Manipulators und die Verwendung des Trokarpunkts als Widerlager, kann eine vollständige Bewegung der Instrumentenspitze in den möglichen vier DOF erfolgen. Es sind lediglich drei translatorische DOF und ein rotatorischer DOF zur Bewegung des Instruments notwendig, wodurch potentiell einfachere Manipulatoren mit weniger DOF verwendet werden können.

Mechanische RCM-Kinematiken werden aufgrund ihrer geringeren Anzahl an DOF und der einfacheren Steuerung als sicherer angesehen [101]. Sie benötigen genau die Anzahl an DOF, die für die Aufgabe erforderlich sind. Zusätzlich verfügbare DOF müssen eingeschränkt werden, was eine vergleichsweise komplizierte und anwendungsspezifische Mechanik des Manipulators erfordert. Weiterhin müssen mechanische RCM-Kinematiken initial zum tatsächlichen Trokarpunkt ausgerichtet werden. Software-basierte Ansätze haben den großen Vorteil, dass die Position des *Pivotpunkts* – der Punkt im Trokar, der durch die Kinematik eingehalten werden soll – einfach verändert werden kann. Dies ist nützlich, um beispielsweise Bewegungen des Patienten oder der Patientin auszugleichen [102]. Gleichzeitig muss jedoch die Position des Trokars bekannt sein, da es andernfalls zu erhöhter lateraler Krafteinwirkung auf die Bauchdecke kommen kann.

Passive RCM-Kinematiken sind besonders einfach zu realisieren, da die Einhaltung des Pivotpunkts stets gegeben ist. Auch bei leichten Bewegungen von Patient oder Patientin werden keine übermäßigen lateralen Kräfte auf die Bauchdecke ausgeübt. Erst bei Ausüben einer Interaktionskraft zwischen Instrumentenendeffektor und Gewebe, kommt es zu einer Abstützkraft zwischen Instrument und Trokarpunkt. Unter Annahme einer zu vernachlässigenden Hebelwirkung liegen die Abstützkräfte daher in der Größenordnung der aufbrachten Interaktionskräfte. Durch mechanische und software-basierte RCM-Kinematiken zur Einhaltung des invarianten Pivotpunkts wird versucht, laterale Kräfte auf die Bauchdecke vollständig zu vermeiden, um das entstehende Trauma gering zu halten [102]. Es ist jedoch unklar, ob daraus ein quantifizierbarer Vorteil entsteht, verglichen mit den lateralen Kräften, die bei der herkömmlichen MIS ebenfalls auftreten. Weitere Vorteile passiver RCM-Kinematiken sind die geringe Zahl an notwendigen aktiven DOF des Manipulators, welcher das proximale Ende des Instruments lediglich in vier DOF bewegen muss. Beispiele für passive RCM-Kinematiken sind das AESOP-System [103] und das BITRACK System von Rob Surgical [104].

### 3.1.2 Kinematisches Konzept des KISSROB-Systems

Zur Erreichung eines modularen und rekonfigurierbaren Telemanipulationssystems wird in dieser Arbeit eine passive RCM-Kinematik realisiert. Dazu werden zwischen dem Endeffektor des Manipulators und dem proximalen Ende des Instruments zwei passive DOF in Form eines Kreuzgelenks hinzugefügt [105].

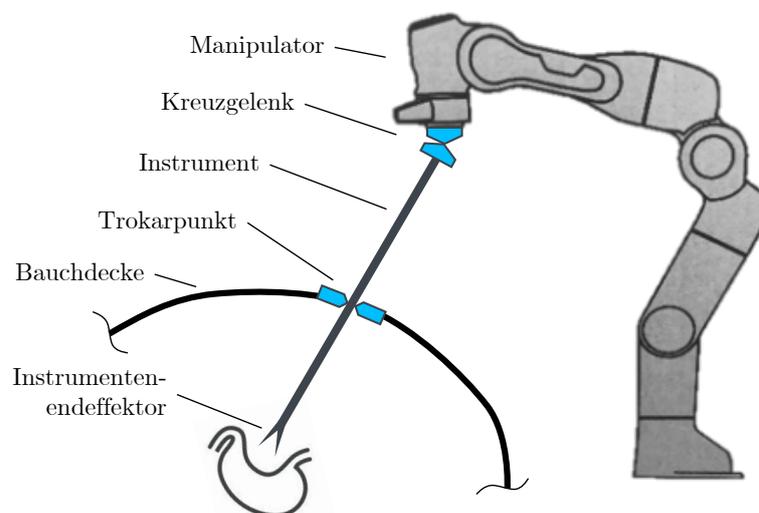


Abbildung 3.2: Schematische Darstellung der Manipulatorseite des Telemanipulationssystems mit passiver RCM-Kinematik.

Eine schematische Darstellung des Aufbaus ist in Abbildung 3.2 zu sehen. Die Wahl einer passiven RCM-Kinematik dient auch der einfachen Steuerung und der Anpassbarkeit des Telemanipulationssystems im Sinne einer Forschungsplattform für verschiedene Vorhaben, Anwendungsfälle und Instrumente.

## 3.2 Teilsysteme

Das Telemanipulationssystem teilt sich auf in eine Eingabe- und eine Manipulatorseite. Im Folgenden werden diese als *Eingabegerät* und *Manipulator* bezeichnet (siehe Abbildung 3.3). Über das Eingabegerät kann die nutzende Person dem Instrumenteneffektor Bewegungen vorgeben sowie haptisches Feedback über die aufgebrachtene Interaktionskräfte erfahren. Der Manipulator dient zur Führung und Aktuierung der Instrumente und beinhaltet Sensorik zur Erfassung von Interaktionskräften. An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass aus finanziellen Gründen, nur ein Zweig des Telemanipulationssystems aufgebaut wird.

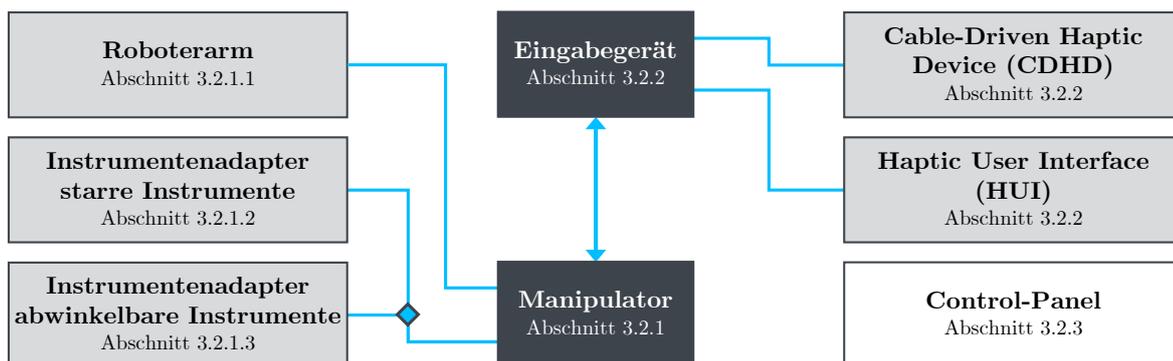


Abbildung 3.3: Schematische Übersicht über die Teilsysteme des Telemanipulationssystems.

### 3.2.1 Manipulator

Der Manipulator besteht aus einem Roboterarm, einem Instrumentenadapter sowie dem Instrument (siehe Abbildung 3.6). Die mechanische Verbindung zwischen dem Endeffektor des Roboterarms und dem Instrumentenadapter wird mit einem Kreuzgelenk realisiert. Dadurch können Kräfte in alle drei Raumrichtungen sowie Drehmomente um die Längsachse des Instruments übertragen werden. Es können keine Drehmomente um die beiden senkrecht zum Instrument stehenden Achsen aufgebracht werden.

#### 3.2.1.1 Roboterarm

Eingesetzt wird ein Franka Emika Panda (Franka Emika GmbH, München, DE) Knickarmroboter mit sieben DOF. Die Verwendung von Industrierobotern für For-

schungsvorhaben im Bereich der RAS ist eine ressourceneffiziente und bewährte Alternative zum Aufbau anwendungsspezifischer Manipulatoren [106]. Der gewählte Roboterarm kann, aufgrund seiner kinematischen Redundanz, Endeffektorposen innerhalb seines Arbeitsraums mit unterschiedlichen Gelenkkonfigurationen erreichen. Dies hat Vorteile bei der Kollaboration mit Personal im begrenzten Raum des OP und erleichtert die Anordnung mehrerer Manipulatoren um den OP-Tisch.

Um eine Nachgiebigkeit des Manipulators zu erreichen und um Interaktionskräfte auf das zu manipulierende Gewebe ausüben zu können, wird im Endeffektorraum des Roboterarms eine Impedanzregelung implementiert [107, 108]. Nachgiebigkeiten von Instrumenten und Trokar sowie Reibung im Trokarpunkt werden für die Regelung des Roboterarms vernachlässigt. Für die Auslegung der Impedanzregelung wird eine Masse des Endeffektors von 1000 g angenommen und als Kompromiss aus Totzeit, Einschwingzeit, bleibender Regelabweichung und Überschwingen iterativ ein Wert von 1500 N/m für die Steifigkeit sowie eine Dämpfung von 77,5 Ns/m ermittelt [107].

Wie in Abschnitt 3.1 erläutert, würde bei Wahl eines Ansatzes mit passiver RCM-Kinematik ein Manipulator mit vier DOF ausreichen. Aufgrund der Eignung des Panda Roboterarms zur Kollaboration und vor dem Hintergrund der Anpassbarkeit der Forschungsplattform, wird ein Manipulator mit mehr DOF gewählt.

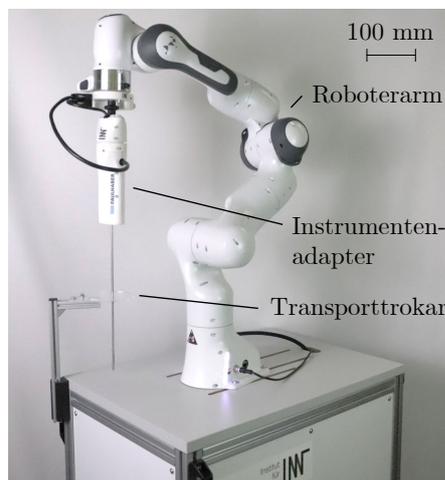


Abbildung 3.4: Manipulator des Telemanipulationssystems auf der mobilen Plattform. Das Instrument ist zum Transport in einem Transporttrokar fixiert. Verwendet wird der Instrumentenadapter für abwinkelbare Instrumente (siehe Abschnitt 3.2.1.3).

Um das Telemanipulationssystem in einem anwendungsnahen Setting im Experimental-OP des IMT einzusetzen, wird der Manipulator auf einer mobilen Plattform fixiert (Abbildung 3.4). Die mobile Plattform hat eine geringe Aufstandsfläche von 500 mm × 700 mm. Die Höhe von 920 mm ermöglicht weiterhin die Positionierung des Roboterarms auf der

ungefähren Höhe des OP-Tisches. Um trotz der geringen Aufstandsfläche ein Kippen der mobilen Plattform in allen Posen des Roboterarms und auch bei hohen dynamischen Kräften zu vermeiden, wurde die mobile Plattform mit einem Eigengewicht von etwa 200 kg ausgestattet.

### 3.2.1.2 Instrumentenadapter für starre Instrumente

Der Adapter für nicht abwinkelbare Instrumente, im Folgenden als Instrumentenadapter für *starre* Instrumente bezeichnet, wurde für Instrumente der CLICKline von Karl Storz (KARL STORZ SE & Co. KG, Tuttlingen, DE) entwickelt [109, 110]. Diese Instrumente entsprechen dem weit verbreiteten Instrumententyp, der über einen Scherengriff bedient wird und aus Gründen der Modularität und zur Wiederaufbereitung in die Bestandteile Schaftrohr, Innenteil mit Endeffektor und Handgriff zerlegt werden kann. Für das Innenteil sind zahlreiche Endeffektortypen, unter anderem Dissektoren, Faszangen und Scheren erhältlich. Für die Lagerung und Aktuierung des Instruments durch den Instrumentenadapter wurden nur Schaftrohr und Innenteil mit Endeffektor verwendet. Der Instrumentenadapter für starre Instrumente besteht aus Adaptereinheit, Antriebseinheit, Kreuzgelenk und Steuerungseinheit (Abbildung 3.5) [109, 110]. Das



Abbildung 3.5: Instrumentenadapter für starre Instrumente (nach [109], mit Genehmigung von Springer Nature Switzerland AG).

Wechseln der Instrumente erfolgt über eine Rastverbindung, die ohne Werkzeug ein schnelles Montieren und Demontieren ermöglicht. Instrumente und Instrumentenadapter sind für die monopolare Hochfrequenzchirurgie geeignet, wofür eine Buchse zum Anschluss eines medizinischen Hochfrequenzgenerators integriert ist.

Die Antriebseinheit beinhaltet die Komponenten, die zur Aktuierung der Greifbewegung benötigt werden. Verwendet wird ein Linearantrieb, der bis zu einer translatorischen Geschwindigkeit von 12 mm/s eine Kraft von 160 N erzeugen kann. Unter Berücksichtigung des Untersetzungsverhältnisses des Greifmechanismus des Instruments und der Reibung im Instrumentenschaft kann am Instrumentenendeffektor eine maximale Greifkraft von 25,75 N ausgeübt werden. Eine vollständige Schließ- oder Öffnungsbewegung des

Instrumentenendeffektors ist in weniger als 200 ms möglich. Für eine Rückmeldung des Öffnungswinkels des Instrumentenendeffektors wird die Position des Linearantriebs über einen optischen Encoder erfasst. Bei Verwendung unterschiedlicher Instrumente muss zu Beginn eine Referenzierung der geschlossenen und der vollständig geöffneten Position des Endeffektors erfolgen.

Weiterhin ist in der Antriebseinheit eine inertielle Messeinheit (Inertial Measurement Unit (IMU)) des Typ MPU-6050 (InvenSense Inc., CA, USA), verbaut. Mit Kenntnis der geometrischen Abmessungen des Instrumentenadapters ermöglicht die IMU, die Pose des Instrumentenendeffektors relativ zum Endeffektor des Roboterarms zu bestimmen. Das Kreuzgelenk reduziert die DOF des unteren Teils des Instrumentenendeffektors auf zwei, wodurch es ausreicht die beiden Schwenkwinkel gegenüber der Richtung der Schwerkraft mit Hilfe der IMU zu erfassen.

Die Steuerungseinheit enthält die elektronischen Komponenten, die zur Ansteuerung des Linearantriebs, zum Auslesen des optischen Encoders und der IMU, sowie zur Kommunikation mit anderen Teilsystemen des Telemanipulationssystems nötig sind. Die Steuerungseinheit wird am Endeffektor des Roboterarms montiert. Die Verbindung zwischen Steuerungseinheit und Antriebseinheit ist über ein passives Kreuzgelenk ausgeführt, um eine biegemomentfreie Anlenkung der Instrumente, entsprechend dem gewählten kinematischen Konzept (Abschnitt 3.1.2), zu erreichen. Der Instrumentenadapter für die starren Instrumente hat eine Gesamtlänge von 336 mm, einen maximalen Durchmesser von 75 mm sowie eine Gesamtmasse von 692 g.

Die Gestaltung des Instrumentenadapters erfolgte unter Berücksichtigung eines Steril- und Sicherheitskonzepts. Zur Montage des Instruments im Instrumentenadapter über die Schnellwechselverbindung muss das Instrument lediglich bis zum Einrasten in die dafür vorgesehene Aufnahme geschoben werden. Zur Demontage reicht ein Herausziehen bei gleichzeitigem Drücken eines mechanischen Entriegelungstasters. Roboterarm und Instrumentenadapter können also permanent durch Schlauchfolien abgedeckt bleiben. Eine Punktierung der Folie genügt zur Montage des Instruments. Sollte es zu einem Fehlerfall des Telemanipulationssystems kommen, wie zum Beispiel einer Unterbrechung der Stromversorgung, kann die komplette Adaptereinheit über einen Sicherheitsmechanismus vom Rest des Instrumentenadapters getrennt werden, so dass das Instrument ohne große Bewegungen im Körperinneren, vom Telemanipulationssystem getrennt werden kann.

Zur Erfassung von Interaktionskräften, die zwischen Instrumentenendeffektor und

Gewebe auftreten, kann am proximalen Ende des Instrumentenadapters eine Sensoreinheit (siehe Abschnitt 4.4) eingebaut werden. In Abbildung 3.6 ist der Instrumentenadapter für starre Instrumente zu sehen, die Sensoreinheit ist dabei nicht montiert.

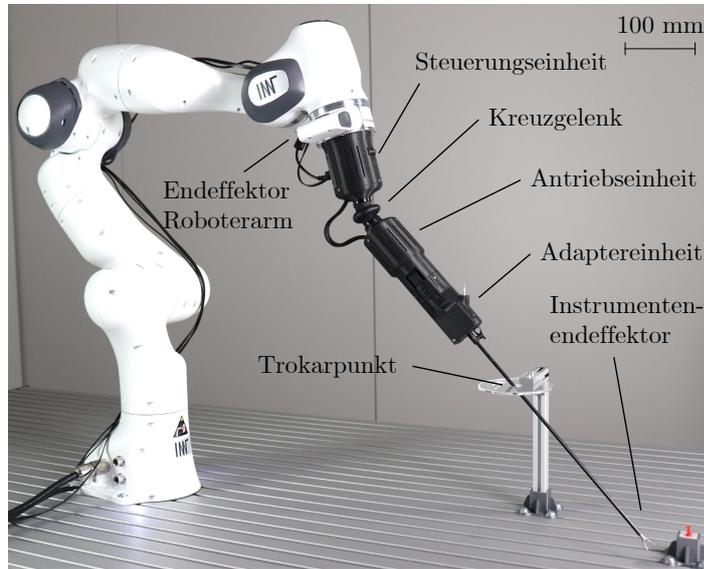


Abbildung 3.6: Instrumentenadapter für starre Instrumente montiert am Roboterarm (nach [109], mit Genehmigung von Springer Nature Switzerland AG).

### 3.2.1.3 Instrumentenadapter für abwinkelbare Instrumente

Der Instrumentenadapter für abwinkelbare Instrumente wurde für Instrumente der r2-Serie der Tübingen Scientific Medical GmbH (Tübingen, DE) entwickelt (Abbildung 3.7) [111, 112]. Die Instrumente bieten zusätzliche Freiheitsgrade, dabei unter anderem eine handgelenksartige Abwinkelung des Instrumentenendeffektors. Verwendet werden im Telemanipulationssystem die Endeffektortypen Dissektor, atraumatischer Greifer und Nadelhalter. Neben der Greifbewegung und der Abwinkelung, kann der Instrumentenendeffektor um seine eigene Achse sowie das gesamte Instrument um die Schaftachse rotiert werden. Um die Instrumente mit dem Instrumentenadapter lagern



Abbildung 3.7: Instrumentenadapter für abwinkelbare Instrumente (nach [112], CC BY 4.0).

und aktuieren zu können, wurden die Handgriffe, die zur manuellen Betätigung gedacht sind, demontiert. Der Instrumentenadapter für die abwinkelbaren Instrumente besteht ebenfalls aus einer Antriebseinheit, einem Kreuzgelenk und einer Steuerungseinheit. Für die abwinkelbaren Instrumente ist keine Schnellwechselverbindung realisiert.

Die Antriebseinheit enthält vier angetriebene Achsen, jeweils mit Gleichstrommotor (DC-Motor), Getriebe und Encoder, zur Aktierung aller DOF des Instruments sowie eine IMU des Typ BNO055 (Bosch Sensortec GmbH, Reutlingen, DE). Die Gesamtabmessungen des Instrumentenadapters betragen 300 mm in der Länge bei einem maximalen Durchmesser von 70 mm. Einschließlich des Instruments hat der Instrumentenadapter eine Masse von etwa 1100 g. Für den atraumatischen Greifer, den Dissektor und den Nadelhalter können in der Mitte der Greiferbacken maximale Greifkräfte von 4,62 N, 4,41 N beziehungsweise 16,44 N ausgeübt werden. Ein vollständiges Öffnen oder Schließen ist in etwa 100 ms möglich.

Mit dem Instrumentenadapter für abwinkelbare Instrumente können ebenfalls, über die oben erwähnte Sensoreinheit, Interaktionskräfte erfasst werden. In Abbildung 3.8 ist der Instrumentenadapter für abwinkelbare Instrumente inklusive der Sensoreinheit zu sehen. Details zur Sensoreinheit werden in Abschnitt 4.4 gegeben. Über die Erfassung von translatorischen Interaktionskräften hinaus, bietet der Instrumentenadapter für abwinkelbare Instrumente die Möglichkeit, Greifkräfte am Endeffektor des Instruments auf der Grundlage des Motorstroms abzuschätzen (siehe Abschnitt 4.5) [113].

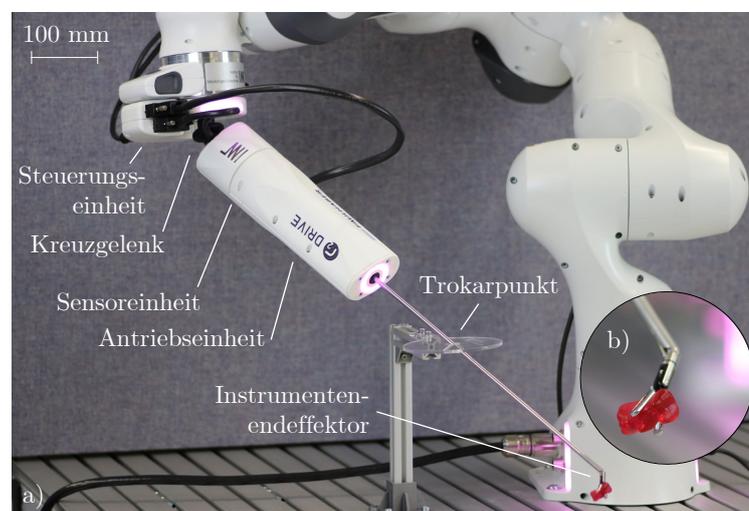


Abbildung 3.8: Instrumentenadapter für abwinkelbare Instrumente montiert am Roboterarm (a) und Detailaufnahme des Instrumentenendeffektors (b) (nach [113], CC BY 4.0).

### 3.2.2 Eingabegerät

Der modulare Aufbau des Telemanipulationssystems erlaubt die Verwendung verschiedener Eingabegeräte. So wurde während der Entwicklung und zu vorläufigen Tests bereits das haptische Eingabegerät Novint Falcon (ehemals Novint Technologies Inc., New Mexico, USA) [105, 107] verwendet. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde ein anwendungsspezifisches haptisches Eingabegerät mit sieben DOF, wovon in vier haptisches Feedback dargeboten werden kann, entwickelt und aufgebaut. Das haptische Eingabegerät besteht aus einem seilgetriebenen haptischen Eingabegerät (Cable-Driven Haptic Device (CDHD)) sowie einer haptischen Nutzerschnittstelle (Haptic User Interface (HUI)).

Das CDHD ermöglicht die Eingabe von drei translatorischen DOF. Die kinematische Kette des CDHD ist kongruent zu der des Instruments im Trokar. Durch die entstehende Bewegungskongruenz soll eine effektive Nutzerinteraktion erreicht werden. Das CDHD ist in der Lage, haptisches Feedback in drei DOF bis zu 5 N darzustellen.

Das HUI ermöglicht die Eingabe von drei rotatorischen DOF sowie einer Greifbewegung. Insgesamt dienen die vier DOF des HUI zur Steuerung der Pose des Instrumentenendeffektors. In der Greifbewegung kann ebenfalls haptisches Feedback bis zu einer Kraft von 4,3 N dargestellt werden. CDHD und HUI sind ausführlich in Kapitel 5 erläutert. Abbildung 3.9 zeigt eine benutzenden Person mit dem haptischen Eingabegerät.

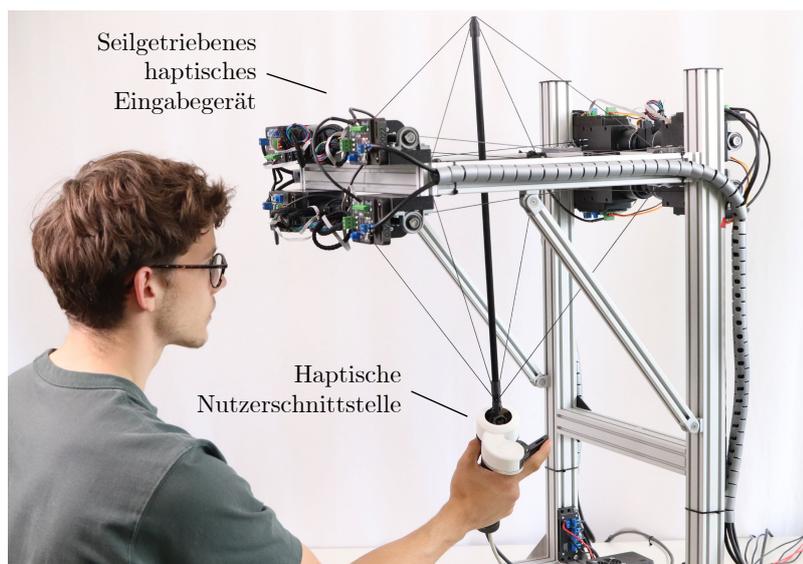


Abbildung 3.9: Person bei der Bedienung des seilgetriebenen haptischen Eingabegerätes (CDHD) über die haptische Nutzerschnittstelle (HUI).

### 3.2.3 Bedienung

Zur grundlegenden Bedienung des Telemanipulationssystems kann das Control-Panel (Abbildung 3.10) verwendet werden. Es besteht aus einem Touch-Display sowie einem Raspberry Pi Einplatinencomputer (Raspberry Pi 4B 4 GB, Raspberry Pi Foundation, GB). Eine graphische Benutzeroberfläche (Graphical User Interface (GUI)) ermöglicht das Starten einzelner Prozesse des Telemanipulationssystems (vergleiche Abschnitt 3.3.3) sowie das Einstellen grundlegender Parameter, wie der Skalierungsfaktor zwischen den Bewegungen von Eingabegerät und Instrumentenendeffektor. Das Control-Panel kann in die Kommunikationsarchitektur eingebunden werden und unterstützt den modularen und rekonfigurierbaren Charakter des Telemanipulationssystems.

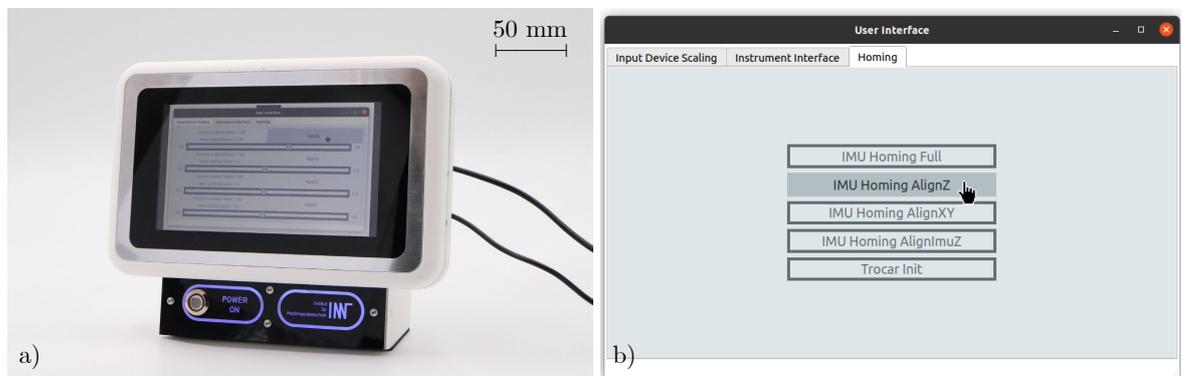


Abbildung 3.10: Control-Panel (a) und ein beispielhafter Tab der GUI [114] (b).

## 3.3 Systemarchitektur

Um eine nachhaltig nutzbare Forschungsplattform mit hoher Modularität, Erweiterbarkeit und Wartbarkeit des Telemanipulationssystems zu erhalten, wird als Basis der Systemarchitektur das ROS verwendet [115]. Die offene Struktur von ROS ist zu diesem Zweck geeignet, jedoch auch mit Nachteilen verbunden, wie beispielsweise der fehlenden Fähigkeit zur Kommunikation zwischen Prozessen in Echtzeit und damit einhergehenden Herausforderungen bezüglich der Stabilität. In diesem Kapitel werden die Systemarchitektur des Telemanipulationssystems dargestellt, sowie einige zentrale Prozesse erläutert, deren Verständnis Grundlage für die folgenden Kapitel ist.

### 3.3.1 Robot Operating System

Die Verwendung von ROS dient im Telemanipulationssystem maßgeblich der einfachen und erweiterbaren Kommunikation der Teilsysteme [114]. In ROS werden jedoch auch Berechnungen ausgeführt, insbesondere die Transformation von Koordinaten zwischen

den verschiedenen Koordinatensystemen (KOS) der Teilsysteme. Die Funktionsweise von ROS basiert auf sogenannten *Nodes*, welche *Messages* auf *Topics* *publishen* oder diese *subscriben* [115]. Es stellt damit eine einfach nutzbare Möglichkeit zum Aufbau eines System dar, in dem verschiedene Plattformen und Programmiersprachen zusammengeführt werden können. Unter einem *Node* wird ein Prozess verstanden, der Berechnungen ausführt. Es ist zu empfehlen, jede abgrenzbare Aufgabe einem eigenen Node zuzuordnen, um das System modular, wartbar und erweiterbar zu halten. Neben dem *Publisher-Subscriber-Prinzip* kann für den gelegentlichen, synchronen Austausch von Daten über sogenannte *Services* auch das *Server-Client-Modell* genutzt werden.

### 3.3.2 Aufbau der Systemarchitektur

Um den Systemaufbau modular und erweiterbar zu halten, wurde die im Folgenden beschriebene Netzwerkstruktur aufgebaut [114]. Jedes Teilsystem wird über einen eigenen Rechner eingebunden. Für den Roboterarm wird ein Desktop-Rechner verwendet, während für die übrigen Teilsysteme jeweils ein Raspberry Pi zum Einsatz kommt. Alle Rechner werden mittels eines Switch in einem lokalen Netzwerk zusammengeschlossen. Innerhalb des Netzwerks können die Rechner über ROS-Topics und ROS-Services kommunizieren. Der Desktop-Rechner des Roboterarms stellt den ROS-Master dar und fungiert als lokaler Network Time Protocol (NTP)-Server. Die übrigen Teilnehmer des Netzwerks stellen NTP-Clients dar, die sich nach der Uhr des NTP-Servers synchronisieren. Dies gewährt die Synchronisation der Zeitstempel einzelner ROS-Nachrichten. Auf allen Rechnern ist das Betriebssystem *Ubuntu 20.04* installiert sowie ROS in der Version *Noetic*. Auf dem Desktop-Rechner ist zur Regelung des Roboterarms ein Linux-Echtzeitkernel installiert. In Abbildung 3.11 ist die Netzwerkstruktur des Telemanipulationssystems schematisch dargestellt.

### 3.3.3 Prozesse im Telemanipulationssystem

#### 3.3.3.1 Ermittlung der Instrumentenorientierung

Die Ermittlung der Orientierung des Instruments erfolgt mithilfe einer IMU [114]. Dadurch kann die Ermittlung der Instrumentenorientierung unabhängig von der Orientierung des Roboterendeffektors erfolgen. Um eine Beziehung zwischen dem Koordinatensystem (KOS) der IMU und dem KOS der Basis des Roboterarms herzustellen, ist eine Initialisierung nötig. Auf der mobilen Plattform ist eine trokar-ähnliche Fixierung für das Instrument montiert. Diese Fixierung wird im Folgenden als *Transporttrokar*

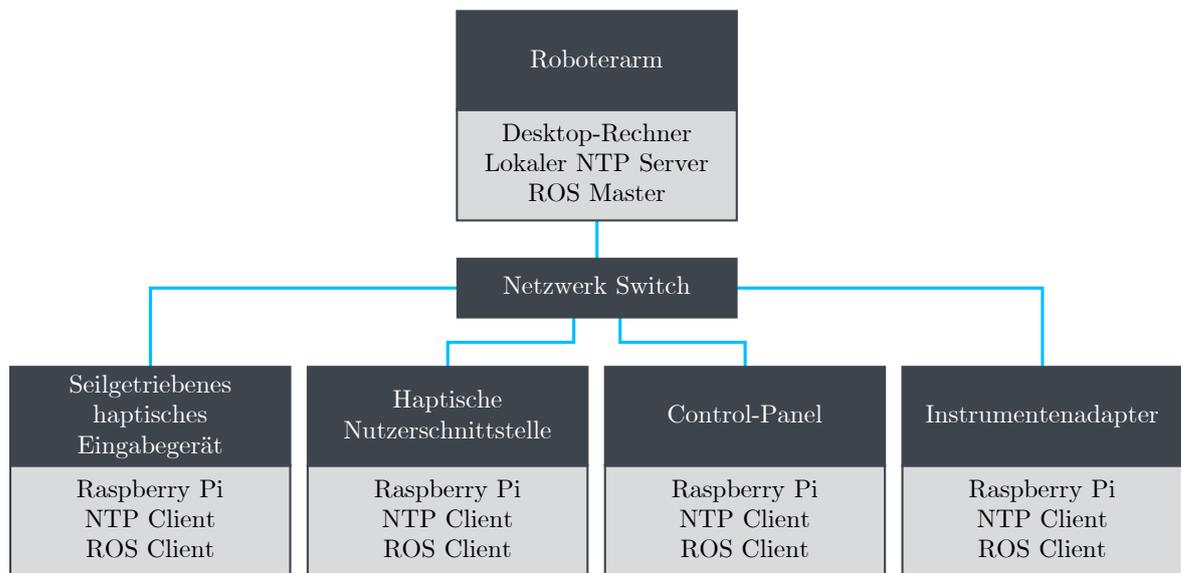


Abbildung 3.11: Schematische Darstellung der Netzwerkstruktur des Telemanipulationssystems (nach [114]).

bezeichnet, da sie ebenfalls benutzt wird, um das Instrument beim Bewegen der mobilen Plattform vor unkontrollierten Bewegungen zu schützen. Die Position des Transporttrokars im KOS des Roboters ist bekannt. Für die Initialisierung wird der Endeffektor des Roboterarms nun in eine definierte Richtung bewegt. Zu Beginn und Ende der Bewegung wird die jeweilige Orientierung der IMU erfasst. Durch die bekannte Bewegung des Roboters im KOS der Basis des Roboterarms und die erhaltene Rotation der IMU kann die Beziehung zwischen IMU-KOS und Roboter-KOS hergestellt werden (Abbildung 3.12). Diese Referenzierung muss nach jeder Bewegung der Roboterbasis erfolgen.

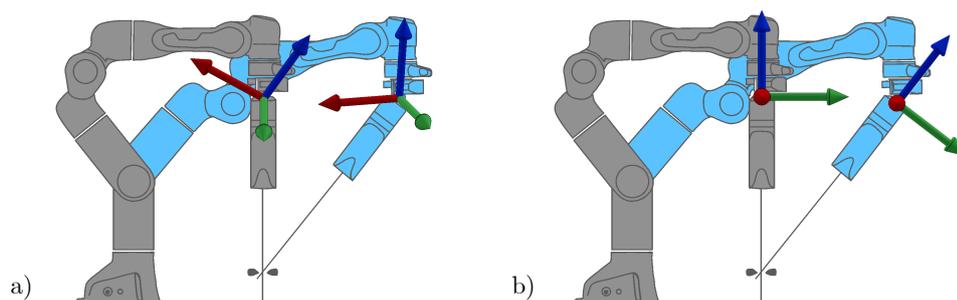


Abbildung 3.12: Schematische Darstellung der Initialisierung zur Erfassung der Instrumentenorientierung mit nicht ausgerichtetem KOS der IMU vor der Initialisierung (a) und korrekt ausgerichtetem KOS nach der Initialisierung (b) [114].

### 3.3.3.2 Ermittlung des Trokarpunkts

Anhand mehrerer Posen des Instruments beim Betrieb kann eine Lokalisierung des Trokarpunkts erfolgen [114]. Dazu wird während der Bewegung des Instruments dessen Pose aufgezeichnet. Die Richtungen des Instrumentenschafts mehrerer Posen werden

dabei als Geraden betrachtet, die alle im Trokarpunkt zusammenlaufen. Aufgrund von Ungenauigkeiten schneiden sich diese Geraden nicht zwangsläufig. Mit Hilfe des Lotfußpunktverfahrens kann eine hinreichend genaue Abschätzung der Position des Trokars durchgeführt werden.

Die Ermittlung der Position des Trokars muss zu Beginn zwingend einmal ausgeführt werden. Dafür wurde implementiert, dass das Instrument nur wenige Millimeter in den Trokar eingeführt wird und der Roboterendeffektor anschließend eine kreisförmige Trajektorie abfährt. Aus den dabei erfassten Instrumentenposen kann die Lage des Trokarpunkts relativ zur Roboterbasis errechnet werden. Die Erfassung des Trokarpunkts kann während des Betriebs laufend erfolgen, um auf kleine Bewegungen des Trokarpunkts, hervorgerufen durch zum Beispiel Atembewegungen von Patient oder Patientin, direkt reagieren zu können. Die Lage des Trokarpunkts und die damit verbundene Eindringtiefe des Instruments ist insbesondere zur Steuerung des Instrumentenendeffektors sowie zur Berechnung der Interaktionskräfte (Abschnitt 4.4) notwendig.

### 3.3.3.3 Inverse Kinematik des Instruments im Trokar

Mit bekannter Orientierung des Instruments und bekannter Position des Trokarpunkts, kann eine direkte Vorgabe der Position des Instrumentenendeffektors erfolgen [114]. Es lassen sich folgende Bedingungen für die Position  $\mathbf{x}_R$  des Endeffektors des Roboters formulieren:

$$\mathbf{x}_{EE} + \eta(\mathbf{x}_T - \mathbf{x}_{EE}) = \mathbf{x}_R \quad \text{mit } \eta \in \mathbb{R} \quad (3.1)$$

$$|\mathbf{x}_R - \mathbf{x}_{EE}| = l_{\text{instr}} \quad (3.2)$$

Dabei ist  $\mathbf{x}_T$  die Position des Trokarpunkts,  $\mathbf{x}_{EE}$  die vorgegebene Position des Instrumentenendeffektors und  $l_{\text{instr}}$  die Länge des Instruments.  $\eta$  ist das Verhältnis aus der Länge des Instruments und der Eindringtiefe des Instruments im Trokar:

$$\eta = |\mathbf{x}_T - \mathbf{x}_{EE}|^{-1} \cdot l_{\text{instr}} \quad (3.3)$$

Durch Einsetzen von  $\eta$  in Gleichung 3.1 resultiert die, für eine gewünschte Endeffektorposition erforderliche, Position des Roboterendeffektors.

Es werden dabei zwei weitere Sicherheitsbedingungen gestellt. Die Position wird nur als valide anerkannt, wenn die z-Komponente der Position des Instrumentenendeffektors  $\mathbf{x}_{EE}$

im Basiskoordinatensystem des Roboterarms einen positiven Wert hat. Weiterhin ist definiert, dass die z-Komponente der Position des Roboterendeffektors  $\boldsymbol{x}_R$  stets einen größeren Wert als die z-Komponente der Position des Trokarpunkts  $\boldsymbol{x}_T$  aufweisen muss. In Ergänzung darf die Differenz der beiden Werte die Länge des Instruments  $l_{\text{instr}}$  nicht überschreiten, um ein Herausziehen des Instruments aus dem Trokar zu vermeiden.

### 3.3.4 Use-Case

In diesem Abschnitt soll, in Ergänzung zu den technischen Erläuterungen, eine Beschreibung eines Use-Cases den Zusammenhang der Prozesse verdeutlichen [114]. Beginnend wird der Manipulator des Telemanipulationssystems mit Hilfe der mobilen Plattform, zum Einsatzort an den OP-Tisch verfahren. Der Roboterarm befindet sich in einer definierten Transportpose auf der mobilen Plattform. Der Instrumentenadapter inklusive Instrument ist am Roboter montiert und befindet sich in einer senkrechten Orientierung. Das Instrument ist im Transporttrokar fixiert. Am Einsatzort erfolgt die oben beschriebene Initialisierung zur Erfassung der Instrumentenpose. Hierfür muss der Roboter entriegelt und das ROS-System gestartet werden. Anschließend kann über das Terminal am ROS-Master oder über die GUI des Control-Panels die Initialisierung gestartet werden. Anschließend wird das ROS-System wieder beendet und der Roboter im Guiding-Modus betrieben, um das Instrument manuell in den Trokar der zu operierenden Person einzuführen. Im Guiding-Modus kann der Roboter manuell bewegt und positioniert werden. Anschließend wird das ROS-System erneut gestartet und die oben beschriebene Routine zur Ermittlung der Position des Trokarpunkts gestartet. Anschließend wechselt das System automatisch in den eigentlichen Telemanipulations-Modus, in welchem die Position des Instrumentenendeffektors mittels Eingabegeräten vorgegeben werden kann. Nach Abschluss des Eingriffs wird das ROS-System heruntergefahren, der Roboter in den Guiding-Modus versetzt und das Instrument aus dem Trokar entfernt.



# 4 Erfassung von Interaktionskräften

In diesem Kapitel werden Konzepte zur Erfassung von Interaktions- und Greifkräften vorgestellt, ihre Implementierung in das Telemanipulationssystem beschrieben, sowie die Ergebnisse ihrer systemzentrierten Evaluierung präsentiert. Unter dem Begriff *Interaktionskräfte* werden üblicherweise alle Kräfte zusammengefasst, die während der Interaktion zwischen Instrumentenendeffektor und manipuliertem Gewebe auftreten. Im Folgenden werden jedoch nur die translatorischen Interaktionskräfte zwischen Instrumentenendeffektor und Gewebe als *Interaktionskräfte* bezeichnet (Abschnitt 4.4). Gesondert davon werden die *Greifkräfte* betrachtet, die zwischen den Branchen eines Endeffektors, also beispielsweise zwischen zwei Greiferbacken, auftreten (Abschnitt 4.5).

## 4.1 Grundlagen und Stand der Technik

### 4.1.1 Grundlagen

Bezogen auf das in Kapitel 3 vorgestellte Telemanipulationssystem, ergeben sich am Manipulationsteil mehrere Möglichkeiten zur Erfassung einer wirkenden Interaktionskraft. In Abbildung 4.1 sind der schematische Aufbau des Instrumentenadapters, inklusive eingebautem Instrument, dargestellt, sowie die Bereiche zur Integration von Sensorik eingezeichnet. Am proximalen Ende erfolgt die Lagerung des Instrumentenadapters, wie beschrieben, über ein Kreuzgelenk. Im Bereich des Instrumentenschafts dient der Trokarpunkt als Lager.

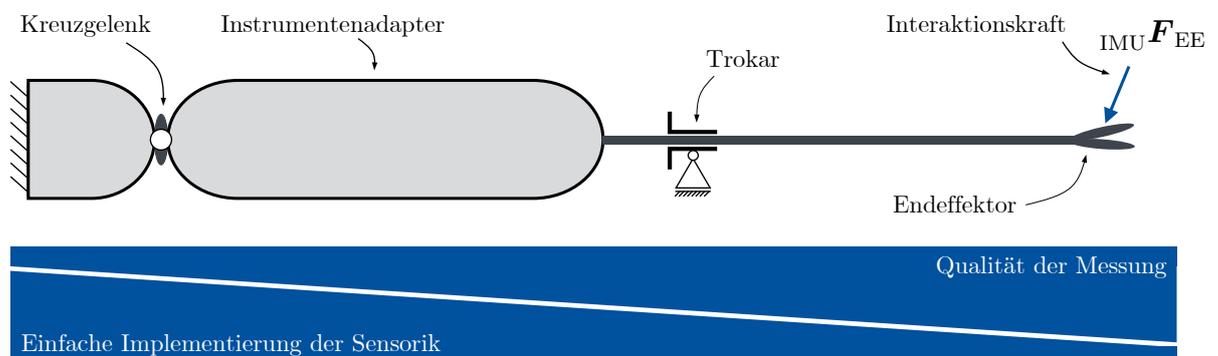


Abbildung 4.1: Schematische Darstellung von Instrumentenadapter und Instrument und qualitative Bewertung der Bereiche an denen Sensorik zur Erfassung von Interaktionskräften integriert werden kann. Die Integration kann im Bereich des Instrumentenendeffektors, am Instrumentenschaft, am Trokarpunkt, im Instrumentenadapter oder zwischen Manipulator und Instrumentenendeffektor erfolgen. Die Einspannung auf der linken Seite stellt die Befestigung am Roboterarm dar (Abbildung in Anlehnung an [93]).

Jeder der Bereiche ist mit Vor- und Nachteilen verknüpft. Generell ist mit abnehmender Entfernung vom Endeffektor eine steigende Qualität der Messung zu erwarten. Gleichzeitig steigen jedoch auch die Herausforderungen bezüglich der Sterilisierbarkeit, der elektrischen Kontaktierung und der Miniaturisierung der Sensorik [32, 93]. Umgekehrt ist eine technisch weitaus weniger aufwändige, und damit auch günstigere Integration von Sensorik zu erwarten, je weiter sie vom Instrumentenendeffektor entfernt ist. Nachteilig ist die abnehmende Qualität der Messung durch störende Einflüsse wie Reibung und Dämpfung. In Abbildung 4.1 nicht enthalten ist die Möglichkeit der indirekten Ableitung der Interaktionskräfte aus Betriebsgrößen der Manipulatorantriebe. Zur Auswahl eines geeigneten Bereichs zur Integration von Sensorik sind die anwendungsspezifischen Anforderungen zu beachten (siehe Abschnitt 4.2).

### 4.1.2 Stand der Technik zur Erfassung von Interaktionskräften

In diesem Abschnitt wird der aktuelle Stand der Technik bezüglich der Erfassung von Interaktionskräften in der RAS aufgezeigt. Es werden nur Systeme betrachtet deren Anwendung die minimalinvasive RAS ist. Beachtet werden Ansätze aus der Forschung und kommerzielle Systeme. Die gefundenen Ansätze sind im Folgenden nach Messprinzip beziehungsweise nach Platzierung der Sensorik kategorisiert. Die folgende Zusammenstellung basiert auf den Übersichtsartikeln von PUANGMALI *et al.*, BAKI *et al.* und OTHMAN *et al.* sowie auf eigener Recherche [116–118].

#### 4.1.2.1 Erfassung von Interaktionskräften durch Messung am Instrumentendeffektor

Es existieren zahlreiche Ansätze zur Messung von Interaktionskräften am Instrumentenendeffektor. Ansätze, die Sensorik intrakorporal am Schaft des Instruments verwenden, werden ebenfalls in diesem Abschnitt genannt.

Die Integration eines mehrachsigen Kraft- und Momentensensors in den Instrumentenschaft, in unmittelbarer Nähe zum Endeffektor, haben SEIBOLD *et al.* verfolgt [65]. Realisiert wurde hierbei ein 6 DOF-Sensor mit einem Außendurchmesser von 10 mm, der auf einem Verformungskörper nach Vorbild einer Stewart-Gough-Plattform mit Festkörpergelenken, sowie Dehnmesselementen basiert. Die Sensorik von SEIBOLD *et al.* ist im MiroSurge Telechirurgiesystem integriert, um die Kräfte und Momente zu erfassen, die auf die Instrumentenspitze wirken [93]. Anstelle der Verwendung von Dehnmesselementen wurde auch die Verwendung von Faser-Bragg-Gittern realisiert und untersucht [119]. Hier wurde eine weitere Miniaturisierung auf einen Durchmesser von 6,4 mm erreicht.

Im Projekt FLEXMIN wurden mehrere Orte zur Integration von Sensorik untersucht. Im Rahmen des Projekts wurde ein parallelkinematisches Manipulationssystem für die Single-Port-Chirurgie realisiert. Es wurde Sensorik im Antrieb, sowie Sensorik nahe des Endeffektors untersucht [93]. Um Sensorik nahe des Endeffektors zu integrieren, wurde ein miniaturisierter Kraft-Momenten-Sensor entwickelt und aufgebaut. Dieser ähnelt auf den ersten Blick dem Ansatz von SEIBOLD *et al.*, hat jedoch das Potential zur weiteren Miniaturisierung [93, 120].

Auch auf Basis einer Stewart-Gough-Plattform und Dehnmesselementen beruht der Ansatz von LI *et al.*, deren Sensor ebenfalls nahe des Endeffektors platziert ist [121]. Es können Kräfte und Drehmomente in 6 DOF im Bereich von  $\pm 10$  N und  $\pm 160$  mNm erfasst werden. Der Sensor hat einen Außendurchmesser von etwas weniger als 10 mm [122]. BAKI *et al.* haben einen drei DOF-Sensor mit einem Verformungskörper aus Titan realisiert [123]. Der Verformungskörper ähnelt einem Biegebalken auf dem insgesamt acht Dehnmesselemente angebracht sind. Es können Kräfte bis 2 N bei einer Auflösung von 5 mN gemessen werden. Der aufgebaute Sensor hat einen Außendurchmesser von 3,4 mm und eine Höhe von 8,6 mm. In einer späteren Version des Sensors erreichen BAKI *et al.* einen noch kleineren Durchmesser von 2,6 mm bei einer Höhe von nur noch 2 mm [117].

Neben dem bereits genannten Ansatz von SEIBOLD *et al.* existieren weitere Arbeiten zur Erfassung von Interaktionskräften die auf der Verwendung von Faser-Bragg-Gittern basieren. Ein Faser-Bragg-Gitter ist eine periodische Modulation des Brechungsindex, das durch Mikrostrukturierung in den Kern einer Lichtleitfaser eingebracht wird. Bei Einkopplung von Licht in die Lichtleitfaser, kommt es durch den modulierten Brechungsindex zur Bragg-Reflexion, bei der nur bestimmte Wellenlängen reflektiert werden. Wird die Lichtleitfaser durch Krafteinwirkung verformt, ändert sich die Gitterperiode und damit die reflektierte Wellenlänge. Faser-Bragg-Gitter können damit zur Messung von Dehnung eingesetzt werden. Vorteile liegen in der hohen Empfindlichkeit und der guten Miniaturisierbarkeit. Die Konzepte von ARATA *et al.*, SONG *et al.* und LV *et al.* basieren auf Faser-Bragg-Gittern [124–126]. SONG *et al.* haben einen Sensor mit einem Außendurchmesser von 10 mm durch einem Biegebalken als Verformungskörper realisiert. Der Sensor wurde in die Spitze eines Instruments integriert und in der Evaluierung wurden Kräfte bis 4,7 N gemessen. LV *et al.* haben ein Instrument mit halbkugelförmigem Endeffektor zur Palpation von Gewebe entwickelt, dass mithilfe der Faser-Bragg-Gitter die Kraftmessung im Bereich von 0 N bis 5 N mit einer Auflösung von 2,55 mN ermöglicht.

PEIRS *et al.* haben einen Ansatz mit faseroptischem Wirkprinzip und einem Außendurchmesser von nur 5 mm realisiert [127]. Es können Kräfte in 3 DOF im Bereich von  $\pm 2,5$  N in axialer und  $\pm 1,7$  N in radialer Richtung erfasst werden. Der Sensor hat als Verformungskörper eine Struktur aus mehreren Parallelogrammen und ist aus Titan gefertigt. In jeder der Sensorachsen wird über Lichtleitfasern beleuchtet und die reflektierten Intensitäten mit Photodioden erfasst. Aus den gemessenen Intensitäten werden Verformungen und dadurch die wirkenden Kräfte ermittelt.

Der Ansatz von PUANGMALI *et al.* beruht ebenfalls auf der Messung der Intensität von reflektiertem Licht [116]. Auch hier kommen Lichtleitfasern zum Einsatz. Der entwickelte Sensor hat einen Außendurchmesser von 10 mm und ist in der Lage Kräfte in drei DOF zu erfassen. Der Messbereich beträgt  $\pm 3$  N in axialer Richtung und  $\pm 1,5$  N in radialer Richtung mit einer Auflösung von 0,02 N.

LEE *et al.* haben ebenfalls einen Sensor mit einem Außendurchmesser von 10 mm realisiert, der im Instrumentenschaft nahe des Endeffektors integriert werden kann [128, 129]. Dieser basiert auf einem kapazitiven Wirkprinzip. Zwei kreisförmige Elektroden scheiben sind in geringem Abstand zueinander angeordnet und über einen Verformungskörper miteinander verbunden. Bei Krafteinwirkung ändern sich Abstand und Orientierung der Elektroden scheiben zueinander. Aus der resultierenden Änderung der Kapazitäten, wird die Interaktionskraft in drei DOF abgeleitet.

Ebenfalls auf kapazitivem Wirkprinzip beruht der Ansatz von KIM *et al.* [130]. Dazu wird direkt in jede Greiferbacke ein selbst entwickelter dreiachsiger Kraftsensor integriert. Insgesamt sollen damit am Endeffektor auf translatorische Kräfte in drei DOF, das Drehmoment um die Schaftachse, sowie auf die Greifkraft rückgeschlossen werden. Aus den gemessenen Kräften beider dreiachsiger Kraftsensoren die in den beiden Greiferbacken integriert sind, können die tatsächlich wirkenden Interaktionskräfte ermittelt werden.

Auch YU *et al.* haben Sensorik unmittelbar in die Greiferbacken integriert [131]. Eine verformbare Elastomerstruktur ermöglicht über Dehnmesselemente die Messung der wirkenden Kräfte. Mit einem Algorithmus zur Entkopplung wird anschließend auf die im dreidimensionalen Raum wirkende Interaktionskraft geschlossen.

BECCAI *et al.* haben einen piezoresistiven Kraftsensor mit drei DOF aus Silikon entwickelt [132]. Der Sensor hat lediglich eine Größe von  $2,3 \text{ mm} \times 2,3 \text{ mm} \times 1,3 \text{ mm}$  und wurde in ein Instrument für die minimal-invasive fetale Chirurgie integriert und evaluiert [133]. Der Sensor kann Kräfte im Bereich von 0 N bis 2 N, mit einer Auflösung von

3 mN für radiale Kräfte und 20 mN für axiale Kräfte, erfassen.

Der naheliegende Ansatz der Integration von Dehnmesselementen auf oder im Instrumentenschaft ist Bestandteil mehrerer Patente der Firma Intuitive Surgical [134, 135]. Auch das EndoPAR RAS-System ermöglicht die Erfassung von Interaktionskräften [136] indem die Verformung des Schafts erfasst wird. Dazu sind an jedem Instrument vier Dehnmesselemente im distalen Bereich des Instrumentenschafts angeordnet. Ebenfalls durch Messung mit Dehnmesselementen am Schaft arbeiten DALVAND *et al.* bei ihrem RAS-System HEROSURG.

#### 4.1.2.2 Erfassung von Interaktionskräften durch Messung am Trokarpunkt

ZEMITI *et al.* verfolgen die Messung von Interaktionskräften über Sensorik am Trokar [137]. Der Sensor sitzt dabei am extrakorporalen Teil des Trokars und soll somit die Anforderungen an Sterilisation und Miniaturisierung reduzieren. Für die Evaluierung wird ein herkömmlicher Trokar modifiziert. Zum Einsatz kommt ein Kraft- und Momentensensor des Typs Nano43 (ATI Industrial Automation, NC, USA) der sechs DOF erfassen kann. Der verwendete Sensor ist in der Lage Kräfte im Bereich von  $\pm 36$  N und Drehmomente im Bereich von  $\pm 0,5$  Nm zu erfassen. Um aus der Messanordnung im Trokar Interaktionskräfte abzuleiten, müssen Gewichts- und Reibungskräfte berücksichtigt werden.

Die Option, eine Kraftmessung über Sensoren im Trokar zu realisieren, wurde ebenfalls von FONTANELLI *et al.* untersucht [138]. Hier wurden jedoch optische Sensoren im Trokar verwendet, mit denen Verformung und damit Interaktionskräfte in der zur Trokarachse orthogonalen Ebene erfasst werden können.

#### 4.1.2.3 Erfassung von Interaktionskräften durch extrakorporale Messung

Interaktionskräfte die am Instrumentenendeffektor auftreten, können auch extrakorporal im proximalen Bereich des Instruments, der Verbindung zum Manipulator, im Manipulator selbst oder in der Antriebseinheit der Instrumentenachsen ermittelt werden.

SENECI *et al.* verfolgten einen solchen extrakorporalen Ansatz unter anderem, um aus Kostengründen eine Integration von Sensorik in die Instrumente zu vermeiden [139]. Stattdessen wurden sechs kommerziell erhältliche Kraftsensoren in die Antriebseinheit des seilgetriebenen laparoskopischen Instruments integriert. Aus den ermittelten Antriebskräften können, unter Berücksichtigung der am Endeffektor vorherrschenden Hebelverhältnisse, die Interaktionskräfte errechnet werden. Der Außendurchmesser der Instrumente beträgt lediglich 3 mm in deren Inneren insgesamt jeweils sechs Seile

verlaufen. Jeweils zwei davon dienen der antagonistischen Aktuierung eines DOF des Endeffektors. Zur linearen Aktuierung der Seile wird jeweils ein Bürstenloser Gleichstrommotor (BLDC-Motor) mit Gewindespindel verwendet.

Wie oben beschrieben, wurde im Projekt FLEXMIN auch die Integration von Sensorik im Antrieb umgesetzt [93]. Zur Integration der Sensorik in die Antriebseinheit wurden Dehnmesselemente auf Doppelbiegebalkenstrukturen aufgebracht, die jeweils zwischen Aktor und Schubstrebe sitzen. Messung der Antriebskräfte in allen Schubstreben ermöglicht es die Interaktionskraft zu erfassen.

Auch in kommerziellen Systemen wird häufig ein extrakorporales Messprinzip angewendet. So auch im Senhance Surgical System, das in der Lage ist haptisches Feedback zu bieten [77, 140]. Die auftretenden Interaktionskräfte werden hier durch einen Kraftsensor erfasst, der im Manipulatorarm außerhalb des Patienten sitzt [141].

Laut einem Patent von CMR Surgical, wird die Erfassung von Interaktionskräften am Instrumentenendeffektor mit Hilfe von Drehmomentsensoren im distalen Gelenk des Roboterarms erreicht [142]. Durch Vergleichen der gemessenen Drehmomente mit den, von den Antrieben auf die Gelenke ausgeübten Drehmomente, können die von extern wirkenden Interaktionskräfte ermittelt werden.

#### 4.1.2.4 Erfassung von Interaktionskräften durch indirekte Messmethoden

In einigen Vorhaben wird der Ansatz verfolgt, die Interaktionskräfte aus anderen Systemgrößen, wie beispielsweise aus Betriebsgrößen der Antriebseinheit, abzuleiten. ZHAO *et al.* berechnen die wirkenden Interaktionskräfte in drei DOF aus den Motorströmen der Antriebe [143]. OKAMURA *et al.* wiederum schlagen vor, die Differenz zwischen erwarteter und tatsächlicher Position des Manipulators als Indikation zur Abschätzung der aufgebrachten Kräfte zu nutzen [144]. Weiterhin verfolgen PETIT *et al.* das Ziel, unter Verwendung einer Kamera, aus der Deformation des manipulierten Objekts, Interaktionskräfte abzuleiten [145]. Dazu wurde die Verformung von Objekten simuliert und mit der, per Kamera registrierten Verformung, verglichen. SÜHN *et al.* verfolgen den Ansatz, aus vibro-akustischen Signalen, die bei Kontakt zwischen chirurgischem Instrument und Gewebe auftreten, Informationen über die taktile Interaktion zu erhalten [146]. Dazu wurde der Einfluss von Kontaktwinkeln und Geschwindigkeiten auf das vibro-akustische Signal während Palpation untersucht. Es zeigten sich material-spezifische Unterschiede, die einen Rückschluss auf die Interaktion erlauben.

MCMAHAN *et al.* und SHIMACHI *et al.* verfolgten Ansätze zur Erweiterung eines beste-

henden da Vinci Operationssystem zur Realisierung von haptischem Feedback [147, 148]. So haben MCMAHAN *et al.* Beschleunigungssensoren am Instrument, unmittelbar unterhalb der Verbindung zum Manipulator angebracht, um hochfrequente Anteile der Beschleunigung des Instruments zu erfassen. Es können Beschleunigungen in drei DOF erfasst werden, aus denen der nutzenden Person vibrotaktiler haptischer Feedback oder alternativ auditives Feedback dargeboten werden kann. SHIMACHI *et al.* nutzen eine Kombination aus Kraft- und Beschleunigungssensorik um Interaktionskräfte in drei DOF zu erfassen. Der entwickelte Adapter wird über das Instrument geschoben und beinhaltet Verformungskörper und darauf aufgebrachte Dehnmesselemente. Anhand der Messwerte des Beschleunigungssensors können Gewichtskräfte und Kräfte aus Beschleunigungen kompensiert werden. SHIMACHI *et al.* geben an, dass ihr Adapter sterilisiert werden kann.

Die extrakorporale Erfassung von Interaktionskräften kann auch mittels seriell-elastischer Aktoren erfolgen. FASEL *et al.* nutzen seriell-elastische Aktoren zur Steuerung einer abwinkelbaren Endoskopspitze [149, 150]. Mit zwei antagonistisch angeordneten seriell-elastischen Aktoren wird hierbei eine Kraftregelung der Endoskopspitze erreicht um damit die auftretenden Interaktionskräfte zu limitieren. Aus den Antriebskräften kann eine Abschätzung der Interaktionskraft erfolgen.

#### 4.1.2.5 Fazit

In zahlreichen Vorhaben wurden bereits vielfältige Möglichkeiten zur Integration von Sensorik oder Methoden zur Ableitung von Interaktionskräften aus Systemgrößen verfolgt. Die Ansätze unterscheiden sich erheblich hinsichtlich der oben beschriebenen Vorteile und Herausforderungen.

Es fällt auf, dass die Mehrheit der Ansätze mit Sensorik nahe des Endeffektors, auf eigens dafür entwickelten Instrumenten beruhen. Dabei werden stets Herausforderungen bezüglich der Miniaturisierung und der elektrischen Kontaktierung bewältigt, jedoch wird die Sterilisierbarkeit meist nur ansatzweise untersucht. Die Ansätze bieten eine gute Signalqualität und sind prinzipbedingt auch in der Lage dynamische Interaktion zu erfassen. Mit Blick in die Zukunft ist davon auszugehen, dass die direkte Messung von Interaktionskräften am Ort des Geschehens den anderen Ansätzen hinsichtlich der Qualität der Messung überlegen sein wird.

Zahlreiche Ansätze zur extrakorporalen Erfassung von Interaktionskräften zeigen, dass dies momentan eine technisch erreichbare und anwendungsnahe Lösung darstellt. Die

Instrumente können weitestgehend unangetastet bleiben, während im Bereich der Antriebseinheit oder des Manipulators ausreichend Platz für die Integration von qualitativ hochwertigen Sensoren vorhanden ist. Bei statischer Messung sind meist gute Messergebnisse erreichbar, erst bei Berücksichtigung dynamischer Interaktion kommen die Nachteile zum Vorschein.

Schlussendlich erlauben auch indirekte Methoden die Erfassung von Interaktionskräften. Diese sind attraktiv, da keine Modifikation der Instrumente notwendig ist. Überwiegend kann hier jedoch eher von einer Abschätzung der anliegenden Interaktionskräfte gesprochen werden und nicht von absoluten Messungen. Gerade bei Ableitung der Interaktionskräfte aus Betriebsgrößen der Antriebseinheit entstehen weitere Anforderungen wie die Rücktreibbarkeit derselben oder der Reduzierung von Reibungseinflüssen.

### 4.1.3 Stand der Technik zur Erfassung von Greifkräften

Gesondert von den Interaktionskräften wird im Folgenden der aktuelle Stand der Technik bezüglich der Erfassung von Greifkräften dargelegt. Es erfolgt erneut eine Kategorisierung nach Messprinzip beziehungsweise Ort der Sensorintegration. Die folgende Zusammenstellung beruht auf der Übersicht von GLÖCKNER, dem Übersichtsartikel von SCHOSTEK *et al.*, sowie auf eigener Recherche [24, 151].

#### 4.1.3.1 Erfassung von Greifkräften durch Messung am Endeffektor

Der Ansatz von KIM *et al.* ermöglicht neben der Erfassung von Interaktionskräften in mehreren DOF auch das Erfassen der aufgebrachten Greifkräfte [130]. Während der Evaluierung der selbst entwickelten Instrumente wurden maximale Greifkräfte von 4,2 N gemessen.

SCHOSTEK *et al.* bieten eine umfassende Übersicht über taktile Sensoren die im Greifer integriert sind, um Informationen über das gegriffene Objekt, nicht nur Greifkräfte, zu erfassen [24]. SCHOSTEK *et al.* haben selbst ebenfalls einen laparoskopischen Greifer mit einem taktilen Sensorarray, bestehend aus 32 Messelementen mit kapazitivem Wirkprinzip, ausgestattet. Es konnte mit Kräften bis 60 N umgegangen werden [152]. Auch THOLEY *et al.* haben einen laparoskopischen Greifer entwickelt, der mit mehreren piezoresistiven Kraftsensoren und Dünnschicht-Kraftmesswiderständen ausgestattet ist und Greifkräfte erfassen kann [153].

Der Ansatz von in die Greiferbacken integrierte Kraftsensorik wird auch in einem Patent der Firma Intuitive Surgical beschrieben. Hier wird eine kabellose Übertragung der gemessenen Signale hervorgehoben [154].

Der bereits bei der Erfassung von Interaktionskräften beschriebene Ansatz von YU *et al.* ermöglicht über die in die Greiferbacken integrierte Sensorik auch die Erfassung von Greifkräften [131].

#### 4.1.3.2 Erfassung von Greifkräften durch extrakorporale Messung

Ein Ansatz zur extakorporalen Messung der Greifkraft mittels Kraftsensoren im Antrieb der Zug-/Druckstange, welche den Greifer aktuiert, wurde von DE *et al.* verfolgt [155]. Der Ansatz zielt jedoch nicht auf die RAS ab, sondern auf eine konventionelle Führung des Instruments per Hand. Einen ähnlichen Ansatz verfolgen XUE *et al.*, die ebenfalls ein per Hand zu führendes, laparoskopisches Instrument entwickelt haben, das es ermöglicht, Greifkräfte anhand von Sensoren im Antrieb der Seilzüge zu ermitteln [156].

#### 4.1.3.3 Erfassung von Greifkräften durch indirekte Messmethoden

Analog zur Erfassung von Interaktionskräften existieren Konzepte um Greifkräfte anhand anderer Größen abzuleiten. Ein verbreiteter Ansatz ist dabei die Betrachtung des zum Antrieb der Greifbewegung benötigten Drehmoments oder Motorstroms.

Ein Instrument für die RAS wurde von LEE *et al.* entwickelt, dessen Greifer durch Seilzüge aktuiert wird [129]. Die Erfassung von Greifkräften erfolgt dabei durch zwei Drehmomentsensoren die im Antrieb der Seile, also am proximalen Ende des Instruments, integriert sind.

THOLEY *et al.* verglichen die indirekte Abschätzung der Greifkraft aus dem Motorstrom mit direkter Messung der Greifkräfte an den Greiferbacken [153]. Es zeigte sich, dass die indirekte Abschätzung zu höheren ermittelten Greifkräften führte, im Vergleich zu den direkt gemessenen Greifkräften.

ZHAO *et al.* entwickelten ein Instrument mit drei DOF am Endeffektor deren Antriebstränge voneinander entkoppelt sind [157]. Dadurch konnten sie eine gute Abschätzung der anliegenden Greifkraft anhand des Motorstroms der Greifbewegung erreichen.

LI *et al.* verwendeten ein Instrument des Raven-II RAS-Systems um zu untersuchen, ob eine ausreichend gute Abschätzung der Greifkraft auf Basis der Motordrehmomente und der Motordrehwinkel erfolgen kann [158]. Zur Validierung wurde der Endeffektor mit einem einachsigen Kraftsensor ausgestattet um die tatsächlich wirkenden Greifkräfte zu erfassen. Die Ergebnisse zeigen eine prinzipielle Eignung des Ansatzes mit Abweichungen von weniger als 0,3 N.

#### 4.1.3.4 Fazit

Die Messung am Endeffektor eines Instruments ermöglicht die genaue und absolute Erfassung der aufgebrachten Greifkraft, teilweise sogar orts aufgelöst. Diese direkte Messmethode erfordert jedoch die Integration von Sensorik unmittelbar am Endeffektor. In Forschungsvorhaben wurden dafür häufig eigens entwickelte Instrumente angefertigt, woraus Schwierigkeiten bezüglich der Wiederaufbereitung entstehen. Die Verwendung von mit Sensorik ausgerüstetem, disposable Instrumentarium ist mit hohen Kosten für medizinische Einrichtungen verbunden [144]. Die Verwendung konventioneller chirurgischer Instrumente für die RAS wäre unter wirtschaftlichen und infrastrukturellen Gesichtspunkten vorteilhaft, um klinische Arbeitsabläufe zu bewahren und eine vielseitige Nutzung verschiedener Instrumente in unterschiedlichen chirurgischen Anwendungen zu ermöglichen. Die Erweiterung bestehender Instrumente mit einem Ansatz zur Erfassung von Greifkräften am proximalen Teil des Instruments oder über eine indirekte Messmethode erscheint als ressourcenschonende Alternative. Insbesondere die Abschätzung der Greifkräfte auf Basis des Motorstroms erscheint sinnvoll, da keine kostenintensive Sensorik benötigt wird und davon ausgegangen wird, dass eine grobe Abschätzung der wirkenden Greifkraft für den Anwender ausreicht, um eine feinfühligere Interaktion mit dem Gewebe zu erreichen. Wird dieser Ansatz verfolgt, muss besondere Aufmerksamkeit auf Einflussfaktoren wie die Reibung in Antrieb und Instrument gelegt werden.

## 4.2 Konzept und Anforderungen

### 4.2.1 Konzept

#### 4.2.1.1 Interaktionskräfte

In Kapitel 3 wurde bereits hervorgehoben, dass im Telemanipulationssystem die Verwendung konventioneller Instrumente geplant ist. Für die Integration der Sensorik zur Erfassung von Interaktionskräften, wird daher der Bereich des Instrumentenadapters ausgewählt. Dies ermöglicht den Einsatz von Instrumenten, die durch Wiederaufbereitung mehrfach verwendet werden können und vermeidet eine technisch aufwändige und damit kostenintensive Modifikation von Instrumenten oder deren Neuentwicklung. Die Integration der Sensorik soll zwischen Kreuzgelenk und Instrumentenadapter erfolgen (Abbildung 4.2). Dies ermöglicht die Gestaltung einer eigenständig funktionierenden *Sensoreinheit*, so dass die beiden Instrumentenadapter sowohl mit als auch ohne diese verwendet werden können. Aus der gewählten Platzierung der Sensorik entstehen nur

geringe Anforderungen an die Baugröße der Sensoreinheit sowie eine höhere Qualität der Messung im Vergleich zu einer Messung oberhalb des Kreuzgelenks. Da die Sensoreinheit ihre Lage relativ zum Instrument nicht verändert, ist eine einfache Berechnung der Interaktionskraft am Instrumentenendeffektor möglich. Für die Berechnung muss die Lage des Trokarpunkts sowie die Eindringtiefe des Instruments bekannt sein. Die gewählte Platzierung der Sensorik lässt, im Vergleich zu einer Platzierung nahe des Instrumentenendeffektors, Nachteile hinsichtlich der Genauigkeit der erfassten Kräfte in Betrag und Richtung erwarten. Weiterhin ist die Erfassung von dynamischen Interaktionskräften durch Dämpfung limitiert.

Zur Erfassung der Interaktionskräfte soll ein Kraft- und Momentensensor mit sechs DOF verwendet werden. Neben der Erfassung der translatorischen Interaktionskräfte ermöglicht dieser auch die Messung von Drehmomenten, die um die Achse des Instrumentenschafts auftreten, sowie die Messung von Biegemomenten bei Verformung des Instruments oder des Instrumentenadapters.

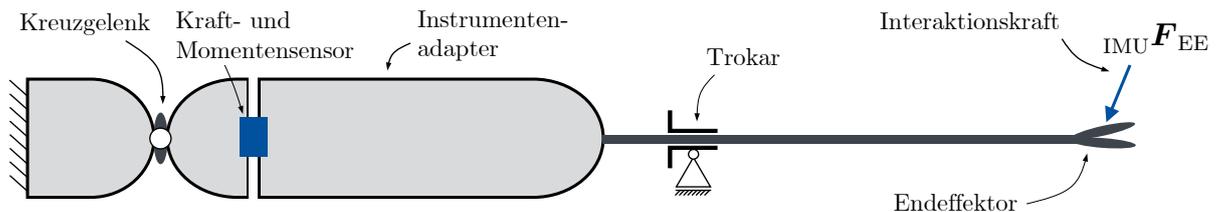


Abbildung 4.2: Schematische Darstellung des Konzepts zur Erfassung der Interaktionskräfte am Instrumentenendeffektor mit einer Sensoreinheit zwischen Kreuzgelenk und Instrumentenadapter (nach [112], CC BY 4.0).

#### 4.2.1.2 Greifkräfte

Für die Erfassung der Greifkräfte gelten prinzipiell dieselben Grundregeln wie für die Erfassung der Interaktionskräfte: Erfolgt die Messung näher am Ort des Geschehens, kann eine höhere Qualität des Messergebnisses erwartet werden. Wird die Messung mit größerer Entfernung durchgeführt, oder gar indirekt, ist von einer reduzierten Genauigkeit, Auflösung und Dynamik auszugehen. Eine Messung nahe des Instrumentenendeffektors scheidet aus, da konventionelle Instrumente ohne Modifikation verwendet werden sollen. Weiterhin wird erwartet, dass es sich bei Greifkräften um statische Kräfte oder Kräfte mit sehr geringer Dynamik handelt. Es wird daher ein indirekter Ansatz zur Erfassung der Greifkräfte gewählt. Dazu wird der Motorstrom und damit das Motordrehmoment des Antriebs der Greifbewegung ermittelt. Dies stellt eine besonders

günstige und einfach zu implementierende Methode zur Erfassung der Greifkräfte dar, da außer einer Stromsensorik keine zusätzliche Hardware benötigt wird.

## 4.2.2 Anforderungen

### 4.2.2.1 Interaktionskräfte

Auch wenn der gewählte Ort zur Integration der Sensoreinheit im Instrumentenadapter keine besonderen Anforderungen an Größe und Gewicht erzeugt, wird auf eine kompakte Umsetzung mit geringer Masse geachtet, um Arbeitsraum und Dynamik des Manipulationsteils zu erhalten. Dazu soll die Gesamtlänge des Instrumentenadapters durch die Sensoreinheit um nicht mehr als 50 mm erhöht werden und die Masse der Sensoreinheit maximal 350 g betragen.

Die kinästhetische Wahrnehmung einer nutzenden Person hat ihr Maximum im Bereich von 20 Hz bis 30 Hz (vergleiche Tabelle 1.1). Es ist anzustreben, möglichst auch dynamische Interaktionskräfte erfassen zu können, allerdings ist die Fähigkeit zur Erfassung dynamischer Interaktionskräfte bei der gewählten Messmethode nur schwer abschätzbar. Es wird daher keine quantitative Anforderung gestellt, lediglich die zeitliche Abtastrate des Sensors sollte ausreichend gewählt werden.

Erwartet werden Interaktionskräfte in der Größenordnung von maximal 3 bis 8 N [32, 159]. Unter Berücksichtigung der Platzierung der Sensoreinheit, den entstehenden Hebelverhältnissen, sowie der zusätzlich auf den Sensor wirkenden Masse des Instrumentenadapters, ist ein geeigneter Nennmessbereich des Sensors zu wählen. Gemessen werden sollen Kräfte am Instrumentenendeffektor in drei translatorischen DOF. Drehmomente um die Achse des Instrumentenschafts werden nicht erfasst, da sie mit dem geplanten Eingabegerät nicht dargestellt werden können. Drehmomente, die um Achsen senkrecht zur Achse des Instrumentenschafts am Instrumentenendeffektor auftreten, können durch das gewählte Messprinzip nicht erfasst werden.

Nach dem Gesetz von WEBER [31] (siehe Abschnitt 1.1.1) sowie den Untersuchungen von DORJGOTOV *et al.* [160] und VICENTINI *et al.* [161] ergeben sich für einen zylinderförmigen Griff einer Nutzerschnittstelle ein Quotient eines noch wahrnehmbaren Reizunterschieds zu einem Referenzreiz in der Größenordnung von 13 bis 15 %. Um diese physiologisch begründete differentielle Wahrnehmungsschwelle zu erreichen, sollte die Messauflösung unterhalb dieser Wahrnehmungsschwelle liegen. YANG *et al.* [162] und TAN *et al.* [163] haben in ihren Untersuchungen zur Genauigkeit der Kraftrichtungswahrnehmung eine differentielle Wahrnehmungsschwelle von etwa 30° identifiziert.

Die Auflösung der Ermittlung der Wirkungsrichtungen von Interaktionskräften sollte unterhalb dieses Wertes liegen, wünschenswert ist eine Auflösung von  $10^\circ$ . Weiterhin soll die Sensoreinheit eine eigenständig funktionierende Einheit darstellen, da im Telemanipulationssystem zwei unterschiedliche Instrumentenadapter zum Einsatz kommen (siehe Kapitel 3).

#### 4.2.2.2 Greifkräfte

Es wird davon ausgegangen, dass Greifkräfte mit vergleichsweise geringer Dynamik auftreten. Außerdem wird erwartet, dass bereits eine grobe Unterscheidung der aufgebrauchten Greifkraft ausreicht, um der nutzenden Person eine feinfühligere Interaktion mit dem Gewebe zu ermöglichen und zum Beispiel zu schwaches oder zu festes Greifen zu differenzieren. Anzustreben ist eine Auflösung von etwa 5 % des Nennmessbereichs, da hiermit über den gesamten Bereich der verfügbaren Greifkraft etwa 20 Abstufungen möglich sind, was für den genannten Zweck als ausreichend angesehen wird.

### 4.3 Wissenschaftliche Zielsetzung

Es sollen Methoden zur Erfassung von Interaktions- und Greifkräften realisiert und evaluiert werden. Dabei werden folgende Sachverhalte untersucht:

**Interaktionskräfte.** Zum Einsatz kommen konventionelle, mehrfach verwendbare Instrumente an denen möglichst keine Modifikation vorgenommen werden soll. Zur Erfassung der Interaktionskräfte wird daher in den Instrumentenadapter, also extrakorporal, eine Sensoreinheit integriert. Es soll untersucht werden, ob mit dem gewählten kinematischen Ansatz (Abschnitt 3.1) und der gewählten Messmethode, Interaktionskräfte am Endeffektor in Betrag und Richtung mit ausreichender Qualität ermittelt werden können.

**Greifkräfte.** Die über den Instrumentenendeffektor aufgebrauchten Greifkräfte sollen ebenfalls mit konventionellen Instrumenten ohne Modifikation erfasst werden. Die verwendeten Instrumente beruhen auf einer starren Kinematik, welche nennenswerte Reibung aufweist. Es soll untersucht werden, ob mit der gewählten indirekten Messmethode eine Abschätzung von Greifkräften mit ausreichender Qualität erfolgen kann.

Von beiden Zielsetzungen wird ein Beitrag zur besseren Verfügbarkeit und Kosteneffizienz von Systemen für die RAS erwartet. Der aktuelle Stand der Technik bietet bereits eine Vielfalt von Möglichkeiten zur Erfassung von Interaktions- und Greifkräften mit hoher Signalqualität, diese bedürfen jedoch meist aufwändiger und teurer Sensorik. Das vorliegende Vorhaben hat nicht zum Ziel eine weitere Steigerung der Genauigkeit, Auflösung oder Fähigkeit zur Erfassung dynamischer Interaktions- und Greifkräfte zu erreichen. Es soll vielmehr untersucht werden, ob eine für die Anwendung ausreichende Erfassung oder Abschätzung der Interaktions- und Greifkräfte, ohne speziell dafür entwickeltes Instrumentarium, erreichbar ist. Dies würde Vorteile bezüglich der Einbindung von Systemen der RAS in klinische Abläufe mit etablierten Wiederaufbereitungsprozessen bieten und würde auch die Anwendbarkeit der RAS durch Kompatibilität mit einer großen Bandbreite an Instrumenten und Endeffektoren für verschiedene medizinische Fachbereiche erleichtern.

## 4.4 Interaktionskräfte

Der gewählte Ansatz zur Interaktionskraftmessung umfasst eine extrakorporale Sensoreinheit und eine kontinuierliche Erfassung der Pose des Instrumentenadapters und des Pivotpunkts, um aus den Messwerten des Kraftsensors die am Endeffektor wirkenden Interaktionskräfte abzuleiten. Dieser Ansatz bedient die erste der beiden in Abschnitt 4.3 genannten Zielsetzungen. Im Folgenden wird das Systemdesign der Sensoreinheit dargestellt (Abschnitt 4.4.1), anschließend auf die zur Umsetzung und Evaluierung des Ansatzes notwendigen Materialien und Methoden eingegangen (Abschnitt 4.4.2), die Ergebnisse der Evaluierung (Abschnitt 4.4.3) vorgestellt, diese diskutiert (Abschnitt 4.4.4) sowie ein Ausblick auf empfohlene Folgearbeiten gegeben (Abschnitt 4.4.5).

### 4.4.1 Systemdesign

Das Systemdesign des Telemanipulationssystems und der Instrumentenadapter wurde in Kapitel 3 erläutert. Hinzu kommt an dieser Stelle die Sensoreinheit, die den Kraftsensor beinhaltet. Die Sensoreinheit besteht aus zwei Gehäusehälften, zwischen denen der Kraftsensor befestigt ist (Abbildung 4.3). Die Gehäusehälften sind so gestaltet, dass sie zwischen Kreuzgelenk und Instrumentenadapter integriert werden können. Eine Durchführung ermöglicht ein kontaktfreies Herausführen des Sensorkabels aus der Sensoreinheit, um zu vermeiden, dass die Steifigkeit des Sensorkabels die Messung beeinflusst. Zur Messung von Betrag und Richtung der Interaktionskräfte,

wird der von MATICH *et al.* [120] entwickelte resistive 6-achsige Kraft- und Momentensensor HEX 21 (Resense GmbH, Klingenberg a.Main, DE) verwendet [112, 151]. Der HEX 21, im Folgenden als *Kraftsensor* bezeichnet, hat einen Durchmesser von 21 mm bei 11 mm Höhe, sowie einen Nennmessbereich von  $F_x = F_y = F_z = \pm 50$  N sowie von  $M_x = M_y = M_z = \pm 500$  mNm [164]. Die zum Kraftsensor gehörende Auswertelektronik tastet mit einer Frequenz von 1 kHz bei einer Auflösung von 12 Bit ab.

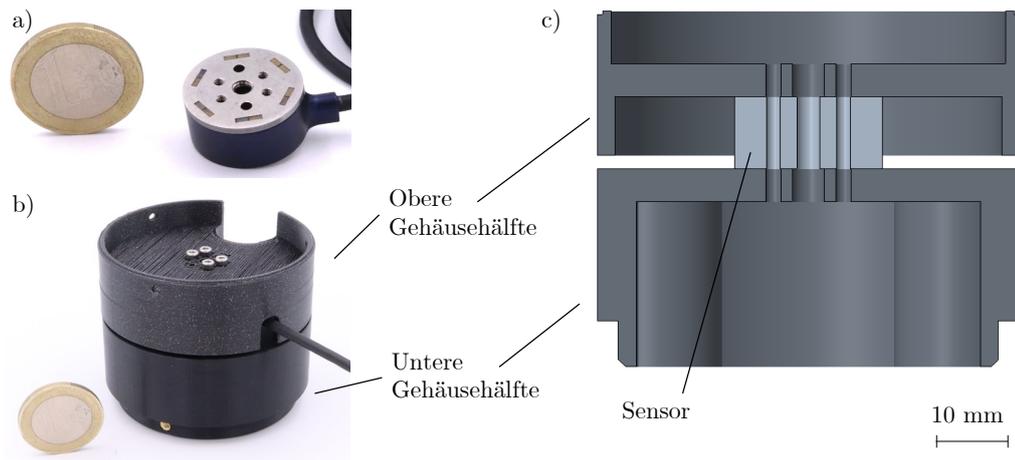


Abbildung 4.3: Verwendeter Kraft- und Momentensensor (a), Sensoreinheit (b) und Computer Aided Design (CAD)-Schnittansicht der Sensoreinheit (c) (nach [112], CC BY 4.0).

## 4.4.2 Material und Methoden

Für die nachfolgenden Abschnitte ist die kinematische Struktur des Manipulationsteils sowie die dazugehörigen Teilsysteme relevant (Kapitel 3). Im Folgenden wird auf die zusätzlich verwendeten Komponenten sowie die angewendeten Methoden eingegangen.

### 4.4.2.1 Interaktionskraftmessung

Der Kraftsensor ist im Instrumentenadapter nahe des Kreuzgelenks integriert. Instrumentenadapter und Instrument werden, wie in Abbildung 4.4 zu sehen, durch den Roboterarm sowie den Trokar gestützt. Die Komponenten einer Interaktionskraft  ${}_{\text{IMU}}\mathbf{F}_{\text{EE}}$ , definiert im körperfesten KOS der IMU  $\mathcal{K}_{\text{IMU}}$ , die auf den Endeffektor des Instruments wirken, lassen sich mit den Gleichungen 4.1 aus den Komponenten der Kraftsensordaten  ${}_{\text{IMU}}\mathbf{F}_{\text{K}}$  bestimmen [112]. Für die Berechnung der Interaktionskraft am Instrumentenendeffektor wird das System als statisch bestimmt betrachtet und der Instrumentenadapter und das chirurgische Instrument als homogener Stab angenommen.

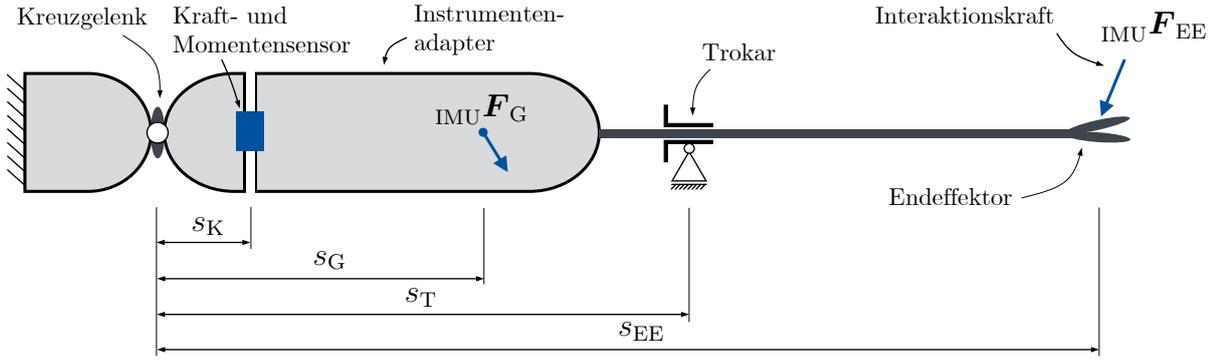


Abbildung 4.4: Schematische Darstellung der Interaktionskraft die auf den Endeffektor des Instruments wirkt, der Gewichtskraft des Instrumentenadapters sowie der geometrischen Maße für die weiteren Berechnungen (nach [112], CC BY 4.0).

$$\begin{aligned}
 \text{IMU } F_{EE,x} &= \frac{\text{IMU } F_{K,x} - \text{IMU } F_{G,x} \left(1 - \frac{s_G}{s_T}\right)}{1 - \frac{s_{EE}}{s_T}} \\
 \text{IMU } F_{EE,y} &= \frac{\text{IMU } F_{K,y} - \text{IMU } F_{G,y} \left(1 - \frac{s_G}{s_T}\right)}{1 - \frac{s_{EE}}{s_T}} \\
 \text{IMU } F_{EE,z} &= \text{IMU } F_{K,z} - \text{IMU } F_{G,z}
 \end{aligned} \tag{4.1}$$

Dabei entsprechen die Komponenten von  $\text{IMU } \mathbf{F}_G$  der Gewichtskraft des Instrumentenadapters inklusive eingebautem Instrument in  $\mathcal{K}_{\text{IMU}}$ , welche zur Bestimmung der Pose verwendet wird. Weiterhin ist  $s_K$  die Strecke zwischen Kreuzgelenk und Kraftsensor,  $s_G$  die Strecke zwischen Kreuzgelenk und wirkender Gewichtskraft  $\text{IMU } \mathbf{F}_G$ ,  $s_T$  die variable Strecke zwischen Kreuzgelenk und Trokar und  $s_{EE}$  die Strecke zwischen Kreuzgelenk und Endeffektor des Instruments.

Aufgrund auftretender Verformung des Instruments bei einer wirkenden Interaktionskraft, lassen sich deren Komponenten mit den Gleichungen 4.2 alternativ auch aus den gemessenen Komponenten des Drehmoments  $\text{IMU } \mathbf{M}_K$  bestimmen [112]. Die Komponente der Interaktionskraft die in Richtung der z-Achse wirkt, wird dabei weiterhin aus dem gemessenen Kraftwert bestimmt.

$$\begin{aligned}
 \text{IMU } F_{EE,x} &= \frac{\frac{\text{IMU } M_{K,y}}{s_K} - \text{IMU } F_{G,x} \left(1 - \frac{s_G}{s_T}\right)}{1 - \frac{s_{EE}}{s_T}} \\
 \text{IMU } F_{EE,y} &= \frac{\frac{\text{IMU } M_{K,x}}{s_K} - \text{IMU } F_{G,y} \left(1 - \frac{s_G}{s_T}\right)}{1 - \frac{s_{EE}}{s_T}} \\
 \text{IMU } F_{EE,z} &= \text{IMU } F_{K,z} - \text{IMU } F_{G,z}
 \end{aligned} \tag{4.2}$$

Die schlussendliche gesuchte Interaktionskraft  ${}_{\text{BR}}\mathbf{F}_{\text{EE}}$ , definiert im Basis-KOS des Roboters  $\mathcal{K}_{\text{BR}}$ , folgt aus der ermittelten Interaktionskraft  ${}_{\text{IMU}}\mathbf{F}_{\text{EE}}$  durch Transformation von  $\mathcal{K}_{\text{IMU}}$  nach  $\mathcal{K}_{\text{BR}}$ . Von dort aus kann eine weitere Transformation in das KOS eines haptischen Eingabegerätes erfolgen.

#### 4.4.2.2 Elektromechanische Komponenten

Dem modularen Charakter des Telemanipulationssystems entsprechend, wird der Kraftsensor über die dazugehörige Auswerteelektronik per Universal Serial Bus (USB) über einen Raspberry Pi 4B Einplatinencomputer mit 8 GB Arbeitsspeicher ausgelesen. Die Daten wurden mit MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) auf einem Workstation-PC und dem *MATLAB Support Package for Raspberry Pi Hardware* [165] ermittelt. Die IMU wurde über Inter-Integrated Circuit (I<sup>2</sup>C) ebenfalls über den Raspberry Pi ausgelesen. Das Auslesen der Daten per MATLAB begünstigt die einfache und schnelle Analyse der Messergebnisse zum Zwecke der Evaluierung. Es wird eine Abtastrate von 1 kHz erreicht. Für die Verwendung im Telemanipulationsbetrieb, kann die Sensoreinheit jedoch auch über ROS ausgelesen werden.

#### 4.4.2.3 Evaluierung der Interaktionskraftmessung – statisch

Für die Evaluierung der entwickelten Methode zur Interaktionskraftmessung, wurden im ersten Schritt definierte statische Interaktionskräfte von außen auf den Instrumentenendeffektor aufgebracht. Dabei wurden mehrere Parameter variiert, die in Abbildung 4.5 schematisch dargestellt sind. Die Pose des Instrumentenendeffektors inklusive Instrument wurde durch den Kippwinkel  $\gamma$  und die Schaftrotation  $\delta$  verändert. Zusätzlich wurden die Eindringtiefe  $t$  sowie Betrag und Richtung der aufgebrachten Interaktionskraft  ${}_{\text{IMU}}\mathbf{F}_{\text{EE}}$  verändert. Verwendet wurde der Instrumentenadapter für die nicht-abwinkelbaren Instrumente. Die Interaktionskraftmessung wurde in fünf Basiskonfigurationen evaluiert. In jeder Basiskonfiguration wurde der Kippwinkel  $\gamma$  ( $0^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $40^\circ$ ) und die Wirkungsrichtung der aufgebrachten Interaktionskraft (vertikal, horizontal) variiert (Abbildung 4.6). Die Interaktionskraft wurde im vertikalen Fall direkt, durch Anbringen eines Gewichts, oder im horizontalen Fall per Seil über eine Umlenkrolle aufgebracht. Für jede Basiskonfiguration wurden weiterhin fünf Parameterkonfigurationen untersucht. In den Parameterkonfigurationen wurden die Eindringtiefe  $t$  (150 mm, 180 mm, 210 mm) sowie der Betrag der aufgebrachten Interaktionskraft  ${}_{\text{IMU}}\mathbf{F}_{\text{EE}}$  ( $200 \text{ g} \approx 2 \text{ N}$ ,  $500 \text{ g} \approx 5 \text{ N}$ ,  $800 \text{ g} \approx 8 \text{ N}$ ) variiert. Die Wahl der maximal aufgebrachten Interaktionskraft orientiert sich an den für die RAS typischen Interaktionskräfte (siehe Kapitel 4.2).

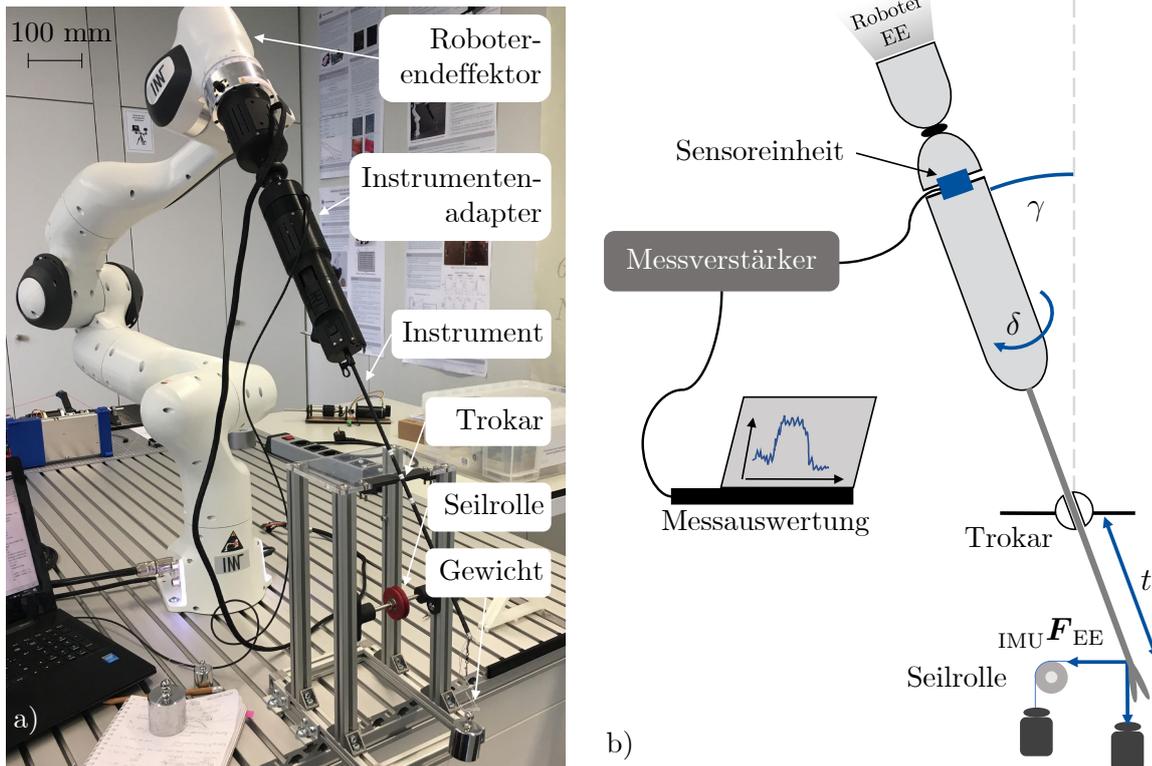


Abbildung 4.5: Versuchsaufbau zur Evaluierung der Interaktionskraftmessung (a) und schematische Darstellung der variierten Parameter (b) (nach [112], CC BY 4.0).

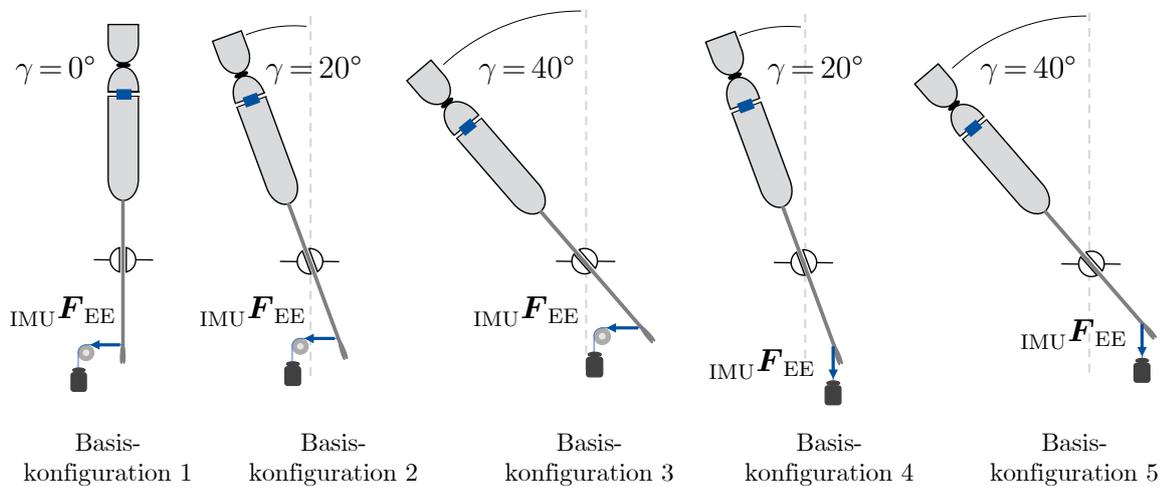


Abbildung 4.6: Fünf Basiskonfigurationen mit unterschiedlichem Kippwinkel  $\gamma$  und variierender Wirkungsrichtung der Interaktionskraft (nach [112], CC BY 4.0).

Weiterhin werden für jede der entstehenden Messkonfigurationen zwölf verschiedene Schaftrotationen  $\delta$  ( $360^\circ$  in  $30^\circ$ -Schritten) untersucht. Hierdurch sollen eventuelle Rotationsasymmetrien des Aufbaus berücksichtigt werden. Für jede der resultierenden 300 Messkonfigurationen, werden zehn Messvorgänge durchgeführt, um Mittelwert und Standardabweichung ermitteln zu können. Aus jedem Messvorgang resultieren drei

gemessene Kräfte und drei gemessene Drehmomente.

Die Auswertung der Messergebnisse erfolgt in MATLAB, mit dem Ziel, absolute und relative Abweichungen in Betrag und Wirkungsrichtung zwischen den tatsächlich aufgebracht und den per vorgestellter Methode ermittelten Kräften zu erhalten. Vorversuche haben gezeigt, dass der Nennmessbereich des Kraftsensors für die auftretenden Drehmomente besser ausgenutzt wird. Daher wird zur Ermittlung der Interaktionskräfte Gleichung 4.2 verwendet.

#### 4.4.2.4 Evaluierung der Interaktionskraftmessung – dynamisch

Neben der Evaluierung unter statischen Interaktionskräften, soll auch untersucht werden, mit welcher Frequenzbandbreite dynamische Interaktionskräfte erfasst werden können. Dazu wird der in Abbildung 4.7 dargestellte Versuchsaufbau verwendet [166]. Statt des Instrumentenadapters wird eine Nachbildung verwendet, die eine schnellere Montage und Demontage des Instruments erlaubt. Mit einem Permanentmagnet-Shaker (TMS-K2004E01, PCB Synotech GmbH, Hückelhoven, DE) wird das Instrument am Instrumentenendeffektor dynamisch beansprucht. Dabei erfolgt eine leichte Auslenkung des Instruments, das sich unter der Krafteinwirkung wie eine Feder verhält.

Zur Ermittlung des Frequenzgangs wird als Eingangsfunktion ein Sinus-Sweep  $F_{\text{soll,Sweep}}$  mit konstanter Amplitude verwendet, dessen Frequenz exponentiell ansteigt [167]:

$$F_{\text{soll,Sweep}}(t) = A_{\text{Sweep}} \cdot \sin \left( 2\pi \cdot T_{\text{Sweep}} \cdot \frac{f_{\text{min,Sweep}}}{\log \left( \frac{f_{\text{max,Sweep}}}{f_{\text{min,Sweep}}} \right)} \cdot \left( e^{t \cdot \frac{\log \left( \frac{f_{\text{max,Sweep}}}{f_{\text{min,Sweep}}} \right)}{T_{\text{Sweep}}} - 1} \right) \right) + F_{\text{soll, konst}} \quad (4.3)$$

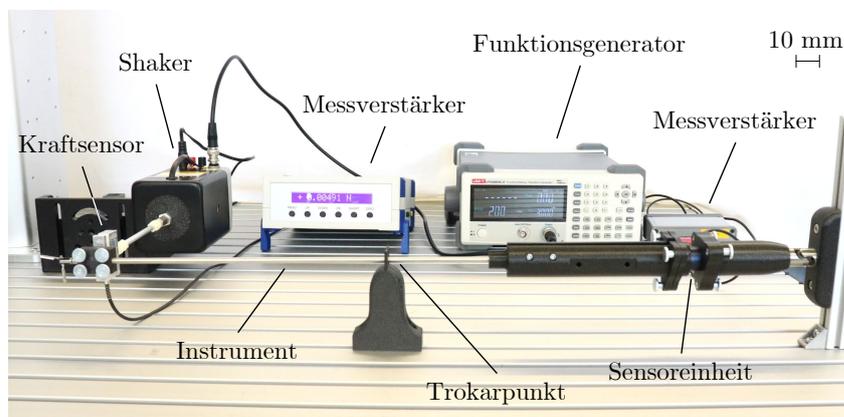


Abbildung 4.7: Versuchsaufbau zur Evaluierung der Messung von dynamischen Interaktionskräften (nach [166]).

Der sinusförmige Verlauf der Belastung hat einen Gleichanteil von  $F_{\text{soll, konst}} = 0 \text{ N}$  und eine Amplitude von  $A_{\text{Sweep}} = 0,5 \text{ N}$ . Im Zeitintervall von  $T_{\text{Sweep}} = 60 \text{ s}$  steigt die Frequenz von  $f_{\text{min, Sweep}} = 0,1 \text{ Hz}$  auf  $f_{\text{max, Sweep}} = 30 \text{ Hz}$ . An der Einleitungsstelle der Beanspruchung am Instrumentenendeffektor wird ein Kraftsensor (KD40S, Nennmessbereich  $\pm 20 \text{ N}$ , 625 Hz Messfrequenz, ME-Meßsysteme GmbH, DE) verwendet, um die Eingangsgröße zu erfassen. An der Sensoreinheit am proximalen Ende des Instruments wird das Biegemoment um die entsprechende Achse aufgezeichnet und mit Gleichung 4.2 in eine Interaktionskraft umgerechnet.

Zur Bestimmung des Frequenzgangs wird für das Eingangssignal  $F_{\text{Sweep, in}}$  und das Ausgangssignal  $F_{\text{Sweep, out}}$  eine Fourier-Transformation durchgeführt. Der Frequenzgang der dynamischen Kraftübertragung entspricht dem Quotienten des fouriertransformierten Aus- und Eingangssignals (Gleichung 4.4).

$$G(f) = \frac{F_{\text{Sweep, in}}}{F_{\text{Sweep, out}}} \quad (4.4)$$

### 4.4.3 Ergebnisse

#### 4.4.3.1 Evaluierung der Interaktionskraftmessung – statisch

Bezüglich des Betrags der gemessenen Interaktionskräfte, beträgt der, über alle Messungen gemittelte, relative Fehler 9,4% [112]. Der absolute Fehler des Kraftvektors hinsichtlich seiner Wirkungsrichtung beträgt  $14,4^\circ$  [112]. In Abbildung 4.8 sind die mittleren relativen Fehler des Betrags sowie die mittleren absoluten Fehler der Wirkungsrichtung der Interaktionskraft in verschiedenen Messkonfigurationen dargestellt. Abbildung 4.8 a zeigt dabei die fünf Basiskonfigurationen, die sich in Kippwinkel  $\gamma$  (1:  $0^\circ$ ; 2, 4:  $20^\circ$ ; 3, 5:  $40^\circ$ ) und Wirkungsrichtung der aufgebrachten Kraft (vertikal, horizontal) unterscheiden. Im Falle des relativen Fehlers des Betrages der Interaktionskraft, ist über die Basiskonfigurationen kein systematischer Fehler zu erkennen. Bei der Betrachtung des absoluten Fehlers der Richtungsvektoren ist jedoch zu sehen, dass die Basiskonfigurationen 1 bis 3 größere Fehler aufweisen, als die Basiskonfigurationen 4 und 5. Die horizontale Einleitung der Interaktionskraft wurde für die Basiskonfigurationen 1 bis 3 durchgeführt, während die Basiskonfigurationen 4 und 5 mit einer vertikalen Interaktionskraft beaufschlagt wurden. Es wurde zusätzlich beobachtet, dass bei den horizontal aufgebrachten Interaktionskräften eine stärkere Verformung des Instrumentenschaftes auftritt, durch welche zusätzliche Biegemomente im Kraftsensor entstehen. Diese verändern die errechnete Wirkungsrichtung der Interaktionskraft und resultieren in größeren

absoluten Fehlern. In Abbildung 4.8 b ist die Abhängigkeit der Fehler vom Betrag der angreifenden Interaktionskraft zu erkennen. Insbesondere die kleinste Interaktionskraft von etwas unter 2 N scheint fehleranfälliger zu sein als die höheren Interaktionskräfte. Auch die Standardabweichungen sind bei der kleinsten untersuchten Interaktionskraft vergleichsweise hoch. Zusätzlich zu den mittleren Fehlern, die bei den unterschiedlichen

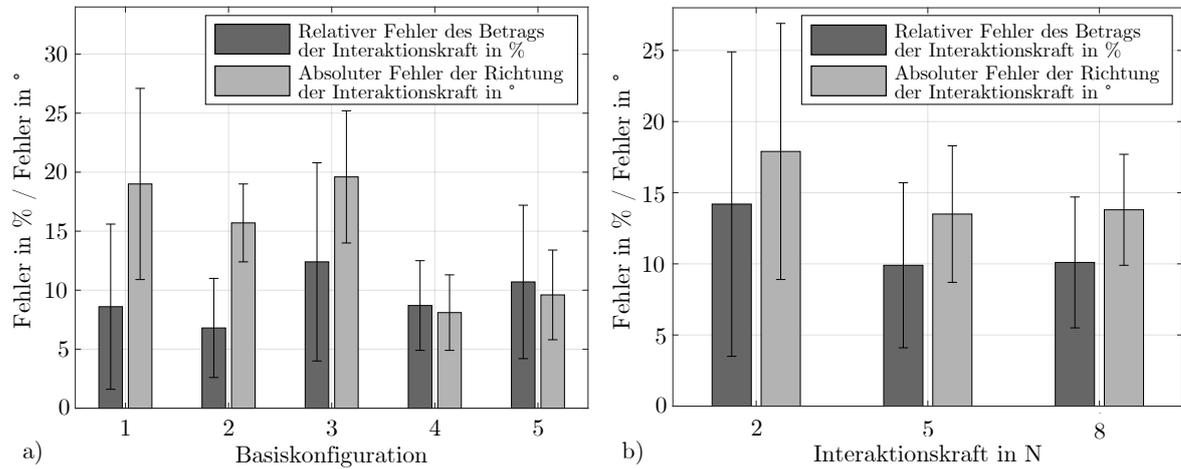


Abbildung 4.8: Mittlerer relativer Fehler des Betrags einer erfassten Interaktionskraft und mittlerer absoluter Fehler der Richtung einer erfassten Interaktionskraft über alle Parameterkonfigurationen hinweg (a). Einfluss des Betrags der aufgebrauchten Interaktionskraft auf mittlere Fehler von Betrag und Richtung einer erfassten Interaktionskraft über alle Basiskonfigurationen hinweg (b) (nach [112], CC BY 4.0).

Messkonfigurationen auftreten, wurde auch der Einfluss der Schaftrotation  $\delta$  untersucht [112]. Dazu wurden für jede Messung Polardiagramme erstellt. Beispielhaft ist in Abbildung 4.9 das Polardiagramm der Basiskonfiguration 2 mit einer wirkenden Interaktionskraft von knapp 5 N und einer Eindringtiefe von 210 mm dargestellt. Die kreuzförmigen Messpunkte repräsentieren jeweils den relativen Fehler des Betrags der Interaktionskraft in Prozent. Sie geben also die Genauigkeit der Messung in Bezug auf den Betrag der Interaktionskraft wieder. Die kreisförmigen Messpunkte stellen den absoluten Fehler der Wirkungsrichtung der Interaktionskraft in Grad dar und lassen somit eine Einschätzung der Messgenauigkeit in Bezug auf die Richtung der Interaktionskraft zu. Die Winkel des Polardiagramms entsprechen dem eingestellten Winkel  $\delta$  für die Schaftrotation. Die Darstellung im Polardiagramm lässt eine einfache Identifikation von systematischen Abweichungen zu, die vom eingestellten Winkel  $\delta$  abhängen. Am beispielhaft gewählten Fall lässt sich erkennen, dass der Fehler bezüglich der Wirkungsrichtung über die Schaftrotation vergleichsweise konstant ist, während bei etwa  $240^\circ$  der Fehler des Kraftbetrags im Vergleich größer ausfällt.

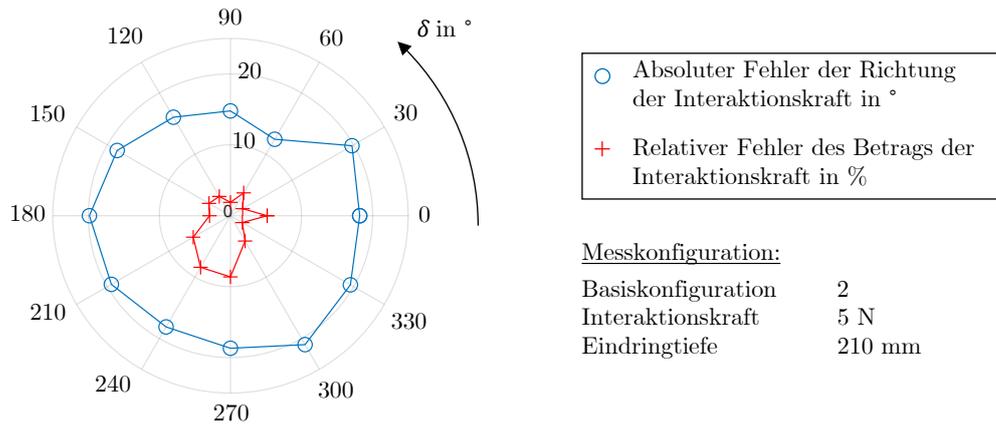


Abbildung 4.9: Polardiagramm zur Darstellung des absoluten Fehlers der Richtung und des relativen Fehlers des Betrags einer Interaktionskraft in Abhängigkeit der Schaftrotation  $\delta$  (nach [112], CC BY 4.0).

#### 4.4.3.2 Evaluierung der Interaktionskraftmessung – dynamisch

Zur Darstellung in einem Bode-Diagramm wird der Amplitudengang mit einem Gauß-Filter mit einer Fenstergröße von 100 Werten geglättet. Der Amplitudengang gibt Aufschluss über den Frequenzbereich, der von der Interaktionskraftmessung erfasst werden kann. Die Ermittlung der Bandbreite basiert auf der sonst üblichen  $-3$  dB-Grenze. Da der praktisch nutzbare Bereich jedoch durch eine Verstärkung der Amplitude beschränkt wird, werden in dieser Arbeit nur diejenigen Frequenzen betrachtet, bei denen sich der Amplitudengang innerhalb der  $\pm 3$  dB-Grenzen befinden. In Abbildung 4.10 ist die Amplitude des Frequenzgangs dargestellt. Es ergibt sich eine maximal übertragbare Frequenz von etwas weniger als 6 Hz [166].

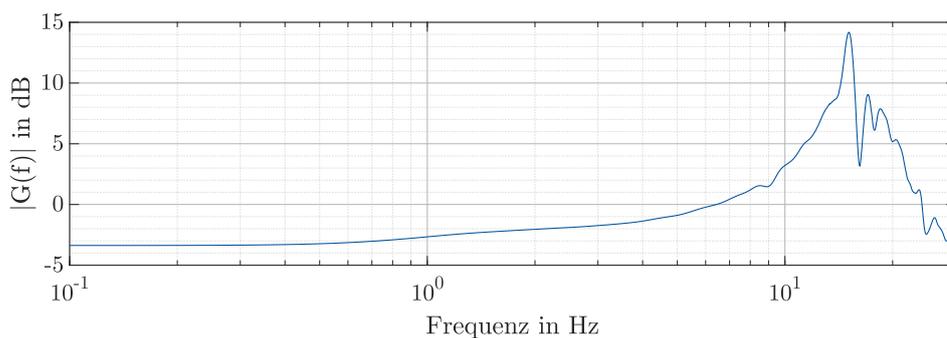


Abbildung 4.10: Amplitude des Frequenzgangs für die Erfassung von Interaktionskräften (nach [166]).

#### 4.4.4 Diskussion

Zur Erfassung von Interaktionskräften, die am Instrumentenendeffektor des Telemanipulationssystems auftreten, wurde eine Methode vorgestellt, die auf einer Sensoreinheit zwischen Kreuzgelenk und Instrumentenadapter basiert [112, 151]. Zur Evaluierung

der Methode wurden statische Messungen mit in Betrag und Richtung definierten Interaktionskräften durchgeführt. Im Vergleich zur RAS wurden bei der Evaluierung Vereinfachungen angenommen. Dazu zählen der idealisierte steife und damit ortsfeste Pivotpunkt, sowie die verminderte Reibung, da kein Trokar verwendet wurde. Es wird erwartet, dass diese Vereinfachungen hauptsächlich die Messung von dynamischen Interaktionskräften einschränken. Für statische Interaktion ist die vorgestellte Messmethode ein einfacher, aber dennoch ausreichend genauer Ansatz zur Messung von Interaktionskräften [112, 151]. Die erreichte Messgenauigkeit bezüglich des Betrags der Interaktionskräfte liegt unterhalb der differentiellen Wahrnehmungsschwelle von 13 % bis 15 % [160, 161]. Es wird angenommen, dass die beobachteten höheren Standardabweichungen im Falle der kleinsten untersuchten Interaktionskraft aus störenden Einflüssen wie der statischen Reibung resultieren [112]. Relativ betrachtet ist diese bei kleineren Interaktionskräften höher als bei größeren wirkenden Kräften. Hinzu kommt, dass der Messbereich des Kraftsensors bei der Messung größerer Interaktionskräfte besser ausgenutzt wird und damit eventuelles Rauschen des Messsignals relativ kleiner ist. Die Eindringtiefe  $t$  scheint keinen erkennbaren systematischen Einfluss auf die Genauigkeit der Interaktionskraftmessung zu haben [112]. Ein systematischer Einfluss lässt sich jedoch durch die Schaftrotation  $\delta$  erkennen. Im Bereich von  $\delta \approx 240^\circ$  treten hier stark erhöhte Abweichungen der gemessenen zur tatsächlich wirkenden Interaktionskraft auf. Es fällt auf, dass die Sensoreinheit im Bereich von  $240^\circ$  zur positiven x-Richtung der Sensoreinheit eine Aussparung für das Kabel zwischen Steuer- und Antriebseinheit besitzt. Es ist anzunehmen, dass die Steifigkeit dieser Kabel einen nennenswerten Einfluss auf die Messwerte haben [112]. Weiterhin liegen die gemessenen Interaktionskräfte überwiegend unterhalb des Erwartungswertes. Hier wird ein weiterer systematischer Einfluss angenommen der aus statischer Reibung oder aus der Verformung des Instrumentenschafts und der damit verbundenen Verschiebung zwischen der angenommenen und der tatsächlichen Ausrichtung des Sensorkoordinatensystems verursacht werden könnte. Der mittlere absolute Fehler der ermittelten Interaktionskrafttrichtung liegt deutlich unterhalb der von YANG *et al.* [162] und TAN *et al.* [163] ermittelten differentiellen Wahrnehmungsschwelle von etwa  $30^\circ$  bezüglich der Krafttrichtung. Somit ist die Genauigkeit der Messung der Richtung einer Interaktionskraft für die beabsichtigte Anwendung als ausreichend einzuschätzen.

Die Ermittlung der übertragbaren Frequenzbandbreite ergibt, dass dynamische Interaktionskräfte, die mit einer Frequenz bis etwa 6 Hz auf den Instrumentenendeffektor

einwirken, erfasst werden können. Der federnde Instrumentenschaft wirkt hier als Tiefpassfilter. Die dynamische Kraftübertragung zeigt eine deutliche Amplitudenverstärkung, die auch durch die Masse des Kraftsensors verursacht werden kann, der für die Messung am Instrumentenendeffektor angebracht ist. Die Ermittlung der übertragbaren Frequenzbandbreite kann eher als vorläufige Einschätzung gesehen werden und muss mit geeigneterem Messequipment wiederholt werden.

Die Berechnung der Interaktionskräfte aus den Rohwerten der Sensoreinheit beruht auf der Annahme des Instrumentenadapters und des Instruments als starre Körper sowie eines ortsfesten und steifen Pivotpunkts. In der Realität tritt jedoch ein nachgiebiger Trokarpunkt auf und die begrenzte Steifigkeit des Instruments sollte berücksichtigt werden. Bei statischen oder sich langsam ändernden Interaktionskräften ist durch die Verformung kein nennenswerter negativer Einfluss auf die Genauigkeit der Messungen zu erwarten, da die Pose des Instruments kontinuierlich erfasst und die Position des Pivotpunkts kontinuierlich berechnet werden und dem Berechnungsalgorithmus zu jedem Zeitpunkt zur Verfügung stehen. Eine Verformung des Pivotpunkts beeinflusst also nicht die Erfassung statisch wirkender Interaktionskräfte, limitiert jedoch die Erfassung dynamischer Interaktion. Die ermittelten Interaktionskräfte sollen dem Telemanipulationssystem zur Darstellung von kinästhetischem Feedback zur Verfügung gestellt werden. Die Limitierung der Messmethode auf statische und gering dynamische Kräfte erscheint akzeptabel.

Die Evaluierung der vorgestellten Sensoreinheit und Messmethode wurde nur mit einem der beiden vorgestellten Instrumentenadaptern durchgeführt. Werden Instrumente mit unterschiedlicher Länge und Steifigkeit verwendet, muss der Algorithmus zur Ableitung der Interaktionskräfte angepasst und neu charakterisiert werden. Auch der Einfluss der Pose des Endeffektors, im Falle der Instrumente mit zusätzlichen Freiheitsgraden, ist zu untersuchen.

Das Auslesen des Kraftsensors, wie in Abschnitt 4.4.2 beschrieben, ermöglicht eine ausreichende Abtastrate von 1 kHz. Zu Latenzen kann keine Aussage getroffen werden. Neben den systemzentrierten Messungen zur Evaluierung, wurde jedoch auch ein qualitativer Test der direkten Berechnung und Ausgabe der Interaktionskraft in einem dreidimensionalen Live-Plot in MATLAB durchgeführt. Subjektiv konnte hier keine spürbare Verzögerung identifiziert werden, dies muss jedoch in einer Messung quantifiziert werden, um eine belastbare Aussage treffen zu können. Das Auslesen per ROS wurde noch nicht hinsichtlich Taktrate oder Latenz untersucht.

### 4.4.5 Fazit und Ausblick

Der gewählte Ansatz zur Messung von Interaktionskräften lässt eine platzsparende und einfache Integration der Sensoreinheit in den Aufbau zu. Auch die spätere Modifikation der Instrumentenadapter oder die Verwendung anderer Instrumente kann problemlos erfolgen. Im Vergleich zur Integration von Sensorik am Instrumentenschaft oder Endeffektor entstehen Vorteile hinsichtlich Kosten und Aufwand. Zudem entfällt durch die Positionierung des Sensorsystems außerhalb von Patient oder Patientin die Sterilisation, was die Anforderungen an den Kraftsensor in Bezug auf Dichtigkeit und Temperaturbeständigkeit reduziert. Die Platzierung der Sensoreinheit fernab der Instrument-Gewebe-Interaktion lässt, verglichen mit Sensorik direkt am Instrumentenendeffektor, eine geringere Signalqualität erwarten. Die Evaluierung hat jedoch aufgezeigt, dass die Genauigkeit für den angestrebten Zweck im statischen Fall ausreicht, unter Berücksichtigung der Schwellenwerte der menschlichen differentiellen Kraftwahrnehmung [112, 151].

Ausblickend ist der angenommene Einfluss der Kabelsteifigkeit auf die Interaktionskraftmessung zu untersuchen und zu eliminieren. Weiterhin sollte die Evaluierung an einem realitätsnahen Phantom des Abdomens erfolgen. Dazu kann eine Bauchdecke aus Silikon simuliert und ein echter Trokar aus Edelstahl verwendet werden. Ebenfalls könnte eine Evaluierung in Zusammenhang mit dem Telemanipulationssystem erfolgen. Dazu sollten mit dem Instrumentenendeffektor Kräfte auf Objekte aufgebracht werden, welche auf einer Kraftmessplatte montiert sind. Anschließend kann durch einen Vergleich der per Sensoreinheit ermittelten Kräfte mit den tatsächlich am Objekt wirkenden Kräfte die Genauigkeit der entwickelten Messmethode in realitätsnaher Anwendung ermittelt werden. Neben der Evaluierung mit statischen Interaktionskräften sollte auch die Fähigkeit zur Messung dynamischer Kräfte weiter quantifiziert werden. Zukünftig könnte zur Erweiterung der erfassbaren Frequenzbandbreite der Interaktion zwischen Gewebe und Instrument auch ein zusätzlicher Sensortyp, wie beispielsweise ein Beschleunigungsmesser, verwendet werden [147].

## 4.5 Greifkräfte

Die Abschätzung der Greifkraft erfolgt indirekt anhand des Motorstroms im Antrieb der Greifbewegung (siehe Abschnitt 4.2). Da Greifkräfte indirekt über den gesamten Kraftleitungspfad ermittelt werden, wird im Folgenden von einer Abschätzung der

Greifkraft gesprochen. Der Ansatz bedient die zweite der in Abschnitt 4.3 genannten Zielsetzungen. Die Evaluierung des Ansatzes soll zeigen, dass die indirekte Abschätzung der Greifkraft nutzbare Ergebnisse liefert, und somit haptisches Feedback bei konventionellen Instrumenten ohne direkt integrierte Sensorik ermöglicht. In den folgenden Abschnitten werden Details zum Systemdesign (Abschnitt 4.5.1), zur angewendeten Methode der Ableitung von Greifkräften aus Motorströmen (Abschnitt 4.5.2) sowie der erzielten Ergebnisse (Abschnitt 4.5.3) dargestellt. Nach der Diskussion des gewählten Ansatzes (Abschnitt 4.5.4) erfolgt ein Ausblick auf interessante Anschlussfragestellungen und vielversprechende Konzepte für Folgearbeiten (Abschnitt 4.5.5).

### 4.5.1 Systemdesign

Die Abschätzung von Greifkräften wurde für die abwinkelbaren Instrumente und den dazugehörenden Instrumentenadapter umgesetzt und evaluiert [111, 113]. Das Systemdesign des Instrumentenadapters ist in Kapitel 3 erläutert. Für die nachfolgenden Abschnitte hat dabei lediglich der Antrieb sowie die Kraftübertragung der Greifbewegung Relevanz. Die entsprechenden Komponenten werden hier erläutert.

Die Greifbewegung wird von einem bürstenbehafteten DC-Motor des Typs 1512 der Firma Faulhaber (Dr. Fritz Faulhaber GmbH & Co. KG, DE) angetrieben [168]. Die geringe Baugröße des Antriebs mit 15 mm Durchmesser und 12 mm Länge des Gehäuses erlaubt den Einbau im limitierten Raum des Instrumentenadapters. Das Drehmoment des Motors wird dabei durch ein, in das Motorgehäuse integriertes Stirnradgetriebe mit einer Untersetzung von 112:1, untersetzt. Im Dauerbetrieb steht dadurch ein Drehmoment von 19,8 mNm, kurzzeitig bis zu 30 mNm, zur Verfügung. Zur Umsetzung der rotatorischen Bewegung des DC-Motors in eine translatorische Bewegung der Zug-Druck-Stange des Instruments mit möglichst geringem Umkehrspiel, wird ein schrägverzahntes Zahnstangengetriebe verwendet. Es wirkt eine maximale Kraft von 10 N über die Zahnstange auf die Greifmechanik des Instruments. Die Zahnstange ist auf einem Führungsschlitten montiert, da zusätzlich zur Aktuierung der Greifbewegung eine Drehbewegung zur Aktuierung der Endeffektorrotation ermöglicht werden muss. Der Führungsschlitten wurde so gefertigt, dass er durch einen Formschluss eine Verbindung zur Aktuierung der Greifbewegung mit möglichst geringem Umkehrspiel ermöglicht, ohne die Endeffektorrotation einzuschränken. In Abbildung 4.11 ist eine CAD-Darstellung und in Abbildung 4.12 die realisierte Aktuierungseinheit der Greifbewegung zu sehen.

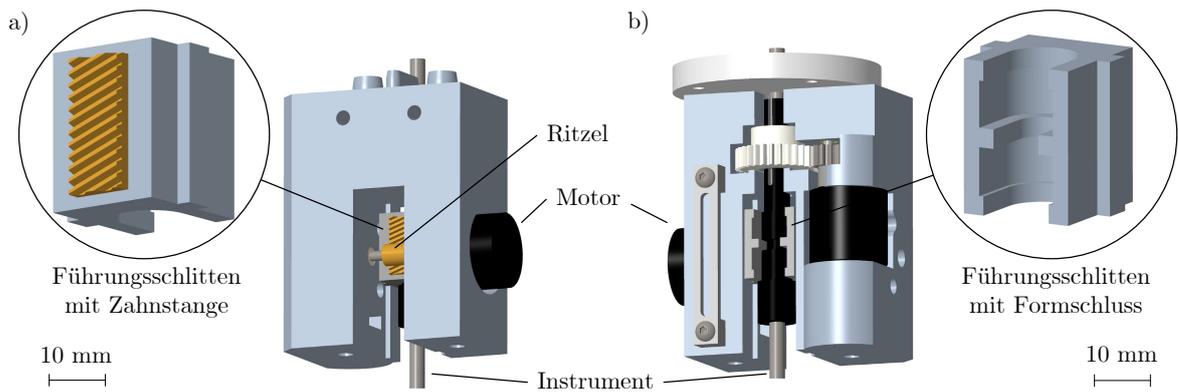


Abbildung 4.11: CAD-Darstellung der Aktuierungseinheit der Greifbewegung in der Vorderansicht (a) sowie in der Rückansicht mit ebenfalls sichtbarer Aktuierungseinheit der Endeffektorrotation (b) (nach [168]).

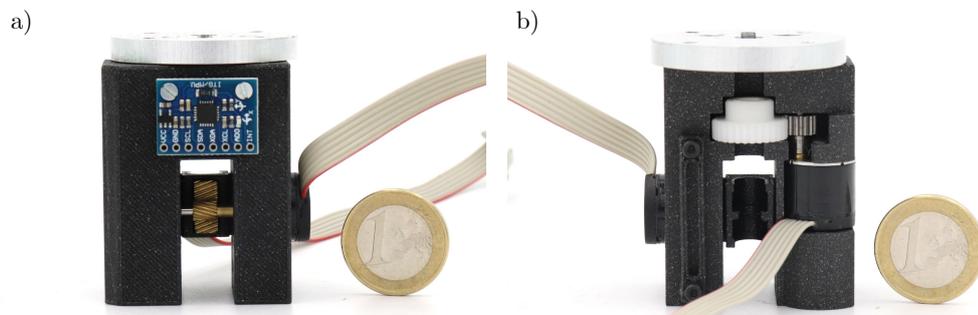


Abbildung 4.12: Foto der Aktuierungseinheit der Greifbewegung in der Vorderansicht (a) sowie in der Rückansicht mit ebenfalls sichtbarer Aktuierungseinheit der Endeffektorrotation (b) (nach [168]).

Um für alle Endeffektortypen ein vollständiges Öffnen und Schließen zu ermöglichen, ist eine translatorische Bewegung der Zahnstange von etwa 4,5 mm notwendig. An der Abtriebswelle des im Motor integrierten Getriebes, werden dafür etwa 0,4 Umdrehungen benötigt. Die Übersetzung der Koppelmechanik der Greifbewegung des Instruments ist nicht bekannt. Aus diesem Grund, und der undefinierten Position eines gegriffenen Objekts zwischen den Greiferbacken, kann kein exaktes Modell der Beziehung aus Motorstrom und Greifkraft erstellt werden. Dementsprechend wird die Beziehung experimentell ermittelt.

Der atraumatische Greifer und der Dissektor erreichen maximale Öffnungswinkel von  $60^\circ$ , während der Nadelhalter aufgrund seiner Mechanik auf etwa  $50^\circ$  Öffnungswinkel limitiert ist. In der Steuerungseinheit (Kapitel 3) wird die Regelung des Antriebs der Greifbewegung mittels eines Proportionalreglers ausgeführt.

## 4.5.2 Material und Methoden

### 4.5.2.1 Greifkraftabschätzung

Das Abschätzen der Greifkraft erfolgt über einen INA219 Stromsensor (Texas Instruments Inc., USA) der in der Steuerungseinheit untergebracht ist. Der Sensor wird zwischen Stromversorgung und Motortreiber implementiert und über I<sup>2</sup>C vom Arduino, der ebenfalls in der Steuerungseinheit sitzt, ausgelesen. Mit dem Sensor können bei Spannungen bis 26 V Ströme bis 3,2 A mit einer Auflösung von 0,8 mA gemessen werden [169]. Zur Rauschreduzierung wird ein gleitender Mittelwert über vier Messwerte gebildet, es resultiert eine Abtastrate von 300 Hz. Die Versorgungsspannung des Motors beträgt 12 V und es werden Ströme bis maximal etwa 100 mA erwartet.

### 4.5.2.2 Elektromechanische Komponenten

Für die Evaluierung der Greifkraftabschätzung wurde ein Prüfstand entwickelt (siehe Abbildung 4.13) [113]. Der Prüfstand ermöglicht die Messung der Greifkräfte, die vom Endeffektor auf ein gegriffenes Objekt ausgeübt werden. Der Prüfstand bietet über eine Hebelkinematik die Möglichkeit, Kräfte zwischen den Greiferbacken mit herkömmlichen S-förmigen Kraftsensoren zu messen. Dazu wird zwischen der Basis des Prüfstands und dem Kraftstempel ein Kraftsensor vom Typ KD40s (ME-Meßsysteme GmbH, DE) mit einem Nennmessbereich von  $\pm 50$  N und einer Abtastrate von 200 Hz platziert. Aufgrund der vorliegenden Hebelverhältnisse am Prüfstand müssen alle Messwerte mit einem Faktor von 0,5 korrigiert werden. Durch einen einstellbaren Abstand zwischen den Greifbügeln kann der Prüfstand an den jeweiligen Endeffektortyp und den jeweils gewünschten Öffnungswinkel angepasst werden. Die Genauigkeit der Messung von statischen Greifkräften am entwickelten Prüfstand wird als hoch eingeschätzt im Vergleich zu der Abschätzung der Greifkräfte aus dem Motorstrom. Die am Prüfstand gemessenen statischen Greifkräfte werden daher als die tatsächlich auf ein Objekt wirkenden Greifkräfte und damit als Referenzgröße angenommen. Damit kann im ersten Schritt die Beziehung zwischen Motorstrom und Greifkraft ermittelt werden, und anschließend die Untersuchung der Genauigkeit der vorgestellten Greifkraftabschätzung stattfinden. Erwartet wird ein näherungsweise linearer Zusammenhang zwischen Motorstrom und Greifkraft, der hauptsächlich von der Getriebeübersetzung und der Mechanik des Instruments beeinflusst wird. Eine genaue Messung von dynamischen Greifkräften ist aufgrund der hohen Massen und der Eigenfrequenz des Messaufbaus nicht zu erwarten.

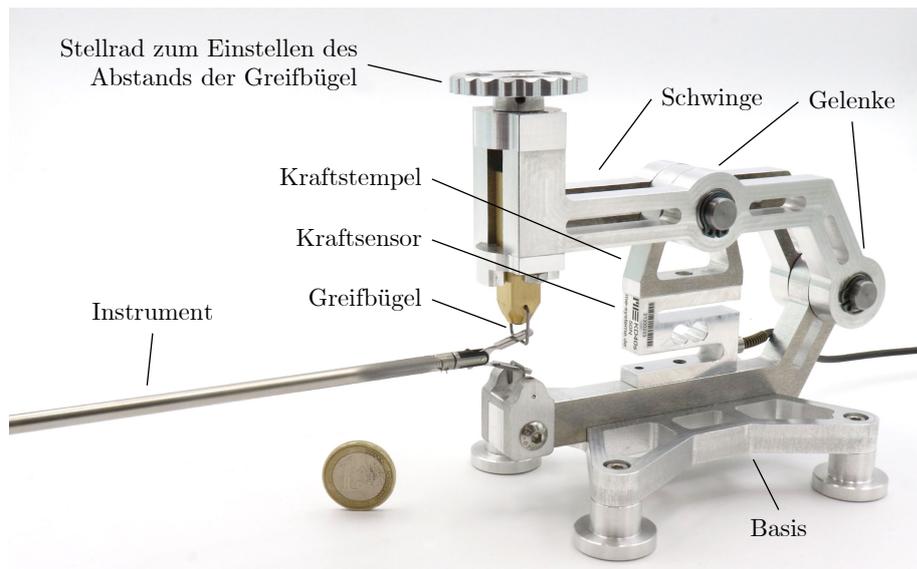


Abbildung 4.13: Prüfstand zur Messung von Greifkräften (nach [113], CC BY 4.0).

#### 4.5.2.3 Evaluierung der Greifkraftabschätzung

Die maximal erreichbaren Greifkräfte wurden für alle drei Endeffektortypen (Dissektor, atraumatischer Greifer, Nadelhalter) ermittelt, indem das maximale Motordrehmoment eingestellt wurde [113]. Dazu wurde mittels Pulsweitenmodulation (PWM) ein Signal mit einem Duty-Cycle von 100% vorgegeben. Die maximal erreichbaren Greifkräfte wurden für die Endeffektortypen Dissektor und atraumatischer Greifer an drei Messpositionen, und für den Nadelhalter aufgrund der klein ausfallenden Greiferbacken an einer Messposition ermittelt (Abbildung 4.14). Die Messung der maximal erreichbaren Greifkraft wurde bei einer Abwinkelung des Endeffektors von  $0^\circ$ , also bei geradem Instrument, und einem Öffnungswinkel von  $50^\circ$  durchgeführt. An jeder Messposition wurden zur Mittelwertbildung zwölf Messungen durchgeführt. Um den Einfluss dynamischer Effekte zu reduzieren und zur Reduzierung des Rauschens von Strom- und Kraftsensor, wurde an jedem Messpunkt über eine Dauer von 0,5s gemittelt.



Abbildung 4.14: Endeffektortypen Dissektor (a) und atraumatischer Greifer (b) mit proximaler, medialer und distaler Messposition, und Nadelhalter mit medialer Messposition (c) (nach [113], CC BY 4.0).

Um den Zusammenhang zwischen Motorstrom und Greifkraft zu ermitteln, wurde der PWM-Duty-Cycle in 4 %-Schritten von 28 % auf 100 % gesteigert [113]. Währenddessen wurden sowohl Motorstrom als auch die Greifkraft am Prüfstand aufgezeichnet (Abbildung 4.15). Zwischen den einzelnen Schritten wurde der Greifer jeweils vollständig geöffnet, um für die Charakterisierung ein realitätsnahes Szenario nachzubilden, bei dem der Endeffektor vollständig geöffnet ist und eine nutzende Person mit dem Greifen eines Objekts beginnt. Gleichzeitig kann durch das Öffnen zwischen den einzelnen Messungen der Einfluss der Haftreibung verringert werden. Analog zur Ermittlung der maximal erreichbaren Greifkräfte wurde an mehreren Messpositionen gemessen. Es wurden jeweils zwölf Messungen durchgeführt.

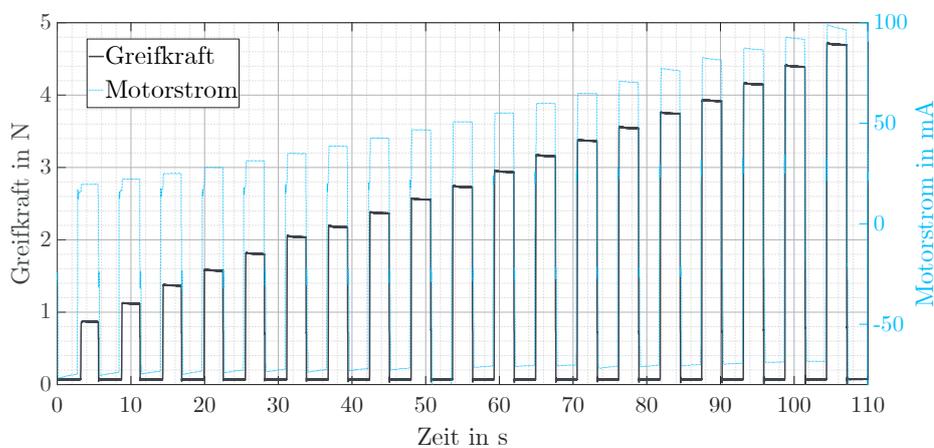


Abbildung 4.15: Messvorgang der simultanen Erfassung von Motorstrom und Greifkraft (nach [111]).

Im nächsten Schritt wird das Szenario untersucht, in dem eine nutzende Person ein Objekt bereits gegriffen hat und dann eine gesteigerte Greifkraft aufbringen möchte [113]. Dazu wurde der Antrieb als Grundbelastung mit einem PWM-Duty-Cycle von 28 % beaufschlagt und dieser dann um eine Schrittweite von 0,8 % erhöht. Anschließend wurde der Greifer geöffnet, erneut die Grundbelastung eingestellt und um ein Vielfaches der genannten Schrittweite erhöht. Dieser Prozess wurde so lange wiederholt, bis eine Änderung im Kraftsignal aufgetreten ist. Die Differenz des PWM-Duty-Cycle beziehungsweise des damit einhergehenden Motorstroms, durch welche eine Änderung des Kraftsignals am Prüfstand hervorgerufen wird, kann als die kleinste differentielle Kraft verstanden werden, die im Betrieb durch den Instrumentenendeffektor aufgebracht werden kann. Diese Auflösung der applizierbaren Greifkräfte ist nicht durch den Stromsensor limitiert, sondern wird maßgeblich durch die hohe statische Reibung und die zur Überwindung notwendige Losbrechkraft bestimmt. Zur Mittelwertbildung

wurden zehn Messungen durchgeführt. Verwendet wurde der atraumatische Greifer in der mittleren Messposition. Der Prüfstand lässt bei Aufbringen von Greifkräften keinerlei Bewegung des Endeffektors zu, was das Überwinden der statischen Reibung erschwert. Daher wird eine Scheibe Polyurethanschaum mit 5 mm Dicke, zwischen Kraftsensor und Kraftstempel platziert. Dadurch kann der Prüfstand beim Aufbringen von Greifkräften leicht bewegt werden. Dies entspricht einem realitätsnahen Verhalten eines gegriffenen Objekts, ermöglicht aber dennoch die Annahme eines konstanten Öffnungswinkels. Bei statischer Messung wird das Messergebnis durch die Nachgiebigkeit des Polyurethanschaums nicht beeinflusst.

Schlussendlich wird die Abhängigkeit der maximal erreichbaren Greifkraft vom Öffnungswinkel des Endeffektors untersucht [111]. Verwendet wird erneut der atraumatische Greifer an der medialen Messposition und es wird unter fünf unterschiedlichen Öffnungswinkeln ( $15^\circ$ ,  $25^\circ$ ,  $35^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $55^\circ$ ) jeweils ein PWM-Duty-Cycle von 100 % vorgegeben. Unter jedem Öffnungswinkel werden 12 Messungen durchgeführt und über 0,5 s gemittelt.

### 4.5.3 Ergebnisse

Die mittleren maximalen Greifkräfte der drei verschiedenen Endeffektortypen sind in Tabelle 4.1 in Abhängigkeit von der Messposition aufgeführt. Die Beziehung zwischen dem gemessenen Motorstrom und der am Prüfstand gemessenen Greifkraft ist in Abbildung 4.16 dargestellt. Es ist ein linearer Zusammenhang erkennbar.

Tabelle 4.1: Mittlere maximale Greifkräfte und Standardabweichung.

	<b>Proximal</b>	<b>Medial</b>	<b>Distal</b>
Atraumatischer Greifer	$8,37 \pm 0,28$ N	$4,62 \pm 0,24$ N	$3,21 \pm 0,13$ N
Dissektor	$9,02 \pm 0,05$ N	$4,41 \pm 0,03$ N	$3,12 \pm 0,06$ N
Nadelhalter	-	$16,44 \pm 0,22$ N	-

Zur Untersuchung der kleinsten darstellbaren und erfassbaren Änderung der Greifkraft wurde die Losbrechkraft ermittelt. Diese Messung erfolgte an der medialen Messposition des atraumatischen Greifers und hat im Mittel einen Wert von  $0,07 \pm 0,05$  N [113]. Dies entspricht etwa 1,5 % der maximal erreichbaren Greifkraft und wurde bei einer mittleren Änderung des Motorstroms von  $3,86 \pm 0,84$  mA erreicht.

Die Ergebnisse aus der Untersuchung der Abhängigkeit der maximal erreichbaren Greifkraft in Abhängigkeit des Öffnungswinkels sind in Abbildung 4.17 dargestellt. Es ist ein linearer Verlauf erkennbar.

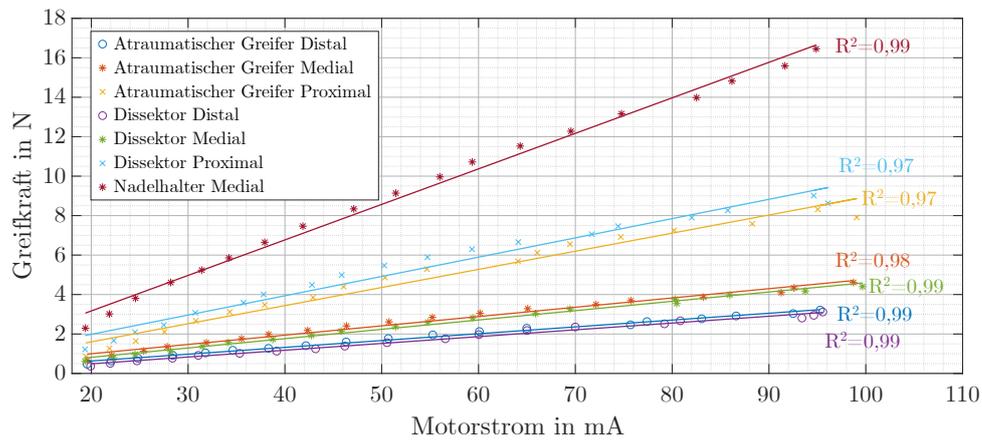


Abbildung 4.16: Beziehung zwischen Greifkraft und Motorstrom in Abhängigkeit des Endeffektortyps und der Messposition (nach [113], CC BY 4.0).

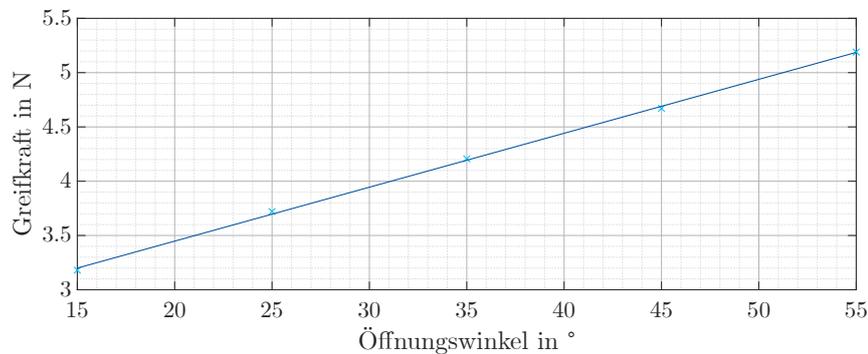


Abbildung 4.17: Maximal erreichbare Greifkraft an der medialen Messposition des atraumatischen Greifers in Abhängigkeit des Öffnungswinkels (nach [111]).

#### 4.5.4 Diskussion

Untersucht wurde die Eignung einer Methode zur Abschätzung von Greifkräften anhand des Motorstroms. Der Ansatz wurde anhand der abwinkelbaren Instrumente und dem dazugehörigen Instrumentenadapter evaluiert. Für die nicht-abwinkelbaren Instrumente wurde der Ansatz nicht überprüft. Die reibungsärmere Mechanik und der steifere Aufbau der Instrumente lassen bessere, mindestens aber vergleichbare Ergebnisse, erwarten. Die abwinkelbaren Instrumente wurden gewählt, da sie aufgrund der zusätzlichen Freiheitsgrade die attraktivere Wahl für das Telemanipulationssystem sind.

Es wurde evaluiert, welcher Zusammenhang zwischen Motorstrom und Greifkraft besteht und mit welcher Qualität diese abgeschätzt werden kann. Trotz der hohen Reibung ist ein reproduzierbarer, linearer Zusammenhang zwischen Motorstrom und Greifkraft zu identifizieren. Die kleinste erreichbare Änderung der Greifkraft hat trotz der hohen Reibung einen überraschend kleinen Mittelwert, bei allerdings hoher Standardabweichung, deren Ursache in schwankender Reibung oder in der limitierten Auflösung des Stromsensors liegen könnte.

Die hohe Reibung erfordert eine relativ hohe Kraft um ein Losbrechen der Mechanik zu erreichen. Die isometrische Messung am starren Prüfstand behinderte das Losbrechen der Instrumentenmechanik und damit das Aufbringen von Greifkräften zusätzlich. Um dieses Blockieren der Instrumentenmechanik zu vermeiden, wurde daher am Prüfstand ein Streifen Polyurethanschaum zwischen Sensor und Kraftstempel eingebracht. Dies kommt ebenfalls einer realen Anwendung näher, bei der überwiegend Objekte mit geringer Steifigkeit vertreten sind. Da die Messungen rein statisch durchgeführt wurde ist davon auszugehen, dass der Polyurethanschaum keinen Einfluss auf das Messergebnis hat. Trotz des hohen Reibungseinflusses zeigen die Messungen reproduzierbare Ergebnisse für alle Greifertypen und Messpositionen.

Der Prüfstand scheint geeignet zur Durchführung von statischen Messungen, für dynamische Messungen ist er aufgrund seiner hohen Masse und seiner Eigenfrequenz nur bedingt geeignet. Der Kraftstempel stellt für geringe Greifkräfte, und damit geringe Verformung, eine ausreichend gute Lösung dar, die große Auflagefläche auf dem Sensor kann jedoch, durch Reibung, zu einer statischen Überbestimmtheit und damit zu einer Verspannung führen. Eine verbesserte Lösung kann durch Verwendung einer Pendelstütze zwischen Schwinge des Prüfstands und Kraftsensor erreicht werden.

Absolute Greifkräfte können mit der vorgestellten Methode nicht ermittelt oder abgeschätzt werden, da die Position des Objekts zwischen den Greiferbacken sowie der Öffnungswinkel des Endeffektors das Übersetzungsverhältnis der Kraftweiterleitung nennenswert beeinflussen. Die vorgeschlagene Methode ermöglicht stattdessen die Bestimmung, welcher relative Anteil der maximal verfügbaren Greifkraft in einem Greifvorgang aufgebracht wird. In der geplanten Anwendung ist die nutzende Person Teil des Regelkreises und erhält zusätzlich zur Rückmeldung einer relativen Greifkraft noch einen visuellen Eindruck von der Verformung eines gegriffenen Objekts.

### 4.5.5 Fazit und Ausblick

Das Abschätzen der Greifkraft aus dem Motorstrom ist eine günstige und einfach zu implementierende Methode, die keinerlei Anpassung der Instrumente erfordert. Die Evaluierung zeigt vielversprechende Ergebnisse und erfüllt die gestellten Anforderungen hinsichtlich der Auflösung. Es ist zu erwarten, dass auf Basis der entwickelten Methode eine kinästhetische Rückmeldung einer aufgetragenen Greifkraft an die nutzende Person möglich ist. Aufgrund der indirekten Abschätzung anhand des Motorstroms und der unbekannt Position eines gegriffenen Objektes im Instrumentenendeffektor handelt

es sich dabei um eine Rückmeldung relativer Greifkraftunterschiede und nicht um eine Rückmeldung des absoluten Betrags der anliegenden Greifkraft. In Ergänzung zur rein isometrischen Messung am Prüfstand, sollten für eine anwendungsnahe Erprobung Versuche mit realitätsnahen Objekten oder Gewebephantomen durchgeführt werden. Ebenfalls zu untersuchen ist der Einfluss zusätzlicher Reibung, die entsteht, wenn der DOF der Abwinkelung verwendet wird.

Die genannten Vorteile bei vermutlich nur leicht höheren Kosten könnten ebenfalls durch den Einbau eines einachsigen Kraftsensors in den Antrieb der Greifbewegung erreicht werden. Durch Verwendung eines Kraftsensors kann die Genauigkeit der Messung weiter gesteigert werden, es besteht jedoch die Herausforderung der Integration bei limitiertem Bauraum.

Die Reduzierung der Reibung würde zu einer verbesserten Abschätzung der Greifkraft führen. Die Verwendung eines Antriebs mit geringerem Untersetzungsverhältnis würde dessen Reibung reduzieren. Im besten Fall kann vollständig auf ein Getriebe zwischen Motor und Instrumentenmechanik verzichtet werden, um Rücktreibbarkeit zu erreichen. In beiden Fällen würde jedoch ein Motor mit höherem Drehmoment benötigt werden, was im aktuellen Design des Instrumentenadapters durch den verfügbaren Einbauraum limitiert ist. Ein nennenswerter Anteil der Reibung tritt in der Mechanik des Instruments selbst auf, worauf kein Einfluss genommen werden kann. Interessant wäre zu erproben, ob die Anregung der Mechanik mit Vibrationen kleiner Amplitude (vergleiche [170]), zu einer Reduzierung der Reibung führt.

Ausblickend bleibt zu untersuchen, inwiefern die vorgestellte Methode die Erfassung dynamischer Greifkräfte zulässt. Weiterhin wäre es prinzipiell möglich, die Abhängigkeit der erfassten Greifkraft vom Öffnungswinkel des Endeffektors zu kompensieren.

## 4.6 Fazit und Ausblick

Die Ermittlung von Interaktions- und Greifkräften ist Voraussetzung, um ein Telemanipulationssystem mit haptischem Feedback auszurüsten. Ziel war das Entwickeln und Evaluieren von technischen Lösungen zur Erfassung von Interaktions- und Greifkräften, ohne dass speziell angefertigte oder modifizierte Instrumente zu einem Kostentreiber werden. Die wissenschaftliche Zielsetzung teilt sich auf in die Erfassung von translatorischen Interaktionskräften und Greifkräften. Für beide Teilziele bestand die Anforderung, eine technische Lösung zu finden, die eine ausreichende Qualität der Messung erreicht.

Aufgrund der hohen Zahl an Instrumenten, die während eines chirurgischen Eingriffs eingesetzt werden, sowie dem Trend zu disposablen Einwegprodukten, wurde eine kostengünstige Lösung mit noch ausreichender Messqualität einer sehr guten, dafür kostenintensiven Lösung vorgezogen.

Zur Ermittlung der translatorischen Interaktionskräfte scheidet, aufgrund der geforderten Verwendung konventioneller Instrumente, die Integration von Sensorik in den Instrumentenendeffektor oder -schaft aus. Der stattdessen gewählte Messansatz ermöglicht eine einfache Integration der Sensoreinheit in den Aufbau. Die Auseinandersetzung mit dem Stand der Technik offenbart zahlreiche Konzepte, jedoch keine verwendbare Information über die Qualität mit welcher Interaktionskräfte mit einem Messkonzept am proximalen Ende des Instruments ermittelt werden können.

Unter Ausnutzung der Eigenschaften des kinematischen Ansatzes des Manipulationsteils, wird eine Sensoreinheit integriert sowie eine Methode zur Berechnung der Interaktionskräfte aus den gemessenen Drehmomenten erarbeitet. Aufgrund der Platzierung der Sensoreinheit ist eine geringere Signalqualität im Vergleich zu einem Sensor am distalen Ende des Instruments zu erwarten. Dennoch hat die vorliegende Arbeit gezeigt, dass die Genauigkeit im statischen Fall ausreichend hoch ist, um den differentiellen Wahrnehmungsschwellen des Menschen gerecht zu werden. Der relative mittlere Fehler von 9,4% bezüglich des Betrags und der absolute mittlere Fehler von  $14,4^\circ$  bezüglich der Wirkungsrichtung einer statisch wirkenden Interaktionskraft, liegen im Bereich der Anforderungen. Interaktionskräfte mit geringer Dynamik konnten ebenfalls erfolgreich erfasst werden, jedoch wirkt die begrenzte Steifigkeit des Instruments als starker Tiefpassfilter, so dass die vorgeschlagene Messmethode kein nennenswertes Potential zur Darstellung von Interaktionskräften mit höherer Dynamik hat. Fortführend bleibt zu untersuchen, ob in einem realistischeren Setting vergleichbare Ergebnisse erreicht werden können. Dazu zählt die Verwendung eines nachgiebigen Phantoms einer Bauchdecke, beispielsweise aus Silikon. Für statische Kräfte werden vergleichbare Ergebnisse erwartet, für dynamische Kräfte jedoch eine weitere Abnahme der erfassbaren Frequenzbandbreite. Die gewählte Methode ist weiterhin für verschiedene Instrumente anwendbar und auch auf andere RAS-Systeme übertragbar. In Kombination mit einem Ansatz zur Erfassung hochfrequenter Anteile der Interaktion, wie beispielsweise der Ansatz zur Messung von Beschleunigungen des Instruments von MCMAHAN *et al.*, kann eine Erweiterung der erfassbaren Frequenzbandbreite erreicht werden [147].

Zur Ermittlung der Greifkräfte wurde ein mehrfach indirekter Ansatz gewählt. Dabei

wird die Greifkraft, basierend auf dem linearen Zusammenhang zwischen Motorstrom und Aktuierungskraft, abgeschätzt. Aufgrund der unbekannt Position eines gegriffenen Objekts in den Greiferbacken und der Abhängigkeit der Untersetzung der Greifermechanik vom Öffnungswinkel des Greifers, ermöglicht dieser Ansatz eine Bestimmung der relativen Greifkraft. Es ist anzunehmen, dass eine Kombination aus visuellem und relativem haptischen Feedback für die intendierte Anwendung ausreicht. Damit erhält eine nutzende Person eine Rückmeldung in diskreter Abstufung und kann zwischen zu festem und zu lockerem Greifen differenzieren. Für die meisten Anwendungen wird dies als ausreichend angesehen. Die Ermittlung der Greifkräfte anhand des Motorstroms stellt eine technisch sehr einfache Lösung dar, die sich in viele Systeme integrieren lässt und keinerlei Modifikation der Instrumente erfordert. Weiterhin ist durch Verwendung eines Kraftsensors in der Antriebsmechanik des Instrumentenadapters anstelle eines Stromsensors eine einfache Möglichkeit zur Verbesserung der Signalqualität bei sonst gleichem Messprinzip möglich. Fortführend ist von Interesse, ob durch Anregung der Mechanik mit Vibrationen, der Einfluss der Reibung reduziert werden kann.

In diesem Kapitel wurde die Erfassung von Interaktions- und Greifkräften behandelt. Diese stellen die Eingangsgrößen für das haptische Feedback dar. Im folgenden Kapitel 5 wird erläutert, wie die Darstellung der erfassten Interaktions- und Greifkräfte im Telemanipulationssystem erreicht wird.

# 5 Darstellung von Interaktionskräften

In Kapitel 1 wurde bereits umrissen, weshalb sich die Seilrobotik als Basis zur Darstellung von haptischem Feedback eignet. Unter dem Begriff der *Seilrobotik* werden in der vorliegenden Arbeit seilgetriebene parallele Roboter (Cable-Driven Parallel Robot (CDPR)) verstanden. In diesem Kapitel wird nun der Stand der Technik bezüglich haptischer Eingabegeräte in der RAS dargestellt (Abschnitt 5.1), es wird aufgezeigt welche Anforderungen an ein haptisches Eingabegerät für die RAS bestehen (Abschnitt 5.2) und was die wissenschaftliche Zielsetzung dieses Kapitels ist (Abschnitt 5.3). Anschließend werden die Grundlagen der Seilrobotik erläutert (Abschnitt 5.4), generelle Anforderungen und das Systemdesign beschrieben (Abschnitt 5.5) sowie der Entwicklungsprozess und die Evaluation der Versuchsträger erläutert (Kapitel 5.6 bis 5.8). Schlussendlich wird die Eignung des entwickelten CDHD für die Anwendung in der RAS diskutiert (Abschnitt 5.9).

## 5.1 Stand der Technik

In diesem Abschnitt wird der Stand der Technik bezüglich der Interaktionskraftdarstellung in der RAS umrissen. Es wird dabei unterschieden, ob es sich um die Darstellung von translatorischen Interaktionskräften oder die Darstellung der Greifkraft handelt. Im Folgenden werden DOF, die haptisches Feedback darstellen können, als *aktiv* und andere als *passiv* bezeichnet.

### 5.1.1 Haptische Eingabegeräte in RAS-Systemen

In Kapitel 2 wurde eine Übersicht über bestehende RAS-Systeme gegeben. In diesem Abschnitt stehen Nutzerschnittstellen im Fokus, die in der RAS eingesetzt oder dafür entwickelt werden. Betrachtet werden erneut Systeme, die bereits kommerzialisiert wurden, Systeme, die sich in der Zulassungsphase befinden und Systeme, die ein fortgeschrittenes Stadium der Entwicklung erreicht haben.

Die Nutzerschnittstelle des *Revo-i* Systems des Unternehmens *meerecompany* (siehe Abschnitt 2.1) ähnelt der des *da Vinci* Systems. Im Vergleich zum *da Vinci* System ist es jedoch in der Lage, haptisches Feedback, auch zur Warnung bei Kollisionen,

darzubieten [55]. In Abbildung 5.1 a ist die Nutzerschnittstelle des Revo-i Systems zu sehen.



Abbildung 5.1: Nutzerschnittstellen der Systeme Revo-i (a), Senhance Surgical System (b), Versius Surgical System (c), MiroSurge Telechirurgiesystem (d), Hugo RAS System (e), Avatera System (f), SPORT Surgical System [82] (g) und des SOFIE System [89] (h).<sup>2</sup>

<sup>2</sup>(a) revosurgical.com (Mai 2023), mit freundlicher Genehmigung durch meerecompany, Inc.; (b) asensus.com (Mai 2023), mit freundlicher Genehmigung durch Asensus Surgical, Inc.; (c) cmrsurgical.com (Juli 2023), mit freundlicher Genehmigung durch CMR Surgical Ltd.; (d) dlr.de (Juni 2023), DLR/Alexandra Beier (CC BY-NC-ND 3.0); (e) medtronic.com (Mai 2023), mit freundlicher Genehmigung durch Medtronic GmbH; (f) avatera.eu (Mai 2023), mit freundlicher Genehmigung durch avateramedical GmbH; (g) CC BY 4.0 (h) mit freundlicher Genehmigung des Urhebers.

Während bei den meisten RAS-Systemen durch Bewegung der Eingabehandgriffe unmittelbar die Instrumentenendeffektoren gesteuert werden, ähnelt die Nutzerschnittstelle des *Senhance Surgical System* des Herstellers *Asensus Surgical* (siehe Abschnitt 2.1) stark den konventionellen, manuell zu bedienenden laparoskopischen Instrumenten (siehe Abbildung 5.1 b). Vorteilhaft ist hier die gewohnte Handhabung für die nutzende Person, allerdings bleibt die weniger intuitive Invertierung der Handbewegungen durch den Pivotpunkt im Trokar bestehen. Über die Nutzerschnittstelle des *Senhance Surgical System* kann die benutzende Person haptisches Feedback erfahren [63, 171]. LAROCCA *et al.* geben an, dass das haptische Feedback zur Palpation von Gewebe, zur Steuerung der Spannung von Nahtmaterial beim Knüpfen von Knoten, sowie bei der Detektion von Kollisionen zwischen Instrumenten verwendet werden kann [51].

Das *Versius Surgical System* der Firma *CMR Surgical* (siehe Abschnitt 2.1) bietet ebenfalls eine dem da Vinci System ähnelnde Nutzerschnittstelle. Die Nutzerschnittstelle des *Versius Surgical System* ist in der Lage haptisches Feedback zu bieten, allerdings ist diese Funktion späteren Systemgenerationen vorbehalten und noch nicht im aktuellen System nutzbar [75]. In Abbildung 5.1 c ist die Nutzerschnittstelle des *Versius Surgical System* dargestellt.

Das *MiroSurge System* des *DLR* (siehe Abschnitt 2.1) bietet haptisches Feedback [67]. Dazu werden zwei *sigma.7* Eingabegeräte verwendet die in Zusammenarbeit der Firma *Force Dimensions* mit dem *DLR* entwickelt wurden [69]. In früheren Versionen des *MiroSurge* kamen zwei *omega.7* Eingabegeräte des gleichen Herstellers zum Einsatz [68, 69]. Das *sigma.7* Eingabegerät ermöglicht die Eingabe und haptische Rückmeldungen in sieben Freiheitsgraden [69]. Das *sigma.7* umfasst eine parallelkinematische Basiseinheit für die translatorischen Freiheitsgrade, eine seriellkinematische Erweiterung für die Rotationen und eine Greifeinheit. In Abbildung 5.1 d ist die Nutzerschnittstelle des *MiroSurge Systems* mit zwei *sigma.7* Eingabegeräten zu sehen.

Im *HUGO RAS System* des Unternehmens *Medtronic* ist haptisches Feedback verfügbar, in der aktuellen Version des Systems jedoch nicht enthalten (siehe Abschnitt 2.1). Die Nutzerschnittstelle des *Hugo RAS Systems* ist in Abbildung 5.1 e dargestellt.

Das *avatera System* des Herstellers *avateramedical* bietet haptisches Feedback (siehe Abschnitt 2.1). Die Nutzerschnittstelle ähnelt dem des da Vinci Systems mit parallelkinematischem Aufbau und schlaufenähnlichen Griffen, die in einem Pinzettengriff zwischen Daumen und Zeigefinger bedient werden. In Abbildung 5.1 f ist die Nutzerschnittstelle des *Avatera Systems* zu sehen.

Die Nutzerschnittstelle des *SPRINT* Systems aus dem *ARAKNES*-Projekt ermöglicht haptisches Feedback über zwei haptische Eingabegeräte des Typs *Phantom Omni* des Herstellers *Sensable Technologies* (siehe Abschnitt 2.2). Im gleichen Projekt wurden später haptische Eingabegeräte des Typs *omega.7* der Firma *Force Dimension* verwendet. Im *SPORT Surgical System* kommen, wie beim *MiroSurge System*, haptische Eingabegeräte der Firma *Force Dimension* zum Einsatz [82]. Das *SPORT Surgical System* hat wohl kein haptisches Feedback, es finden sich jedoch Hinweise auf eine mögliche zukünftige Implementierung (siehe Abschnitt 2.1). Es wurden keine genaueren Informationen zur Nutzerschnittstelle des *SPORT Surgical Systems* oder des Nachfolgers, dem *ENOS System*, von *Titan Medical* gefunden. In Abbildung 5.1 g ist die Nutzerschnittstelle des *SPORT Surgical Systems* dargestellt.

Das *SOFIE* System der Technischen Universität Eindhoven (siehe Abschnitt 2.2) ist eines der ersten RAS-Systeme das haptisches Feedback ermöglichte [172, 173]. Die Nutzerschnittstelle basiert auf einer seriellen Kinematik und bietet eine, der Instrumentenanordnung nachempfundene Anordnung der Eingabehandstücke (Abbildung 5.1 h) [89]. Zur Steuerung des *Raven-II* Systems (siehe Abschnitt 2.2) werden zwei haptische Eingabegeräte des Typs *Phantom Omni* verwendet [91]. Die *Phantom Omni* Eingabegeräte werden stiftähnlich geführt, bieten sechs Freiheitsgrade und haptisches Feedback in drei Freiheitsgraden. Es können Feedbackkräfte bis zu 3,3 N ausgegeben werden, jedoch kein Feedback über die Greifkraft [174]. LEWIS *et al.* [175] sowie KING *et al.* [176] beschreiben Experimente bei denen das *Raven-II* System mit einem angepassten haptischen Eingabegerät des Typs *Mantis Duo* (*Mimic Technologies*, Seattle, WA, USA) gesteuert wurde. Das *Mantis Duo* ist ein Eingabegerät mit sieben Freiheitsgraden und bietet haptisches Feedback in drei Freiheitsgraden. Es können Feedbackkräfte von maximal 15 N realisiert werden.

### 5.1.2 Haptische Eingabegeräte in Forschungsprojekten

In der Forschung finden sich zahlreiche Ansätze für haptische Eingabegeräte in der RAS. Im Folgenden sind einige davon dargestellt.

GOSSELIN *et al.* haben ein haptisches Eingabegerät für die MIS entwickelt. Ziel war es, ein Eingabegerät für die bimanuelle Telemanipulation mit hoher haptischer Transparenz zu erschaffen [177]. Das Eingabegerät hat sechs aktive DOF mit 15 N haptischem Feedback in translatorischer Richtung und 1 Nm rotatorischem Feedback. Der Arbeitsraum beträgt translatorisch 420 mm × 555 mm × 680 mm und rotatorisch 150° × 160° × 180°.

In Richtung der x- und der z-Achse wurde eine Steifigkeit von 1000 N/m erreicht und in y-Richtung von 2000 N/m. Da die Autoren mit der Steifigkeit und der Reibung des ersten Prototyps nicht zufrieden waren, wurde ein zweiter Prototyp in Zusammenarbeit mit der Firma Haption (Haption GmbH, Aachen, DE) aufgebaut. Der erste Prototyp wird mit einem stiftähnlichen Eingabehandstück gesteuert, während im zweiten Prototyp ein Zweifinger-Pinzettengriff umgesetzt wurde. Der Freiheitsgrad des Greifens ist jedoch passiv und bietet daher kein Feedback über die Greifkraft.

Auch THOLEY *et al.* haben ein haptisches Eingabegerät für den Einsatz in der MIS entwickelt [178]. Das Eingabegerät kann haptisches Feedback in drei translatorischen DOF sowie der Greifbewegung darbieten. Die Nutzerschnittstelle besteht aus einer Unterarmstütze in die der Arm eingelegt wird und zwei Fingerhüten für beispielsweise Daumen und Zeigefinger. Im Arbeitsraum von  $190,5 \text{ mm} \times 190,5 \text{ mm} \times 114,3 \text{ mm}$  können Feedbackkräfte in den drei translatorischen DOF bis 40 N dargestellt werden.

HENDRIX hat in seiner Dissertation die Eingabekonsolle für ein robotisches Assistenzsystem für die Augen Chirurgie entwickelt [89] (vergleiche Beschreibung des *SOFIE* Systems Abschnitt 5.1.1). Dabei bieten zwei stiftähnliche Eingabehandstücke jeweils fünf DOF mit haptischem Feedback (siehe Abbildung 5.1h). Es kann kontinuierliches Feedback in Höhe von 3 N in drei translatorischen Richtungen, 30 mNm rotatorisch sowie eine Greifkraft von 2 N rückgemeldet werden. An HENDRIX Design hervorzuheben ist der bewegungskongruente Ansatz, bei dem die oberen Enden der beiden Eingabestifte schwenkbar aufgehängt sind und somit deckungsgleiche Freiheitsgrade zu den Instrumenten innerhalb des Situs bieten.

Ein haptisches Eingabegerät für die MIS mit serieller Kinematik und sechs DOF haben QU *et al.* entwickelt [179]. Der serielle Aufbau ermöglicht einen relativ großen Arbeitsraum von  $400 \text{ mm} \times 800 \text{ mm} \times 700 \text{ mm}$ . Um dennoch Antriebe mit geringem Gewicht, hoher Steifigkeit und Spielfreiheit zu erreichen, werden Seilzüge verwendet.

KIM *et al.* haben eine haptische Nutzerschnittstelle zur Rückmeldung der Greifkräfte entwickelt, die zum kommerziellen haptischen Eingabegerät *Touch* der Firma 3D Systems (3D Systems Corp., Rock Hill, SC, USA) kompatibel ist und dessen DOF um einen aktiven DOF – das Greifen – erweitert [180].

WISANUVEJ *et al.* haben ein haptisches Eingabegerät mit sechs aktiven DOF und einem DOF für die Greifbewegung entwickelt [181]. Ziel ist die Anwendung in der transanal endoskopischen Chirurgie mit Instrumenten mit besonders vielen DOF. Dabei wird der Ansatz verfolgt, dem Manipulator seine Bewegungen und Stellungen nicht im Arbeits-

sondern im Gelenkraum vorzugeben. Dies ähnelt dem in dieser Arbeit verfolgten Ansatz der Bewegungskongruenz zwischen Eingabe- und Manipulatorkinematik.

NEUPERT *et al.* haben ein haptisches Eingabegerät entwickelt, dessen Aufbau die kinematischen Einschränkungen des Manipulators berücksichtigt [182]. Das Eingabegerät ist zur Anwendung im *FLEXMIN Teleoperationssystem* [183] gedacht. Das Eingabegerät bietet vier aktive DOF sowie eine Greifbewegung. Drei translatorische Freiheitsgrade werden dabei mit einer Deltakinematik realisiert. Ein rotatorischer Freiheitsgrad sowie die Greifbewegung werden durch zwei weitere Aktoren angetrieben, die mit der Deltakinematik verbunden sind. Greifkräfte bis zu 10 N können im Frequenzbereich bis 100 Hz dargestellt werden. Weiterhin kann ein Drehmoment von 200 mNm als Feedback erzeugt werden [182].

### 5.1.3 Kommerzielle Haptische Eingabegeräte

In Forschungsvorhaben zur RAS werden oftmals kommerziell erhältliche haptische Eingabegeräte eingesetzt. Gute Übersichten über haptische Eingabegeräte in diesem Anwendungsfeld und deren technische Spezifikationen sind in [89, 184, 185] gegeben. Darüber hinaus bietet das Projekt *Haptipedia* von SEIFI *et al.* [186] eine umfangreiche Übersicht über haptische Eingabegeräte ohne spezifische Anwendungen. In diesem Kapitel sind kommerziell erhältliche haptische Eingabegeräte dargestellt, die häufig in Forschungsprojekten zur RAS verwendet werden. Diese Eingabegeräte basieren auf seriell-, parallel- und hybridkinematischen Strukturen.

Ein seriellkinematischer Vertreter ist das Eingabegerät *Touch* der Firma 3D Systems. Das System wurde zuvor von der Firma Geomagic (Geomagic Morrisville, NC, USA) vertrieben und davor unter dem Namen *Phantom Omni* vom Hersteller SensAble Technologies (Wilmington, MA, USA) [184]. Neben dem *Touch* (siehe Abbildung 5.2 a) sind weitere Eingabegeräte mit vergleichbarer Struktur erhältlich, die größere Arbeitsräume, höhere Feedbackkräfte und mehr aktive Freiheitsgrade bieten. Dazu gehören das *Touch X* und das *Phantom Premium*. Die haptischen Eingabegeräte der Firma 3D Systems bieten je nach Modell drei oder sechs aktive DOF [187]. Die maximal darstellbaren Feedbackkräfte reichen in Abhängigkeit des Modells von 3,3 N bis 37,5 N. Die Arbeitsräume des *Touch X* und des *Phantom Premium* liegen in der gleichen Größenordnung wie der des *Touch*, welcher 431 mm × 348 mm × 165 mm umfasst. Ähnlich in Aufbau und kinematischer Struktur sind die haptischen Eingabegeräte der Firma Haption (Haption GmbH, Aachen, DE) (siehe Abbildung 5.2 b) [32, 188]. Die technischen Spezifikationen bezüglich

des Arbeitsraums und darstellbarer Kräfte sind ebenfalls vergleichbar zu den Geräten der Firma 3D Systems. Für größere Feedbackkräfte ist das seriellkinematische *Haptic Master System* des Herstellers Moog (Moog Inc., FCS, Elma, NY, USA) konzipiert. Es umfasst drei aktive DOF, einen Arbeitsraum mit einem Volumen von  $80 \cdot 10^{-3} m^3$  sowie eine maximale Feedbackkraft bis zu 250 N [189]. Das Haptic Master System weist bis zu einer Frequenz von 10 Hz eine fast verlustfreie Übertragungsfunktion auf.

Neben seriellen Kinematiken werden für haptische Eingabegeräte häufig auch parallelkinematische Strukturen eingesetzt. Die Deltakinematik ist dabei ein verbreiteter Ansatz, der zur Erhöhung der Anzahl der DOF um weitere seriellkinematische DOF erweitert werden kann. Dadurch ergeben sich Strukturen mit hybrider Kinematik. So auch bei den Geräten des Herstellers Force Dimension (Force Dimension S.à.r.l., Nyon, CH), die auf einer Deltakinematik basieren und durch Erweiterung zu einem hybridkinematischen System je nach Modell bis zu sieben aktive DOF bieten. Zur Modellpalette gehören die Geräte *delta.3*, *sigma.7*, *lambda.7* sowie mehrere Geräte der Baureihe *omega* [190]. Das *sigma.7* ist ein beliebtes haptisches Eingabegerät für RAS-Systeme in der Forschung und im Prototypenstadium (siehe Abbildung 5.2 c). Es bietet drei translatorische und drei rotatorische DOF sowie einen DOF für die Greifbewegung. Alle sieben DOF bieten haptisches Feedback. Dabei können Kräfte bis 20 N, Drehmomente bis 400 mNm und Greifkräfte bis 8 N dargestellt werden. Das *sigma.7* erlaubt Translationen in einem Arbeitsraum von 190 mm Durchmesser und 130 mm Höhe sowie Rotationen von  $235^\circ \times 140^\circ \times 200^\circ$ . Das jüngere, aber ähnliche Modell *lambda.7* ist speziell zur Integration in RAS-Systeme konzipiert.

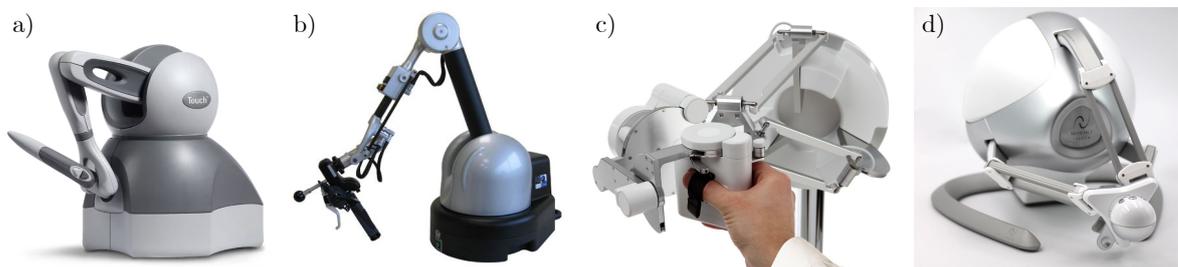


Abbildung 5.2: Kommerzielle haptische Eingabegeräte 3D Systems Touch (a), Haption Virtuose 6D TAO (b), Force Dimension sigma.7 (c) und Novint Falcon (d).<sup>3</sup>

Eine kostengünstige Variante eines parallelkinematischen Eingabegerätes für Endverbraucher, die jedoch auch in Forschungsprojekten verwendet wird [191], ist unter dem

<sup>3</sup>(a) 3dsystems.com (Juli 2023), mit freundlicher Genehmigung durch 3D Systems Corp.; (b) haption.com (Juli 2023), mit freundlicher Genehmigung durch Haption GmbH; (c) forcedimension.com (Juli 2023), mit freundlicher Genehmigung von Force Dimension, Schweiz.

Namen *Novint Falcon* (Novint Technologies, Inc. Albuquerque, NM, USA) zu finden (siehe Abbildung 5.2.d). Die Deltakinematik des Novint Falcon erlaubt drei translatorische DOF die jeweils eine Feedbackkraft bis zu 9 N darstellen können [192]. Der Arbeitsraum beträgt  $100\text{ mm} \times 100\text{ mm} \times 100\text{ mm}$  [193].

#### 5.1.4 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Der Einsatz von haptischem Feedback in kommerziellen RAS-Systemen ist noch relativ selten und wenn vorhanden, sind aktuell nur wenige technische Informationen verfügbar. Die in Forschung und in kommerziell erhältlichen Systemen eingesetzten Eingabegeräte basieren weitgehend auf Seriell- oder Parallelkinematiken mit starrem Gestänge und mehreren Gelenken. Durch die aufwändige mechanische Bauweise sind Eingabegeräte dieser Art kostenintensiv und bieten meist nur limitierten Arbeitsraum [42]. Bauartbedingt haben serielle Kinematiken vergleichsweise hohe Massenträgheiten, die dynamische Bewegungen und die Darstellung von hochfrequentem haptischen Feedback limitieren [178]. Verglichen mit seriellen Kinematiken, ermöglichen parallele Kinematiken einen steiferen Aufbau bei gleichzeitig geringeren bewegten Massen. Dadurch ist, in einem relativ kleinen Arbeitsraum, eine gute Gesamtperformance bei dynamischen Bewegungen und haptisches Feedback mit höherer Frequenz erreichbar. Der aufwändige mechanische Aufbau macht Eingabegeräte dieser Art jedoch teuer, da präzise Linear- und Schwenkantriebe sowie zahlreiche spielfreie Lager notwendig sind. PEPE *et al.* fassen zusammen, dass ein haptisches Eingabegerät eine möglichst geringe bewegte Masse bei gleichzeitig hoher Steifigkeit aufweisen sollte, um eine realistische Abbildung von Kräften zu ermöglichen [42]. Dies geht einher mit der haptischen Transparenz als Beurteilungskriterium für die dynamischen Eigenschaften eines Telemanipulationssystems (siehe Abschnitt 1.1).

Darüber hinaus sind kommerziell erhältliche Eingabegeräte üblicherweise nicht für spezifische Anwendungen wie die RAS gestaltet, sondern für die allgemeine Mensch-Maschine-Interaktion konzipiert. Durch den invarianten Pivotpunkt im Trokar sind die DOF an der Spitze eines chirurgischen Instruments eingeschränkt. Wird der Trokarpunkt idealisiert als ortsfestes Widerlager des Instruments betrachtet, ergibt sich ein konischer Bewegungsraum innerhalb des Operationsgebietes. Dieser eingeschränkte Bewegungsraum des Instruments wird der nutzenden Person jedoch bei den kommerziellen Eingabegeräten nicht vermittelt. Die in den vorhergehenden Kapiteln genannten Eingabegeräte erlauben überwiegend eine freie Bewegung in und um alle drei kartesischen

Achsen. Damit wird der benutzenden Person eine vollständige Bewegungsfreiheit suggeriert, die am Endeffektor des Instruments nicht ermöglicht werden kann. Instrumente mit zusätzlichen Bewegungsmöglichkeiten, wie der handgelenksartigen Abwinkelung und Spitzen- sowie Schaftrotation bieten zwar weitere DOF, deren Anordnung entspricht jedoch nicht den Bewegungsmöglichkeiten der menschlichen Hand. Es bestehen demnach Unterschiede der Kinematiken auf Ein- und Ausgabeseite aktueller Telemanipulationssysteme. Die Deckungsgleichheit der Kinematiken auf Ein- und Ausgabeseite lässt sich unter dem Begriff der Bewegungskongruenz zusammenfassen. Die Steuerung der Ausgabeseite eines Telemanipulationssystems durch eine eingabeseitige Bedieneinrichtung erfordert die Vermittlung von bewegungsleitenden Informationen. Dies geschieht nicht ausschließlich visuell, sondern kann auch durch die ermöglichten Bewegungen der Bedieneinrichtung erfolgen. In diesem Fall handelt es sich um eine refferente Signalsituation in der eine möglichst geringe notwendige kognitive Transformationsleistung anzustreben ist [194, 195]. Ein Merkmal der bewegungsleitenden Informationen ist ihre Kompatibilität. Dem allgemeinen Kompatibilitätsprinzip zufolge ist es vorteilhaft, Informationen, entsprechend dem zur Bewältigung der Arbeitsaufgabe gebildeten mentalen Modell der benutzenden Person, zu vermitteln [194, 195]. In diesem Fall werden weniger mentale Ressourcen für Transformationsleistungen benötigt, und die Arbeitsaufgabe kann effizienter im Sinne einer gesteigerten Genauigkeit und eines reduzierten Zeitbedarfs bearbeitet werden. Dieses Prinzip lässt sich auch auf die Kompatibilität von Bewegungen während der Mensch-Maschine-Interaktion übertragen. Prinzipiell ist daher von einer Deckungsgleichheit zwischen Eingabe- und Instrumentenkinematik eine gesteigerte Intuitivität zu erwarten.

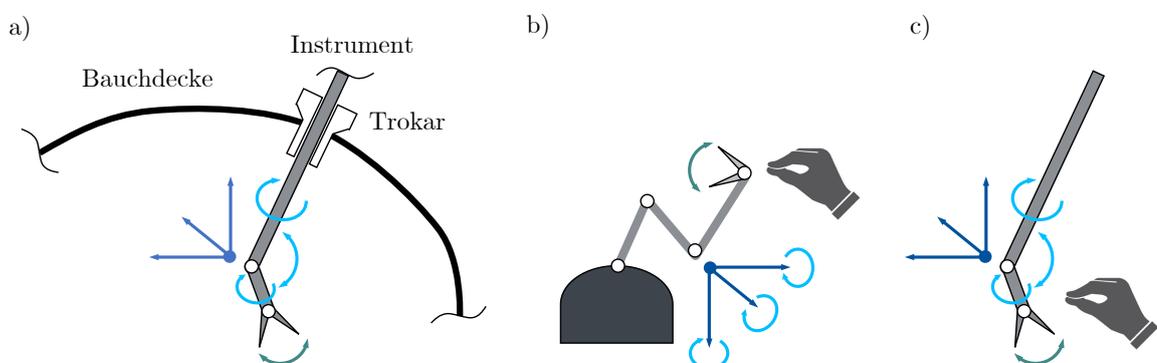


Abbildung 5.3: Schematische Darstellung der DOF des Instruments dessen Bewegungsraum durch den Trokarpunkt eingeschränkt ist (a), der DOF eines unspezifischen Eingabegerätes (b) und der DOF einer anwendungsspezifischen Eingabe nach dem Prinzip der Bewegungskompatibilität (c).

Ein vergleichbarer Ansatz wird von WISANUVEJ *et al.* verfolgt, die eine Steuerung des Manipulators in dessen Gelenkraum vorschlagen [181]. Unspezifische Eingabegeräte arbeiten üblicherweise im Aufgabenraum und bieten dadurch Vorteile hinsichtlich Anwendbarkeit, umgekehrt mangelt es ihnen jedoch an Spezifität. Nachteilig ist, dass der nutzenden Person die Gelenkstellungen des Manipulators und deren Grenzen nicht vermittelt werden können. Um die Diskrepanz zwischen Eingabe- und Instrumentenkinematik zu umgehen, schlagen WISANUVEJ *et al.* daher eine Steuerung des Manipulators in dessen Gelenkraum durch ein gerätespezifisches Eingabegerät vor. Auch HENDRIX *et al.* haben die Bewegungskongruenz zwischen Eingabe- und Instrumentenkinematik in ihrem robotischen Assistenzsystem für die Augen Chirurgie verfolgt, indem die DOF ihres haptischen Eingabegerätes den DOF des Instruments im Inneren des Auges nachempfunden ist [196].

Unter der Annahme, dass eine zur Instrumentenkinematik deckungsgleiche – mimetische – Eingabekinematik zu intuitiverer Bedienung führt, muss der Ansatz bisheriger Nutzerschnittstellen überdacht werden (vgl. [197]). Der aktuelle Stand der verwendeten Eingabegeräte zeigt die Notwendigkeit einer mimetischen Eingabe im Sinne des Prinzips der Bewegungskompatibilität, bei der ein deckungsgleiches Mapping der Eingabe- zur Ausgabekinematik zu einer effektiveren Nutzerinteraktion führen kann.

## 5.2 Generelle Anforderungen an haptische Eingabegeräte für die RAS

Es bestehen besondere Herausforderungen an Eingabegeräte für die RAS. Dazu gehören Aspekte der Bewegungskongruenz, der Anzahl und Anordnung von DOF, des Arbeitsraums sowie – im Falle von Eingabegeräten mit haptischem Feedback – der Darstellung von statischen und dynamischen Kräften. Im Folgenden werden generelle Anforderungen aus den genannten Bereichen erläutert. Spezifische Anforderungen für das in dieser Arbeit entwickelte haptische Eingabegerät werden in Abschnitt 5.5 gegeben. Wie bereits in Abschnitt 5.1.4 hergeleitet, ist von einer Kongruenz der Bewegungen zwischen Eingabe- und Manipulatorkinematik eine gesteigerte Intuitivität zu erwarten. Die intuitive Benutzbarkeit eines Eingabegerätes betrifft nicht nur den Komfort der benutzenden Person, sondern lässt auch kürzere Einarbeitungszeiten mit steilen Lernkurven sowie verringerte Fehlerzahlen erwarten. Im Falle eines Eingabegerätes für die minimalinvasive RAS ist dementsprechend ein Eingabegerät anzustreben, dessen

Aufbau und Bewegungsmöglichkeiten denen des Instrumentenendeffektors ähneln. Um dies zu erreichen, muss das Eingabegerät dieselbe Anzahl an DOF aufweisen wie das Instrument. Es bietet sich weiterhin an, die Anordnung der DOF am Eingabegerät den DOF des Instruments nachzuempfinden.

Der Arbeitsraum des Eingabegerätes sollte größer sein als der Arbeitsraum des Instruments, um die Skalierung von Eingabebewegungen zu ermöglichen. Dafür ist eine temporäre Trennung der Eingabe von der Ausgabe – im Folgenden als *Kupplung* bezeichnet – notwendig. Die Funktion der Kupplung dient dem Nachsetzen der Eingabebewegung und ermöglicht der nutzenden Person die freie Wahl einer komfortablen Handhaltung.

Um haptisches Feedback zu bieten, ist die Darstellung von statischen und dynamischen Kräften notwendig. Für kinästhetisches Feedback müssen statische Kräfte vom Eingabegerät ausgegeben werden. Neben einer ausreichenden dauerhaft darstellbaren statischen Kraft, ist auch die Auflösung und Genauigkeit der darstellbaren Kräfte und Wirkungsrichtungen relevant. Zur Erzeugung von taktilem Feedback ist vor allem die mechanische Bandbreite – also der Frequenzbereich, mit dem dynamisch wechselnde Feedbackkräfte dargestellt werden können – interessant.

Neben den systembezogenen Anforderungen gibt es weitere Aspekte, die bei der Umsetzung eines Eingabegerätes für die RAS beachtet werden sollten. Am Arbeitsplatz des/der Chirurg:in müssen zwei Eingabegeräte für beidhändiges Arbeiten sowie die Bildgebung untergebracht werden. Das Verhältnis aus gefordertem Arbeitsraum zu Baugröße der haptischen Eingabegeräte muss dies ermöglichen. Es gilt weitere Aspekte zu beachten, wie die ergonomische Körperhaltung des/der Chirurg:in, den freien Blick auf die Bildgebung und die Kommunikation mit dem Team.

### **5.2.1 Fazit**

Die Nachteile bestehender haptischer Eingabegeräte für die RAS (siehe Abschnitt 5.1) sowie die genannten Anforderungen motivieren die Erforschung neuer Eingabekonzepte. Es bietet sich eine Umsetzung auf Basis der Seilrobotik an, da ein System mit geringstmöglicher Masse bei dennoch hoher Steifigkeit erreicht werden kann [43–45]. Seilroboter gehören zur Kategorie der parallelen Kinematiken. Statt den üblicherweise verwendeten starren Gliedern, werden jedoch leichte, aber zugsteife Seile verwendet.

Die Vorteile von Seilrobotern liegen vorrangig in der geringen Massenträgheit aufgrund leichter Glieder und auf der hohen Steifigkeit durch die parallelkinematische Struk-

tur. Werden die Streben eines parallelkinematischen Systems mit  $n$  Freiheitsgraden durch Seile ersetzt, sind  $n+1$  Seilachsen notwendig, um den Endeffektor der Kinematik vollständig zu aktuierten (siehe Abschnitt 5.4.1). Gleichzeitig wird dadurch jedoch automatisch eine Vorspannung erzeugt, die Gelenkspiel praktisch eliminiert. Bei Verwendung von Seilantrieben zur dynamischen Übertragung von Kräften gilt es die Dämpfung im Seil und in seilführenden Elementen – darunter die Seiltrommeln und Seilumlenkrollen – zu beachten. Seilroboter bieten weitere Vorteile hinsichtlich Skalierbarkeit und Rekonfigurierbarkeit. Während andere Mechanismen aufgrund der Länge der starren Glieder in ihrem Arbeitsraum stark eingeschränkt sind, können große Seillängen auf Seiltrommeln auf- und abgewickelt werden und somit sehr große Arbeitsräume realisiert werden. Die Antriebsachsen von Seilrobotern können als Gleichteile ausgeführt und somit flexibel angeordnet werden. So können leicht unterschiedliche Konfigurationen von Seilrobotern realisiert werden. Im Vergleich zu anderen Mechanismen ist damit auch eine einfache Rekonfigurierbarkeit gegeben. Auf Basis von Seilrobotern können seilgetriebene haptische Eingabegeräte (Cable-Driven Haptic Device (CDHD)) realisiert werden. Diese erlauben Konfigurationen mit zum Instrument kongruenter Kinematik und lassen die Erwartung hoher Steifigkeit und mechanischer Bandbreite zu. Es kann eine Verbesserung der haptischen Transparenz erwartet werden. Seilrobotik-basierte Ansätze bieten darüber hinaus die Möglichkeit einer kostengünstigen Umsetzung, da weitestgehend Standardteile oder einfache Komponenten verwendet werden können.

### 5.3 Wissenschaftliche Zielsetzung

Im Rahmen dieser Arbeit soll ein seilgetriebenes haptisches Eingabegerät – im Folgenden als Cable-Driven Haptic Device (CDHD) bezeichnet – für die RAS entwickelt und untersucht werden. Dazu werden folgende Sachverhalte bearbeitet:

**Eignung.** Überprüfung der Eignung von CDHDs zur Darstellung von translatorischen Interaktionskräften mit hoher mechanischer Bandbreite.

**Umsetzbarkeit.** Überprüfung der Umsetzbarkeit eines CDHD unter ergonomischen Gesichtspunkten sowie dem Aspekt der Bewegungskongruenz.

**Nutzerschnittstelle.** Entwicklung und Untersuchung einer Schnittstelle zwischen CDHD und nutzender Person zur Steuerung der DOF des Instrumentenendeffektors und zur Rückmeldung von Greifkräften.

Der zuerst genannte Sachverhalt soll mit Hilfe von Versuchsträgern und Vorversuchen überprüft werden. Für den zweiten Sachverhalt soll modellbasiert eine geeignete Konfiguration eines CDHD gefunden, deren Arbeitsraum analysiert, sowie das CDHD als Prüfstand aufgebaut und charakterisiert werden. Der dritte Punkt betrifft die Nutzerschnittstelle, die ebenfalls im Sinne eines Versuchsträgers aufgebaut und charakterisiert wird.

## 5.4 Seilrobotik

In diesem Abschnitt sind die theoretischen Grundlagen der Seilrobotik kompakt dargestellt. Es existiert ausreichend Literatur zum Thema, weshalb nur auf die für die folgenden Kapitel relevanten Themen eingegangen wird. Als weiterführende Literatur sind insbesondere das Buch von ANDREAS POTT [198] sowie die Dissertationen von KRAUS, VERHOEVEN, BRUCKMANN und SCHENK [199–202] zu empfehlen.

In der vorliegenden Arbeit werden haptische Eingabegeräte auf Basis von seilgetriebenen Parallelkinematiken (Cable-Driven Parallel Robot (CDPR)) entwickelt und untersucht, weshalb der Begriff *Cable-Driven Haptic Device* (CDHD) eingeführt wurde. Da in diesem Kapitel jedoch Grundlagen der allgemeinen Seilrobotik erläutert werden, wird hier der Begriff CDPR verwendet. Weiterhin hat sich im Bereich der Seilrobotik der Begriff *mobile Plattform* als Bezeichnung für den Endeffektor etabliert. Da im Falle eines haptischen Eingabegerätes, kein Roboter im eigentlichen Sinne vorliegt, und die Bewegung durch die benutzende Person erfolgt, wird aus Gründen der Konsistenz in dieser Arbeit stets der Begriff *Endeffektor* verwendet.

CDPR gehören zur Kategorie der parallelen Roboter. Statt der Verwendung starrer Glieder, kommen Seile zum Einsatz, wodurch mit CDPR sehr geringe bewegte Massen und damit eine gute Dynamik erreicht werden kann. Dämpfungen im Seil durch Zugkräfte oder bei Verformung an seilführenden Elementen können die Dynamik limitieren und sollten in der Auslegung berücksichtigt werden. Durch redundanten Aufbau und bei Verwendung zugsteifer Seile ist weiterhin eine hohe Steifigkeit erreichbar. Die genannten Vorteile führen zu einem guten Verhältnis aus Eigengewicht zu Nutzlast von bis zu 1:8, von dem konventionelle Industrieroboter meist weit entfernt sind [203]. Die Möglichkeit, Seile auf Seiltrommeln zu lagern, ermöglicht zudem sehr viel größere Arbeitsräume, als es bei herkömmlichen Industrierobotern der Fall ist. Schlussendlich sind CDPR aufgrund ihrer vielen Gleichteile sehr gut skalierbar und rekonfigurierbar.

Es wundert also nicht, dass sich in der Literatur Forschungsvorhaben für die Anwendung von CDPR in verschiedensten Szenarien finden. Dazu gehört die Verwendung als Träger für Kameras, wie sie zum Beispiel in Sportstätten angewendet wird [204], für die Gangrehabilitation [205], zum Handling von Waren in Hochregallagern [206] und für die Bewegungssimulation und Wahrnehmungsforschung am Menschen [207]. Auch die Verwendung von CDPR als haptisches Eingabegerät wird in der Literatur beschrieben, hierauf wird in Abschnitt 5.4.2 eingegangen.

### 5.4.1 Seilrobotik Grundlagen

Im diesem Abschnitt werden die theoretischen Grundlagen zur Analyse und Auslegung von CDPR erläutert, sofern sie von Relevanz für das Verständnis dieses Kapitels sind. Anwendungsspezifische Details sowie die praktische Implementierung wird in den Abschnitten 5.5 bis 5.7 gegeben.

#### 5.4.1.1 Klassifizierung

Es existieren mehrere Ansätze zur Klassifizierung von CDPR. Darunter fallen Ansätze zur Einteilung nach Anwendung, Antriebsart, Anzahl der Seile oder Anzahl der DOF des Endeffektors [198]. In dieser Arbeit werden zwei verbreitete Klassifizierungsansätze verwendet, die auf dem Redundanzgrad und dem Bewegungsmuster des Endeffektors basieren.

Aus den kontrollierbaren DOF  $n$  des Endeffektors und der Anzahl der Seile  $m$  ergibt sich der Redundanzgrad  $r_D = m - n$  eines CDPR. Bei einem Redundanzgrad von  $r_D \leq 0$  ( $m \leq n$ ) werden CDPR der Klasse der Incompletely Restrained Positioning Mechanism (IRPM) zugeordnet, bei  $r_D = 1$  ( $m = n + 1$ ) der Klasse der Completely Restrained Positioning Mechanism (CRPM) und bei  $r_D > 1$  ( $m > n + 1$ ) der Klasse der Redundantly Restrained Positioning Mechanism (RRPM) [200, 208]. Um die Bewegung des Endeffektors vollständig kontrollieren zu können werden also mindestens  $m = n + 1$  Seile benötigt [198]. Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Versuchsträger entsprechen den Klassen CRPM und RRPM.

Die Klassifizierung nach dem Bewegungsmuster basiert auf der Arbeit von VERHOEVEN [200]. Die sechs DOF eines Körpers im dreidimensionalen Raum lassen sich in  $n_T = 3$  translatorische DOF und  $n_R = 3$  rotatorische DOF aufteilen. Nach VERHOEVEN ermöglicht ein CDPR, dessen Endeffektor alle DOF im Raum erreichen kann, ein Bewegungsmuster von 3R3T. Analog sind neben dem 3R3T Bewegungsmuster noch die

Bewegungsmuster 2R3T, 1R2T, 3T, 2T und 1T möglich. Im Rahmen dieser Arbeit werden die Bewegungsmuster 2T, 1R2T sowie 2R3T betrachtet.

#### 5.4.1.2 Geometrisches Standardmodell und Inverse Kinematik

Die folgenden Ausführungen gelten unter vereinfachenden Annahmen. So werden die Seile in dieser Arbeit als masselos und starr angenommen. Diese Annahme wird auf Basis des geringen Eigengewichts und der hohen Bruchlast der Seile im Vergleich zu den wirkenden Seilkräften getroffen. Ein Durchhängen der Seile oder Elastizitätseffekte werden also vernachlässigt. Des Weiteren wird, wo nicht anders vermerkt, von punktförmigen und ortsfesten Seilanknüpfungspunkten am Rahmen ausgegangen. In Abbildung 5.4 ist zur Erläuterung der grundlegenden Sachverhalte eine schematische Darstellung eines CDPR gegeben. Alle zur kinematischen Beschreibung eines CDPR relevanten geometrischen Größen sind hier beispielhaft für ein Seil  $i$  dargestellt. Die Symbole sind dabei größtenteils nach POTT [198] gewählt.

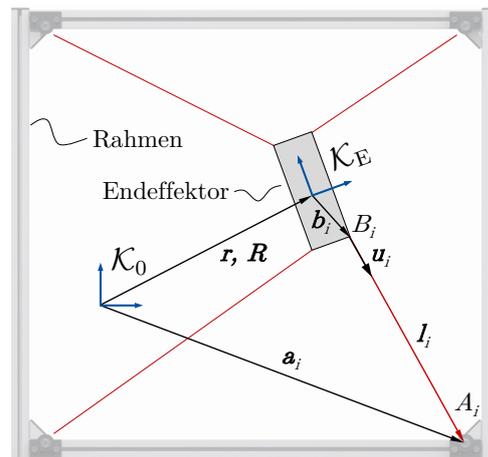


Abbildung 5.4: Schematische Darstellung zur geometrischen Beschreibung eines CDPR (nach [209], mit Genehmigung von Springer Nature Switzerland AG).

Die inverse Kinematik  $\varphi^{IK}$  erlaubt das Überführen von Größen des Endeffektorraums in Größen des Gelenkraums. Bei CDPR können mit der inversen Kinematik aus einer bekannten Pose des Endeffektors die zugehörigen Seillängen bestimmt werden. Die Pose des Endeffektors  $\mathbf{p} = [x, y, z, \varphi, \psi, \theta]^T$  ist durch die Position  $\mathbf{r} = [x, y, z]$  und die Orientierung  $\mathbf{R} = [\varphi, \psi, \theta]$  im globalen Basis-KOS  $\mathcal{K}_0$  gegeben. Die Vektoren  $\mathbf{a}_i$  sind dabei die Positionen der proximalen Anknüpfungspunkte  $A_i$  in  $\mathcal{K}_0$ . Die Vektoren  $\mathbf{b}_i$  stellen die distalen Anknüpfungspunkte  $B_i$  am Endeffektor dar und sind im Endeffektor-KOS  $\mathcal{K}_E$  angegeben. Durch Aufstellen einer Vektorschleife ergibt sich die Schließbedingung  $\nu_i : \mathbf{a}_i - \mathbf{r} - \mathbf{R}\mathbf{b}_i - \mathbf{l}_i = \mathbf{0}$  [198]. Der Einheitsvektor  $\mathbf{u}_i$  der Seile zeigt vom

Endeffektor in Richtung der Anknüpfungspunkte woraus positive Werte für die Seilkräfte resultieren. Größen des Endeffektorraums können mit Gleichung 5.1 in Größen des Gelenkraums überführt werden.

$$\varphi^{IK} : \mathbf{l}_i = \mathbf{a}_i - \mathbf{r} - \mathbf{R}\mathbf{b}_i \quad , \quad \text{für } i = 1, \dots, m \quad (5.1)$$

### 5.4.1.3 Vorwärtskinematik

Die Vorwärtskinematik  $\varphi^{FK}$  erlaubt das Überführen von Größen des Gelenkraums in Größen des Endeffektorraums. Im Anwendungsfall der CDPR bedeutet dies, dass anhand der Seillängen die Pose des Endeffektors bestimmt werden kann. Für Seilroboter der Klassen CRPM und RRPM existiert ein überbestimmtes Gleichungssystem, zu dem nicht ohne Weiteres eine explizite Lösung gefunden werden kann. Ein Ansatz nach ANDREAS POTT, der iterative und Intervall-Methoden kombiniert und echtzeitfähig ist, wird im Folgenden beschrieben [198]. Die prinzipielle Vorgehensweise beruht auf einer geschätzten Pose, von der bekannt ist, dass sie nahe der tatsächlichen Pose liegt. Diese geschätzte Pose wird dem Algorithmus als Startwert übergeben. Mithilfe der inversen Kinematik werden die zur geschätzten Pose zugehörigen Seillängen berechnet und mit den tatsächlich Seillängen verglichen. Für die Abweichung der Seillängen wird eine Fehlerfunktion aufgestellt und diese mit einem Least-Square-Verfahren, bis zum Erreichen eines definierten Abbruchkriteriums, iterativ minimiert. Zur Minimierung wird in dieser Arbeit der Levenberg-Marquardt-Algorithmus (LMA) verwendet. Zur Abschätzung einer Pose des Endeffektors als Startwert für das iterative Vorgehen, wird um die proximalen Anknüpfungspunkt  $A_i$  jedes Seils  $i$  eine Sphäre mit Radius  $l_i + \|\mathbf{b}_i\|_2$  sowie eine die Sphäre umhüllende Box gebildet (siehe Abbildung 5.5). Anstelle der Seillängenvektoren  $\mathbf{l}_i$  werden hier die Seillängen  $l_i$  verwendet. Die Grenzen der Boxen ergeben sich nach Gleichung 5.2 [198].

$$\begin{aligned} \mathbf{r}_i^{low} &= \mathbf{a}_i - (l_i + \|\mathbf{b}_i\|_2)[1, 1, 1]^T \\ \mathbf{r}_i^{high} &= \mathbf{a}_i + (l_i + \|\mathbf{b}_i\|_2)[1, 1, 1]^T \end{aligned} \quad (5.2)$$

Die Grenzen der Schnittmenge aller Boxen ergibt sich zu [198]:

$$\begin{aligned} \mathbf{r}^{low} &= \max_i \mathbf{r}_i^{low} \\ \mathbf{r}^{high} &= \min_i \mathbf{r}_i^{high} \end{aligned} \quad (5.3)$$

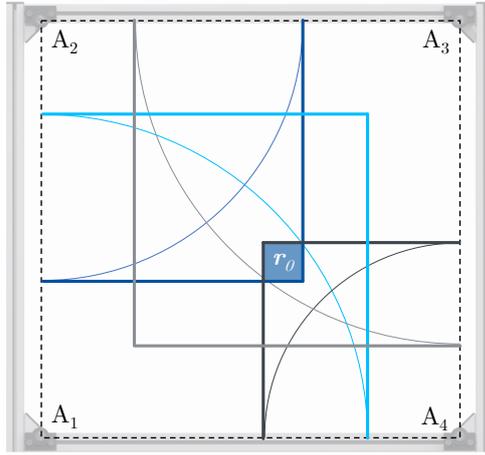


Abbildung 5.5: Schematische Darstellung der Sphären und umhüllenden Boxen zur Schätzung der initialen Pose  $\mathbf{r}_0$  im planaren Fall (nach [210]).

Der Mittelpunkt  $\mathbf{r}_0$  dieser Schnittmenge wird als Schätzung für die initiale Position angenommen und dem LMA übergeben [198].

$$\mathbf{r}_0 = \frac{1}{2} (\mathbf{r}^{low} + \mathbf{r}^{high}) \quad (5.4)$$

Zur Lösung der genannten Fehlerfunktion wird der LMA angewendet. Der LMA ist ein numerischer Optimierungsalgorithmus zur Lösung nichtlinearer Ausgleichsprobleme mit Hilfe der Methode der kleinsten Quadrate [211, 212]. Der LMA soll eine Lösung finden, die zur Minimierung der Funktion führt. Das Minimierungsproblem kann aus Gleichung 5.1 hergeleitet werden aus welcher  $m$  nichtlineare Gleichungen resultieren. In jedem Schritt  $t$  des Algorithmus wird der Fehler  $\nu_i$  zwischen der gemessenen Seillänge  $l_i$  und der mittels inverser Kinematik errechneten Seillänge der zum aktuellen Schritt  $t$  geschätzten Pose  $\mathbf{p}_t$  bestimmt (Gleichung 5.5) [198].

$$\nu_i(\mathbf{l}, \mathbf{r}, \mathbf{R}) = \|\mathbf{a}_i - \mathbf{r} - \mathbf{R}\mathbf{b}_i\|_2^2 - l_i^2 \quad \text{mit } i = 1, \dots, m \quad (5.5)$$

Gesucht ist nun eine Pose  $\mathbf{p}$ , die zu einer Minimierung des Fehlers (Gleichung 5.6) führt.

$$\varphi^{FK}(\mathbf{l}) = \min_{\mathbf{r}, \mathbf{R}} \sum_i^m (\nu_i^2(\mathbf{l}, \mathbf{r}, \mathbf{R})) \quad (5.6)$$

Wie oben beschrieben wird die Pose in jedem Schritt iterativ angepasst. Die Schrittweite  $\mathbf{h}_t$  erhält man durch Lösen des linearen Gleichungssystems [198]:

$$[\mathbf{J}_\nu(\mathbf{p}_t)\mathbf{J}_\nu^T(\mathbf{p}_t) + \mu\mathbf{I}]\mathbf{h}_t = \mathbf{J}_\nu^T(\mathbf{p}_t)\varphi(\mathbf{p}_t) \quad (5.7)$$

Dabei ist  $\mathbf{J}_\nu$  die Jacobi-Matrix der Vorwärtskinematikbedingung  $\nu$  bezügliche Änderungen in der Pose und  $\mu$  der Dämpfungsparameter der die Effizienz und Konvergenz des

LMA beeinflusst [213]. Ein Abbruch erfolgt nach einer definierten Anzahl an Iterationen oder nach Erreichen einer der beiden Terminierungsbedingungen (Gleichung 5.8) mit den Terminierungsparametern  $\epsilon_1$  und  $\epsilon_2$  [211].

$$\begin{aligned} \|\mathbf{h}_t\|_2 &< \epsilon_2(\|\mathbf{p}_t\|_2 + \epsilon_2) \\ \|\mathbf{J}_\nu(\mathbf{p}_t)\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{p}_t)\|_2 &< \epsilon_1 \end{aligned} \quad (5.8)$$

#### 5.4.1.4 Berücksichtigung der Seilrollenkinematik

Bisher wurden die proximalen Seilanknüpfpunkte  $A_i$  vereinfacht als punktförmig angenommen. In der Umsetzung sind jedoch seilführende Elemente notwendig um eine reibungs- und verschleißarme Führung der Seile zu gewährleisten. Seilrollen haben aufgrund ihrer Bauart, und um zu kleine Biegeradien des Seils zu vermeiden, einen gewissen Mindestdurchmesser. Im Betrieb eines CDPR ist der Punkt, an dem das Seil seine Seilrolle verlässt, abhängig von der Pose des Endeffektors. Diese Verschiebung der Punkte  $A_i$  hat zur Folge, dass sich die Seillängen und die Wirkrichtung der Seilkräfte mit der Pose des Endeffektors ändern. Die Berücksichtigung der Kinematik der Seilrolle erfolgt nach dem Vorgehen von ANDREAS POTT et al. [198] und wird im Folgenden grundlegend erläutert. Abbildung 5.6 stellt den Sachverhalt für den planaren Fall schematisch dar. Der in  $\mathcal{K}_E$  definierte Vektor  $\mathbf{s}$  wird im ersten Schritt im KOS

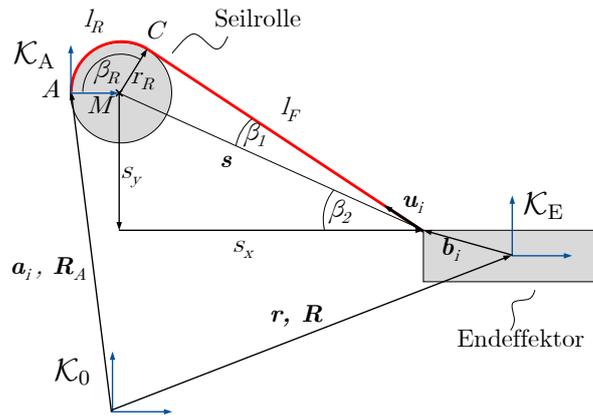


Abbildung 5.6: Geometrische Beschreibung einer Seilrolle im planaren Fall (nach [198, 210]).

der Umlenkrolle  $\mathcal{K}_A$  beschrieben (Gleichung 5.9). Die Rotation  $\mathbf{R}_A$  von  $\mathcal{K}_A$  bezüglich  $\mathcal{K}_E$  wird als gegeben angenommen. Der Vektor  ${}^A\mathbf{s}$  setzt sich dabei aus  ${}^A\mathbf{s} = [s_x, s_y]^T$  zusammen (siehe Abbildung 5.6) [198].

$${}^A\mathbf{s} = \mathbf{R}_A^T \cdot (\mathbf{R} \cdot \mathbf{s} + \mathbf{r} - \mathbf{a}) \quad (5.9)$$

Der Ursprung von  $\mathcal{K}_A$  wird als proximaler Anknüpfungspunkt  $A_i$  definiert. Er wird hier vereinfachend auch als antriebsseitiger Berührungspunkt des Seils mit der Seilrolle beschrieben. Die Gesamtlänge eines Seils  $l_{pulley}$  ergibt sich als Summe aus der umschlingenden Seillänge  $l_R = \beta_R \cdot r_R$  und der freien Seillänge  $l_F$  (Gleichung 5.10). Die antriebsseitige freie Seillänge wird hier nicht berücksichtigt, da sie konstant ist.

$$l_{pulley} = \beta_R \cdot r_R + l_F \quad \text{mit} \quad l_F = \sqrt{s_x^2 + s_y^2 - r_R^2}. \quad (5.10)$$

Nun kann  $\beta_R$  durch eine Beziehung mit bekannten Größen dargestellt werden, wobei eine Fallunterscheidung bezüglich des Vorzeichens von  $s_y$  zu treffen ist.

$$\beta_R = \begin{cases} \beta_1 + \beta_2 & \text{für } s_y > 0 \\ \beta_1 + \beta_2 + \frac{\pi}{2} & \text{für } s_y < 0 \end{cases} \quad \text{mit} \quad \beta_1 = \arctan\left(\frac{r_r}{l_F}\right), \quad \beta_2 = \arctan\left(\frac{s_y}{s_x}\right) \quad (5.11)$$

#### 5.4.1.5 Statik

Um statisches Gleichgewicht eines CDPR zu erreichen, müssen die Seilkräfte  $\mathbf{f} \in \mathbb{R}^m$  die Strukturgleichung (Gleichung 5.12) erfüllen [198]. Dazu müssen die Seilkraftgrenzen  $f_{\min}$  und  $f_{\max}$  eingehalten und die von außen auf den Endeffektor einwirkenden Kräfte und Momente ausgeglichen werden. Die von außen auf den Endeffektor einwirkenden Kräfte und Momente sind im Kraftwinder  $\mathbf{w}$  (englisch *wrench*) zusammengefasst.  $\mathbf{A}^T$  wird als Strukturmatrix bezeichnet und ist die Transponierte der Jacobi-Matrix.

$$\mathbf{A}^T \mathbf{f} + \mathbf{w} = \mathbf{0}, \quad \text{mit} \quad 0 < f_{\min} \leq f_i \leq f_{\max}, \quad i \in [1, m] \quad (5.12)$$

#### 5.4.1.6 Seilkraftverteilung

Für Redundanzgrade größer null, wie im Falle von Seilrobotern der Klassen CRPM und RRPM, existieren für die Strukturgleichung unendlich viele Lösungen. Zum Finden einer geeigneten Lösung gibt es zahlreiche Ansätze, die von ANDREAS POTT beschrieben sind [198]. Diese haben unterschiedliche Eigenschaften zum Beispiel hinsichtlich ihrer Echtzeitfähigkeit, ob es sich um kontinuierliche Methoden handelt und ob sie im gesamten Arbeitsraum anwendbar sind. In der vorliegenden Arbeit wird die Improved Closed-Form Method (ICFM) verwendet, die von ANDREAS POTT et al. entwickelt wurde [214] und eine Erweiterung der Closed-Form Method (CFM) darstellt [215]. Die CFM gewährleistet statisches Gleichgewicht, es kann jedoch zu einer Verletzung der Seilkraftgrenzen kommen. In diesem Fall kommt die ICFM zum tragen, die iterativ

eine Seilkraftverteilung sucht, die beiden Kriterien genügt. Die ICFM kann mit jedem Seilkraftniveau und beliebigen Redundanzgraden umgehen, stellt eine kontinuierliche Methode dar und verursacht geringen Berechnungsaufwand [198]. Die prinzipielle Vorgehensweise ist im Folgenden beschrieben. Nach der CFM wird der Vektor aller Seilkräfte  $\mathbf{f}$  in zwei separate Vektoren aufgeteilt [215]:

$$\mathbf{f} = \mathbf{f}_M + \mathbf{f}_V \quad (5.13)$$

Dabei ist  $\mathbf{f}_M = \frac{\mathbf{f}_{\min} + \mathbf{f}_{\max}}{2}$  und entspricht damit einem Vektor mit mittleren Seilkräften, während  $\mathbf{f}_V$  ein variabler Anteil der Seilkraftverteilung ist. Durch Einsetzen in die Strukturgleichung (Gleichung 5.12) folgt:

$$\mathbf{A}^T \mathbf{f}_V = -\mathbf{w} - \mathbf{A}^T \mathbf{f}_M \quad (5.14)$$

Mit Hilfe der Moore-Penrose-Inversen  $\mathbf{A}^{+T} = \mathbf{A} (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1}$  und durch Umformen nach  $\mathbf{f}_V$  folgt:

$$\mathbf{f}_V = -\mathbf{A}^{+T} (\mathbf{w} + \mathbf{A}^T \mathbf{f}_M) \quad (5.15)$$

Erneutes Einsetzen in Gleichung 5.13 liefert die Seilkraftverteilung  $\mathbf{f}$ :

$$\mathbf{f} = \mathbf{f}_M - \mathbf{A}^{+T} (\mathbf{w} + \mathbf{A}^T \mathbf{f}_M) \quad (5.16)$$

Zur Lösung wird ein lineares Gleichungssystem durch Einsetzen von  $\mathbf{A}^{+T} = \mathbf{A} (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1}$  in Gleichung 5.15 gebildet<sup>4</sup> [198]:

$$(\mathbf{A}^T \mathbf{A}) \mathbf{A}^{-1} \mathbf{f}_V = -(\mathbf{w} + \mathbf{A}^T \mathbf{f}_M) \quad (5.17)$$

Es wird ein neuer Kraftwinder  $\mathbf{w}_V$  eingeführt, der die variablen Seilkräfte  $\mathbf{f}_V$  in  $\mathbb{R}^n$  repräsentiert. Es folgt das lineare Gleichungssystem  $\mathbf{A}_s \mathbf{w}_V = \mathbf{b}_s$ , wobei  $\mathbf{A}_s$  die symmetrische Systemmatrix und  $\mathbf{b}_s$  eine gegebene rechte Seite ist.

$$\underbrace{(\mathbf{A}^T \mathbf{A})}_{\mathbf{A}_s} \mathbf{w}_V = - \underbrace{(\mathbf{w} + \mathbf{A}^T \mathbf{f}_M)}_{\mathbf{b}_s} \quad (5.18)$$

Die Berechnung der Seilkraftverteilung  $\mathbf{f}$  erfolgt nach Lösen des linearen Gleichungssystems zu:

$$\mathbf{f} = \mathbf{f}_M + \mathbf{A} \mathbf{w}_V \quad (5.19)$$

<sup>4</sup>Die nachfolgenden Gleichungen 5.17 bis 5.19 entsprechen dem in Rücksprache mit dem Autor der zugrunde liegenden Referenz (ANDREAS POTT) überarbeiteten Vorgehen [198].

Die CFM kann versagen, obwohl eine Lösung existiert, woraufhin die ICFM greift, die wie zuvor beschrieben über Gleichung 5.16 eine Seilkraftverteilung berechnet [198]. Liegen die einzelnen Seilkräfte bereits innerhalb der vorgegebenen Grenzen  $f_{\min}$  und  $f_{\max}$ , kann der Algorithmus abgebrochen werden, andernfalls wird die ICFM fortgesetzt. Dabei wird zunächst über das in Gleichung 5.20 dargelegte Kriterium überprüft, ob eine Lösung existiert.

$$\frac{1}{2}(f_{\max} - f_{\min}) \leq \|\mathbf{f}_V\|_2 \leq \frac{1}{2}\sqrt{m}(f_{\max} - f_{\min}) \quad (5.20)$$

Solange die Bedingung erfüllt ist, wird die Seilkraft  $f_i$  mit der betragsmäßig größten Differenz zur entsprechenden Seilkraftgrenze bestimmt. Dieser Seilkraft wird anschließend der Wert der Seilkraftgrenze zugewiesen. Aus dem Gleichungssystem in Gleichung 5.12 mit  $m$  Unbekannten ergibt sich damit ein System mit  $m-1$  Unbekannten:

$$\mathbf{A}'^T \mathbf{f}' + \mathbf{w}' = \mathbf{0}, \quad \text{mit } \mathbf{w}' = f_{\min/\max}[\mathbf{A}^T]_i + \mathbf{w} \quad (5.21)$$

Dabei ist  $\mathbf{A}'^T$  die Strukturmatrix ohne  $i$ -te Spalte und  $\mathbf{f}'$  der Seilkraftvektor ohne  $i$ -tes Element. Der neue Kraftwinder  $\mathbf{w}'$  ergibt sich aus der Summe des alten Kraftwinders  $\mathbf{w}$  und dem Anteil, den die Kraft  $f_i$  hervorruft. Der Redundanzgrad des Systems ändert sich zu  $r_D = r_D - 1$ . Mit der neu entstandenen Strukturgleichung (Gleichung 5.21) wird analog zur CFM nach einer Seilkraftverteilung gesucht. Dieses Vorgehen wird wiederholt bis  $r_D = 0$  ist, eine geeignete Seilkraftverteilung gefunden wird, oder aus Gleichung 5.20 hervorgeht, dass keine Lösung existiert.

#### 5.4.1.7 Arbeitsraum

Der Arbeitsraum eines CDPR wird im Allgemeinen durch die Posen definiert für welche eine gültige Seilkraftverteilung existiert. Um eine kontrollierbare Pose zu erreichen müssen alle Seilkräfte positiv sein. Um sowohl Durchhang als auch Versagen der Seile zu vermeiden, müssen die definierten Seilkraftgrenzen  $f_{\min}$  und  $f_{\max}$  eingehalten werden. Es existieren weiterhin äußere Faktoren, die den Arbeitsraum beeinflussen, wie die maximale Seillänge, Seilkollisionen und Kollisionen des Endeffektors mit dem Rahmen [200]. In der Literatur finden sich verschiedene Definitionen von Arbeitsräumen für CDPR. Diese beschreiben beispielsweise den Arbeitsraum bezüglich aller verfügbarer DOF eines CDPR oder einer Teilmenge der verfügbaren DOF. Eine gute Übersicht bietet ANDREAS POTT [198].

In der vorliegenden Arbeit wird der *Constant Orientation Workspace*  $\mathcal{W}_{CO}$  betrachtet.

Der Constant Orientation Workspace stellt eine Teilmenge des gesamten Arbeitsraums für eine definierte Rotation des Endeffektors dar. Für planare CDPR hat der  $\mathcal{W}_{CO}$  eine Dimension von zwei, für dreidimensionale Seilroboter eine Dimension von drei (siehe Gleichung 5.22).

$$\mathcal{W}_{CO}(\mathbf{R}_0) = \{\mathbf{r} \in \mathbb{R}^3 \mid \mathbf{p} = (\mathbf{r}, \mathbf{R}), \mathbf{R} = \mathbf{R}_0\} \quad (5.22)$$

Der Constant Orientation Workspace wurde gewählt, da er einfach grafisch zu visualisieren ist und daher zur schnellen, modell-basierten Analyse verschiedener CDPR-Konfigurationen geeignet scheint. Zur Analyse von Arbeitsräumen kann eine diskrete Anzahl an Posen hinsichtlich einer geeigneten Seilkraftverteilung untersucht werden. Dies stellt eine einfache und, bei feiner Diskretisierung, für diese Arbeit hinreichend genaue Untersuchung des Arbeitsraums dar. Der durch Diskretisierung auftretende Informationsverlust wird für die intendierte Anwendung der Arbeitsraumanalyse als vernachlässigbar angesehen.

Nach DIAO et al. können Singularitäten für CDPR in Kraftschluss-Singularitäten und Jacobi-Singularitäten unterteilt werden [216]. Demnach liegt eine Kraftschluss-Singularität vor, wenn keine geeignete Seilkraftverteilung nach Gleichung 5.12 gefunden werden kann und damit für diese Pose kein statisches Gleichgewicht erreicht werden kann [216, 217]. Wenn für Gleichung 5.12 überhaupt keine Lösung gefunden werden kann, liegt eine Jacobi-Singularität vor. Wird im Folgenden der Begriff der Singularität verwendet, bezieht sich dies auf die nach DIAO et al. definierten Jacobi-Singularitäten. Wie oben beschrieben ist die Strukturmatrix  $\mathbf{A}^T$  posenabhängig. Wenn lineare Abhängigkeiten zwischen mehreren ihrer Spalten auftreten, weist  $\mathbf{A}^T$  ein Rangdefizit auf und es liegt eine Jacobi-Singularität vor [216]. In diesem Fall ist Gleichung 5.23 erfüllt.

$$\text{rang}(\mathbf{A}^T(\mathbf{r}, \mathbf{R})) < n \quad (5.23)$$

Die Wahrscheinlichkeit des Auftretens von Singularitäten kann vermindert werden, indem distale Seilanknüpfungspunkte zusammengelegt werden oder indem weitere Seile hinzugefügt werden [198].

#### 5.4.2 Seilrobotik zur Darstellung von haptischem Feedback

CDPR empfehlen sich aufgrund ihrer Eigenschaften zur Nutzung als haptische Eingabegeräte. In Tabelle 5.1 ist eine Sammlung entsprechender Systeme zusammengestellt. Die ausgewählten Systeme stellen keine vollständige Übersicht dar, sondern eine Auswahl

von CDHD die sich bereits in einem fortgeschrittenen Stadium befinden oder die für die vorliegende Arbeit aufgrund der gewählten Konfiguration oder Größe von besonderem Interesse sind. Dieser Abschnitt zeigt weiterhin die positiven Eigenschaften von CDHD bezüglich Skalierbarkeit, freier Konfigurierbarkeit und mechanischer Bandbreite der Anwendung auf. Es wurden bewusst Systeme ausgewählt, die verschiedenen Zwecken dienen. Allen gemeinsam ist, dass sie Kräfte oder Momente auf die nutzende Person ausüben.

Mit dem *SPIDAR* in zahlreichen Varianten demonstriert SATO die Gestaltungsfreiheit und Skalierbarkeit von CDHD [218]. Insbesondere die Variante *SPIDAR-G* ist im Kontext der vorliegenden Arbeit interessant, da sie die Größe eines kompakten Tischgerätes hat [219–222]. Mit acht Seilen werden dabei sechs DOF im Raum zuzüglich eines weiteren DOF für eine Greifbewegung erreicht. In der Familie der *IPAnema* CDPs des Fraunhofer IPA (Fraunhofer IPA, Stuttgart, DE) stellt der *IPAnema 3 Mini* von KRAUS *et al.* ein System zur haptischen Interaktion dar [44, 45]. Gewählt wurde eine Regelung der Admittanz auf deren Basis Zonen unterschiedlicher Steifigkeiten ein Verlassen des Arbeitsraums durch die nutzende Person verhindern. Für den *IPAnema 3 Mini* ist eine mechanische Bandbreite von 13,3 Hz angegeben. RAUTER *et al.* untersuchen am *M<sup>3</sup>-Rowing Simulator* wie mit multimodalem Feedback das Erlernen von Bewegungsabläufen im Sport – hier am Beispiel des Ruderns – unterstützt werden kann [223, 224]. Es wird visuelles, haptisches und auditives Feedback geboten. Das haptische Feedback wird über ein CDHD erzeugt, welches besondere Anforderungen bezüglich Geschwindigkeiten und Kräften im Endeffektorraum erfüllen muss. Fünf Seile werden am bootsfernen Ende eines verkürzten Riemens punktförmig angebracht, um der nutzenden Person haptisches Feedback aus der Ruderbewegung zu vermitteln. Das von SURDILOVIC *et al.* vorgestellte *STRING-MAN* System dient der Gang-Rehabilitation. Dabei wird die nutzende Person von einem Gurtgeschirr gehalten, an dem die Seile des CDHD angebracht sind [205, 225]. Das *STRING-MAN* System unterstützt das Tragen des Körpergewichts und verhindert ein Stürzen der nutzenden Person. BONIVENTO *et al.* präsentieren mit ihrem *WireMan* ein CDHD das am Körper getragen wird, um eine Unterstützung bei Sehbehinderung zu bieten, indem Bilder in Form von ertastbaren Reliefstrukturen dargestellt werden [226]. OTIS *et al.* stellen ihr Cable-Driven-Locomotion Interface – kurz CDLI – vor, bei dem sich zwei CDHD einen gemeinsamen Arbeitsraum teilen [227]. Zu den frühen Ansätzen gehört der *Texas 9-string* von LINDEMANN *et al.* [228]. Der *Texas 9-string* ist ein Joystick mit serieller Kinematik der haptisches Feedback durch neun Seile bietet.

Tabelle 5.1: Übersicht über ausgewählte CDHD.

Nr.	Systemname	Zugehörigkeit	Anwendung	Seile	DOF	Klasse	Besonderheit	Ref.
1	SPIDAR-G	Tokyo Institute of Technology (JPN)	Virtual Reality	8	6+1	CRPM	zahlreiche weitere Varianten des SPIDAR	[218–222]
2	IPAnema 3 Mini	Fraunhofer IPA (Stuttgart, DE)	unspezifisch	8	6	RRPM	Regelung der Admittanz mit Zonen unterschiedlicher Steifigkeit	[44, 45]
3	M <sup>3</sup> -Rowing Simulator	ETH Zürich (CH)	Rudersimulator	5	3	RRPM	Multimodales Feedback (haptisch, auditiv, visuell)	[223, 224]
4	STRING-MAN	Fraunhofer IPK (Berlin, DE)	Gang-Rehabilitation	7	6	CRPM	Weitere Version mit 10 Seilen	[205, 225]
5	WireMan	University of Bologna (IT)	Unterstützung bei Sehbehinderung	3	3	n/a	wird am Körper getragen	[226]
6	CDLI	Université Laval (Québec City, CAN)	Lokomotion in Virtual Reality	2 × 8	2 × 6	CRPM	gemeinsamer Arbeitsraum von zwei CDHD	[227]
7	Texas 9-string	California Institute of Technology (Pasadena, CA) & University of Texas, USA	Telerobotik	9	6	n/a	Joystick mit serieller Kinematik	[228]
8	Mantis Duo	ehemals Mimic Technologies Inc. (USA)	RAS	2 × 4	2 × 3	n/a	bimanuelles Arbeiten für die RAS	[229]
9	CSHI	Ohio University (Athens, USA)	unspezifisch	8 (4)	6 (3)	RRPM	n/a	[43]
10	Feriba3	Università di Padova (Padua, IT)	unspezifisch	4	3	CRPM	Momente am Endeffektor durch spulenartiges Design, geringe Reibung durch Druckluft	[230, 231]

Tabelle 5.1: Übersicht über ausgewählte CDHD.

Nr.	Systemname	Zugehörigkeit	Anwendung	Seile	DOF	Klasse	Besonderheit	Ref.
11	iFeel6-BH1500	Beihang University (Peking, CHN)	unspezifisch	8	6	n/a	großer Arbeitsraum	[232]
12	n/a	Université Laval (Qué- bec City, CAN)	Schwertkampf- Simulator	3	3	IRPM	Kontakt mit Objekten hoher Steifigkeit	[233]
13	n/a	Sorbonne Université (Paris, FR)	unspezifisch	5	3	RRPM	Überlagerung von virtueller Umgebung und Arbeitsraum	[234]
14	n/a	Ritsumeikan Universi- ty (Kyoto, JPN)	unspezifisch	7	6	CRPM	keine zusätzlichen seilführen- den Elemente	[235]
15	n/a	Beihang University (Peking, CHN)	Virtual Reality	4	3	CRPM	kinästhetisches und taktiles Feedback	[236]

Das Unternehmen Mimic Technologies, das in der Zwischenzeit Teil von Surgical Science (Surgical Science Sweden AB, SE) ist, stellte mit ihrem *Mantis Duo*, sowie im darauf basierenden *dV-Trainer*, haptische Eingabegeräte zur Verfügung, die auf seilgetriebenen Parallelkinematiken basieren [176, 229, 237]. Das Mantis Duo wurde beispielsweise von KING *et al.* zur Steuerung des Raven-II RAS Systems verwendet [176]. WILLIAMS stellt mit seinen *Cable-Suspended Haptic Interface – CSHI* – ein planares und ein räumliches CDHD vor [43]. GALLINA *et al.* haben mit dem *Feriba-3* ein planares CDHD untersucht, mit dem einer nutzenden Person Kräfte und ein Moment dargestellt werden können [230, 231]. Mit dem *iFeel6-BH1500* stellen CHEN *et al.* ein CDHD mit großem Arbeitsraum und unkonventionellem Endeffektordesign vor [232]. Als beispielhafte Anwendungen werden der Bereich der Virtual Reality mit Spielen oder Montagesimulationen genannt. Im Ansatz von BILLETTE *et al.* wird über Winden mit jeweils zwei Antrieben erreicht, dass Impulse zur virtuellen Darstellung des stoßartigen Kontakts zweier steifer Objekte erzeugt werden können [233]. Dazu dient einer der Motoren zum Antrieb des Seils und der andere zur Erzeugung des Impulses. Als Anwendung wird die Simulation von Schwertkämpfen genannt. Es können maximale Feedbackkräfte bis 37 N ausgegeben werden. Ein interessanter Ansatz bezüglich der Identifikation der nutzenden Person mit der Umgebung, in der manipuliert werden soll, wird von SAINT-AUBERT *et al.* verfolgt [234]. Der Prototyp ihres CDHD ermöglicht die Eingabe von drei translatorischen Bewegungen, wobei die virtuelle Manipulationsumgebung und die Hand der nutzenden Person über einen halbdurchlässigen Spiegel überlagert werden. Die nutzende Person sieht ihre Hand also direkt in der virtuellen Umgebung, weshalb keine räumliche Überlagerung des haptischen und visuellen Feedbacks durch die nutzende Person erfolgen muss. Eines der ersten CDHD zur Teleoperation wurde von KAWAMURA *et al.* 1993 vorgestellt [235]. Mit sieben Seilen wurden hier sechs DOF erreicht. Als Vorteile zur Nutzung als Eingabegerät heben die Autoren den großen Arbeitsraum sowie die direkte Kraftübertragung hervor. YANG *et al.* stellen ein planares CDHD vor, mit dem haptisches Feedback in zwei translatorischen und einem rotatorischen DOF dargestellt werden kann [236]. In Kombination mit einem Piezoelement kann kinästhetisches und taktiles haptisches Feedback dargeboten werden.

## 5.5 Grundlagen und Systemdesign

In diesem Abschnitt werden generelle Anforderungen dargestellt, die zur Auslegung der Systemkomponenten benötigt werden. Außerdem werden das Systemdesign und die dazugehörigen Grundlagen beschrieben. Vorweg genommen wird an dieser Stelle, dass sich das haptische Eingabegerät in die Teilsysteme CDHD und die Nutzerschnittstelle gliedert. Aufbau und Funktion der Versuchsträger zum CDHD werden in den Abschnitten 5.6 und 5.7 dargestellt. In Abschnitt 5.8 wird die Nutzerschnittstelle erläutert.

### 5.5.1 Anforderungen

Der maximale Arbeitsraum des Instruments im Situs wird durch das vorhandene intraabdominelle Volumen sowie der aufgrund des Trokarpunkts eingeschränkten Bewegungsmöglichkeit des Instruments bestimmt. Das intraabdominelle Volumen wird durch Insufflation erzeugt und kann in Abhängigkeit von der zu operierenden Person, dem intraabdominellen Druck sowie der Lagerung des Körpers, Werte bis etwa 5,5 l erreichen [238]. Der Arbeitsraum eines Eingabegerätes wiederum soll für die nutzende Person komfortabel erreichbar sein. Es können Kriterien aus der Gestaltung von Arbeitsplätzen angewendet werden. Hierbei wird der Greifbereich des Menschen in sitzender oder stehender Arbeitshaltung in den zulässigen und den bevorzugten Greifbereich unterschieden [239]. Der bevorzugte Greifbereich umfasst dabei die komfortabel erreichbaren Zonen, in denen eine möglichst geringe physiologische Belastung bei der Handhabung von Gegenständen auftritt. Der Arbeitsraum des Eingabegerätes sollte den bevorzugten Greifbereich nicht wesentlich überschreiten. Nach VAJNA [239] und HOEHNE-HÜCKSTÄDT [240] ist der bevorzugte Greifbereich für die einhändige Handhabung von Gegenständen etwa 300 mm tief und 600 mm breit, jedoch nicht symmetrisch geformt. Für das Eingabegerät wird an dieser Stelle ein zylinderförmiger Arbeitsraum mit einem Durchmesser von 300 mm und einer Höhe von 200 mm festgelegt. Dieser Arbeitsraum ist größer als der Arbeitsraum des Instruments im Situs und ermöglicht somit die Skalierung von Bewegungen. Bei minimalinvasiven chirurgischen Eingriffen treten maximale Interaktionskräfte von 3 N bis 8 N auf [32, 159]. Infolgedessen wird festgelegt, dass das haptische Eingabegerät im gesamten Arbeitsraum Feedback im Bereich von 0 N bis 5 N in den drei translatorischen Richtungen darstellen können soll. In Anlehnung an NEUPERT [32] sollen Greifkräfte im Bereich von 0 N bis 6 N darstellbar sein. Die Darstellung der translatorischen Kräfte und der Greifkräfte soll mit möglichst

hoher Frequenz erfolgen können. Wünschenswert ist eine Frequenzbandbreite von 20 Hz oder mehr, da die Obergrenze der kinästhetischen Wahrnehmung in einem Bereich von 20 Hz bis 30 Hz liegt (Abschnitt 1.1.1).

## 5.5.2 Elektromechanische Komponenten

### 5.5.2.1 Seile

In Anlehnung an die IPAnema Seilroboter des Fraunhofer-Instituts für Produktionstechnik und Automatisierung in Stuttgart [198], wird Seil aus Dyneema verwendet. Dyneema ist eine Faser aus ultrahochmolekulargewichtigem Polyethylen, die eine hohe Festigkeit bei geringem Gewicht aufweist. Für den Elastizitätsmodul von Dyneema finden sich in der Literatur unterschiedliche Angaben, abhängig von Hersteller und Fasertyp kann von einem Wert im Bereich von 95 000 MPa bis 130 000 MPa ausgegangen werden [198, 241]. In den im Folgenden beschriebenen Aufbauten wird das Dyneema-Seil D-Pro (Liros GmbH, DE) mit einem Durchmesser von  $d_S = 1$  mm und einer Bruchlast von 1950 N [242] verwendet. Die erwarteten Seilkräfte liegen im Bereich zwischen 5 N und 40,67 N womit ein ausreichender Sicherheitsfaktor vorliegt. Für den Einsatz des Dyneema-Seils in technischen Anwendungen spricht auch die geringe Arbeitsdehnung von unter 1 % [242], wodurch das Seil für die hier geplante Anwendung als statisch angesehen werden kann. Aufgrund des geringen spezifischen Gewichts des Seils von 0,09 kg/100 m [198] ist der Durchhang bereits bei geringen Seilkräften vernachlässigbar.

### 5.5.2.2 Antriebsmodule

Um die in den folgenden Kapiteln beschriebenen Prüfstände modular und rekonfigurierbar zu halten, wurde ein kompaktes und vielseitig montierbares Antriebsmodul entworfen (Abbildung 5.7) [210, 243, 244]. Ein Antriebsmodul besteht aus Motor, Motorhalterung und Seiltrommel. Zum Einsatz kommt jeweils ein BLDC-Motor des Typs 4490H 024 BS des Herstellers Faulhaber [245] mit optischem Encoder des Typs HE-DS 5500 A (Broadcom Inc., CA, USA) [246]. Die Motorhalterung ist additiv aus Polylactid (PLA) gefertigt und bietet mehrere Durchgangsbohrungen zur Befestigung an Aluminium-Konstruktionsprofilen verschiedener Baureihen. Der Durchmesser einer Seiltrommel sollte um einen Faktor von 8 bis 12 größer sein als der Seildurchmesser [198]. Für das hier beschriebene Antriebsmodul wurde der minimale Wert von 8 mm gewählt, um mit dem verfügbaren Drehmoment des Motors eine möglichst hohe Seilkraft zu erreichen sowie um das Trägheitsmoment des Antriebsmoduls gering zu halten. Aus dem Nenndrehmoment des Motors von  $\tau_{M, \text{neenn}} = 183$  mNm, einem Durchmesser der

Seiltrommel von  $d_T = 8$  mm und dem Seildurchmesser von  $d_S = 1$  mm ergibt sich nach Gleichung 5.24 die maximal erreichbare Seilkraft zu  $f_{\max} = 40,67$  N, welche daher für die weitere Auslegung auch als obere Seilkraftgrenze festgelegt wird. Als untere Seilkraftgrenze werden  $f_{\min} = 5$  N definiert. Bei der Berechnung der maximalen Seilkraft aus dem Nenndrehmoment des Motors wurden an dieser Stelle keine Verluste in der Kraftübertragung berücksichtigt.

$$f = \tau_M \cdot \frac{2}{d_T + d_S} \quad (5.24)$$

Dabei ist  $f$  die Seilkraft und  $\tau_M$  das anliegende Motormoment. Die für den maximalen Arbeitsraum der Prüfstände benötigte Seillänge  $l_A$  eines Antriebsmoduls beträgt 920 mm. Die Anzahl an benötigten Seilwicklungen  $n_W$  bei einer Steigung  $h_W$  der Wicklung kann mit Gleichung 5.25 berechnet werden.

$$n_W = \frac{l_A}{\sqrt{d_T^2 \pi^2 + h_W^2}} \quad (5.25)$$

Mit einer angenommenen Steigung der Seilwicklungen von  $h_W = 1,1$  werden  $n_W = 37$  Wicklungen benötigt. Die Länge der Seiltrommel  $l_T$  ergibt sich dann nach Gleichung 5.26 aus der Anzahl der Wicklungen und  $n_{\text{Res}} = 5$  Reserve-Wicklungen um den Befestigungspunkt zu entlasten [198].

$$l_T = (n_W + n_{\text{Res}}) h_W \quad (5.26)$$

Die Länge der Seiltrommel sollte demnach mindestens 46,2 mm betragen und wird aufgerundet auf 50 mm um zusätzlichen Spielraum für die Befestigung des Seils zu bieten. Bei einem Durchmesser der Seiltrommel von  $d_T = 8$  mm in Kombination mit den oben genannten Encodern mit einer Auflösung von 500 Impulsen je Umdrehung der Motorwelle, ergibt sich eine Auflösung der Messung der Seillänge von 0,05 mm. Die Seiltrommel des beschriebenen Antriebsmoduls ist aus Stahl gefertigt. Die Lagerung der Seiltrommel ist nicht als klassische Fest-Los-Lagerung ausgeführt. Die Seiltrommel ist starr mit der Motorwelle verbunden und wird auf der gegenüberliegenden Seite in einem Stehlager geführt, das radiale Kräfte aufnehmen kann, jedoch axiale Bewegung der Seiltrommel zulässt. Diese unkonventionelle Art der Lagerung wurde gewählt, um die Komplexität der additiv gefertigten Motorhalterung und damit einhergehende Ungenauigkeiten zu reduzieren.

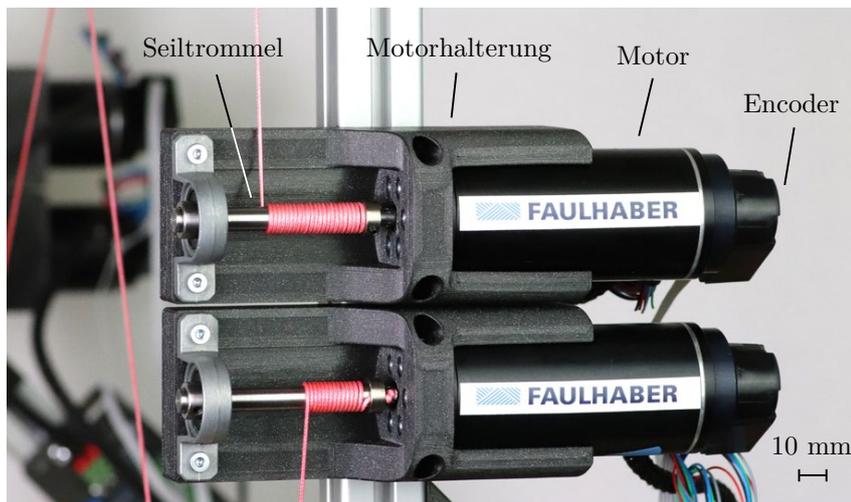


Abbildung 5.7: Zwei Antriebsmodule mit Motor, Encoder, Motorhalterung und Seiltrommel.

Da lediglich die Motorposition, nicht aber die von den Seiltrommeln auf- beziehungsweise abgewickelte Seillänge erfasst wird, muss für ein deterministisches Verhalten sichergestellt sein, dass Seil nur einlagig auf den Seiltrommeln aufgewickelt wird. Hierfür werden häufig mitlaufende seilführende Elemente eingesetzt, die ein einlagiges Wickeln sicherstellen. Im Rahmen dieses Vorhabens sollen jedoch möglichst wenige seilführende Elemente verwendet werden, um sowohl störende Einflüsse wie Reibung, Dämpfung und Trägheitsmomente, aber auch die Kosten des Aufbaus gering zu halten. Aus Gründen der einfacheren Fertigung wurden, entgegen dem Stand der Technik, die Seiltrommeln ohne Führungsrillen ausgeführt. Zur Gestaltung und Auslegung von Seilführungen und Seiltrommeln wurde neben der Literatur aus dem Forschungsbereich der Seilrobotik auch die Norm DIN EN 13135 [247] herangezogen. Sie beinhaltet Richtlinien und Hinweise zur Auslegung und Gestaltung für Krane und deren Zubehör. Dementsprechend bezieht sie sich auf die Verwendung von Stahlseilen, es können jedoch einige der Gestaltungsrichtlinien auf die Verwendung von Kunstfaserseilen übertragen werden. Für Seiltrommeln ohne Rillen und bei der Verwendung drehungsfreier Seile sollte ein Ablenkungswinkel zwischen Seilachse und dem Lot der Seiltrommelachse von  $\xi = \pm 2^\circ$  nicht überschritten werden, um ein einlagiges Wickeln zu gewährleisten. In Abhängigkeit der im Betrieb genutzten Länge der Seiltrommel lässt sich der benötigte Abstand  $e$  zum nächsten seilführenden Element berechnen (siehe Abbildung 5.8):

$$e = \frac{\frac{l_T}{2}}{\tan(2^\circ)} \quad (5.27)$$

Die genutzte Länge der Seiltrommel hängt vom maximalen Arbeitsraum der jeweiligen Konfiguration des CDHD ab und kann hier nicht verallgemeinernd angegeben werden.

Vielmehr muss bei der Anordnung von Antriebsmodulen und seilführenden Elementen an den Prüfständen auf die Einhaltung dieser Bedingung geachtet werden.

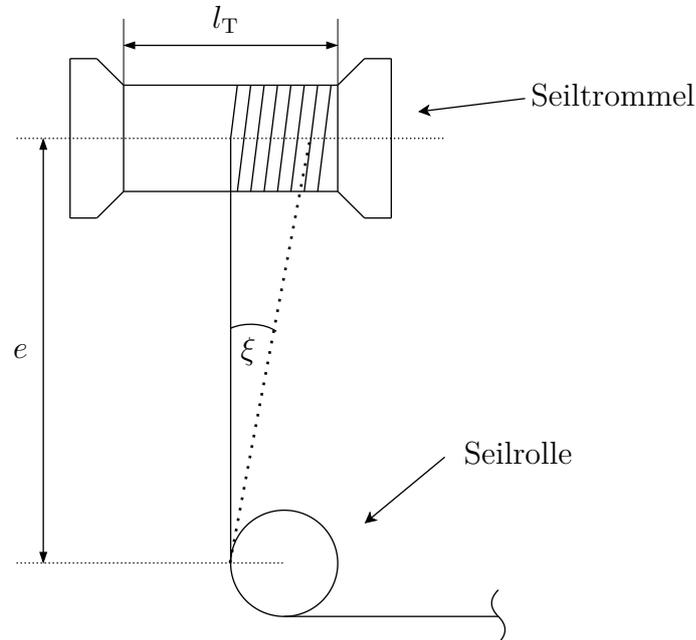


Abbildung 5.8: Schematische Darstellung einer Seiltrommel mit dem ersten seilführenden Element (nach [243]).

Aufgrund der Reibungseinflüsse ist darauf zu achten, dass jede Antriebsachse die gleiche Anzahl an seilführenden Elementen aufweist. Details zu den seilführenden Elementen der Prüfstände werden in den Abschnitten 5.6 und 5.7 gegeben.

### 5.5.2.3 Controller und Kommunikation

Zur Ansteuerung der einzelnen Antriebe wird das Entwicklungsboard B-G431B-ESC1 (STMicroelectronics N.V., Plan-les-Ouates, CH) eingesetzt. Dieses ist vom Hersteller als Entwicklungsboard für Drohnen und somit in kompakter Baugröße gestaltet. Alle Anschlüsse sind als Lötflächen ausgeführt, um Komponenten dauerhaft und mit geringem Platzverlust anschließen zu können. Zur komfortablen Nutzung und Montage wurde für die Entwicklungsboards eine Trägerplatine mit Leiterplattenklemmen entwickelt und auf einer additiv gefertigten Basisplatte montiert [244]. Die Kombination aus Entwicklungsboard, Trägerplatine und Basisplatte wird im Folgenden als *Controller* bezeichnet (siehe Abbildung 5.9). Das Entwicklungsboard bietet die Möglichkeit zur Messung der Phasenströme und somit die Option eine Stromregelung

zu implementieren. Weiterhin ist eine Schnittstelle für ein Controller Area Network (CAN) Bussystem enthalten.

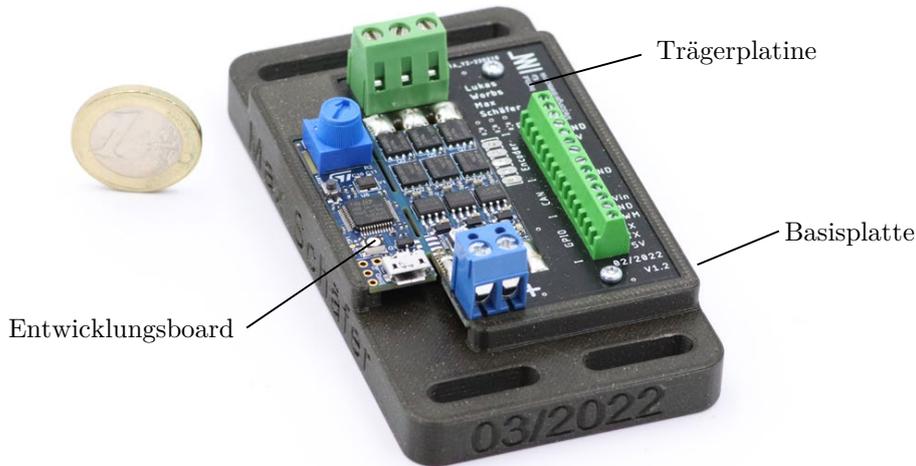


Abbildung 5.9: Controller bestehend aus Entwicklungsboard, Trägerplatine und Basisplatte.

Die kinematischen und seilkraftbezogenen Berechnungen des jeweiligen Versuchsträgers werden auf einem Raspberry Pi Einplatinencomputer (Raspberry Pi 4B 8 GB, Raspberry Pi Foundation, Cambridge, GB) ausgeführt. Auf diesem wurden das Betriebssystem Ubuntu 20.04 (Canonical Group Ltd., London, GB) sowie das Robot Operating System 1 [248] in der Version Noetic (ROS 1, Open Source Robotics Foundation Inc., CA, USA) installiert. Die Kommunikation zwischen den Motorcontrollern und dem Raspberry Pi läuft über das serielle Bussystem CAN. Der Raspberry Pi wird dazu um eine CAN-Schnittstelle (S485CAN-HAT, Waveshare Electronics, Shenzhen, CHN) erweitert. Diese basiert auf dem CAN-Controller MCP2515 der mit dem Raspberry Pi über ein Serial Peripheral Interface (SPI) kommuniziert. Die Enden der CAN-Netzwerke sind mit Terminierungswiderständen in Höhe von  $120\ \Omega$  versehen. Die Kommunikationsarchitektur ist in Abbildung 5.10 schematisch dargestellt.

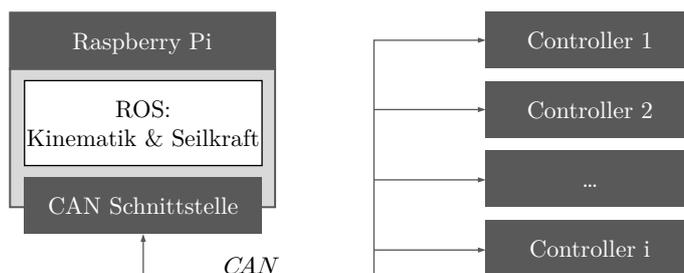


Abbildung 5.10: Schematische Darstellung der Kommunikationsarchitektur.

### 5.5.3 Steuerung und Regelung

#### 5.5.3.1 SimpleFOC

Zur Regelung der Antriebe wird auf das SimpleFOC-Projekt zurückgegriffen [249]. SimpleFOC ist eine objektorientierte C++ Bibliothek, in welcher Algorithmen zur feldorientierten Regelung (Field Oriented Control (FOC)) von BLDC-Motoren sowie Hardware-Schnittstellen implementiert sind. SimpleFOC unterstützt verschiedenen Plattformen und Mikrocontroller-Architekturen. Die gesamte Bibliothek besteht aus modularen Blöcken (siehe Abbildung 5.11).

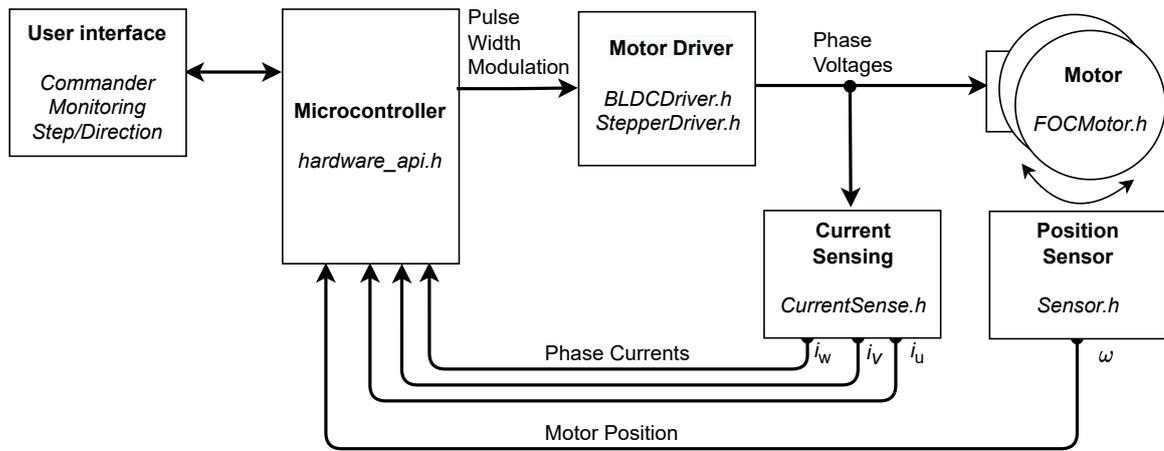


Abbildung 5.11: Modulare Architektur der SimpleFOC Library (Abbildung modifiziert nach [249] mit freundlicher Genehmigung des Urhebers).

#### 5.5.3.2 Vorgabe des Motordrehmoments

Die Seilkräfte der CDHD-Versuchsträger werden indirekt über das Drehmoment der BLDC-Motoren geregelt. Dazu wird eine FOC verwendet. Das gewünschte Motordrehmoment  $\tau_M$  ergibt sich aus der einzustellenden Seilkraft entsprechend Gleichung 5.24. Die Regelung des Drehmoments erfolgt dabei wiederum indirekt über den Motorstrom  $i_M$ . Mit der Drehmomentkonstanten  $k_M$  kann aus dem Motorstrom das Motormoment errechnet werden (Gleichung 5.28).

$$i_M = \tau_M \cdot \frac{1}{k_M} \quad (5.28)$$

Als Rückführgröße für die Regelung werden bei BLDC-Motoren die drei Phasenströme  $i_u$ ,  $i_v$  und  $i_w$  gemessen (siehe Abbildung 5.13). Zur Differenzbildung mit den Soll-Strömen  $i_{d,soll}$  (direct current) und  $i_{q,soll}$  (quadrature current) erfolgt die Transformation vom statischen, dreiphasigen  $u-v-w$ -KOS in das rotierende, zweiachsige  $d-q$ -KOS [250]. Im ersten Schritt werden die Phasenströme  $i_u$ ,  $i_v$  und  $i_w$  über die

CLARKE-Transformation (Abbildung 5.12 a) in einen zweiphasigen Wechselstrom bezüglich des ortsfesten  $\alpha$ - $\beta$ -Hilfs-KOS überführt. Die Transformation in das  $d$ - $q$ -KOS wird anschließend mit der PARK-Transformation durchgeführt (Abbildung 5.12 b) [251, 252].

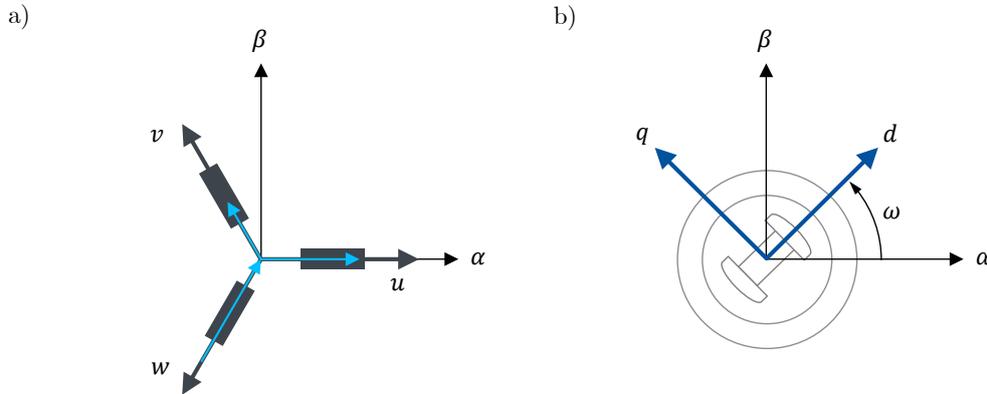


Abbildung 5.12: CLARKE-Transformation (a) und PARK-Transformation (b) (nach [210]).

Die zeitinvarianten Stromgrößen  $i_d$  und  $i_q$  können nun verwendet werden, um die Regelabweichung zu den vorgegebenen Soll-Größen  $i_{d,soll}$  und  $i_{q,soll}$  zu bestimmen. Die  $d$ -Achse des  $d$ - $q$ -KOS zeigt in Richtung der magnetischen Flussdichte, während die  $q$ -Achse senkrecht zu dieser steht. Durch  $i_d$  wird daher kein Drehmoment erzeugt und die Vorgabe des Drehmoments des Motors  $\tau_M$  erfolgt über  $i_{q,soll}$ . Mittels PID-Regelung werden die beiden Komponenten des Stroms  $i_d$  und  $i_q$  in die Spannungen  $u_d$  und  $u_q$  überführt. Die inverse PARK- und CLARKE-Transformation überführt die beiden im  $d$ - $q$ -KOS vorliegenden Spannungen in die drei Phasenspannungen  $u_u$ ,  $u_v$  und  $u_w$ , die schlussendlich zur Ansteuerung des Motors verwendet werden.

Die Vorgabe der Phasenspannungen erfolgt über PWM. Beim verwendeten Motorcontroller B-G431B-ESC1 ist dies ein 14-Bit PWM-Signal, welches entsprechend der Empfehlung des Motorherstellers mit der maximalen Frequenz von 50 kHz getaktet wird.

### 5.5.3.3 Reibungskompensation

Idealisiert betrachtet, berechnet sich die Seilkraft nach Gleichung 5.24 aus dem Drehmoment des Motors und dem Radius  $r_T$  der Seiltrommel. In der Realität beeinflussen jedoch Reibungs- und Trägheitseffekte die tatsächlich wirkende Seilkraft  $f_{\text{mess}}$  (Gleichung 5.29) [253]. Der Durchmesser des Seils wird an dieser Stelle vernachlässigt.

$$f_{\text{mes}} = \frac{1}{r_T} \cdot \tau_M - \frac{1}{r_T} \cdot I \cdot \ddot{\omega} - \text{sgn}(\dot{\omega}) \cdot f_f \quad (5.29)$$

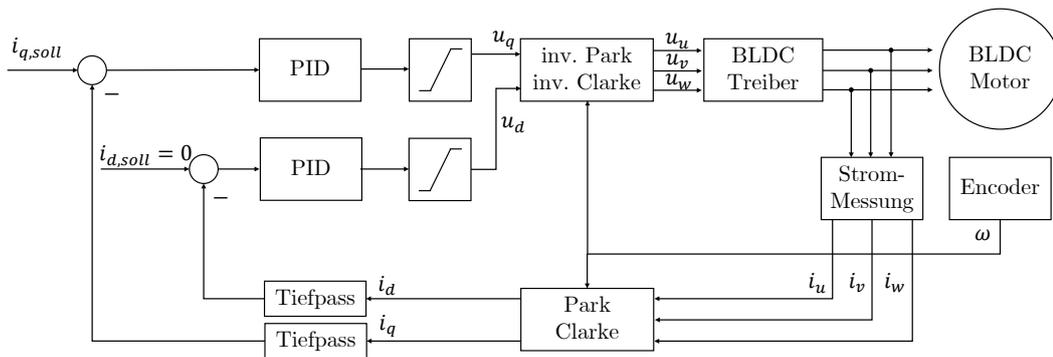


Abbildung 5.13: Regelkreis der FOC (nach [210]).

Die Trägheit hängt von der Drehwinkelbeschleunigung  $\ddot{\omega}$  des Motors und der Massenträgheit  $I$  des Systems ab. Die Reibungskraft  $f_f$  ist das Zusammenspiel unterschiedlicher statischer und dynamischer Reibungsanteile [202], wird hier jedoch vereinfacht als einzelne Komponente betrachtet, die im vorliegenden Fall maßgeblich aus Reibung an Motor, Seiltrommel und seilführenden Elementen resultiert. Die Reibungskraft  $f_f$  hängt dabei von der Drehrichtung  $\text{sgn}(\dot{\omega})$  ab, wobei  $\dot{\omega}$  die Drehwinkelgeschwindigkeit des Motors ist [253]. Es resultiert ein Hysterese-Effekt, der, bei konstantem Drehmoment, während des Aufwickelns von Seil zu einer verringerten und während des Abwickelns zu einer erhöhten Seilkraft führt. Die richtungsabhängige Seilkraft kann experimentell ermittelt werden (siehe Abschnitt 5.6.3). Die richtungsabhängige Reibungskraft ergibt sich zu:

$$f_f = \frac{f_{\text{mes,ab}} - f_{\text{mes,auf}}}{2} \quad (5.30)$$

Zur Kompensation dieses Effekts wird die gewünschte Seilkraft  $f_{\text{des}}$ , in Abhängigkeit der Drehrichtung, um eine Kompensationskraft  $f_{\text{comp}}$  erhöht beziehungsweise verringert. Die einzustellende Seilkraft  $f_{\text{set}}$  ergibt sich dann zu:

$$f_{\text{set}} = f_{\text{des}} + f_{\text{comp}} = f_{\text{des}} + f_f \cdot \text{sgn}(\dot{\omega}) + (f_{\text{comp},0} - f_f \cdot \text{sgn}(\dot{\omega})) \cdot e^{-\frac{\sigma}{f_f} \cdot |\dot{\omega} - \dot{\omega}_0|} \quad (5.31)$$

Die Kompensationskraft  $f_{\text{comp}}$  wird durch die Signumfunktion in Abhängigkeit der Drehrichtung addiert beziehungsweise subtrahiert. Ein sprungförmiger Wechsel wird durch einen zweiten Term gedämpft, wobei der Grad des Dämpfungsverhaltens über den Dämpfungsparameter  $\sigma$  justiert werden kann [253].

## 5.5.4 Systemarchitektur

### 5.5.4.1 ROS-Systemarchitektur

Im ROS-Node *homimg* wird die Initialisierung des CDHD durchgeführt [210]. Hierfür wird zunächst für alle Seile die Minimalseilkraft  $f_{\text{min}} = 5 \text{ N}$  eingestellt. Sind alle Seile

gespannt, kann der Endeffektor in eine mechanisch definierte Homing-Pose bewegt werden (Abschnitte 5.6 und 5.7). Wenn sich der Endeffektor in der Homing-Pose befindet, werden die Drehwinkel der Motoren zu  $\omega = 0$  gesetzt. Somit ist die initiale Pose  $\mathbf{p}$  des Endeffektors bekannt. Die dazugehörenden Seillängen  $\mathbf{l}_{\text{homing}}$  können nun über die inverse Kinematik bestimmt werden. Die Homing-Prozedur muss vor jedem Start der im Folgenden beschriebenen ROS-Schleife [210] durchgeführt werden. In Abbildung 5.14 ist eine schematische Übersicht über die ROS-Schleife dargestellt.

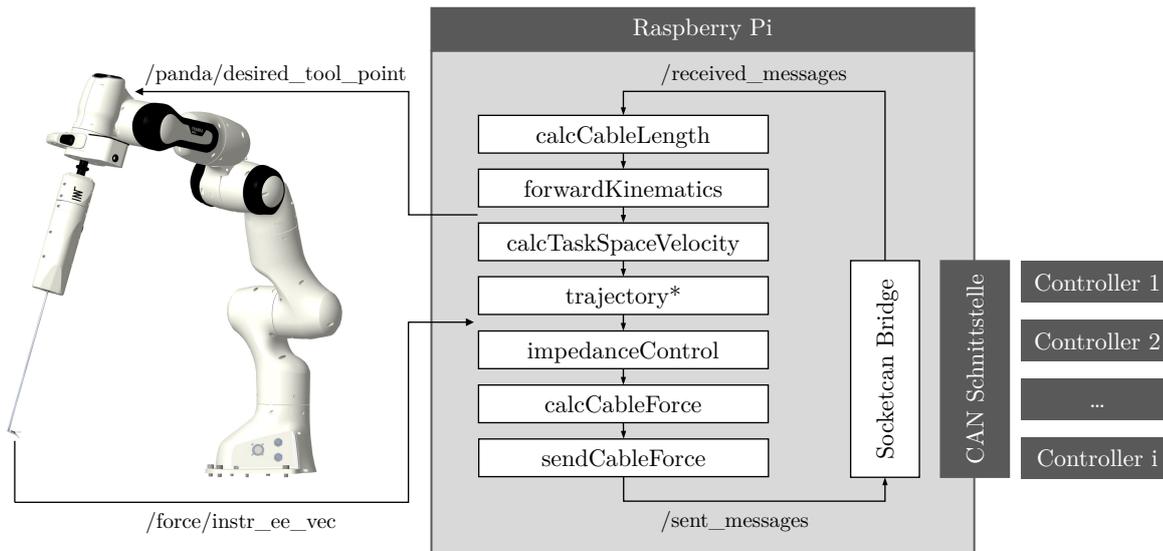


Abbildung 5.14: Schematische Darstellung der ROS-Schleife zur Steuerung der CDHD-Versuchsträger (nach [210]).

Der ROS-Node *Socketcan Bridge* entstammt dem ROS-Package *ros-canopen*. Er stellt die bidirektionale Schnittstelle zum CAN-Bus dar und sendet auf diesem alle auf dem ROS-Topic */sent\_messages* veröffentlichten Nachrichten an die Motorcontroller. Andersherum werden die von den Motorcontrollern erhaltenen Nachrichten vom Node *Socketcan Bridge* auf das Topic */received\_messages* veröffentlicht. Im Node *calcCableLength* werden aus dem Topic */received\_messages* die aktuellen Motordrehwinkel  $\omega$  entnommen und daraus die Seillängen  $l_i$  berechnet. Im Node *forwardKinematics* wird aus den Seillängen die Ist-Pose  $\mathbf{p}$  des Endeffektors bestimmt. Die zeitliche Differenzierung der Ist-Pose im Node *calcTaskSpaceVelocity* liefert die Geschwindigkeit  $\dot{\mathbf{p}}$  des Endeffektors. Ein optionaler Node *tracjectory\** ermöglicht, wenn gewünscht, die Vorgabe einer definierten Reihe von Soll-Posen für die anschließende Impedanzsteuerung. Der Node *tracjectory\** wird zum Beispiel für die Überprüfung des Arbeitsraums der Versuchsträger verwendet. Im Node *impedanceControl* wird aus der Abweichung der Ist-Pose  $\mathbf{p}$

von der gewünschten Pose  $\mathbf{p}_{\text{des}}$  und der Geschwindigkeit  $\dot{\mathbf{p}}$  des Endeffektors eine haptische Rückmeldung berechnet. Ein resultierendes Kraftfeedback wird in Form eines externen Kraftwinder  $\mathbf{w}$  im Node *calcCableForce* berechnet. Hierfür wird die ICFM von ANDREAS POTT *et al.* [214] verwendet (siehe Abschnitt 5.4). Diese bestimmt eine geeignete Seilkraftverteilung, die den Kraftwinder  $\mathbf{w}$  abbildet. Im Node *sendCableForce* wird die Seilkraftverteilung über das ROS-Topic */sent\_messages* veröffentlicht. Zum Betrieb der Versuchsträger in Kombination mit dem Manipulationsteil des Telemanipulationssystems, wird die im Node *forwardKinematics* berechnete Ist-Pose  $\mathbf{p}$  auf das Topic */panda/desired\_tool\_point* veröffentlicht, um dem Instrumentenendeffektor eine Soll-Pose vorzugeben. Umgekehrt wird die gemessene Interaktionskraft über das Topic */force/instr\_ee\_vec* veröffentlicht, welches vom Node *impedanceControl* abonniert ist, um daraus einen Kraftwinder  $\mathbf{w}$  zu erzeugen.

#### 5.5.4.2 Kommunikation

Im implementierten CAN-Protokoll werden alle Nachrichten per Broadcast verbreitet. Der Basis-Frame einer Nachricht beinhaltet neben den maximalen 8 Bytes an Daten einen 11-bit Identifier [254]. Anhand des Identifiers wird üblicherweise die Art der Nachricht spezifiziert. Da im Seilroboteraufbau jedoch viele gleiche Nachrichtentypen an unterschiedliche Empfänger gesendet oder von unterschiedlichen Sendern empfangen und dabei die Sender identifiziert werden müssen, scheint eine reine Identifikation nach Nachrichtentyp nicht geeignet. Es wurde daher vom Standard abgewichen und sowohl Nachrichtentyp als auch Teilnehmer im Identifier hinterlegt [244]. Die Kommunikation per Broadcast wird beibehalten. Jedem Motorcontroller wird ein Sende- und Empfangsidentifizier zugewiesen (vergleiche Tabelle 5.2). Zur Definition des Nachrichtentyps wird

Tabelle 5.2: Verwendete CAN-Identifizier beispielhaft für drei verwendete Motorcontroller [244].

Motorcontroller	CAN-Identifizier	
	Empfangs Identifizier	Sende Identifizier
1	0x111	0x121
2	0x112	0x122
3	0x113	0x123
...	...	...

das erste Datenbyte (Byte 0) der Nachricht verwendet. Es wurden mehrere Nachrichtentypen definiert, die für die Initialisierung der Motoren und den Betrieb des CDHD nötig sind (Tabelle 5.3).

Tabelle 5.3: Nachrichtentypen zur Initialisierung der Motoren und zum Betrieb des CDHD [244].

Byte 0	Länge	Bedeutung
0x01	1 Byte	Starte Motorinitialisierung
0x02	1 Byte	Setze 0 als aktuelle Encoderposition
0xF1	5 Byte	Soll Kraft
0xF2	5 Byte	Gemessener Motorwinkel
0xFF	1 Byte	Auftrag ausgeführt/Betriebsbereit

Die Motorinitialisierung ist für die Berechnungen der FOC notwendig, da hierdurch die Lage des Rotormagnetfelds gegenüber den Statorwicklungen bestimmt wird. Alle Motoren werden nacheinander initialisiert, um ein ungewolltes Verspannen der Seile zu vermeiden [244]. Anschließend wird der jeweilige Encoderwert auf einen Wert von null zurückgesetzt und die Reibungskompensation aktiviert (siehe Gleichung 5.31). Im vorliegenden CAN-Netzwerk wird die logische 1 rezessiv und die logische 0 dominant gesendet. Durch diese Dominanz der Nachricht mit dem kleineren Identifier kann es bei unkoordinierter Kommunikation dazu kommen, dass Nachrichten mit höheren Identifiern nicht übertragen werden. Daher wird ein zyklisches Senden der Nachrichten mit aufsteigendem Identifier erzwungen. Nach dem Übertragen des Motorwinkels des letzten Controllers werden auf dem Raspberry Pi aus den Motorwinkeln die entsprechenden Seilkräfte errechnet. Diese werden anschließend auf dem CAN-Bus in aufsteigender Reihenfolge des Identifiers gesendet. Der erste Motorcontroller wartet, bis vom Raspberry Pi alle Seilkräfte gesendet wurden und sendet anschließend wieder die Nachricht mit seinem Motorwinkel, womit der Zyklus der CAN-Kommunikation vollständig ist.

In der Praxis hat sich gezeigt, dass das unmittelbare Senden nach dem Empfangen nicht korrekt ausgeführt wird. Vor dem Senden einer Nachricht wird daher für eine Dauer von etwa 1 ms abgewartet, bevor gesendet wird. In Abhängigkeit der Teilnehmerzahl auf dem CAN-Bus, werden mit dieser Art der Kommunikation unterschiedliche Taktraten erreicht. Bei der Kommunikation mit vier Controllern (siehe Abschnitt 5.6) werden 93,3 Hz erreicht, bei acht Controllern (siehe Abschnitt 5.7) sind es 66 Hz [255, 256].

#### 5.5.4.3 Impedanzsteuerung

Um am Endeffektor haptisches Feedback darbieten zu können, wird eine Impedanzsteuerung in den offenen Regelkreis implementiert (siehe Abbildung 5.15) [210]. Über die Impedanzsteuerung kann einer nutzenden Person haptisches Feedback dargestellt

werden, wie zum Beispiel Steifigkeiten bei der Interaktion mit Objekten oder Dämpfungen während Bewegungen. Basierend auf der Ist-Pose  $\mathbf{p}$  des Endeffektors wird, anhand einer realen oder virtuellen Umgebung, der Kraftwinder  $\mathbf{w}$  ermittelt, der auf den Endeffektor und damit auf die Hand des/der Nutzenden wirken soll. Die Interaktion mit der Umgebung wird dabei als System zweiter Ordnung modelliert, mit definierter Masse  $\mathbf{M}$ , Dämpfung  $\mathbf{B}$  und Steifigkeit  $\mathbf{K}$ :

$$\mathbf{w}(t) = \mathbf{K} \cdot \mathbf{p}(t) + \mathbf{B} \cdot \dot{\mathbf{p}}(t) + \mathbf{M} \cdot \ddot{\mathbf{p}}(t) \quad (5.32)$$

Mittels Laplace-Transformation kann aus der Differentialgleichung die Gleichung 5.33 abgeleitet werden. Dabei stellt die mechanische Impedanz  $\mathbf{Z}$  als Regelgröße, über ein Feder-Masse-Dämpfer Modell, den dynamischen Zusammenhang zwischen der Interaktionskraft  $\mathbf{w}$  und einer Bewegung des Endeffektors her.  $\mathbf{P}$  ist hier die Laplace-Transformierte der Position  $\mathbf{p}$  mit der komplexen Frequenzvariable  $s$ .

$$\mathbf{w}(s) = (\mathbf{K} + \mathbf{B} \cdot s + \mathbf{M} \cdot s^2) \cdot \mathbf{P}(s) = \mathbf{Z}(s) \cdot \mathbf{P}(s) \quad (5.33)$$

Mit einer Trajektorie an Soll-Posen  $\mathbf{p}_{\text{des}}$  kann das Regelgesetz der Impedanzsteuerung wie folgt beschrieben werden [257]:

$$\mathbf{w}(t) = \mathbf{K} \cdot (\mathbf{p}(t) - \mathbf{p}_{\text{des}}) + \mathbf{B} \cdot \dot{\mathbf{p}}(t) + \mathbf{M} \cdot \ddot{\mathbf{p}}(t) \quad (5.34)$$

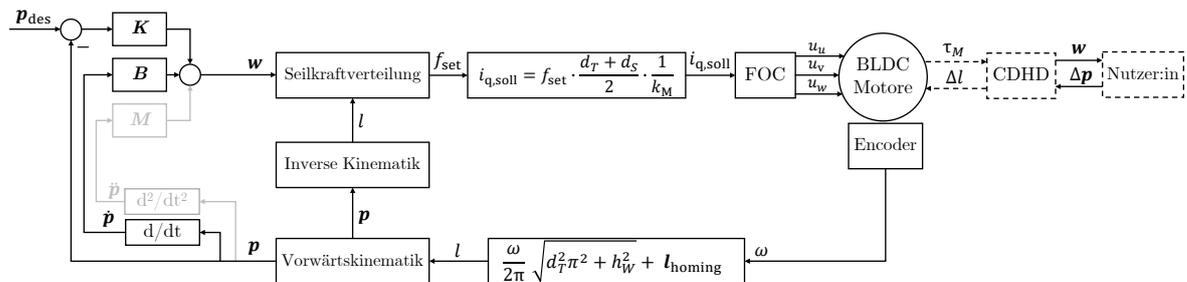


Abbildung 5.15: Offener Regelkreis inklusive Impedanzsteuerung zur Darstellung haptischer Kraftrückmeldung am Endeffektor eines CDHD (nach [210]).

#### 5.5.4.4 Betriebsmodi

Für die Versuchsträger werden zwei grundlegende Betriebsmodi realisiert. Weitere spezifische Betriebsmodi werden gegebenenfalls bei der Beschreibung des jeweiligen Versuchsträgers erläutert.

Im Betriebsmodus *MoveFree* soll die nutzende Person den Endeffektor innerhalb des Arbeitsraums frei bewegen können. Die Darstellung eines externen Kraftwinders am

Endeffektor ist nicht erwünscht. Der Endeffektor soll in jeder beliebigen Pose des Arbeitsraums losgelassen werden können, woraufhin er in dieser Pose verweilt. Sobald der Endeffektor durch die benutzende Person bewegt wird, werden über die Encoder Winkeländerungen der Motoren und damit Änderungen der Seillängen detektiert. Aus den geänderten Seillängen wird die neue Pose ermittelt und eine Seilkraftverteilung errechnet und vorgegeben, die zur Erreichung statischen Gleichgewichts führt. So kann in jedem Schleifendurchlauf die Seilkraftverteilung für die aktuelle Pose vorgegeben werden.

Im Betriebsmodus *Haptic* können entweder virtuelle Umgebungen dargestellt oder tatsächliche Interaktionskräfte vom Instrumentenendeffektor rückgemeldet werden. Solche haptischen Feedbackkräfte werden als Kraftwinder  $\mathbf{w}$  dargestellt. Für das CDHD wird eine Seilkraftverteilung errechnet, die trotz des wirkenden Kraftwinders ein statisches Gleichgewicht an der aktuellen Pose erzeugt. Die haptische Feedbackkraft, also der Kraftwinder  $\mathbf{w}$ , werden dann auf die nutzende Person ausgeübt. Im Falle virtueller Umgebungen können Steifigkeiten in Abhängigkeit der Endeffektorpose und Dämpfungen in Abhängigkeit der Endeffektorgeschwindigkeit dargestellt werden. Die Masse des Endeffektors wird nicht berücksichtigt. Im Falle tatsächlich gemessener Interaktionskräfte werden gemessener Betrag und gemessene Richtung direkt als Kraftwinder dargestellt.

## 5.6 Planarer Versuchsträger – PlaCaRo

Um die in Abschnitt 5.3 genannten wissenschaftlichen Zielsetzungen zu bedienen, werden Versuchsträger entwickelt und evaluiert. Wie in Abschnitt 5.4.2 bereits dargestellt, finden sich in der Literatur zahlreiche Ansätze zur Nutzung von CDPR als haptische Eingabegeräte. Diese sind entweder ohne spezifische Anwendung oder wurden, aufgrund der guten Skalierbarkeit für Anwendungen entwickelt, bei denen ein großer Arbeitsraum von Vorteil ist. Aus der Literatur lässt sich die Machbarkeit der Verwendung von CDPR als haptische Eingabegeräte ableiten. Unbeantwortet bleibt die darstellbare mechanische Frequenzbandbreite und die Umsetzbarkeit einer Seilkinematik in der untypisch geringen Größe und mit den vergleichsweise geringen Seilkräften. Zu untersuchen ist außerdem, ob die gewählten Ansätze dieses Vorhabens, darunter die indirekte Regelung der Seilkräfte über Motorströme und die Verwendung von kostengünstigen elektromechanischen Komponenten, für die Realisierung haptischer Eingabegeräte ausreichend sind.

In diesem Kapitel wird der planare Versuchsträger, im Folgenden als Planar Cable

Robot (PlaCaRo) bezeichnet, behandelt. Mit dem PlaCaRo soll die erstgenannte der drei wissenschaftlichen Zielsetzungen untersucht werden. Überprüft wird dabei die generelle Eignung von CDHD zur Darstellung von translatorischen Interaktionskräften mit hoher mechanischer Bandbreite. Für die zweite wissenschaftliche Zielsetzung dient der räumliche Versuchsträger (Abschnitt 5.7). An diesem soll die Umsetzbarkeit eines CDHD unter ergonomischen Gesichtspunkten und dem Aspekt der Bewegungskongruenz für die RAS untersucht werden. Der räumliche Versuchsträger dient also hauptsächlich der Suche nach einer praktikablen CDHD-Konfiguration. Dennoch soll auch für den PlaCaRo bereits eine modellbasierte Analyse des Arbeitsraums stattfinden, um die gewählten Methoden der Modellierung zu validieren. Die Aufteilung in einen planaren und einen räumlichen Versuchsträger dient der Möglichkeit zur zeitgleichen Bearbeitung mehrerer Fragestellungen. Im Folgenden wird die modellbasierte Analyse des Arbeitsraums dargestellt (Abschnitt 5.6.1), anschließend die Umsetzung des Systems beschrieben (Abschnitt 5.6.2), dessen Evaluierung mit system- und nutzerzentrierten Methoden (Abschnitt 5.6.3) die genannten Fragestellungen beantworten soll.

### 5.6.1 Arbeitsraumanalyse

Der PlaCaRo besteht aus vier Seilen und bietet je nach Ausführung des Endeffektors zwei oder drei DOF [209]. Er ist damit der Gruppe der RRPM oder CRPM beziehungsweise der Klasse 2T oder 1R2T, also mit zwei translatorischen oder zwei translatorischen und einem rotatorischen DOF, zuzuordnen (vergleiche Abschnitt 5.4.1). Ziel der modellbasierten Analyse ist die Validierung der gewählten Methoden zur Modellierung am resultierenden Versuchsträger. Unter festgelegten Umgebungsparametern werden dazu verschiedene Konfigurationen des PlaCaRo analysiert und bewertet. Zu diesem Zweck werden Bewertungskriterien basierend auf den Indizes von FERRARESI *et al.* [258] angewendet. Die Größe des, von den Seilrollen aufgespannten Quadrats, ist auf 650 mm × 650 mm festgelegt. Weiterhin wird festgelegt, dass Feedbackkräfte bis zu 5 N im gesamten Arbeitsraum darstellbar sein sollen. Unter diesen Bedingungen soll nun eine geeignete Endeffektor-Konfiguration gefunden werden, deren Arbeitsraum bestmögliche Ergebnisse bezüglich der im Folgenden beschriebenen Bewertungsindizes liefert. Die Ergebnisse sind Grundlage für die Gestaltung des Versuchsträgers.

#### 5.6.1.1 Methoden

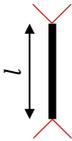
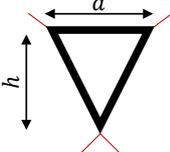
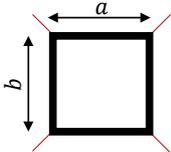
Die Modellierung des PlaCaRo als starres Mehrkörpersystem wurde mit MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) durchgeführt [209, 210]. Der Rahmen des PlaCaRo,

an dem die Antriebsmodule und Umlenkrollen angebracht sind, wird als ideal steif angenommen. Darüber hinaus wird davon ausgegangen, dass die Seile keinen Durchhang aufweisen und sich auch nicht unter Last oder durch thermische Einflüsse dehnen. Seile und Endeffektor werden als masselos angenommen, da auf sie, verglichen mit den in den Seilen wirkenden Kräften, nur eine sehr geringe Gewichtskraft wirkt. Die Anknüpfungspunkte der Seile am Rahmen werden vereinfacht als punktförmig betrachtet. Untersucht wird der Constant Orientation Workspace  $\mathcal{W}_{CO}$  für eine Reihe verschiedener Endeffektor-Konfigurationen [209]. Der Constant Orientation Workspace ist eine Teilmenge des gesamten Arbeitsraums für eine definierte Orientierung des Endeffektors. Für den PlaCaRo hat der Constant Orientation Workspace eine Dimension von zwei für 2T und 1R2T Bewegungsmuster. Der Constant Orientation Workspace wird in diskreter Form ermittelt. Die Diskretisierung des Arbeitsraums erfolgt über den, von den Seilanknüpfungspunkten  $A_i$  aufgespannten, Bereich, mit einer Schrittweite von  $\Delta x = \Delta y = 1$  mm. Für jeden Punkt wird mittels der ICFM überprüft, ob dieser zum Arbeitsraum gehört oder nicht. Der Constant Orientation Workspace wird nacheinander für ein Set  $\mathcal{R} = \{0, 2, 4, 8, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45\}$  in Grad ( $^\circ$ ) verschiedener Rotationen des Endeffektors ermittelt. Für die Arbeitsraumuntersuchung wurden Kraftschluss-Singularitäten und Jacobi-Singularitäten berücksichtigt (siehe Abschnitt 5.4.1).

An jeder Position im Arbeitsraum des PlaCaRo soll der nutzenden Person eine haptische Feedbackkraft von  $F_F = 5$  N dargeboten werden können [209]. Das statische Gleichgewicht wird daher überprüft, während ein externer Kraftwinder  $\mathbf{w} = [0, -5, 0]^T$  in N in jeder Position des Arbeitsraums nacheinander in  $10^\circ$ -Schritten über  $360^\circ$  angewendet wird. Nur für den Fall, dass an der jeweiligen Position alle betrachteten Richtungen des Kraftwinders darstellbar sind, wird die Position als dem Arbeitsraum zugehörig angesehen.

Die Anknüpfungspunkte  $A_i$  am Rahmen des PlaCaRo sind quadratisch angeordnet mit den Vektoren  $\mathbf{a}_i = \begin{bmatrix} -325 & -325 & 325 & 325 \\ -325 & 325 & 325 & -325 \end{bmatrix}$  in mm. Neben dem punktförmigen Endeffektor werden drei geometrische Formen betrachtet: Ein linienförmiger, ein dreieckiger und ein rechteckiger Endeffektor. Für diese Geometrien wurde eine Reihe von Abmessungen festgelegt (siehe Tabelle 5.4). Die kleinste Größe jeder Endeffektorgeometrie wurde so gewählt, dass die nutzende Person den Endeffektor mit einem Drei-Finger-Präzisionsgriff greifen kann. Kleinere Größen würden das Greifen behindern und wären daher für die Benutzerinteraktion und die haptische Rückmeldung nachteilig. Basierend auf dem

Tabelle 5.4: Endeffektor-Konfigurationen mit unterschiedlicher Geometrie und Größe [209].

	Punkt	Linie	Dreieck		Rechteck	
						
		l	a	h	a	b
Größe 1 in mm	0	-	50	0	-	-
Größe 2 in mm	-	50	50	50	50	50
Größe 3 in mm	-	75	100	50	50	75
Größe 4 in mm	-	100	100	100	50	100
Größe 5 in mm	-	125	150	50	50	125
Größe 6 in mm	-	150	150	150	50	150

Theorem von DIAO *et al.* [216] verliert die Jacobi-Matrix eines CDPR ihren vollen Rang, wenn sowohl das Polygon, das durch die Anknüpfungspunkte  $A_i$  aufgespannt wird, als auch das Polygon des Endeffektors, aufgespannt durch die Anknüpfungspunkte  $B_i$ , ähnlich sind und die gleiche Orientierung haben. Infolgedessen tritt eine Jacobi-Singularität auf. Es ist daher zu erwarten, dass die Größe 2 des rechteckigen Endeffektors keinen Arbeitsbereich aufweist.

Die Ergebnisse der Arbeitsraumbetrachtung werden durch drei dimensionslose Indizes bewertet [209], die auf den Bewertungsindizes von FERRARESI *et al.* [258] beruhen.

**Fläche.** Der Flächenindex  $I_A$  beschreibt die Fläche des Arbeitsraums relativ zur theoretisch maximalen Fläche, also der Fläche  $A_{CDHD}$ , die von den Anknüpfungspunkten  $A_i$  aufgespannt wird (Gleichung 5.35). Dabei ist  $n_{\text{workspace}}$  die Anzahl an Diskretisierungspunkten und  $\Delta x$  und  $\Delta y$  die Auflösung der Diskretisierung.

$$I_A = \frac{n_{\text{workspace}} \Delta x \Delta y}{A_{CDHD}} \quad (5.35)$$

**Kompaktheit.** Der Index  $I_C$  stellt ein Maß für die Kompaktheit des Arbeitsraums dar (Gleichung 5.36). Er gibt das Verhältnis der Fläche des Arbeitsraums zur Fläche eines den Arbeitsraum umgebenden Parallelogramms, mit den Kantenvektoren  $\mathbf{c}$  und  $\mathbf{d}$ , wieder.

$$I_C = \frac{n_{\text{workspace}} \Delta x \Delta y}{\mathbf{c} \times \mathbf{d}} \quad (5.36)$$

**Symmetrie.** Der Symmetrieindex  $I_S$  spiegelt die Verzerrung des Arbeitsraums anhand des umhüllenden Parallelograms wieder (Gleichung 5.37). Dabei ist  $mean_{cd}$  der Mittelwert von  $|\mathbf{c}|$  und  $|\mathbf{d}|$ .

$$I_S = 1 - \left( \frac{|mean_{cd} - |\mathbf{c}|| + |mean_{cd} - |\mathbf{d}||}{mean_{cd}} \right) \quad (5.37)$$

Für die meisten Anwendungen deckt ein geeigneter Arbeitsraum eine große Fläche ab, ist kompakt und hat eine symmetrische Form und liefert daher Werte nahe eins für  $I_A$ ,  $I_C$  und  $I_S$ . Bei den oben vorgeschlagenen Konfigurationen des PlaCaRo wird erwartet, dass bei einer Endeffektorrotation von  $\mathbf{R}_0 = 0^\circ$  jeweils die größten Arbeitsräume erreicht werden. Zur besseren Vergleichbarkeit zwischen den verschiedenen Endeffektor-Konfigurationen wird die Bewertung jeweils nur für die Endeffektorrotation von  $\mathbf{R}_0 = 0^\circ$  durchgeführt [209, 210]. Die Wahl einer Endeffektorgeometrie und deren Abmessungen ergibt sich schlussendlich als Kompromiss aus den drei Indizes.

### 5.6.1.2 Ergebnisse

In Tabelle 5.5 sind die Bewertungsergebnisse für alle untersuchten Konfigurationen aufgelistet. Anhand des Mittelwertes wurde für jede der geometrischen Formen eine Größe ausgewählt. Es folgt, dass der punktförmige Endeffektor, der linienförmige Endeffektor mit einer Länge von 50 mm (Größe 2), der dreieckige Endeffektor mit einer Breite von 50 mm und einer Höhe von 0 mm (Größe 1) und der rechteckige Endeffektor mit einer Breite von 50 mm und einer Höhe von 75 mm (Größe 3) ausgewählt werden [209]. In Abbildung 5.16 ist die Kontur der Arbeitsräume  $\mathcal{W}_{CO}$  für die vier Endeffektor-Konfigurationen und die Rotationen  $\mathcal{R}$  dargestellt. Um zu überprüfen in welchem Maß die Größe des Arbeitsraums bei Rotation des Endeffektors abnimmt, wird der Flächenindex  $I_A$  für die vier ausgewählten Endeffektor-Konfigurationen und das vordefinierte Set an Rotationen  $\mathcal{R}$  ermittelt (Abbildung 5.17).

Bei der Anwendung größerer Rotationen auf den dreieckigen und den rechteckigen Endeffektor schrumpfen deren Arbeitsräume drastisch. Es werden daher der linienförmige Endeffektor (50 mm Länge) und der punktförmige Endeffektor ausgewählt. Wird haptisches Feedback durch den externen Kraftwinder  $\mathbf{w}$  berücksichtigt, findet eine weitere Reduktion des Arbeitsraums statt (siehe Abbildung 5.18).

Tabelle 5.5: Ergebnisse der Bewertung der Arbeitsräume bei einer Rotation von  $\mathbf{R}_0 = 0^\circ$  für die verschiedenen Endeffektor-Konfigurationen mit Hilfe des Flächenindex  $I_A$ , des Index  $I_C$  als Kompaktheitsmaß und des Symmetrieindex  $I_S$  [209].

Geometrie	Größe	$I_A$	$I_C$	$I_S$	Mittelwert
Punkt	1	0,732	0,736	1,000	0,823
	2	0,661	0,919	0,953	0,844
Linie	3	0,633	0,919	0,928	0,827
	4	0,606	0,920	0,902	0,809
	5	0,579	0,921	0,874	0,823
	6	0,552	0,922	0,846	0,823
	Dreieck	1	0,401	0,426	0,973
Dreieck	2	0,341	0,430	0,967	0,579
	3	0,187	0,581	0,661	0,476
	4	0,286	0,432	0,964	0,561
	5	0,264	0,302	0,936	0,501
	6	0,235	0,434	0,961	0,543
	Rechteck	2	0,000	0,203	0,875
3		0,585	0,919	0,975	0,826
4		0,559	0,919	0,949	0,809
5		0,534	0,920	0,921	0,792
6		0,509	0,920	0,893	0,774

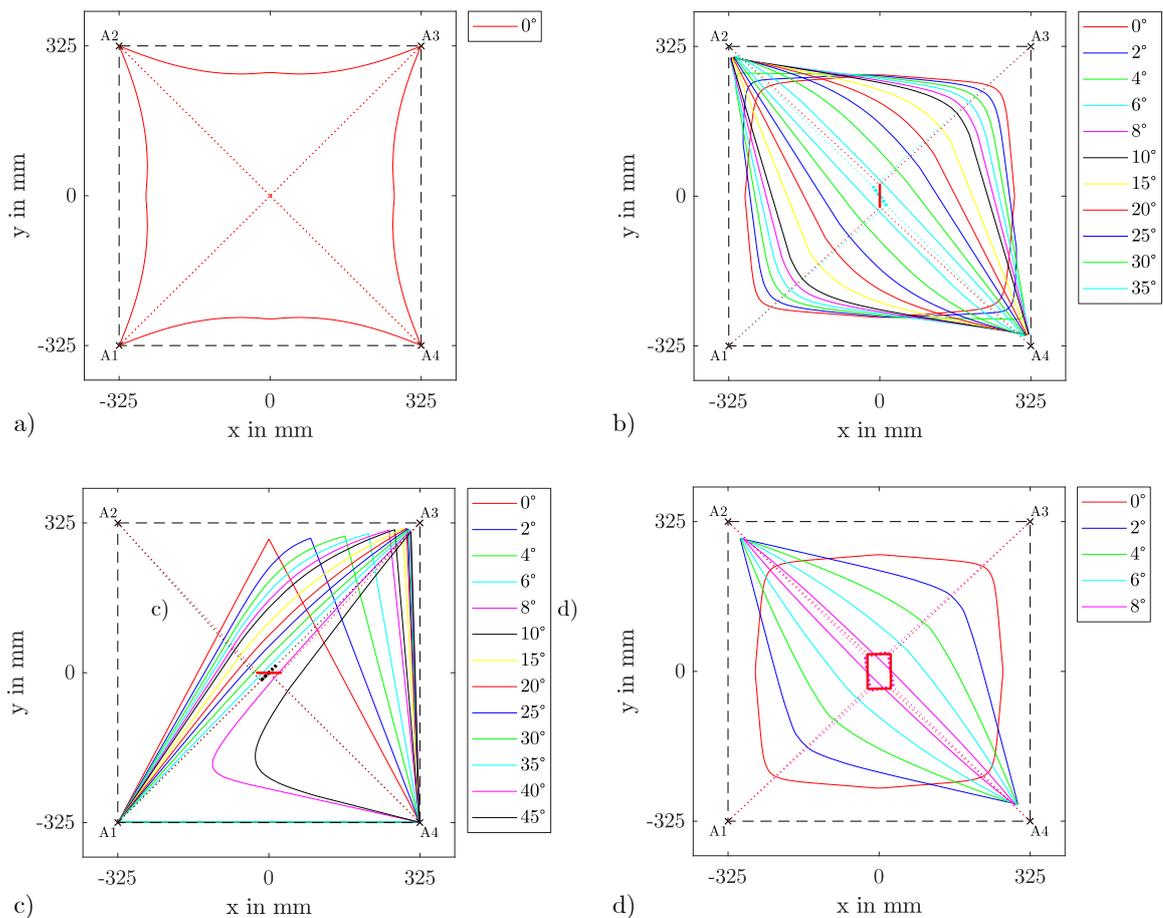


Abbildung 5.16: Kontur des Constant Orientation Workspace für Endeffektorrotationen aus  $\mathcal{R}$  für den punktförmigen (a), den linienförmigen (Größe 2) (b), den dreieckigen (Größe 1) (c) und den rechteckigen Endeffektor (Größe 3) (d) (nach [209], mit Genehmigung von Springer Nature Switzerland AG).

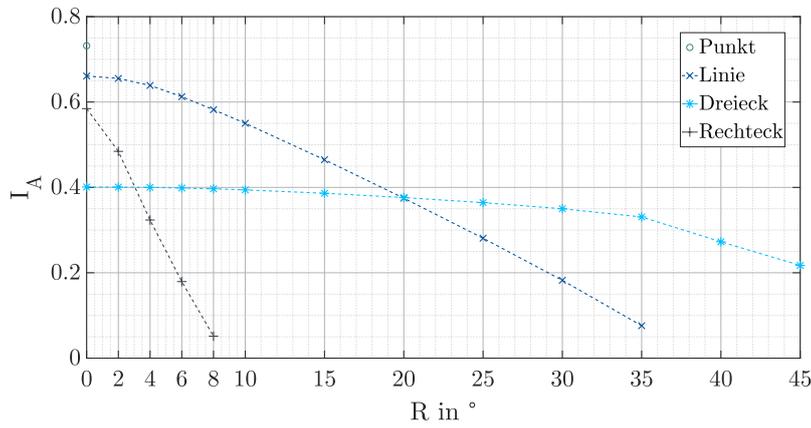


Abbildung 5.17: Flächenindex  $I_A$  für die ausgewählten Endeffektor-Konfigurationen über die Endeffektorrotation  $\mathcal{R}$  (nach [209], mit Genehmigung von Springer Nature Switzerland AG).

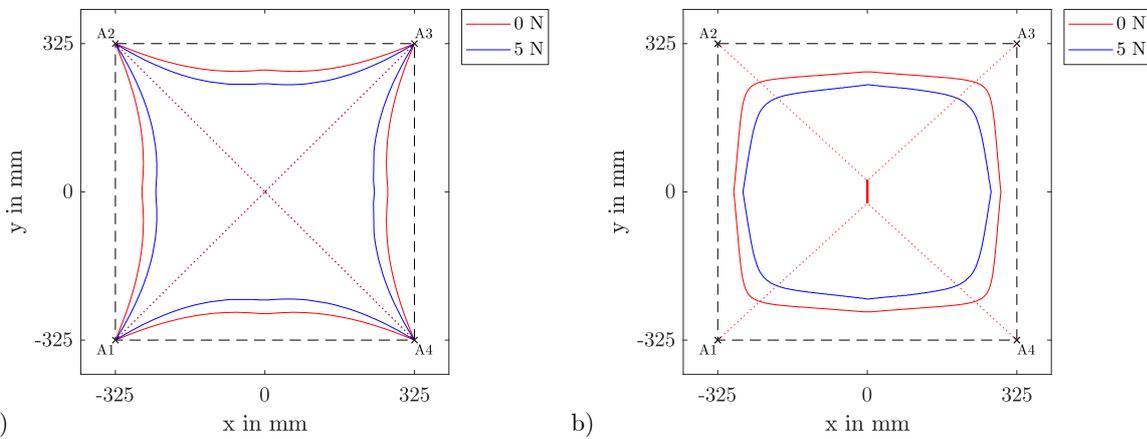


Abbildung 5.18: Kontur des Constant Orientation Workspace mit und ohne Kraftwinder  $w$  (5N) für den punktförmigen Endeffektor (a) und den linienförmigen Endeffektor (Größe 2) (b) (nach [209], mit Genehmigung von Springer Nature Switzerland AG).

### 5.6.1.3 Diskussion

Der Fokus der modellbasierten Arbeitsraumanalyse des PlaCaRo lag auf der Anwendung von Modellierungs- und Bewertungsmethoden sowie der Untersuchung des Verhältnisses zwischen der Gesamtgröße einer CDHD-Konfiguration und dem Arbeitsraum in Abhängigkeit der Endeffektor-Konfiguration. Schlussendlich dient die Arbeitsraumanalyse des PlaCaRo auch zur Validierung der gewählten Modellierungsmethoden anhand des Versuchsträgers. Mit Hilfe der erprobten Modellierungs- und Bewertungsmethoden soll im Folgeschritt (Abschnitt 5.7) der räumliche Versuchsträger entworfen werden. Die durchgeführte Bewertung der Arbeitsräume erfolgt anhand der Arbeitsraumgrenzen. Die Analyse des Arbeitsraums wurde jedoch flächendeckend an jedem Diskretisierungspunkt in der gesamten Ebene des PlaCaRo durchgeführt um auch mögliche Unterbrechungen im Arbeitsraum zu berücksichtigen. Solche Unterbrechungen wurden jedoch bei

keiner der Konfigurationen beobachtet, weshalb die Vorgehensweise zwar zielführend, aber wenig effizient erscheint. Sollte eine größere Anzahl an Konfigurationen analysiert werden, empfiehlt sich die Verwendung einer Methode zur direkten Ermittlung der Arbeitsraumgrenzen.

Neben vereinfachenden Annahmen wie der Massenlosigkeit von Seilen und Endeffektoren sowie starrer Körper, wurde außerdem vernachlässigt, dass die proximalen Seilanknüpfpunkte am Rahmen in der Realität durch Seilrollen erfolgen und damit nicht punktförmig sind. Seilrollen erlauben eine definierte und reibungsarme Führung der Seile, ohne deren minimal zulässige Biegeradien zu unterschreiten. Bei der Verwendung von Umlenkrollen hängt der Umschlingungswinkel und damit der Punkt, an dem das Seil die Umlenkrolle verlässt, von der Position des Endeffektors ab. Um bei der Arbeitsraumanalyse exakte Ergebnisse zu erhalten, muss die Kinematik der Seilrolle also berücksichtigt werden (siehe [259]). In der Arbeitsraumanalyse wird nur ein geringer Unterschied zwischen einem Arbeitsraum mit punktförmigen und seilrollenbasierten Anknüpfungspunkten erwartet. Von größerer Bedeutung dürfte die Berücksichtigung der Seilrollenkinematik jedoch bei der Implementierung der Kinematik am Versuchsträger sein, wo für eine bestimmte Pose durch die richtige Seilkraftverteilung ein statisches Gleichgewicht erreicht werden muss (siehe [259]).

Der PlaCaRo ist als haptisches Eingabegerät konzipiert. Daher wurde durch externe Kraftwinder in jeder Pose die Fähigkeit des PlaCaRo überprüft, statische Feedbackkräfte auf eine benutzende Person auszuüben. Da die Feedbackkräfte jedoch nicht auf statische Szenarien beschränkt sind, sondern auch bei Bewegungen der benutzenden Person auftreten, sollte weiterhin die Fähigkeit zur Darbietung von Feedbackkräften in dynamischen Fällen analysiert werden. Dazu muss berücksichtigt werden, dass trotz des geringen Gewichts des Endeffektors, die Masse der Hand der benutzenden Person zu zusätzlichen Kräften aufgrund von Trägheit führen wird.

## 5.6.2 Systemdesign

### 5.6.2.1 Aufbau des PlaCaRo

Der Rahmen des Versuchsträgers ist aus Aluminiumprofilen des Typs *Nut 6* (item Industrietechnik GmbH, Solingen, DE) aufgebaut, welche einen Querschnitt von 30 mm auf 30 mm haben. Abbildung 5.19 zeigt den Aufbau des PlaCaRo mit allen Komponenten, die am Rahmen montiert sind. In Abschnitt 5.5.2 wurden bereits Details zu den Antriebsmodulen, den Seilen sowie den Controllern erläutert. Diese Komponenten

werden für den planaren und den räumlichen Versuchsträger verwendet. Spezifisch für den PlaCaRo sind die Seilführungen sowie der Endeffektor. Die Seile werden von den

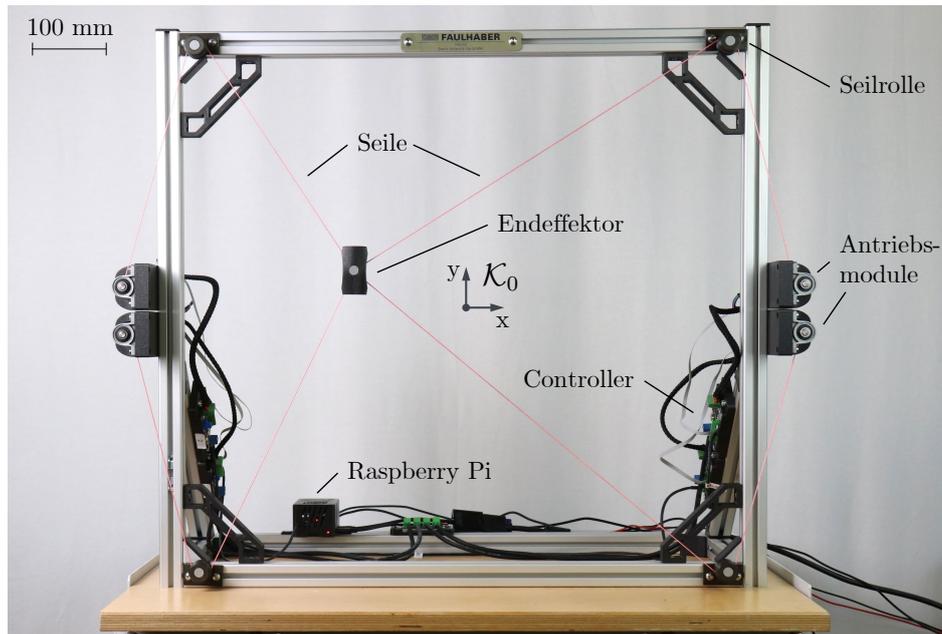


Abbildung 5.19: Planares CDHD PlaCaRo mit Basis-KOS  $\mathcal{K}_0$  im Zentrum.

Antriebsmodulen über Seilrollen zum Endeffektor geführt. Dabei wurde der maximal zulässige Ablenkwinkel zwischen Seilachse und Lot der Seiltrommelachse berücksichtigt und der Abstand zwischen Seiltrommel und Seilrolle entsprechend groß gewählt. In Abbildung 5.20 ist eine Seilrolle dargestellt. Die Halterung sowie die Seilrolle selbst sind additiv aus PLA gefertigt. In die Seilrolle ist ein Kugellager eingepresst, welches auf einer Achse sitzt die in der Halterung ebenfalls per Übermaßpassung befestigt ist. Zur axialen Sicherung des Kugellagers dient ein Stellring. Der effektive Radius der Seilrolle, welcher von der Mittelachse der Seilrolle bis zur Mittelachse des Seils reicht, beträgt 10 mm.

Die Positionen der Seilrollen entsprechen den proximalen Anknüpfungspunkten  $A_i$  die in einer quadratischen Anordnung mit 650 mm Kantenlänge montiert sind. In Realität weichen die tatsächlichen Positionen der Seilrollen von den geplanten Positionen ab. Die Kenntnis über die tatsächliche Position jeder Umlenkrolle ist ausschlaggebend für den Erfolg der kinematischen Berechnungen. Die Positionen der Umlenkrollen und damit der proximalen Anknüpfungspunkte  $A_i$  werden daher nach der Montage der Systemkomponenten mit einem optischen Trackingsystem (fusionTrack 250, Atracsys LLC, Puidoux, CH) erfasst. Auf dem herausragenden Ende der Achse jeder Seilrolle ist dazu ein Deckel aufgespresst, der mit einem reflektierenden Marker versehen ist.

Das optische Trackingsystem bietet in dem, in der vorliegenden Arbeit genutzten Arbeitsabstand, eine Genauigkeit von 0,09 mm RMS [260]. Die gemessenen tatsächlichen Koordinaten der Seilrollen sind in Tabelle 5.6 dargestellt. Es soll ein punktförmiger

Tabelle 5.6: Tatsächliche proximale Seilanknüpfungspunkte des PlaCaRo im gestellfesten KOS  $\mathcal{K}_0$  dessen Ursprung im Zentrum des PlaCaRo liegt (nach [210]).

$A_i$	Geplante Position in mm	Tatsächliche Position in mm
$A_1$	$\begin{bmatrix} -325 & -325 \end{bmatrix}^T$	$\begin{bmatrix} -325,0 & -325,0 \end{bmatrix}^T$
$A_2$	$\begin{bmatrix} -325 & 325 \end{bmatrix}^T$	$\begin{bmatrix} -325,9 & 327,2 \end{bmatrix}^T$
$A_3$	$\begin{bmatrix} 325 & 325 \end{bmatrix}^T$	$\begin{bmatrix} 325,8 & 326,5 \end{bmatrix}^T$
$A_4$	$\begin{bmatrix} 325 & -325 \end{bmatrix}^T$	$\begin{bmatrix} 325,5 & -325,0 \end{bmatrix}^T$

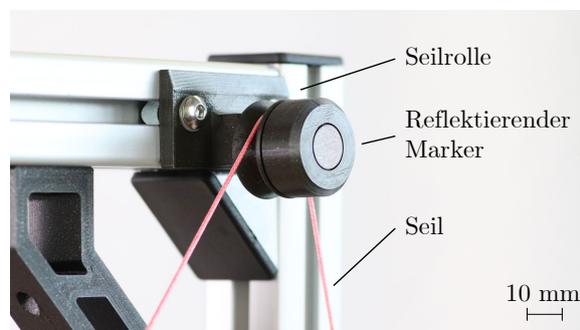


Abbildung 5.20: Detailaufnahme einer Seilrolle des PlaCaRo mit reflektierendem Marker zur Vermessung mit dem optischen Trackingsystem.

Endeffektor und ein linienförmiger Endeffektor mit einer Länge von 50 mm erprobt werden. Um beim Wechsel ein zeitaufwändiges Umknüpfen der Seile zu vermeiden, wurde ein Endeffektor gestaltet, der beide Konfigurationen zulässt. Dazu wurde ein zweigeteilter Aufbau gewählt, der durch Einhängen der Seile zwischen zwei Führungsbolzen eine linienförmige Seilanknüpfung erlaubt (Abbildung 5.21) [210]. Zwischen den beiden Endeffektorhälften wird durch Abstandshalter ein Spalt gewahrt, der es ermöglicht alle Seile zu einem gemeinsamen Punkt zu führen. So kann die nutzende Person trotz einer punktförmigen Seilanknüpfung den Endeffektor gut greifen.

### 5.6.2.2 Implementierung der Vorwärtskinematik

Zur Bestimmung der Vorwärtskinematik wird der LMA angewendet. Dazu muss die Jacobi-Matrix  $\mathbf{J}_v$  bestimmt werden. Auf Grundlage von Gleichung 5.6 kann folgende Fehlerfunktion  $g: \mathbb{R}^m \rightarrow \mathbb{R}$  aufgestellt werden:

$$g(\mathbf{l}, \mathbf{r}, \mathbf{R}) = \sum_i^m \nu_i^2 = \sum_i^m \left( \|\mathbf{a}_i - \mathbf{r} - \mathbf{R}\mathbf{b}_i\|_2^2 - l_i^2 \right)^2 \quad (5.38)$$

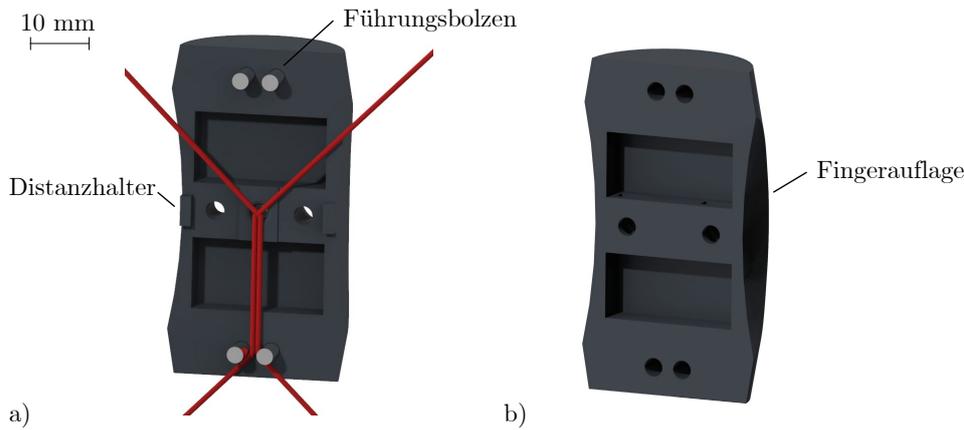


Abbildung 5.21: CAD-Rendering der hinteren Hälfte (a) und des Deckels (b) des Endeffektors zur Realisierung einer punkt- und linienförmigen Seilanlenkung mit geringem Montageaufwand. In (a) ist im unteren Bereich demonstriert, wie durch die Führungsbolzen ein linienförmiger Endeffektor realisiert werden kann, während die oberen beiden Seile zum gemeinsamen punktförmigen Anknüpfungspunkt verlaufen (nach [210]).

Mit der Position  $\mathbf{r} = [x, y]^T$  und der Rotation  $\mathbf{R} = \varphi$  ergibt sich mit Gleichung 5.5 für jedes Seil  $i$  die folgende Beziehung:

$$g(\mathbf{l}, \mathbf{r}, \mathbf{R}) = \left( (x + \cos(\varphi) \cdot b_{ix} - \sin(\varphi) \cdot b_{iy} - a_{ix})^2 + (y + \sin(\varphi) \cdot b_{ix} + \cos(\varphi) \cdot b_{iy} - a_{iy})^2 - l_i^2 \right)^2 \quad (5.39)$$

Die Einträge der Jacobi-Matrix  $\mathbf{J}_\nu$  ergeben sich aus den partiellen Ableitungen  $G_x$ ,  $G_y$  und  $G_\varphi$  obiger Gleichung nach  $x$ ,  $y$  und  $\varphi$ . In Anlehnung an die Literatur [198] sind die Terminierungsparameter  $\epsilon_1$  und  $\epsilon_2$  der Abbruchkriterien (Gleichung 5.8) zu  $\epsilon_1 = \epsilon_2 = 10^{-17}$  und der Dämpfungsparameter zu  $\mu = 10^{-13}$  gewählt. Außerdem wird, ebenfalls in Anlehnung an Werte aus der Literatur, eine maximale Anzahl von 15 Iterationen als Abbruchkriterium definiert [202].

### 5.6.2.3 Mechanisch definierte Homing-Pose

Während des Betriebs wird dem oben beschriebenen LMA stets eine geschätzte Pose als Startwert übergeben. Zu Beginn des Betriebs muss jedoch eine einmalige Initialisierung ausgeführt werden, um dem System die Seillängen für eine bekannte Pose übergeben zu können. Diese Initialisierung ist in Abschnitt 5.5.4 beschrieben und muss bei jedem Start durchgeführt werden. Für die Initialisierung wird der Endeffektor des PlaCaRo in eine mechanisch definierte Homing-Plattform bewegt und während des Initialisierungsvorgangs dort festgehalten. Die Homing-Plattform ist so gestaltet, dass sie die Pose des Endeffektors vollständig definiert (Abbildung 5.22) und in einem Sockel am Rahmen des PlaCaRo schnell und einfach angebracht werden kann. Nach abgeschlosse-

ner Initialisierung kann die Homing-Plattform entfernt werden. Im Fall des PlaCaRo mit punktförmigem Endeffektor würde auch das Einstellen einer gleichen Seilkraft in allen vier Seilen dazu führen, dass sich der Endeffektor aufgrund der Kräftezerlegung im Koordinatenursprung des Basis-KOS  $\mathcal{K}_0$  befinden würde. Aufgrund von Reibung erscheint die Verwendung der beschriebenen Homing-Plattform jedoch genauer.

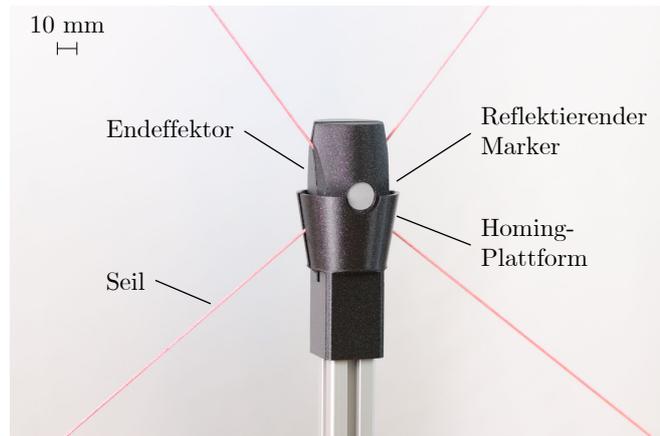


Abbildung 5.22: Endeffektor des PlaCaRo in der Homing-Plattform.

### 5.6.3 Evaluierung

#### 5.6.3.1 Regeltakt der ROS-Schleife

Während im Gelenkraum die Regelung der Drehmomente, und damit auch die Regelung der Seilkräfte, mit einem Regeltakt von bis zu 4 kHz ausgeführt wird, wird der Regeltakt der ROS-Schleife für den Endeffektorraum systembedingt deutlich geringer erwartet. Die Frequenz des Regeltaktes sollte mindestens der doppelten Frequenz des darzustellenden Signals entsprechen. Um bei späteren Messungen der darstellbaren Frequenzbandbreite den Regeltakt als gegebenenfalls limitierenden Faktor ausschließen zu können, wurde dieser ermittelt [210]. Im ROS-Framework wird dazu die Funktion `rostopic hz /<topic name> -w <window size>` verwendet. Sie ermöglicht die Erfassung der gemittelten Zeit zwischen den Veröffentlichungen auf ein zu definierendes ROS-Topic bei ebenfalls zu definierender Anzahl an Zyklen. Um den Regeltakt des PlaCaRo zu bestimmen, wird das Topic `/meas_position`, das durch die Vorwärtskinematik die Pose des Endeffektors bestimmt, und eine betrachtete Anzahl an Zyklen von 20 000 gewählt. Es ergibt sich ein mittlerer Regeltakt von 93,3 Hz und damit eine theoretisch maximal darstellbare Frequenz von 46,7 Hz für das haptische Feedback. Die gewählte Methode zur Erfassung des Regeltakts berücksichtigt keine Ausreißer.

### 5.6.3.2 Richtungsabhängigkeit der Seilkraft

Zur Kompensation der richtungsabhängigen Reibung (siehe Abschnitt 5.5.3.3) wurde die Seilkraft beim Auf- und Abwickelvorgang gemessen und anschließend die richtungsabhängige Reibungskraft mit Gleichung 5.30 bestimmt [210, 255]. Dazu wird für ein einzelnes Antriebsmodul eine beliebig gewählte, konstante Seilkraft von 10 N eingestellt. Die Abhängigkeit der Reibung von der Höhe der Seilkraft hat sich in Vorversuchen als gering herausgestellt und wird an dieser Stelle nicht berücksichtigt. Anschließend wird eine Seillänge von 80 mm mit Hilfe einer Linearstage (VA-LINAX Lxc-80F40, Jenny Science, Markdorf, DE) ab- und wieder aufgewickelt. Auf der Linearstage ist ein Kraftsensor (KD40S, Nennmessbereich  $\pm 50$  N, 625 Hz Messfrequenz, ME-Meßsysteme, Hennigsdorf, DE) befestigt, mit dem die tatsächlich wirkende Seilkraft mithilfe eines Messverstärkers (GSV-2TSD-DI, ME-Meßsysteme) und einer Messfrequenz von 625 Hz aufgezeichnet wird. Dieser Vorgang wird mit zwei verschiedenen Geschwindigkeiten von 7,4 mm/s und 22,2 mm/s durchgeführt. Die Seilkraft wird jeweils über einen Auf- und einen Abwickelvorgang gemittelt, um  $f_{\text{mess,auf}}$  und  $f_{\text{mess,ab}}$  zu bestimmen. Der Anfangs- und Endbereich des jeweiligen Wickelvorgangs wurde dabei nicht berücksichtigt, da die Linearstage hier beschleunigt. Der Verlauf der Messung ist in Abbildung 5.23 dargestellt. Neben den unterschiedlichen Kraftniveaus beim Auf- und Abwickeln, fallen weitere periodische Schwankungen im Kraftverlauf auf (siehe Abschnitt 5.6.3.3).

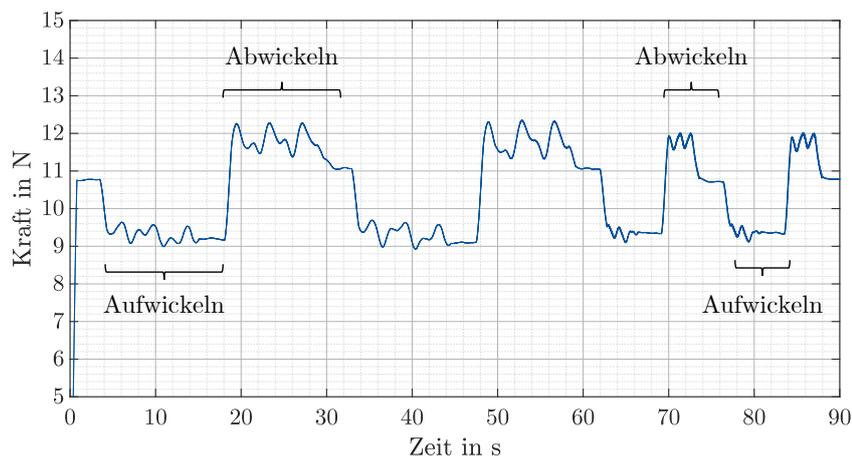


Abbildung 5.23: Verlauf der Seilkraft beim Auf- und Abwickeln ohne Kompensation der richtungsabhängigen Reibungskraft bei einer Geschwindigkeit von 7,4 mm/s (bis etwa 60 s) und 22,2 mm/s (ab etwa 60 s).

Bei der geringeren Wickelgeschwindigkeit ergeben sich Werte von  $f_{\text{mess,auf}} = 9,32$  N und  $f_{\text{mess,ab}} = 11,80$  N, bei der höheren Wickelgeschwindigkeit beträgt  $f_{\text{mess,auf}} = 9,36$  N und  $f_{\text{mess,ab}} = 11,74$  N. Aufgrund der geringen Unterschiede der gemessenen Seilkräfte

zwischen den Messvorgängen mit unterschiedlicher Geschwindigkeit wird der Einfluss derselben als vernachlässigbar eingeschätzt und mit den Messwerten der geringeren Wickelgeschwindigkeit weiter gearbeitet. Entsprechend Gleichung 5.30 ergibt sich für die richtungsabhängige Reibungskraft ein Wert von  $f_t = 1,24 \text{ N}$ . Für das Dämpfungsverhalten wird empirisch ein Wert von  $\sigma = 0,5$  gewählt. Mit implementierter Reibungskompensation (siehe Abschnitt 5.5.3) ergibt sich der in Abbildung 5.24 zu sehende Seilkraftverlauf.

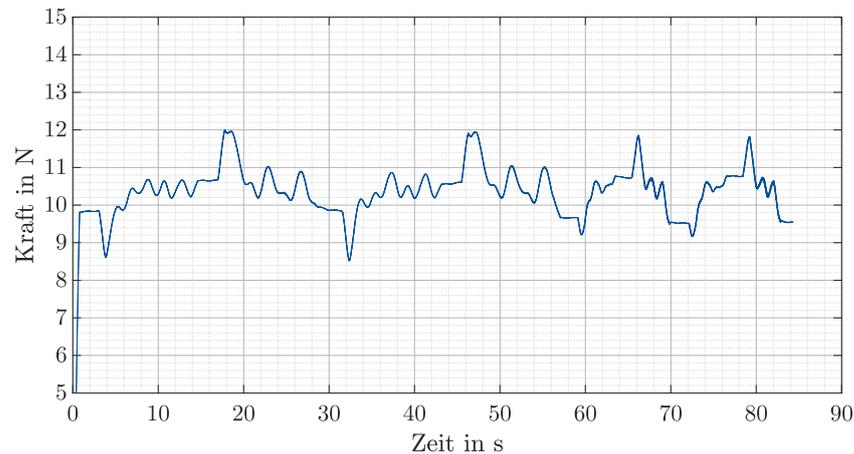


Abbildung 5.24: Verlauf der Seilkraft beim Auf- und Abwickeln mit Kompensation der richtungsabhängigen Reibungskraft bei einer Geschwindigkeit von  $7,4 \text{ mm/s}$  (bis etwa  $60 \text{ s}$ ) und  $22,2 \text{ mm/s}$  (ab etwa  $60 \text{ s}$ ).

Bei jeder Richtungsänderung ist im Diagramm ein markanter Ausschlag des Seilkraftverlaufs zu sehen. Dieser resultiert vornehmlich aus Massenträgheit im Antriebsmodul, die überwunden werden muss, bevor die Stromregelung des Antriebs auf die Bewegungsänderung reagieren kann.

### 5.6.3.3 Schwankungen der Seilkraft

Die Regelung der Seilkraft erfolgt indirekt über die Regelung des Motordrehmoments, welches wiederum über den Motorstrom geregelt wird. Im Betrieb hat sich gezeigt, dass periodische Schwankungen der Seilkraft über den Motordrehwinkel auftreten. Für den Betrieb des CDHD wird im Endeffektorraum eine Impedanzsteuerung verwendet, für die im Gelenkraum wiederum eine genaue Vorgabe der Seilkräfte nötig ist. Ungewollte Schwankungen der Seilkraft überlagern sich zu einer unerwünschten resultierenden Kraft am Endeffektor und verringern somit die Qualität des dargestellten haptischen Feedbacks. Für die nutzende Person macht sich dies beim Bewegen des Endeffektors im Modus *MoveFree* durch positionsabhängige Widerstandskräfte bemerkbar.

Der indirekte Ansatz zur Regelung der Seilkraft wird dennoch beibehalten. Systematische

Experimente [210, 244, 255] haben schlussendlich gezeigt, dass die Ursache für die Schwankungen der Seilkräfte nicht aus dem mechanischen Aufbau resultieren, sondern eine elektromechanische Ursache im Antrieb oder in der Regelung desselben haben muss. Im ersten Schritt wird daher das Ausmaß der Schwankungen der Seilkraft ermittelt. Verwendet wird derselbe Messaufbau wie im obenstehenden Versuch zur Bestimmung der richtungsabhängigen Seilkraft. Der Verlauf der Seilkraft über die Umdrehungen der Seiltrommel und damit des Motors ist in Abbildung 5.25 zu sehen. Gewählt wurde hierfür eine Seilkraft im mittleren Bereich der gegebenen Seilkraftgrenzen, da das Ausmaß der Seilkraftschwankungen von der Höhe des eingestellten Motordrehmoments abhängt. Der Zusammenhang der beiden Größen scheint nicht proportional zu sein und muss zukünftig untersucht werden. Es wurden drei Messungen durchgeführt.

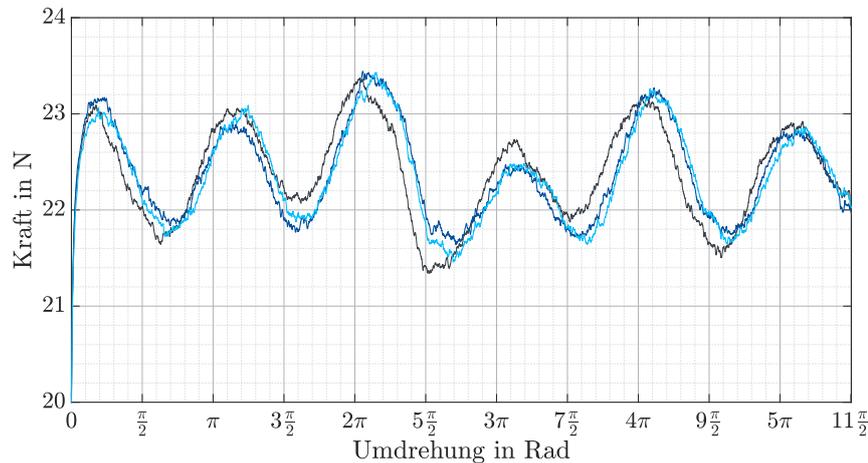


Abbildung 5.25: Verlauf der Seilkraft über die Umdrehungen der Seiltrommel für eine beispielhaft gewählte Kraft und drei Messdurchgänge.

Es ist zu erkennen, dass während einer Umdrehung der Seiltrommel jeweils zwei Kraftspitzen erreicht werden. Die Schwankungen haben eine Amplitude in der Größenordnung von bis zu 1 N.

Um die Schwankungen des Drehmoments des Motors über seinen Drehwinkel ohne die Einflüsse von Seiltrommel und Seil zu überprüfen, wurde ein Prüfstand aufgebaut (siehe Abbildung 5.26). Der Motor ist in seiner Halterung drehbar gelagert und kann in jedem gewünschten Drehwinkel fixiert werden. Auf der Motorwelle ist ein Hebelarm mit einer Länge von 30 mm montiert, der direkt Kraft auf einen Kraftsensor (Nennmessbereich  $\pm 20$  N) ausüben kann.

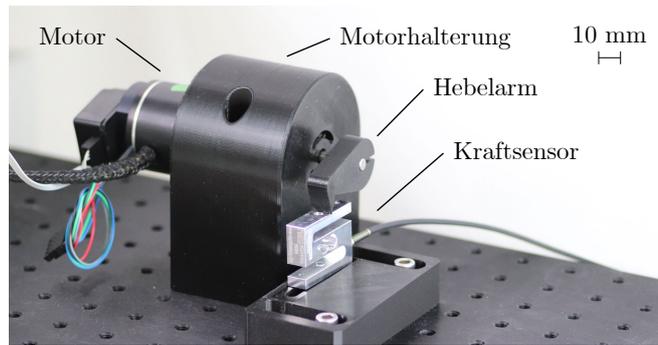


Abbildung 5.26: Prüfstand um die vom Motor mittels des Hebelarms ausgeübte Kraft über den Motordrehwinkel zu messen (nach [255]).

Der Motor wird mit einer Drehmomentregelung und einem Soll-Drehmoment von 90 mNm betrieben, was einer Kraft von 3 N am Ende des Hebelarms entspricht. Über eine Markierung am Motorgehäuse und einer Skala an der Halterung wird der Motor in 10°-Schritten rotiert. An jeder Messposition wird die ausgeübte Kraft statisch für eine Dauer von 10 s aufgenommen und für die Auswertung gemittelt. In Abbildung 5.27 ist der resultierende Verlauf der ausgeübten Kraft für drei separate Messvorgänge zu sehen. Die größte Differenz zwischen minimaler und maximaler Kraft, die innerhalb eines Messvorgangs aufgetreten ist, beträgt 0,64 N. Weitere Versuche haben gezeigt, dass sich diese Schwankungen ortsfest zum Stator des Motors verhalten.

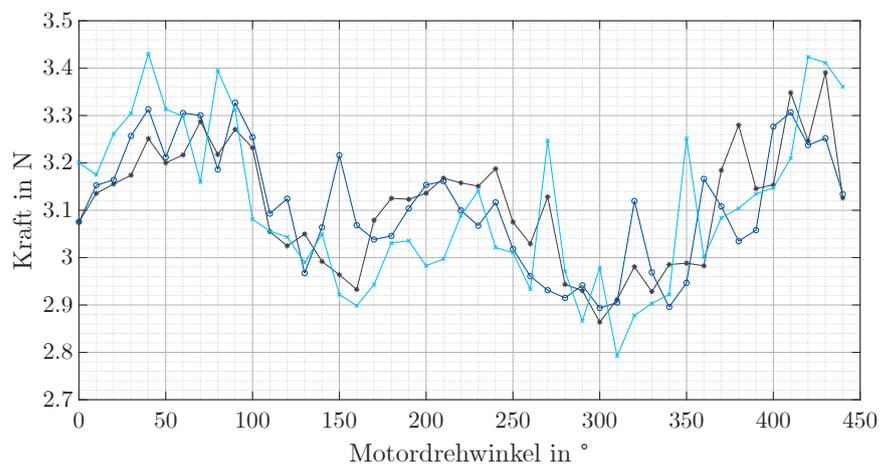


Abbildung 5.27: Verlauf der vom Motor auf den Prüfstand ausgeübten Kraft über den Motordrehwinkel in drei Messvorgängen bei Verwendung des in Abschnitt 5.5.2 vorgestellten Controllers.

In weiteren Versuchen wurden mit diesem Verfahren verschiedene Arten der Kommutierung untersucht, der Motorcontroller des Herstellers anstelle des Entwicklungsboards verwendet, Parameter der Stromregelung verändert sowie verschiedene Drehmomentwerte getestet. Änderungen haben sich jeweils in geringem Ausmaß in der Form des

Kraftverlaufs niedergeschlagen, die relative Höhe der Schwankungen jedoch nicht nennenswert beeinflusst. Beispielhaft ist in Abbildung 5.28 der Verlauf der Kraft bei Verwendung des vom Hersteller empfohlenen Motorcontrollers dargestellt. Hier beträgt die größte Differenz zwischen minimaler und maximaler Kraft, die innerhalb eines Messvorgangs aufgetreten ist 0,54 N.

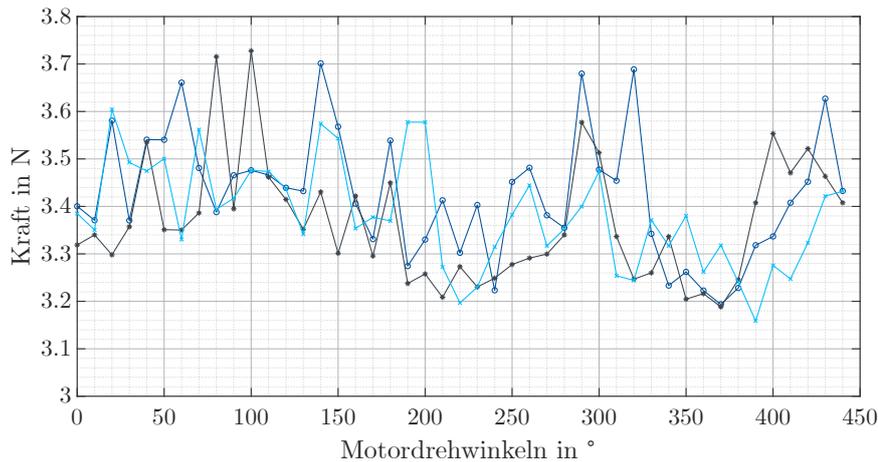


Abbildung 5.28: Verlauf der vom Motor auf den Prüfstand ausgeübten Kraft über den Motordrehwinkel in drei Messvorgängen bei Verwendung des vom Hersteller empfohlenen Motorcontrollers.

Es wird davon ausgegangen, dass die geringe Polpaarzahl von eins des Motors die Drehmomentkonstanz im langsamen, quasi-statischen Betrieb limitiert. Aufgrund der Schwankung des Drehmoments und damit der Schwankung der Seilkraft kommt es wie beschrieben am Endeffektor zu unerwünschten resultierenden Kräften für die nutzende Person. Diese verhindern keineswegs den Betrieb und die Funktion des PlaCaRo, mindern allerdings die Qualität des haptischen Feedbacks. Beim linienförmigen Endeffektor sind die Auswirkungen deutlicher zu spüren, da Schwankungen der Seilkräfte zu ungewolltem Verkippfen des Endeffektors führen. Aus diesem Grund beschränkt sich die weitere Evaluierung des PlaCaRo auf den punktförmigen Endeffektor.

In weiteren Tests wird überprüft ob bei Verwendung eines Motors, der eine größere Anzahl an Polpaaren aufweist, eine verbesserte Konstanz des Drehmoments erreicht werden kann. Weiterhin wird untersucht ob durch eine drehwinkelabhängige Kompensation der Schwankungen bereits eine Verbesserung erreicht werden kann. Diese Bestrebungen sind jedoch nicht mehr Teil dieser Ausarbeitung.

### 5.6.3.4 Bedienkraft im Endeffektorraum

Aus den oben beschriebenen, unerwünschten Schwankungen der Seilkräfte im Gelenkraum resultieren Schwankungen der resultierenden Kraft am Endeffektor. Eine nutzende Person erfährt diese Schwankungen zum Beispiel im Modus *MoveFree* durch eine positionsabhängige Bedienkraft. Zur Quantifizierung dieses unerwünschten Effekts wird mit Hilfe der Linearstage eine geradlinige Bewegung des Endeffektors mit konstanter Geschwindigkeit erzwungen und die dafür notwendige Bedienkraft des PlaCaRo mit einem Kraftsensor (Nennmessbereich  $\pm 20$  N) erfasst [255]. Die Kompensation der richtungsabhängigen Reibung ist aktiv und bewegt wird mit einer Geschwindigkeit von 0,74 mm/s über eine Strecke von 80 mm. Aufgrund der geringen Geschwindigkeit können dynamische Effekte vernachlässigt werden. Der Endeffektor wird dabei von der Linearstage ziehend bewegt. Es ist zu erwarten, dass das Ergebnis je nach Startposition im Endeffektorraum variiert. Die ermittelten Werte sind also nur zur Bestimmung der Größenordnung geeignet. Die Messung wurde an drei beliebig gewählten Positionen im Endeffektorraum gestartet und es wurden nur horizontale Bewegungen ausgeführt. Der maximale Ausschlag beträgt etwa 7 N (vergleiche Abbildung 5.29).

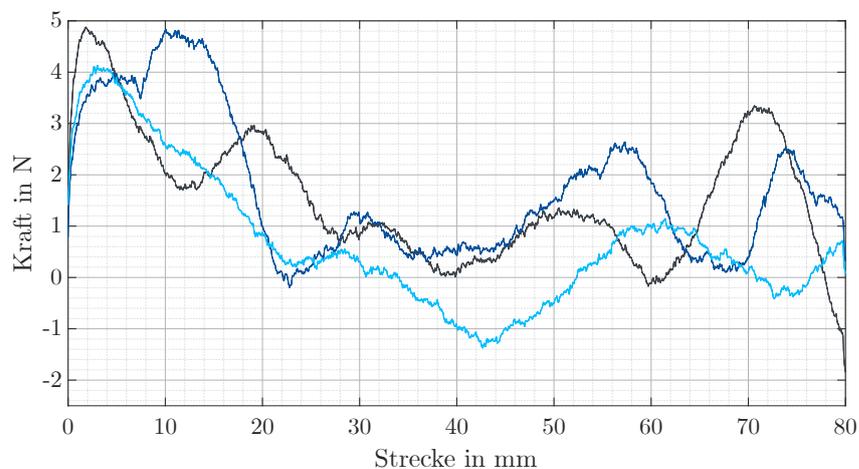


Abbildung 5.29: Bedienkraft über eine horizontale Strecke von 80 mm an drei beliebig gewählten Positionen im Arbeitsraum des PlaCaRo.

Zu Beginn der Bewegung steigt die Bedienkraft an, was auf die Trägheit der Antriebsmodule und deren indirekte Drehmomentregelung zurückzuführen ist. Anschließend sind starke Schwankungen der Bedienkraft zu erkennen, die sogar in den negativen Bereich gehen. Der Endeffektor ist zeitweise also nicht auf die ziehende Kraft der Linearstage angewiesen, sondern übt sogar eine drückende Kraft auf den Sensor aus. Dies resultiert aus den oben beschriebenen Schwankungen der Seilkräfte und führt bei Bedienung

durch eine nutzende Person zu einer unerwünschten Beeinflussung der gewünschten Eingabebewegung.

### 5.6.3.5 Genauigkeit der Positionsrückmeldung

Der PlaCaRo ist ein Eingabegerät, weshalb die Genauigkeit der aus den Seillängen errechneten Position des Endeffektors eine relevante technische Spezifikation ist. Zur Evaluierung wird erneut das optische Trackingsystem fusionTrack 250 verwendet. Der Endeffektor ist ebenfalls mit einem reflektierenden Marker ausgestattet. Der Endeffektor wird im Modus *MoveFree* an 25 beliebige Positionen im Arbeitsraum gebracht und dort losgelassen. Es wird jeweils die mit dem Trackingsystem ermittelte Position des Endeffektors als auch die aus Seillängen errechnete Position gespeichert. Aus den bekannten Positionen der Umlenkrollen werden die mit dem Trackingsystem erhaltenen Koordinaten in das Koordinatensystem des PlaCaRo transformiert, so dass ein einfacher Vergleich der Messwerte möglich ist. Diese Messung wird parallel mit und ohne Berücksichtigung der Seilrollenkinematik durchgeführt, um deren Einfluss zu ermitteln. Wird die Kinematik der Seilrollen berücksichtigt, beträgt die Abweichung der aus Seillängen errechneten Position gegenüber der optisch erfassten Position im Mittel über alle Messpunkte  $5,88 \text{ mm} (\pm 2,25 \text{ mm})$  [255]. Bei Annahme von punktförmigen proximalen Anknüpfungspunkten beträgt die Abweichung zwischen der aus Seillängen errechneten Position gegenüber der optisch erfassten Position im Mittel über alle Messpunkte  $6,36 \text{ mm} (\pm 3,23 \text{ mm})$  [255].

Anhand der aufgenommenen Messpunkte wird außerdem die relative Genauigkeit des PlaCaRo ermittelt [255]. Dazu werden jeweils die Abstände zweier nacheinander erfasseter Messpunkte errechnet. Unter Berücksichtigung der Seilrollenkinematik ergibt sich hier ein Mittelwert von  $3,20 \text{ mm} (\pm 2,92 \text{ mm})$ , während bei Annahme punktförmiger Anknüpfungspunkte ein Mittelwert von  $6,31 \text{ mm} (\pm 4,98 \text{ mm})$  resultiert. Die maximale Abweichung zwischen optisch und aus Seillängen erfasstem Abstand zweier Messpunkte beträgt  $10,69 \text{ mm}$  bei Berücksichtigung der Seilrollenkinematik und  $17,64 \text{ mm}$  wenn die Seilrollen als punktförmig angenommen werden.

### 5.6.3.6 Sprungantwort

Zur Ermittlung der Sprungantwort des PlaCaRo wird der Endeffektor über ein Seil mit dem Kraftsensor (Nennmessbereich  $\pm 50 \text{ N}$ ) verbunden, der am Rahmen montiert ist. Für den externen Kraftwinder  $w$  wird eine zeitabhängige Sprungfunktion definiert, die in negativer  $y$ -Richtung auf den Endeffektor wirkt. Anfangs wirkt ein dauerhafter

Kraftwinder von 10 N auf den Endeffektor bevor der Sprung auf 15 N erfolgt. Nach einer Zeit von 15 s wird der Kraftwinder wieder auf 10 N zurückgesetzt. Neben einer dauerhaften Abweichung der gemessenen gegenüber der eingestellten Kräfte ist bei beiden Sprüngen ein Überschwingen zu erkennen (Abbildung 5.30). Aufgrund fehlender zeitlicher Synchronisierung zwischen vorgegebenem und resultierendem Signal, ist die vorgegebene Sprungfunktion nicht eingezeichnet und es kann keine Aussage über die Totzeit des Systems getroffen werden. Beim Sprung auf das obere Kraftniveau wird ein maximaler Betrag von 14,587 N und beim Sprung auf das untere Kraftniveau ein minimaler Betrag von 8,278 N gemessen. Die bleibende Abweichung resultiert aus nicht berücksichtigten elektrischen und mechanischen Verlusten bei der Vorgabe der Motordrehmomente (siehe Abschnitt 5.5.2) sowie der richtungsabhängigen Reibung. Die größere Abweichung des oberen Kraftniveaus von der Sollvorgabe ist vermutlich auf die Lastabhängigkeit der Reibung zurückzuführen [253].

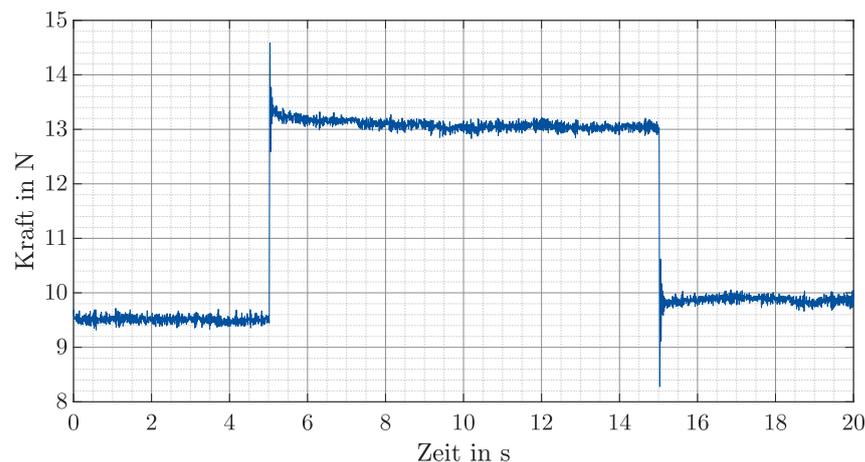


Abbildung 5.30: Gemessener Kraftverlauf der Sprungantwort am Endeffektor des PlaCaRo (nach [210]).

### 5.6.3.7 Frequenzbandbreite

Zur Bestimmung der Frequenzbandbreite, mit der haptisches Feedback dargestellt werden kann, wird der Frequenzgang der dynamischen Kraftübertragung ermittelt. Die Vorgehensweise erfolgt wie in Abschnitt 4.4.2 beschrieben. Dies wird in drei Konfigurationen durchgeführt [210, 255]: Am Motor mit Hebelarm im oben beschriebenen Motorprüfstand (Konfiguration 1), an einem einzelnen Antriebsmodul mit Seil (Konfiguration 2) sowie am Endeffektor des PlaCaRo (Konfiguration 3). Die Betrachtung der beiden erst genannten Konfigurationen dient der Einschätzung des Verlusts zwischen Antriebsmodulen und Endeffektor. Für den Motor im Prüfstand (Konfiguration 1) stellt der sinusförmige Kraftverlauf (siehe Gleichung 4.3) eine schwellende Belastung

mit einem Gleichanteil von  $F_{\text{soll,konst}} = 2,75 \text{ N}$  und einer Amplitude von  $A_{\text{Sweep}} = 0,5 \text{ N}$  dar. Im Zeitintervall von  $T_{\text{Sweep}} = 600 \text{ s}$  steigt die Frequenz von  $f_{\text{min,Sweep}} = 0,1 \text{ Hz}$  auf  $f_{\text{max,Sweep}} = 150 \text{ Hz}$ .

Für das Antriebsmodul mit Seil (Konfiguration 2) und den Endeffektor des PlaCaRo (Konfiguration 3) wurde der Gleichanteil zu  $F_{\text{soll,konst}} = 15 \text{ N}$  und die Amplitude zu  $A_{\text{Sweep}} = 5 \text{ N}$  gewählt. Die Frequenz steigt im Zeitintervall  $T_{\text{Sweep}} = 200 \text{ s}$  von  $f_{\text{min,Sweep}} = 0,1 \text{ Hz}$  auf  $f_{\text{max,Sweep}} = 50 \text{ Hz}$ .

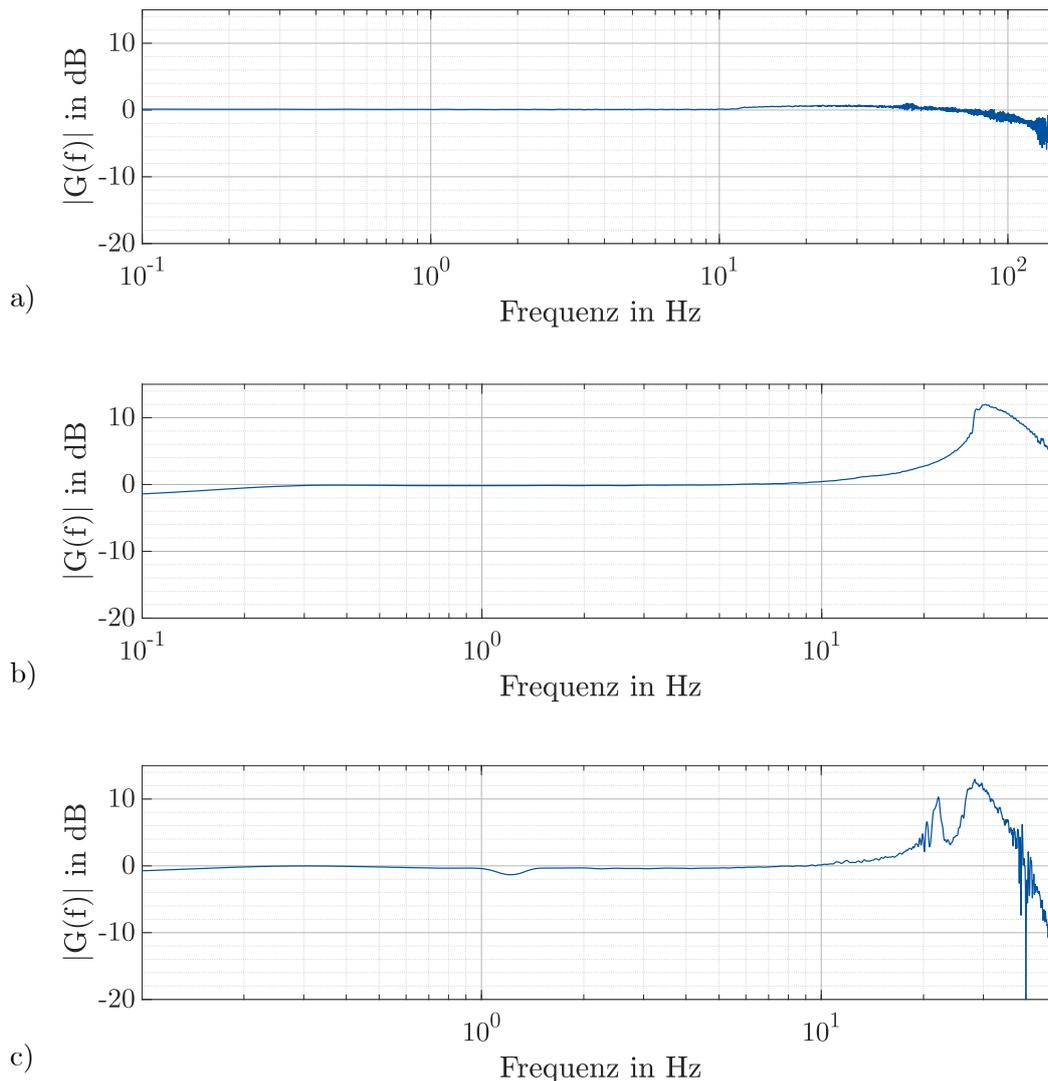


Abbildung 5.31: Amplitude des Frequenzgangs für den Motor im Prüfstand (a), ein einzelnes Antriebsmodul mit Seil (b) sowie am Endeffektor des PlaCaRo (c) (nach [255]).

Zur Ermittlung der Frequenzbandbreite in den drei genannten Konfigurationen wird jeweils ein Kraftsensor (Nennmessbereich  $\pm 50 \text{ N}$ ) verwendet. Für die Konfigurationen 1 und 2 wird ein entsprechender sinusförmiger Drehmomentverlauf vorgegeben. Für die Messung am Endeffektor (Konfiguration 3) wird ein sinusförmiger Kraftwinder  $\boldsymbol{w}$  defi-

niert. Der Frequenzgang der dynamischen Kraftübertragung entspricht dem Quotienten des fouriertransformierten Aus- und Eingangssignals (Gleichung 4.4).

Zur Darstellung in einem Bode-Diagramm wird der Amplitudengang der Kraftübertragungsfunktion  $G(f)$  mit einem Gauß-Filter mit einer Fenstergröße von 100 Werten geglättet. Der Amplitudengang gibt Aufschluss über den Frequenzbereich in dem haptisches Feedback dargeboten werden kann. Da bei den Konfigurationen 2 und 3 durch Amplitudenverstärkung der praktisch nutzbare Bereich beschränkt wird, werden nur diejenigen Frequenzen betrachtet, bei denen sich der Amplitudengang innerhalb der  $\pm 3$  dB-Grenze befindet.

In Abbildung 5.31 sind die Amplituden der Frequenzgänge für die drei genannten Konfigurationen dargestellt. Für Konfiguration 1 (Motor in Prüfstand) ergibt sich eine maximal übertragbare Frequenz von 122 Hz. Für Konfiguration 2 (Antriebsmodul mit Seil) ist zwischen 20 und 30 Hz eine Resonanzspitze zu erkennen. Die Frequenzbandbreite des Antriebsmoduls mit Seil lässt sich unter Berücksichtigung der genannten Kriterien zu 20,8 Hz bestimmen. Im Amplitudengang des Gesamtsystems durch Messung am Endeffektor (Konfiguration 3) ist ebenfalls eine ausgeprägte Resonanzspitze zu erkennen. Es ergibt sich eine mechanische Frequenzbandbreite von 18,9 Hz.

### 5.6.3.8 Arbeitsraum

Zur Validierung der am Modell ermittelten Arbeitsräume des PlaCaRo (siehe Abschnitt 5.6.1) wird die Impedanzsteuerung modifiziert, um den Endeffektor durch Vorgabe von Positionen aktiv entlang einer gewünschten Trajektorie bewegen zu können [210]. Dazu wird die gewünschte Trajektorie diskretisiert und die resultierenden Koordinaten als Soll-Positionen für die Impedanzsteuerung definiert. Unter Berücksichtigung der eingestellten Steifigkeit (0,150 N/mm) und Dämpfung (0,015 Ns/mm) wird aus der Differenz zwischen Ist- und Soll-Position des Endeffektors der externe Kraftwinder  $\boldsymbol{w}$  berechnet. Dieser wirkt auf den Endeffektor und bewirkt eine Bewegung von Ist- zur Soll-Position. Vorgegeben wurden Trajektorien in quadratischer Form mit zunehmender Kantenlänge (siehe Abbildung 5.32). Ausgangspunkt vor jeder neuen Trajektorie ist die Homing-Pose  $\boldsymbol{p}_{\text{homing}} = [0, -80, 0]^T$  in mm. Beginnend verfährt der Endeffektor in den Ursprung des globalen Koordinatensystems und anschließend zur rechten Berandung der jeweiligen Trajektorie. Alle 5 s wird eine neue Soll-Position vorgegeben. Die Ist-Position des Endeffektors wird über die Vorwärtskinematik berechnet und über die gesamte Trajektorie hinweg aufgezeichnet.

In Abbildung 5.32 ist der berechnete Arbeitsraum  $\mathcal{W}_{CO}$  des punktförmigen Endeffektors, sowie die ermittelten Ist-Positionen der Trajektorien dargestellt. Es fällt auf, dass die ermittelten Ist-Positionen trotz Vorgabe einer quadratischen Trajektorie, rechteckig erscheinen. Zum Zeitpunkt der Untersuchung des Arbeitsraums war die Berücksichtigung der Kinematik der Seilrollen noch nicht implementiert. Der positionsabhängige Umschlingungswinkel der Seilrollen ist daher hierfür als Grund zu nennen. Die größte der gewählten Trajektorien (Kantenlänge 500 mm) tangiert im oberen und unteren Bereich die Arbeitsraumgrenzen und zeigt eine konkave Form auf. Dies bestätigt den modellbasiert ermittelten Arbeitsraum.

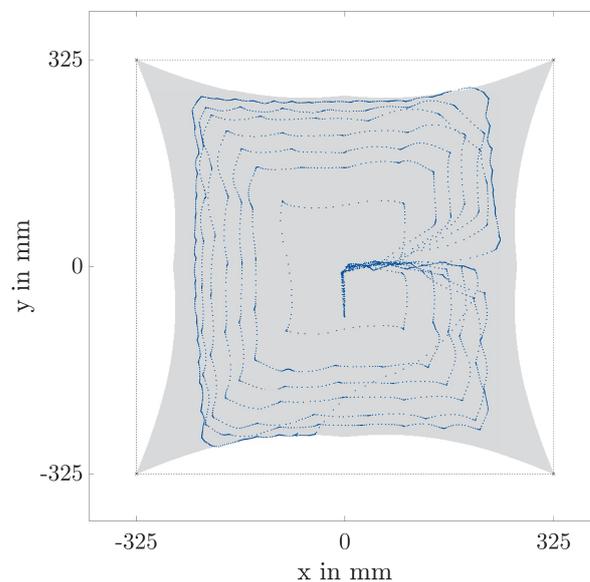


Abbildung 5.32: Modellbasiert ermittelter Constant Orientation Workspace  $\mathcal{W}_{CO}$  des punktförmigen Endeffektors im Vergleich zu den quadratischen Trajektorien des Endeffektors (200 mm, 300 mm, 350 mm, 400 mm, 450 mm, 475 mm und 500 mm Kantenlänge) (nach [210]).

### 5.6.3.9 Nutzerzentrierte Evaluierung

In ersten nutzerzentrierten Tests soll die Fähigkeit des PlaCaRo zur Darbietung von haptischem Feedback überprüft werden. Im Fokus stehen die relativen Unterschiede zweier haptischer Signale, die dargestellt werden können. Es werden Tests mit 5 Teilnehmenden durchgeführt und dabei positionsabhängige Steifigkeiten, positionsinvariante Feedbackkräfte sowie virtuelle Oberflächenstrukturen untersucht. In Abbildung 5.33 ist eine Teilnehmende bei der Bedienung des PlaCaRo zu sehen.

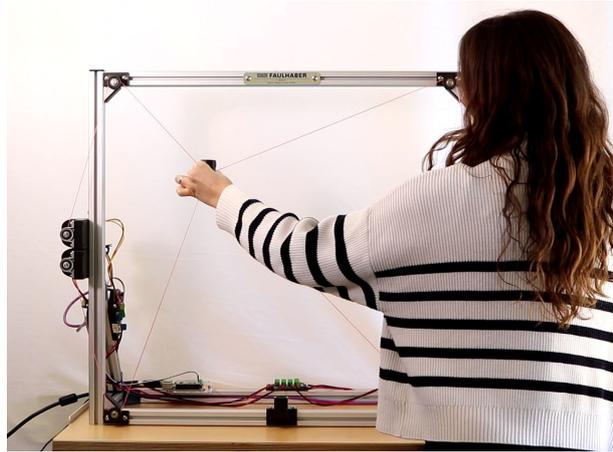


Abbildung 5.33: Person bei Bedienung des PlaCaRo.

In Anlehnung an die Differenzschwelle bezüglich der kinästhetischen Wahrnehmung einer Kraft von 5 %-10 % sowie der Differenzschwelle der Amplitude einer Vibration von 10 %-25 % (Abschnitt 1.1.1), werden die im Folgenden beschriebenen nutzerzentrierten Tests mit relativem Unterschied zweier Reize von 10 % und 20 % durchgeführt [210]. Zur Untersuchung der Wahrnehmung von Steifigkeiten wurden zwei Bereiche, einer in der linken und einer in der rechten unteren Hälfte des Arbeitsraums, implementiert (Abbildung 5.34 a) [210]. In den Bereichen werden jeweils zwei unterschiedliche Steifigkeiten dargeboten. Die Teilnehmenden werden aufgefordert, den Endeffektor von oben herab in die Bereiche zu bewegen. Bei Eintritt in die Bereiche beginnt die Darstellung der Steifigkeit, das heißt die Teilnehmenden spüren eine Kraft, die proportional zur zurückgelegten Eindringtiefe zunimmt. Die Teilnehmenden entscheiden anschließend, in welchem Bereich der höhere Steifigkeitswert dargestellt wird. Es erfolgen drei Durchgänge mit zufälliger Platzierung des Bereichs mit höherer Steifigkeit.

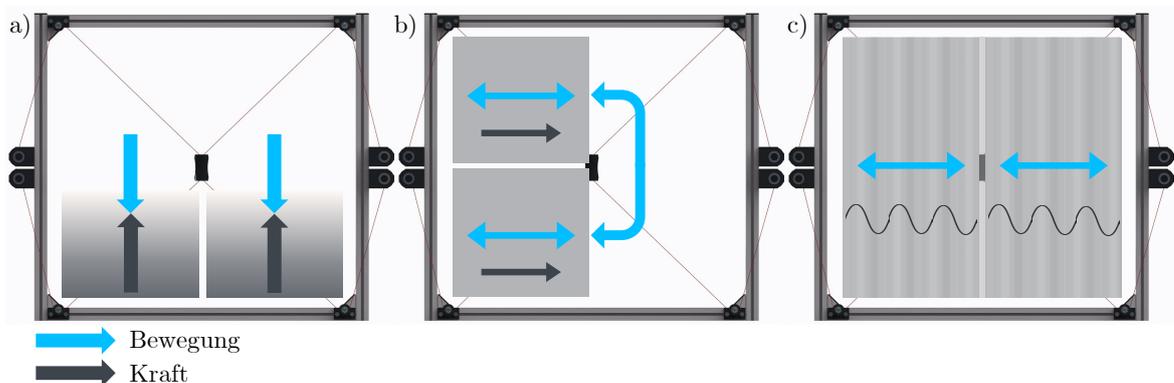


Abbildung 5.34: Schematische Darstellung der Tests mit dargestellten Steifigkeiten (a), konstanten Feedbackkräften (b) sowie Oberflächentexturen (c) (nach [210]).

Zur Untersuchung der Wahrnehmung von positionsinvarianten, konstanten Feedbackkräften, werden ebenfalls zwei Bereiche, einer im oberen linken und einer im unteren linken Teil des Arbeitsraums, implementiert [210]. Befindet sich der Endeffektor innerhalb dieser Bereiche, wirkt auf den Endeffektor und damit auf die Hand der nutzenden Person eine konstante Kraft nach rechts (Abbildung 5.34 b). Analog zur Steifigkeit, geben die Teilnehmenden in drei Durchläufen an, in welchem Bereich die höhere Kraft dargestellt wird. Der Vorgang wird für drei verschiedene Kraftniveaus durchgeführt.

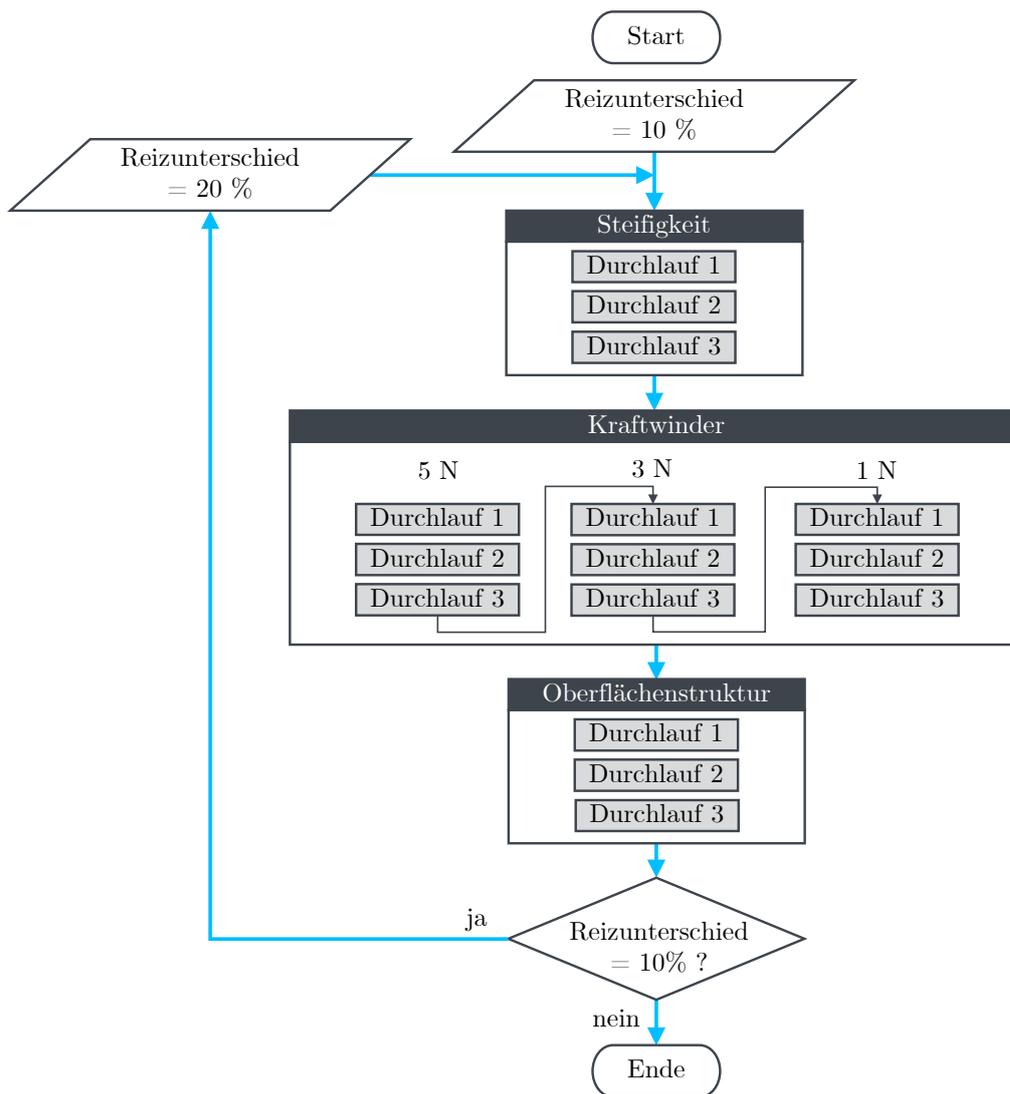


Abbildung 5.35: Schematische Darstellung des Ablaufs der nutzerzentrierten Evaluation (nach [210]).

Zur Untersuchung von positionsabhängigen, periodisch auftretenden Feedbackkräften, im Folgenden als Oberflächenstruktur bezeichnet, wird der Arbeitsraum vertikal in zwei Hälften geteilt (Abbildung 5.34 c) [210]. In einer der beiden Hälften sind Amplitude

und Periodenlänge um die oben genannten relativen Unterschiede größer. Es erfolgen erneut drei Durchläufe in denen die Teilnehmenden entscheiden sollen in welchem Bereich die größeren Werte dargestellt sind. Die drei Tests werden zuerst allesamt mit einem Reizunterschied von 10 % und anschließend mit 20 % durchgeführt. Die Ausgangswerte betragen für die Steifigkeit 0,3 N/mm und für den Kraftwinder 5 N, 3 N und 1 N. Die Ausgangswerte für die Oberflächentextur sind eine Amplitude von 2,5 N und eine Periodenlänge von 35 mm. In Abbildung 5.35 ist der beschriebene Ablauf der nutzerzentrierten Tests dargestellt.

In Tabelle 5.7 sind die Ergebnisse der Tests dargestellt. Für jede Aufgabe wurde eine durchschnittliche Trefferquote des/der jeweiligen Teilnehmenden ermittelt [210]. Bei der Mehrheit der Teilnehmenden hat sich die über alle Tests gemittelte Trefferquote, bei einer Erhöhung des relativen Unterschieds zweier Reize von 10 % auf 20 %, verbessert. Im Falle der dargestellten Steifigkeiten führte die Erhöhung des Reizunterschieds im Mittel über alle Teilnehmenden zu einer deutlichen Zunahme der Trefferquote von 66,6 % auf 100 %. Bei den konstanten Feedbackkräften und den Oberflächentexturen ist ein solch klarer Trend nicht vorhanden.

Tabelle 5.7: Ergebnisse der nutzerzentrierten Evaluierung in Form der Trefferquoten in Prozent.

Trefferquoten in %	Faktor	Teilnehmende Person					Mittelwert
		1	2	3	4	5	
Steifigkeit	1,1	100,00	66,67	33,33	66,67	66,67	66,67
Steifigkeit	1,2	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
Kraftwinder 5 N	1,1	100,00	66,67	100,00	100,00	33,33	80,00
Kraftwinder 5 N	1,2	33,33	100,00	100,00	100,00	100,00	86,67
Kraftwinder 3 N	1,1	66,67	33,33	100,00	100,00	33,33	66,67
Kraftwinder 3 N	1,2	66,67	66,67	100,00	100,00	66,67	80,00
Kraftwinder 1 N	1,1	66,67	66,67	66,67	33,33	66,67	60,00
Kraftwinder 1 N	1,2	33,33	66,67	66,67	33,33	33,33	46,67
Oberfläche	1,1	66,67	66,67	100,00	66,67	66,67	73,33
Oberfläche	1,2	33,33	33,33	100,00	100,00	100,00	73,33
Insgesamt	1,1	66,67	60,00	80,00	73,33	53,33	66,67
Insgesamt	1,2	53,33	73,33	93,33	86,67	80,00	77,33

### 5.6.4 Diskussion

Die Evaluierung des PlaCaRo betrifft die erste der in Abschnitt 5.3 genannten wissenschaftlichen Zielsetzungen. Diese beinhaltet die Überprüfung der Eignung eines CDHD sowie der gewählten Komponenten zur Darstellung von haptischem Feedback mit hoher mechanischer Bandbreite.

Durch die indirekte Regelung der Seilkräfte des PlaCaRo über den Motorstrom besteht für den offenen Regelkreis keine Rückmeldung über die tatsächlich wirkenden Kräfte. Insbesondere die richtungsabhängigen Reibungseinflüsse wurden dazu experimentell bestimmt und können im Betrieb ausreichend kompensiert werden. Losbrechkräfte können aufgrund der indirekten Art der Regelung nicht vermieden werden.

Die auf dem Motorstrom basierende Regelung der Drehmomente der Antriebsmodule führte weiterhin zu unerwünschten Schwankungen der Seilkräfte über den Motordrehwinkel. Drehmomentschwankungen dieser Art sind nicht unüblich für BLDC-Motoren, sollten allerdings nicht in der hier vorliegenden Größenordnung auftreten. Die unerwünschten Schwankungen der Seilkräfte überlagern sich im Endeffektorraum und führen dort zu einer posenabhängigen Schwankung der Bedienkraft für die Nutzenden. Die Schwankungen der Seilkräfte haben damit insbesondere die nutzerzentrierte Evaluierung negativ beeinflusst. Ausblickend bestehen verschiedene Möglichkeiten zum Umgang mit den unerwünschten Drehmomentschwankungen. Ohne nennenswerte Änderungen an der Hardware vorzunehmen, kann eine drehwinkelabhängige Kompensation implementiert werden. Hierfür muss jede Antriebsachse vermessen und eine entsprechende Kompensationsfunktion ermittelt werden. Die Aufrüstung auf Absolutencoder würde dies vereinfachen. Weiterhin kann eine direkte Regelung des Drehmoments oder der Seilkräfte erfolgen. Dies bedeutet einen größeren materiellen und konstruktiven Aufwand, weist jedoch großes Potential für die Steigerung der Qualität des haptischen Feedbacks auf. Neben der Eliminierung der Seilkraftschwankungen verbessert dieser Ansatz gleichzeitig auch das Problem der Losbrechkräfte aufgrund statischer Reibung. Ein weiterer Ansatz ist die Admittanzregelung über die resultierende Kraft im Endeffektorraum (vergleiche [261]). Hierbei dient die Kraft zwischen Endeffektor und Hand als Rückführgröße. Bei geringem materiellen Aufwand hat dieser Ansatz ebenfalls großes Potential die Qualität des haptischen Feedbacks zu steigern. Allerdings ist der Rechenaufwand höher und dieser wird im bestehenden Aufbau auf dem Raspberry Pi ausgeführt, dessen Leistung und Kommunikation mit den Controllern in der aktuellen Konfiguration vermutlich zu gering für eine performante Regelung dieser Art sind.

In der modellbasierten Analyse des Arbeitsraums wurden die proximalen Anknüpfungspunkte  $A_i$  der Seile als punktförmig angenommen. Trotz der verwendeten Seilrollen am Versuchsträger wurden in der ersten Implementierung weiterhin punktförmige Anknüpfungspunkte vorgesehen. An den Seilrollen treten in Abhängigkeit der Pose des Endeffektors unterschiedliche Umschlingungswinkel auf. Es ergeben sich dadurch posenabhängige

Reibungsverluste, sich ändernde Abrollpunkte an denen die Seile ihre Seilrollen verlassen und dadurch sich ändernde Seillängen sowie Wirkrichtungen der Seilkraftvektoren. Als Resultat ist am Versuchsträger eine verminderte Genauigkeit der Positionsrückmeldung des Endeffektors aus den Seillängen zu erwarten sowie eine limitierte Genauigkeit der daraufhin eingestellten Seilkräfte. Die Auswirkungen der Annahme von punktförmigen Anknüpfungspunkten auf den Arbeitsraum sind als klein einzuschätzen [259] und wurden daher bei der Validierung des Arbeitsraum akzeptiert. Untersucht wurde jedoch die Auswirkung auf die Genauigkeit der Positionsrückmeldung. Diese wurde dafür mit und ohne Berücksichtigung der Seilrollenkinematik durchgeführt. Während die Seilrollenkinematik bei der Betrachtung der absoluten Genauigkeit wenig Einfluss zu haben scheint, trägt sie zu einer deutlichen Verbesserung der relativen Genauigkeit der Positionserfassung bei. Mögliche Ursachen für Ungenauigkeiten bei der Errechnung der Endeffektorposition aus den Seillängen, liegen in der Initialisierung des Systems sowie in der Terminierung des LMA der zur Minimierung der Fehlerfunktion verwendet wird. Zur Initialisierung des PlaCaRo werden dem Berechnungsalgorithmus die Seillängen für eine mechanisch definierte Homing-Pose übergeben. Eine ungenaue Positionierung während dieser Initialisierung kann zu fehlerhaften Seillängen führen, welche die im Betrieb ermittelte Endeffektorposition beeinträchtigt. Weiterhin können Unterschiede der Seilspannungen beim Auf- und Abwickeln des Seils dazu führen, dass in den Wicklungen der Seiltrommel variierende Seillängen vorliegen und damit eine Abweichung von der angenommenen freien Seillänge vorliegt. Nicht zuletzt hat die Anzahl der Iterationen des verwendeten Algorithmus sowie die angenommenen Terminierungsparameter Auswirkung auf die Genauigkeit der errechneten Position. Für die geplante Anwendung hat sich die Genauigkeit der Positionsrückmeldung als ausreichend herausgestellt, in anknüpfenden Arbeiten kann diese jedoch durch direkte Messung der Seillängen, beispielsweise mit optischen Sensoren, der Verwendung von Absolut- statt Inkrementalencodern, sowie der Anpassung der Terminierungseigenschaften des verwendeten Algorithmus verbessert werden.

Die zur theoretischen Arbeitsraumanalyse verwendete Methoden konnten am Versuchsträger validiert werden. Insbesondere die obere und untere Berandung des Arbeitsraums konnte vom Endeffektor gut erreicht werden. Der Vergleich zwischen den modellierten und experimentell bestimmten seitlichen Grenzen des Arbeitsraums zeigt jedoch Unterschiede deren Ursache in der Seilrollenkinematik vermutet wird. Im Vergleich zur Literatur ist der Arbeitsraum des PlaCaRo in Relation zum Durchmesser der

Seilrollen relativ klein, weshalb ein größerer Einfluss derselben entsteht. Weiterhin sind die Seilrollen am Rahmen so befestigt, dass ihre Mittelpunkte ein Quadrat aufspannen. Die Führung der Seile über die Seilrollen führen jedoch dazu, dass die Positionen an denen die Seile ihre jeweiligen Seilrollen verlassen, eine rechteckige Form bilden. Die Überprüfung des Arbeitsraums wurde nicht unter Berücksichtigung der Seilrollenkinematik wiederholt da dieser Schritt maßgeblich zur Validierung der gewählten Modellierungsmethoden diente. Die grundsätzliche Eignung der gewählten Methoden kann der dargestellten Arbeitsraumüberprüfung bereits entnommen werden.

Durch die Taktrate der ROS-Schleife ist die maximal darstellbare Frequenzbandbreite des PlaCaRo auf 46,7 Hz limitiert. Die Frequenzbandbreite eines einzelnen Antriebsmoduls beträgt 20,8 Hz. In Vorarbeiten [243, 262] wurde untersucht, welchen Einfluss seilführende Elemente auf die übertragbare Frequenz haben. Bei Verwendung von einer Umlenkrolle wurden hierbei vergleichbare Werte ermittelt. Der PlaCaRo liegt mit 18,9 Hz nur wenig unterhalb der Bandbreite eines einzelnen Antriebsmoduls. Ein Wert aus der Literatur zum Vergleich stellt die Frequenzbandbreite von 13,3 Hz des Seilroboters Mini-IPAnema3 dar [44, 45]. Auffallend ist, dass der Motor mit Hebelarm im beschriebenen Prüfstand eine nennenswert höhere nutzbare Bandbreite von 122 Hz erreicht hat. Die Fähigkeit zur Übertragung dynamischer Kräfte wird also durch Hinzunahme von Seiltrommel und Seil erheblich reduziert. In Folgearbeiten ist die Verbesserung der Übertragung dynamischer Kräfte in Seilantrieben erstrebenswert.

In nutzerzentrierten Tests wurde die Fähigkeit des PlaCaRo zur Darstellung von haptischem Feedback in realer Interaktion mit Nutzenden evaluiert. Dazu wurden Steifigkeiten, Feedbackkräfte sowie Oberflächentexturen dargestellt. Aufgrund der vorhandenen, unerwünschten Kraftschwankungen wurden lediglich vorläufige Tests mit wenigen Teilnehmenden durchgeführt. Der Fokus lag auf der Untersuchung der relativen Unterschiede zweier haptischer Reize die von einer nutzenden Person wahrgenommen werden können. Die hohen mittleren Trefferquoten für Steifigkeiten und konstante Feedbackkräfte von 3 N und 5 N, bei relativem Reizunterschied von 20 %, zeigen die Eignung des PlaCaRo zur Darstellung von Steifigkeiten und konstanten Feedbackkräften [210]. Weiterhin kann geschlussfolgert werden, dass konstante Feedbackkräfte in Höhe von 5 N, und einem relativen Unterschied von nur noch 10 %, ebenfalls dargestellt werden können, wohingegen Feedbackkräfte in der Größenordnung von 1 N nicht mehr unterscheidbar sind [210]. Bezüglich der Oberflächenstrukturen lässt sich aufgrund der geringen Teilnehmendenzahl keine eindeutige Aussage treffen, da bei manchen

Teilnehmenden eine Erhöhung des relativen Reizunterschieds zu einer Verschlechterung der Trefferquote geführt hat. Die vorläufigen Tests mit Nutzenden erlauben zwar erste Abschätzungen, um aussagekräftige Schlüsse zu ziehen, muss jedoch eine umfangreichere nutzerzentrierte Evaluierung durchgeführt werden. Aus den vorläufigen Tests können Handlungsempfehlungen für deren Gestaltung abgeleitet werden.

Aus der Evaluierung kann abgeleitet werden, dass sich der PlaCaRo zur Darstellung von haptischem Feedback eignet. Sowohl die darstellbare Frequenzbandbreite, als auch der im Verhältnis zum Aufbau relativ große Arbeitsraum lassen diesen Schluss zu. Besonderes Potential hat die einfache Rekonfigurierbarkeit des Ansatzes, da alle Antriebsmodule identisch aufgebaut sind und somit durch veränderte Platzierung auch andere Arbeitsräume erzielt werden können. Herausforderungen bestehen bezüglich der Praktikabilität und Sicherheit, da der nutzenden Person möglichst noch weitere Freiheitsgrade angeboten werden sollten, ohne dass diese mit ihrer Hand zwischen die Seile fassen muss. Zu überdenken ist die Wahl der indirekten Regelungsmethode aufgrund der unerwünschten Seilkraftschwankungen.

In diesem Abschnitt (Abschnitt 5.6) wurde anhand des planaren Versuchsträgers – dem PlaCaRo – die generelle Eignung der Verwendung seilgetriebener Parallelkinematiken für die geplante Nutzerschnittstelle untersucht. Die angewendeten Methoden zur Arbeitsraumuntersuchung, die Systemkomponenten und die kinematische Beschreibung, sowie die entwickelten Methoden zur Evaluierung stellen die Basis für die Entwicklung der anwendungsspezifischen Nutzerschnittstelle dar. Im nun folgenden Abschnitt 5.7 ist die Entwicklung des räumlichen Versuchsträgers dargestellt.

## 5.7 Räumlicher Versuchsträger – FalCaRo

Wie in der Einleitung des Abschnitts 5.6 erläutert, soll mithilfe des räumlichen Versuchsträgers, im Folgenden als Falcon Cable Robot (FalCaRo) bezeichnet, die zweite der in Abschnitt 5.3 genannten, wissenschaftlichen Zielsetzungen bearbeitet werden. Die Namensgebung basiert auf dem von KAWAMURA *et al.* [263] entwickelten CDPR, dessen Konfiguration der räumliche Versuchsträger ähnelt. Am FalCaRo wird die Umsetzbarkeit eines CDHD unter dem Aspekt der Bewegungskongruenz für die RAS untersucht. Der FalCaRo dient also hauptsächlich der Suche nach einer für die Anwendung geeigneten CDHD-Konfiguration.

Beginnend wird die Erarbeitung von geeigneten CDHD-Konfigurationen beschrie-

ben (Abschnitt 5.7.1), anschließend wird die modellbasierte Analyse des Arbeitsraums dargestellt (Abschnitt 5.7.2), die Umsetzung einer geeigneten Konfiguration als Versuchsträger beschrieben (Abschnitt 5.7.3) und dieser evaluiert (Abschnitt 5.7.4).

### 5.7.1 Synthese von Konfigurationen

Das Finden von geeigneten CDPR-Konfigurationen bei vorgegebenem Arbeitsraum stellt aufgrund der vielen Variablen eine Herausforderung dar. Es existieren Ansätze zur Parametersynthese von CDPR und zu deren *Optimal Design*, deren Anwendung, insbesondere bei speziellen Anforderungen wie im Falle der vorliegenden Arbeit, nicht ohne Weiteres möglich ist. Eine Übersicht über Ansätze zur Parametersynthese von CDPR bietet ANDREAS POTT [198]. Ziel dieses Vorhabens ist nicht die Suche nach einer optimalen CDHD-Konfiguration, sondern das Finden einer geeigneten Konfiguration um die Eignung und Anwendbarkeit eines CDHD als Eingabegerät für die RAS zu untersuchen. Unter definierten Anforderungen und Randbedingungen wird im Folgenden eine für die Anwendung geeignete Konfiguration gefunden.

#### 5.7.1.1 Anforderungen

Der FalCaRo soll im Sinne eines Versuchsträgers ein Eingabegerät für die RAS darstellen. Angestrebt wird ein kompakter Aufbau, der künftig die Verwendung eines zweiten, identischen Eingabegerätes für die bimanuelle Telemanipulation erlaubt. Beide Eingabegeräte sollten in einer Nutzerkonsole angeordnet werden können und zusätzlich freien Blick auf den Monitor oder die Integration eines Head-Mounted Display (HMD) (siehe [264]) gewähren. Der Arbeitsraum des FalCaRo soll dem in Abschnitt 5.5.1 hergeleiteten Zylinder (300 mm Durchmesser, 200 mm Höhe) entsprechen. Für die nutzende Person soll der FalCaRo in diesem Arbeitsraum drei translatorische DOF bieten. Aus Gründen der Sicherheit und der komfortablen Nutzung wird außerdem angestrebt, dass die nutzende Person zur Bedienung des FalCaRo nicht zwischen die Seile greifen muss. Um die in Abschnitt 5.2 erläuterte Kongruenz der Eingabe- zur Instrumentenkinematik zu erreichen, soll am Eingabegerät ebenfalls ein Pivotpunkt realisiert werden, um den die Eingabebewegung schwenkt. Wünschenswert ist die variable Positionierung des Pivotpunkts am Eingabegerät, um auch bei Skalierung von Eingabebewegungen einen Schwenkwinkel ähnlich dem des Instruments zu erreichen (Abbildung 5.36).

An jeder Pose im Arbeitsraum des FalCaRo soll der nutzenden Person eine haptische Feedbackkraft in Höhe von 5 N in jede Raumrichtung dargeboten werden können. Zur Steuerung der DOF des Instrumentenendeffektors wird am FalCaRo das *Haptic User*

*Interface* (HUI) befestigt (siehe Abschnitt 5.8). Deren Gewichtskraft von etwa 5 N (HUI inklusive Kabel) muss bei der Auslegung des FalCaRo berücksichtigt werden.

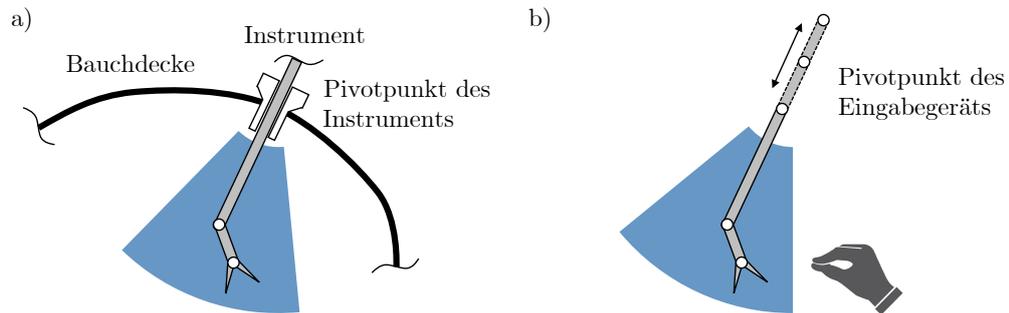


Abbildung 5.36: Schematische Darstellung des Instruments (a) und des Eingabegeräts (b). Um bei der Skalierung von Eingabebewegungen realistische Schwenkwinkel um den Pivotpunkt zu bewahren soll der Pivotpunkt des Eingabegeräts translatorisch verschoben werden können.

### 5.7.1.2 Konfigurationen

Anhand der oben genannten Anforderungen wurden vier mögliche Konfigurationen für den FalCaRo gefunden [265, 266]. Die Konfiguration *Laparostick* (Abbildung 5.37 a) basiert auf dem in der Seilrobotik weit verbreiteten klassischen Aufbau der meisten CDPR. Dabei bilden die proximalen Anknüpfungspunkte einen Quader, der meist größer ist als der Arbeitsraum des CDPR. Der Endeffektor hat im Vergleich mit dem Quader der Anknüpfungspunkte geringere Abmessungen. Zur Realisierung des geforderten Pivotpunkts und um der nutzenden Person ein Greifen des Endeffektors außerhalb der proximalen Anknüpfungspunkte zu ermöglichen, wird ein Stab verwendet. Eine Lagerung im mittleren Bereich schränkt die Bewegungen des Stabs auf zwei rotatorische und einen translatorischen DOF ein. An den beiden Enden des Stabs sind dadurch jeweils noch drei translatorische DOF möglich. Das obere Ende des Stabs entspricht den distalen Anknüpfungspunkten  $B_i$  der Seile, das untere Ende stellt die Verbindung zur Nutzerschnittstelle dar. Zur Realisierung von drei translatorischen Freiheitsgraden am distalen Anknüpfungspunkt, genügt ein punktförmiges Zusammentreffen aller Seile. Vier Seile wären bereits ausreichend um drei DOF zu ermöglichen, würden jedoch nur ein schlechtes Verhältnis aus Arbeitsraum zu Größe des Gesamtaufbaus erreichen. Die Konfiguration *Laparostick* wird daher und auch aus Gründen der Symmetrie mit acht Seilen geplant [265].

Basierend auf der von KAWAMURA *et al.* [267] vorgeschlagenen Konfiguration *Falcon*, werden weitere Konfigurationen für den räumlichen Versuchsträger entwickelt [265]. Die Konfigurationen des Typ *Falcon* haben gemeinsam, dass sie anstelle des üblichen

quaderförmigen Aufbaus mit kleinem Endeffektor, eine flache Anordnung der proximalen Anknüpfungspunkte und einen ausgedehnten Endeffektor haben (siehe Abbildung 5.37 b-d). Die Seile laufen also von den proximalen Anknüpfungspunkten nach außen zu den Enden des ausgedehnten Endeffektors. Im Falle des Typ Falcon kann die nutzende Person am unteren Ende des Endeffektors mit dem CDHD interagieren, ohne zwischen die Seile greifen zu müssen.

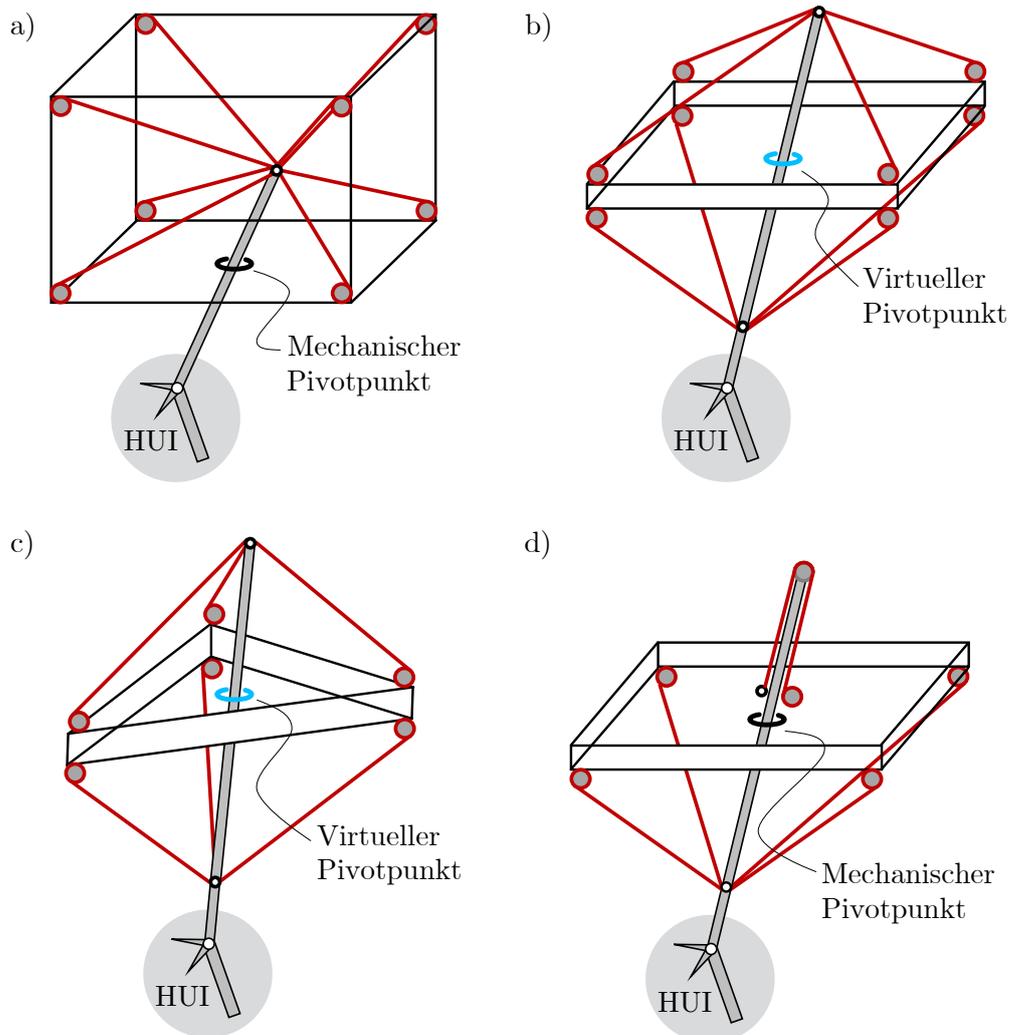


Abbildung 5.37: Konfiguration *Laparostick* (a), *Falcon-8* (b), *Falcon-6* (c) und *Falcon-5* (d) (nach [265]). Ebenfalls dargestellt ist die HUI über die eine nutzende Person mit dem FalCaRo interagieren kann.

In der Konfiguration *Falcon-8* bilden die proximalen Anknüpfungspunkte einen Quader mit geringer Höhe. Es laufen vier Seile zum oberen Ende und vier Seile zum unteren Ende des ausgedehnten stabförmigen Endeffektors. Der Pivotpunkt im mittleren Bereich des stabförmigen Endeffektors soll dabei in der Regelung des CDHD umgesetzt werden und wird im Folgenden als *virtueller Pivotpunkt* bezeichnet. Die Konfiguration *Falcon-6* ist

vergleichbar aufgebaut, umfasst jedoch nur sechs Seile und damit eine prismenförmige Anordnung der proximalen Seilanknüpfungspunkte mit dreieckiger Grundfläche. In der Konfiguration *Falcon-5* liegen die proximalen Anknüpfungspunkte in horizontaler Richtung ebenfalls sehr nah beieinander. Es verlaufen vier Seile zum unteren Ende und ein Seil über eine Umlenkrolle über das obere Ende des stabförmigen Endeffektors. Statt des virtuellen Pivotpunkts wird hier ein mechanischer Pivotpunkt benötigt. Der mechanische Pivotpunkt ist ortsfest und kann im Betrieb nicht zur Skalierung des Schwenkwinkels verschoben werden.

### 5.7.1.3 Auswahl

Für die weitere Auslegung des FalCaRo wurde eine der vorgeschlagenen Konfigurationen ausgewählt. Die Auswahl erfolgte durch qualitative Bewertung in den folgenden Kategorien [265].

**Pivotpunkt.** In allen vier Konfigurationen lässt sich durch einen Pivotpunkt und einen stabförmigen Endeffektor der Ansatz der Bewegungskongruenz realisieren und untersuchen. Die Konfigurationen *Falcon-6* und *Falcon-8* bieten darüberhinaus die Möglichkeit ihren virtuellen Pivotpunkt im Raum zu verschieben.

**Kompaktheit.** Die Kompaktheit bezieht sich auf das Verhältnis aus Größe des Arbeitsraums zur Größe des gesamten CDHD und lässt sich daher ohne Arbeitsraumbetrachtung nicht im Detail einschätzen. Es ist jedoch zu erwarten, dass die Konfiguration *Falcon-6* hier ein schlechteres Verhältnis aufweisen wird als die Konfiguration *Falcon-5* und *Falcon-8*.

**Symmetrie.** Der FalCaRo soll einen Prüfstand darstellen und daher einfach zu rekonfigurieren sein. Dies gestaltet sich bei symmetrischem Aufbau einfacher, als bei einer von Beginn an spezifischen Konfiguration. Die Konfigurationen *Laparostick*, *Falcon-5* und *Falcon-8* sind hier dem *Falcon-6* vorzuziehen.

**Eignung für haptisches Feedback.** Zur Darstellung von haptischem Feedback eignen sich die Konfigurationen des Typ Falcon generell besser, als die Konfiguration *Laparostick*. Bei der Konfiguration *Laparostick* erfolgt die Kraftübertragung über die gesamte Länge des stabförmigen Endeffektors bis zur Hand der nutzenden Person. Dynamische Feedbackkräfte unterliegen hier stärkerer Dämpfung im Vergleich zu den Falcon-Konfigurationen bei denen die kraftübertragenden Seile näher

an der Nutzerhand anknüpfen. Bei den Konfigurationen *Falcon-5* und *Laparostick* tritt zudem Reibung im mechanischen Pivotpunkt auf.

**Kinematische Beschreibung.** Die Konfigurationen des Typ Falcon sind wenig verbreitet weshalb kaum Literatur bezüglich der kinematischen Beschreibung und deren Implementierung in Software vorhanden ist. Weiterhin liegt keine Literatur bezüglich der Realisierung eines virtuellen Pivotpunkts bei Nutzung als CDHD vor.

Basierend auf der qualitativen Bewertung wird die Konfiguration *Falcon-8* für das weitere Vorgehen ausgewählt. Da ein rekonfigurierbarer und vielseitiger Prüfstand angestrebt wird, sind insbesondere die Aspekte der Symmetrie sowie des verschiebbaren Pivotpunkts stärker gewichtet worden. Weiterhin soll haptisches Feedback mit hoher mechanischer Bandbreite erreicht werden, weshalb die Konfiguration *Laparostick* trotz der einfacheren Umsetzung nicht weiter verfolgt wird.

### 5.7.2 Arbeitsraumanalyse

Der FalCaRo entspricht der Konfiguration *Falcon-8*. Er umfasst acht Seile und bietet mit einem stabförmigem Endeffektor fünf DOF. Er gehört zur Gruppe der RRPM und verfügt, ohne Einschränkung durch den virtuellen Pivotpunkt, über ein 2R3T Bewegungsmuster. Nach kinematischer Einschränkung durch den virtuellen Pivotpunkt erreicht der FalCaRo noch das Bewegungsmuster 2R1T, welches am unteren Ende des stabförmigen Endeffektors noch drei translatorische Freiheitsgrade ermöglicht. In diesem Abschnitt soll eine geeignete Konfiguration des FalCaRo ermittelt werden. Dies bezieht sich auf die Kantenlänge  $a_x$  der quadratischen Grundfläche der Anknüpfungspunkte, die Höhe  $a_z$  der Anknüpfungspunkte sowie die Länge  $b_z$  des stabförmigen Endeffektors. Als Randbedingungen festgelegt sind die geforderten Feedbackkräfte bis zu 5 N im gesamten Arbeitsraum, sowie die dauerhaft wirkende Gewichtskraft durch die haptische Nutzerschnittstelle von 5 N. Weiterhin werden Maße von  $a_x = 300$  mm,  $a_z = 0$  mm und  $b_z = 300$  mm als Minimalwerte und  $a_x = 600$  mm,  $a_z = 300$  mm und  $b_z = 600$  mm als Maximalwerte für den FalCaRo definiert. Um eine möglichst geeignete Konfiguration zu finden, wird der Arbeitsraum für variierende Dimensionen iterativ ermittelt und auf Basis der bereits am PlaCaRo angewendeten Indizes von FERRARESI *et al.* [258] bewertet. Die Ergebnisse dienen erneut als Grundlage für die Gestaltung des Versuchsträgers.

### 5.7.2.1 Methoden

Analog zum PlaCaRo (Abschnitt 5.6.1) wurde der FalCaRo mit der Software MATLAB als starres, masseloses Mehrkörpersystem mit punktförmigen Seilanknüpfungspunkten modelliert [265]. Untersucht wird der *Constant Orientation Workspace*  $\mathcal{W}_{CO}$  für verschiedene FalCaRo-Konfiguration. Aufgrund der oben genannten kinematischen Einschränkung durch den virtuellen Pivotpunkt und bei Betrachtung der Mitte des Endeffektors, kann der FalCaRo Bewegungsmuster der Art 2R1T ausführen. Dies ist nicht zu verwechseln mit dem 3T Bewegungsmuster die dadurch am unteren Ende des Endeffektors entstehen und der Nutzerinteraktion dienen. Die Diskretisierung des Arbeitsraums erfolgt in Polarkoordinaten, um den virtuellen Pivotpunkt. Für die Rotation um die Längsachse des in Neutralstellung senkrechten Endeffektorstabs, wird ein Bereich von  $0^\circ$  bis  $360^\circ$  und eine Schrittweite von  $10^\circ$  definiert. Das Schwenken um eine horizontal liegende Achse wird im Bereich von  $0^\circ$  bis  $80^\circ$  in Schritten von  $5^\circ$  durchgeführt. Für jede der entstehenden Orientierungen des Endeffektors erfolgt eine translatorische Verschiebung des Endeffektors durch den Pivotpunkt im Bereich von  $-\frac{b_z}{2}$  bis  $+\frac{b_z}{2}$  in Schritten von 20 mm (Abbildung 5.38). Die geometrischen Eingangsparameter werden mit einer Schrittweite von 10 mm iterativ verändert. Alle dadurch entstehenden FalCaRo-Konfiguration werden untersucht.

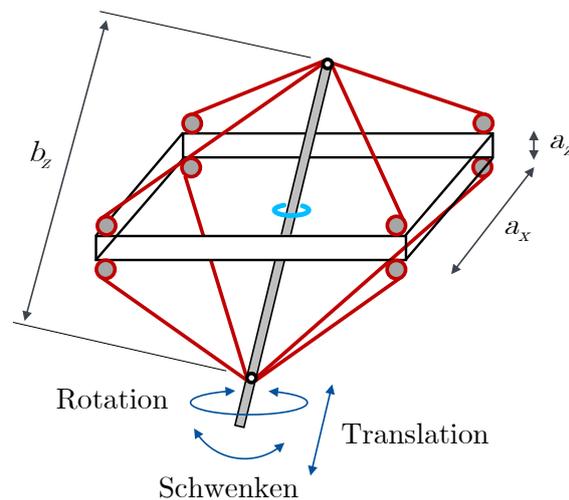


Abbildung 5.38: Schematische Darstellung der geometrischen Parameter und der Rotation, des Schwenkens und der Translation zur Abtastung des Arbeitsraums (nach [265]).

**Kantenlänge Anknüpfungspunkte.** Die Kantenlänge  $a_x$  der stets quadratisch angeordneten Anknüpfungspunkte wird im Bereich von 300 mm bis 600 mm verändert.

**Höhe Anknüpfungspunkte.** Die Höhe  $a_z$  der Anknüpfungspunkte wird im Bereich von 0 bis 300 mm verändert.

**Länge Endeffektor.** Die Länge  $b_z$  des stabförmigen Endeffektors wird im Bereich von 300 mm bis 600 mm verändert.

Mithilfe der ICFM (siehe Abschnitt 5.5.4) wird analog zum PlaCaRo nach Seilkraftverteilungen gesucht, die statisches Gleichgewicht ermöglichen, ohne die in Abschnitt 5.5.2 genannten Seilkraftgrenzen zu verletzen. Dabei wird ebenfalls auf Kraftschluss- und Jacobi-Singularitäten geprüft. Weiterhin wird das statische Gleichgewicht, analog zum PlaCaRo, unter Einwirkung eines externen Kraftwinders untersucht. Dieser repräsentiert die haptische Feedbackkraft in Höhe von  $F_F = 5 \text{ N}$ . Der Kraftwinder wird an jeder Pose im Arbeitsraum in 26 verschiedenen Wirkrichtungen auf das untere Ende des Endeffektorstabs aufgebracht. Zusätzlich wird an jeder Pose im Arbeitsraum ein Gewichtskraftvektor in Höhe von 5 N berücksichtigt, der am unteren Ende des Endeffektorstabs angreift und die Masse des HUI repräsentiert. Nur wenn an der jeweiligen Pose alle betrachteten Richtungen des Kraftwinders darstellbar sind und der Gewichtskraftvektor ausgeglichen werden kann, wird die Pose als dem Arbeitsraum zugehörig angesehen. Die Ergebnisse der Arbeitsraumbetrachtung des FalCaRo werden ebenfalls durch Bewertungsindizes evaluiert. Zusätzlich wird das Volumen des Aufbaus und des Arbeitsraums getrennt betrachtet. Die Indizes weichen von denen ab, die im Fall des PlaCaRo angewendet wurden. Sie basieren dennoch auf dem Ansatz von FERRARESI *et al.* [258].

**Volumen des Aufbaus.** Das Volumen des Aufbaus einer FalCaRo-Konfiguration ergibt sich nach Gleichung 5.40. Die Höhe  $a_z$  der Anknüpfungspunkte wird nicht beachtet, da entwurfsbedingt die Länge des stabförmigen Endeffektors stets den größeren Wert hat.

$$V_{\text{CDHD}} = a_x^2 \cdot b_z \quad (5.40)$$

**Volumen des Arbeitsraums.** Die oben beschriebene Methode zur Ermittlung des Arbeitsraums resultiert in einer Menge von Punkten die zum Arbeitsraum gehören. Mit Hilfe der Funktion *boundary* in MATLAB, wird das Volumen  $V_{\text{workspace}}$  ermittelt, welches von der Punktemenge eingenommen wird.

**Volumenindex.** Der Index  $I_V$  beschreibt das Volumen des Arbeitsraums relativ zum Volumen des Aufbaus.

$$I_V = \frac{V_{\text{workspace}}}{V_{\text{CDHD}}} \quad (5.41)$$

**Abdeckung des gewünschten Arbeitsraums.** Der Index  $I_{\text{des}}$  gibt an, welcher Anteil des gewünschten Arbeitsraums  $V_{\text{des}}$  vom Volumen des Arbeitsraums  $V_{\text{workspace}}$  abgedeckt wird. Der Mittelpunkt des geforderten, zylinderförmigen Arbeitsraums wird dazu im Zentrum der Punktemenge platziert. Das Zentrum der Punktemenge ergibt sich aus den Mittelwerten des gefundenen Arbeitsraums in x-, y-, und z-Richtung:

$$I_{\text{des}} = \left( \frac{V_{\text{workspace}}}{V_{\text{des}}} \right) \cdot 100 \quad (5.42)$$

Erstrebenswert ist prinzipiell ein geringes Volumen des Aufbaus bei gleichzeitig großem Volumen des Arbeitsraums. Dies bedeutet einen hohen Wert für den Volumenindex. Eine reine Betrachtung des Volumenindex ist jedoch nicht ausreichend, sondern dient als Unterstützung bei der Auswahl. Zusätzlich wurden die Einzelwerte der Volumina stets mitbetrachtet. Für die Abdeckung des gewünschten Arbeitsraums wird ein Wert von 100 % angestrebt, welcher einer vollständigen Abdeckung mit der Punktwolke der jeweiligen FalCaRo-Konfiguration entspricht. Für alle untersuchten FalCaRo-Konfigurationen wurden die genannten Bewertungsindizes ermittelt und abgespeichert. Anhand der Ergebnisse erfolgt die Auswahl einer, für die Anwendung geeigneten Konfiguration. Die ausgewählte Konfiguration wird mit der zuvor beschriebenen Vorgehensweise noch einmal in feinerer Diskretisierung analysiert.

### 5.7.2.2 Ergebnisse

Es wurden mehr als 20 000 mögliche Konfigurationen des FalCaRo betrachtet [265]. Für jedes der oben genannten Bewertungskriterien wurde das obere 1 % der Ergebnisse herausgefiltert. Aufgrund von Ungenauigkeiten, die durch die diskrete Abtastung des Arbeitsraums und die ebenfalls diskrete Veränderung der geometrischen Parameter entstehen, sowie Ungenauigkeiten aufgrund von Rundung, liegen die verbleibenden Ergebnisse sehr nahe beieinander. Da nicht nach einem lokalen Optimum bezüglich der FalCaRo-Konfiguration gestrebt wird, sondern lediglich eine geeignete Konfiguration gefunden werden soll, wird die Konfiguration mit  $a_x = 330$  mm,  $a_z = 40$  mm und  $b_z = 550$  mm ausgewählt [265]. Die Auswahl erfolgte insbesondere nach Gesichtspunkten der Realisierbarkeit als realer Versuchsträger. Es erfolgt eine genauere Betrachtung der

ausgewählten Konfiguration mit kleineren Diskretisierungsschrittweiten von  $5^\circ$  für die Rotation um die Längsachse,  $1^\circ$  für die Schwenkbewegung und 5 mm für die translatorische Verschiebung. Daraus folgt ein Volumen des Aufbaus von  $V_{\text{CDHD}} = 0,06 \text{ m}^3$ , ein Volumen des Arbeitsraums von  $V_{\text{workspace}} = 0,11 \text{ m}^3$ , ein Volumenindex von  $I_V \approx 1,8$  sowie eine Abdeckung des geforderten Arbeitsraums von  $I_{\text{des}} = 99\%$  Prozent. In Abbildung 5.39 ist der Arbeitsraum der ausgewählten Konfiguration visualisiert.

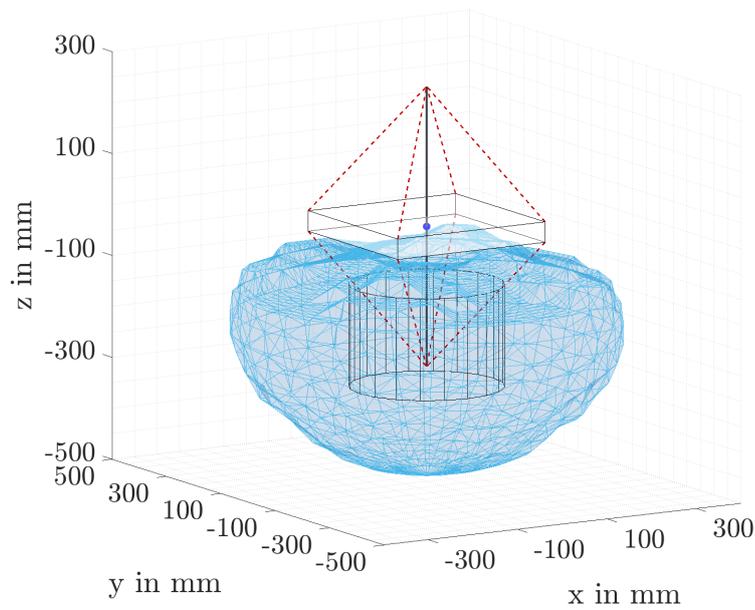


Abbildung 5.39: Visualisierung des Arbeitsraums (blau) und des geforderten Arbeitsraums (Zylinderform) der ausgewählten FalCaRo-Konfiguration mit  $a_x = 330 \text{ mm}$ ,  $a_z = 40 \text{ mm}$ ,  $b_z = 550 \text{ mm}$  unter Berücksichtigung der Feedbackkraft von  $F_F = 5 \text{ N}$  und der Gewichtskraft des HUI von 5 N (nach [265]).

### 5.7.2.3 Diskussion

Aus den gefundenen FalCaRo-Konfigurationen wurde nach qualitativer Bewertung in mehreren Kriterien die Konfiguration *Falcon-8* ausgewählt. Diese Konfiguration erfüllt die gestellten Anforderungen, lediglich die gewünschte Verschiebung des Pivotpunkts wurde in der Arbeitsraumanalyse aus Gründen der Einfachheit nicht untersucht. Die Diskretisierung des Arbeitsraums in polarer Anordnung ist einfach zu implementieren, führt jedoch zu einer verringerten Auflösung der betrachteten Arbeitsraumpunkte im peripheren Bereich verglichen mit dem Zentrum des Arbeitsraums. Der Bereich, in dem die Arbeitsraumgrenze liegt, wird dadurch mit größerer Schrittweite abgetastet. Für zukünftige Arbeiten wird eine gleichmäßige Anordnung der Diskretisierung in kartesischen Koordinaten empfohlen. Im Allgemeinen birgt die diskrete Überprüfung des Arbeitsraums die Gefahr, Unstetigkeiten im Arbeitsraum unentdeckt zu lassen. Analog führt auch die nicht-kontinuierliche Veränderung der geometrischen Parameter mit definierter

Schrittweite dazu, dass nur eine Teilmenge aller möglichen FalCaRo-Konfigurationen innerhalb der festgelegten Randwerte untersucht wird. Durch diese Vorgehensweise kann kein lokales Optimum bezüglich der geometrischen Parameter gefunden werden. Weiterhin liegen die Ergebnisse der Bewertung der einzelnen Konfigurationen teilweise nahe beieinander. Es ist davon auszugehen, dass dies aus numerischen Ungenauigkeiten der gewählten Berechnungsmethode sowie aus der Veränderung der Parameter mit definierter Schrittweite resultiert.

Zum Finden einer geeigneten Lösung innerhalb der vorgegebenen Randbedingungen wurde eine große Zahl an Konfigurationen analysiert. Je feiner die Auflösung der Abtastung des Arbeitsraums und je kleiner die Schrittweite der geometrischen Parameter gewählt wurden, umso größer ist der Berechnungsaufwand. Für die Untersuchung der oben genannten Anzahl an Konfigurationen dauerte die Berechnung auf einem herkömmlichen PC etwa zwei Tage. Für weitere Analysen sind effizientere Methoden oder Methoden zur direkten Ermittlung der Arbeitsraumgrenzen zu empfehlen. ANDREAS POTT [198] bietet eine gute Übersicht über die Thematik der Parametersynthese und des *Optimal Design* von CDP. Die gewählte iterative Vorgehensweise ermöglicht nicht das Auffinden einer optimalen Konfiguration für den FalCaRo, erlaubt jedoch die Auswahl einer gut geeigneten Konfiguration, nach deren Vorbild der Prüfstand aufgebaut werden kann.

### 5.7.3 Systemdesign

#### 5.7.3.1 Aufbau des FalCaRo

Der FalCaRo-Versuchsträger wird, analog zum PlaCaRo-Versuchsträger, aus Aluminiumprofilen aufgebaut, um eine gute Rekonfigurierbarkeit zu bewahren sowie um einfach Komponenten und Messeinrichtungen befestigen zu können [256]. Für den FalCaRo werden Aluminiumprofile des Typs *Nut 5* verwendet, die in ihrer Grundkonfiguration einen Querschnitt von  $20\text{ mm} \times 20\text{ mm}$  aufweisen. In Abbildung 5.40 ist der aufgebaute Versuchsträger zu sehen. Es wird im Folgenden unterschieden zwischen dem Tragwerk und dem eigentlichen Rahmen des FalCaRo. Das Tragwerk dient lediglich zur Befestigung des FalCaRo in veränderbarer Höhe. Der Rahmen ist Teil des eigentlichen CDHD, an ihm werden die Antriebsachsen und Seilführungen angebracht. Der Rahmen hat die Form eines flachen Quaders mit Abmessungen von  $375\text{ mm} \times 390\text{ mm} \times 40\text{ mm}$ .

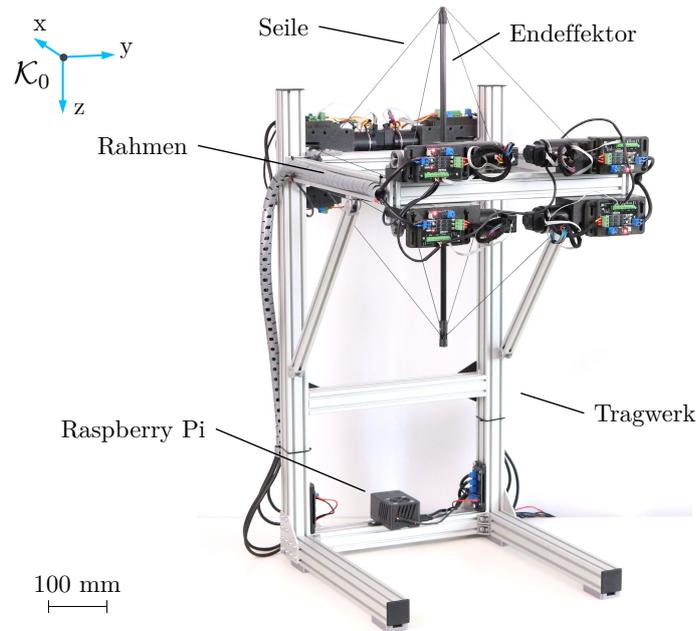


Abbildung 5.40: FalCaRo-Versuchsträger mit dem Basiskoordinatensystem  $\mathcal{K}_0$  dessen Ursprung mit der oberen Seilrolle in der vorderen Bildebenen zusammenfällt. Das KOS ist aus Gründen der besseren Sichtbarkeit seitlich abgebildet.

Die Antriebsmodule, Controller und Seile entsprechen den Komponenten die am PlaCaRo verbaut sind und in Abschnitt 5.5.2 erläutert werden. Spezifisch für den FalCaRo sind die Seilführungen und der Endeffektor. Die Seile werden von den Antriebsmodulen über Seilrollen zu ihren distalen Anknüpfungspunkten an den beiden Enden des Endeffektors geleitet. Durch einen entsprechenden Abstand zwischen Seiltrommel und Seilrolle wird der maximal zulässige Ablenkwinkel zwischen Seilachse und Lot der Seiltrommelachse berücksichtigt. In Abbildung 5.41 ist eine Seilrolle des FalCaRo dargestellt. Die Seilrolle ist in einer Seilrollenhalterung gelagert, die wiederum drehbar auf einer Basisplatte befestigt ist. Mittels der Basisplatte erfolgt die Befestigung am Rahmen des FalCaRo. Die Lagerung der Seilrollenhalterung auf der Basisplatte und die Seilrolle selbst sind über Rillenkugellager gelagert. Basisplatte, Seilrollenhalterung und Seilrolle sind additiv aus PLA gefertigt. Der effektive Radius der Seilrolle, der von der Mittelachse der Seilrolle bis zur Mittelachse des Seils reicht, beträgt 7 mm. Mit dem Abrollen des Seils auf der Seilrolle sowie der Rotation der Seilrollenhalterung ermöglicht die Seilführung zwei senkrecht zueinander stehende rotatorische DOF. Durch die beiden DOF können mit dem Seil auf der distalen Seite der Seilführung beliebige Punkte im Arbeitsraum des FalCaRo erreicht werden. Auf der zur Seiltrommel zeigenden, proximalen Seite der Seilführung sollte die Seilachse möglichst mit der Rotationsachse der Seilrollenhalterung übereinstimmen.

Dies wird in der Praxis nur näherungsweise erreicht, da sich der Abwickelpunkt des Seils auf der Seiltrommel im Betrieb ändert. Auch hierfür ist der bereits beschriebene Abstand zwischen Seilrolle und Seiltrommel (siehe Gleichung 5.27) einzuhalten, um den Seilablenkwinkel zu begrenzen. Der kompakte Aufbau der Seilführung ermöglicht es, die proximalen Seilanknüpfungspunkte näherungsweise als punktförmig anzunehmen. Die beim PlaCaRo implementierte Berücksichtigung der Seilrollenkinematik wird beim FalCaRo aus Gründen der Einfachheit nicht umgesetzt.

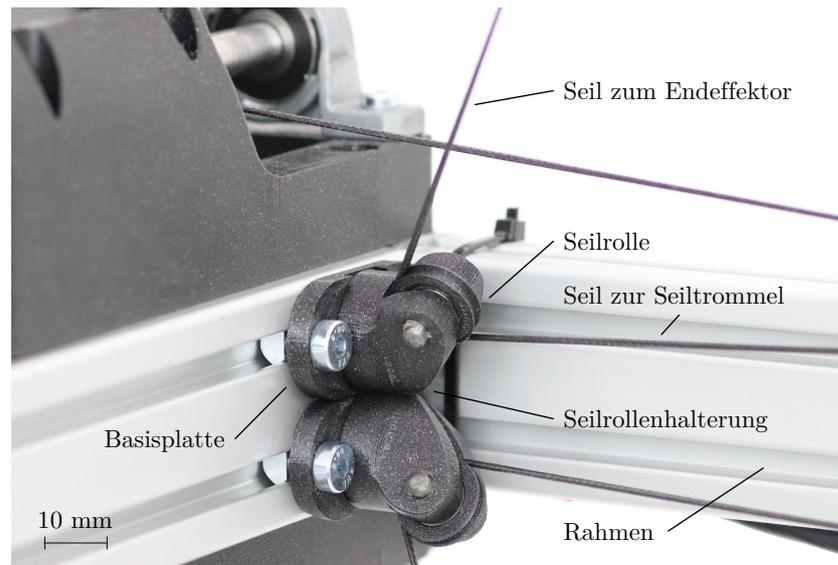


Abbildung 5.41: Seilrolle des FalCaRo mit zwei DOF als proximaler Seilanknüpfungspunkt (nach [256]).

Die Seilrollen und damit die proximalen Seilanknüpfungspunkte  $A_i$  wurden entsprechend der gefundenen Konfiguration (Abschnitt 5.7.1) montiert. Diese Konfiguration stellt kein lokales Optimum sondern nur eine Empfehlung dar. Aus Gründen der Fertigung und Montage, wurde leicht davon abgewichen. Die tatsächlichen Koordinaten der Seilrollen wurden mit einem optischen Trackingsystem vermessen und sind Tabelle 5.8 zu entnehmen.

Um für alle Antriebsachsen die gleiche Seillänge und Anzahl an seilführenden Elementen zu erreichen, wurden alle Antriebsmodule direkt am Rahmen des FalCaRo angebracht. Es resultiert ein Aufbau der in allen Achsen vergleichbare Reibungseinflüsse aufweist. Eine Platzierung der Antriebseinheiten in einer zusammengefassten Antriebseinheit in der Peripherie des Aufbaus wurde in Erwägung gezogen, jedoch aufgrund der genannten Nachteile verworfen. Zusätzlich hätte dies den Nachteil, dass ein Verstellen der Höhe des Rahmens nicht ohne aufwändiges Anpassungen der Seillängen möglich gewesen

wäre. Die Höhenverstellbarkeit sollte erhalten bleiben, da der Versuchsträger später zur Überprüfung einer bewegungskongruenten und intuitiven Eingabe in sitzender und gegebenenfalls auch in stehender Körperhaltung dienen soll. Die Anordnung der Antriebsmodule unmittelbar am Rahmen ermöglicht die freie Anordnung, beispielsweise auch in geneigter Orientierung zur Platzierung von zwei solcher CDHD für die bimanuelle Telemanipulation.

Tabelle 5.8: Tatsächliche proximale Seilanknüpfungspunkte des FalCaRo im gestellfesten KOS  $\mathcal{K}_0$  dessen Ursprung mit dem Punkt  $A_1$  zusammenfällt [256].

$A_i$	Geplante Position in mm	Tatsächliche Position in mm
$A_1$	$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}^T$	$\begin{bmatrix} 0,0 & 0,0 & 0,0 \end{bmatrix}^T$
$A_2$	$\begin{bmatrix} 330 & 0 & 0 \end{bmatrix}^T$	$\begin{bmatrix} 341,9 & 1,0 & 2,5 \end{bmatrix}^T$
$A_3$	$\begin{bmatrix} 330 & 330 & 0 \end{bmatrix}^T$	$\begin{bmatrix} 342,9 & 334,2 & -0,7 \end{bmatrix}^T$
$A_4$	$\begin{bmatrix} 0 & 330 & 0 \end{bmatrix}^T$	$\begin{bmatrix} -0,1 & 333,5 & 0,1 \end{bmatrix}^T$
$A_5$	$\begin{bmatrix} 0 & 330 & 40 \end{bmatrix}^T$	$\begin{bmatrix} 0,9 & 338,0 & 42,1 \end{bmatrix}^T$
$A_6$	$\begin{bmatrix} 330 & 330 & 40 \end{bmatrix}^T$	$\begin{bmatrix} 344,7 & 338,9 & 42,5 \end{bmatrix}^T$
$A_7$	$\begin{bmatrix} 330 & 0 & 40 \end{bmatrix}^T$	$\begin{bmatrix} 342,6 & 5,1 & 43,9 \end{bmatrix}^T$
$A_8$	$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 40 \end{bmatrix}^T$	$\begin{bmatrix} -1,0 & 4,7 & 43,0 \end{bmatrix}^T$

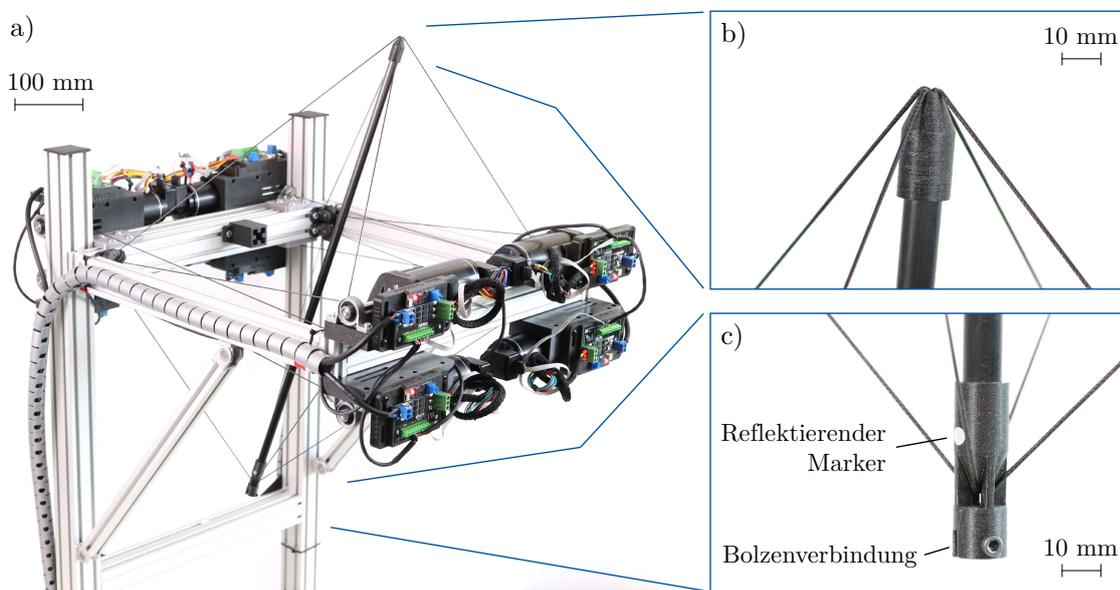


Abbildung 5.42: Komponenten am Rahmen des FalCaRo (a), Endhülse zur punktförmigen Anknüpfung der Seile am oberen Ende des Endeffektors (b) und Endhülse zur punktförmigen Anknüpfung der Seile am unteren Ende des Endeffektors mit Bolzenverbindung zur mechanischen Verbindung der haptischen Nutzerschnittstelle (c) (nach [256]).

Für den stabförmigen Endeffektor wird ein rundes Hohlprofil aus einem Kohlefaserverbundwerkstoff mit 10 mm Außendurchmesser und einer Wandstärke von 1 mm gewählt. Entsprechend der in Abschnitt 5.7.1 gefundenen Konfiguration hat der Endeffektor

eine Länge von 550 mm. Der Endeffektor weist eine hohe Biegesteifigkeit bei dennoch sehr geringer Masse auf und ist deshalb gut zur Übertragung von dynamischen Kräften geeignet. An den beiden Stabenden muss eine möglichst punktförmige Anknüpfung der Seile erfolgen. Am oberen Ende des stabförmigen Endeffektors werden die vier entsprechenden Seile durch ein gemeinsames Durchgangsloch in einer Endhülse gefädelt und darunter verknotet, anschließend wird die Endhülse auf den stabförmigen Endeffektor aufgesteckt (Abbildung 5.42 a). Am unteren Ende des stabförmigen Endeffektors wird ebenfalls eine Endhülse verwendet, die jedoch zusätzlich eine Aufnahme zur Montage des HUI bietet (Abbildung 5.42 b). Die Verbindung zum HUI wird über eine einfache Bolzenverbindung mit Sicherungsstift ausgeführt. An der unteren Endhülse ist weiterhin ein reflektierender Marker angebracht, um mit einem optischen Trackingsystem die, anhand der Seilkinematik bestimmte Position des Endeffektors überprüfen zu können.

### 5.7.3.2 Implementierung der Vorwärtskinematik

Die Implementierung erfolgt analog zum PlaCaRo (Abschnitt 5.6.2.2). Mit der Position  $\mathbf{r} = [x, y, z]^T$  und der Rotation  $\mathbf{R} = [\varphi_x, \varphi_y]^T$  ergibt sich mit Gleichung 5.5 für jedes Seil  $i$  die folgende Beziehung:

$$\begin{aligned}
 g(\mathbf{l}, \mathbf{r}, \mathbf{R}) = & \left[ (-a_{ix} + x + \cos(\varphi_y) \cdot b_{ix} + \sin(\varphi_y) \cdot b_{iy})^2 \right. \\
 & + (-a_{iy} + y + \sin(\varphi_x) \cdot \sin(\varphi_y) \cdot b_{ix} + \cos(\varphi_x) \cdot b_{iy} - \sin(\varphi_x) \cos(\varphi_y) \cdot b_{iz})^2 \\
 & + (-a_{iz} + z + \cos(\varphi_x) \cdot \sin(\varphi_y) \cdot b_{ix} + \sin(\varphi_x) \cdot b_{iy} + \cos(\varphi_x) \cdot \cos(\varphi_y) \cdot b_{iz})^2 \\
 & \left. - l_i^2 \right]^2, \tag{5.43}
 \end{aligned}$$

Die Einträge der Jacobi-Matrix  $\mathbf{J}_v$  ergeben sich aus den partiellen Ableitungen  $G_x$ ,  $G_y$ ,  $G_z$ ,  $G_{\varphi_x}$  und  $G_{\varphi_y}$  obiger Gleichung. Für den LMA werden dieselben Werte für die Terminierungs- und den Dämpfungsparameter verwendet wie im Fall des PlaCaRo. Um dem LMA eine geschätzte initiale Pose als Startwert für die iterative Berechnung zur Verfügung zu stellen, ist es in der Praxis naheliegend, die unmittelbar zuvor berechnete Pose zu übergeben um das in Abschnitt 5.4.1.3 beschriebene Verfahren zur Schätzung einer initialen Pose zu umgehen.

### 5.7.3.3 Mechanisch definierte Homing-Pose

Analog zum PlaCaRo muss für die Initialisierung der Endeffektor des FalCaRo in eine mechanisch definierte Homing-Pose bewegt und während des Initialisierungsvorgangs dort festgehalten werden. Die Höhe des Endeffektors in der Homing-Pose wird dabei

über eine Markierung am Endeffektor eingestellt. Für die Initialisierung wird ein Aluminiumprofil in einen dafür vorgesehenen Sockel gesteckt und nach abgeschlossener Initialisierung wieder entfernt (siehe Abbildung 5.43).

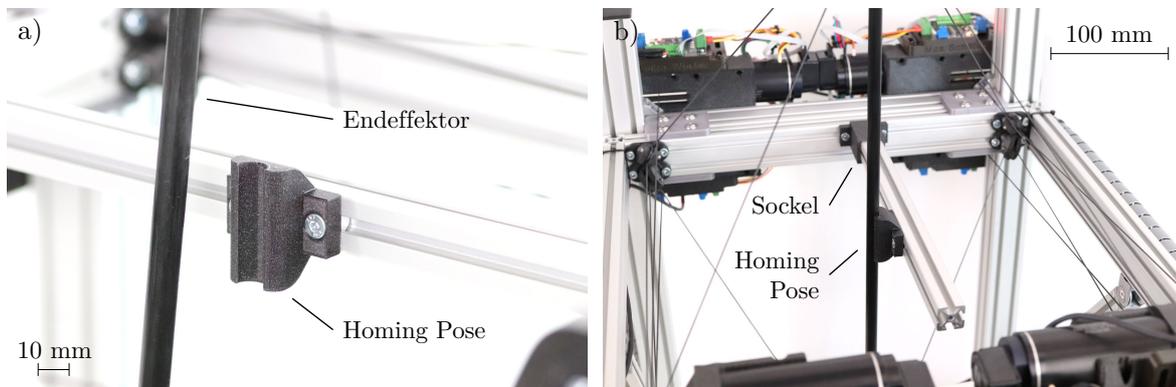


Abbildung 5.43: Detailaufnahme der mechanisch definierten Homing-Pose (a) und Endeffektor in der mechanisch definierten Homing-Position (b) (nach [256]).

#### 5.7.3.4 Implementierung des Pivotpunkts

Um die geforderte Bewegungskongruenz zwischen CDHD und Instrument zu erreichen, soll der stabförmige Endeffektor ebenfalls durch einen Pivotpunkt verlaufen (siehe Abschnitt 5.7.1). Der Pivotpunkt des Endeffektors stellt das Pendant zum Trokarpunkt des Instruments dar. Es werden zwei Konzepte zur Realisierung des Pivotpunkts verfolgt: Eine mechanische Einschränkung (im Folgenden *mechanischer Pivotpunkt* genannt) und eine auf Software basierende Einschränkung (im Folgenden *virtueller Pivotpunkt* genannt) des Pivotpunkts.

Um einen mechanischen Pivotpunkt zu erreichen, wird ein Kreuzgelenk realisiert, das den Endeffektor umschließt [256]. Dazu wird aus PLA eine Hülse gefertigt die eine Linearführung für den Endeffektor bildet und dauerhaft an diesem verbleibt. Das Kreuzgelenk wird teilbar gestaltet, so dass eine einfache Montage und Demontage zu Erprobungszwecken möglich ist. Das Kreuzgelenk wird an einem Aluminiumprofil befestigt, dass bei Bedarf zusätzlich am Rahmen des FalCaRo montiert wird. In Abbildung 5.44 ist die Umsetzung des mechanischen Pivotpunkts zu sehen. Der größte Vorteil des mechanischen Pivotpunkts ist die einfache Umsetzung, denn es muss keinerlei Anpassung der Kinematik oder der Steuerung des FalCaRo erfolgen. Der mechanische Pivotpunkt stellt lediglich eine Einschränkung der mit dem Endeffektor erreichbaren Posen innerhalb des Arbeitsraums dar. Der Betrieb des FalCaRo kann weiterhin mit dem Betriebsmodus *MoveFree* erfolgen. Darüberhinaus führt der mechanische Pivotpunkt zu einer exakten Einhaltung des Pivotpunkts durch den Endeffektor. Die auftretende Rei-

bung ist vernachlässigbar aufgrund der Ausführung des Kreuzgelenks mit Kugellagern sowie der guten Gleiteigenschaften des PLA auf dem Kohlefaserverbundwerkstoff. Eine Limitation des mechanischen Pivotpunkts ist, dass dieser nicht während des Betriebs im Raum verschoben werden kann und somit nicht auf wechselnde Skalierungsfaktoren oder weitere Umgebungsbedingungen angepasst werden kann. Eine Verschiebung des mechanischen Pivotpunkts ist stets mit Montageaufwand verbunden. Ohne Bewertung, aber dennoch erwähnenswert ist, dass der mechanische Pivotpunkt zu einer weiteren Steigerung des Redundanzgrades des FalCaRo führt.

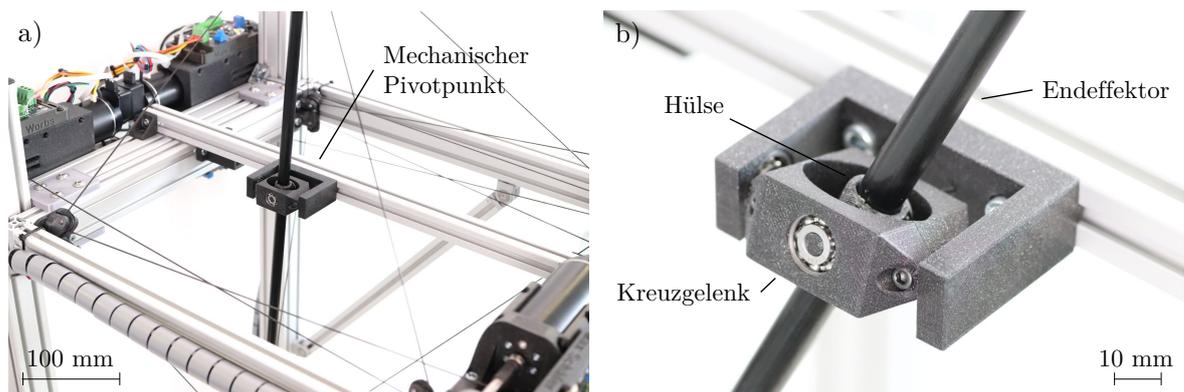


Abbildung 5.44: Platzierung des mechanischen Pivotpunkts im FalCaRo (a) und Detailaufnahme (b) (nach [256]).

Zur Realisierung des virtuellen Pivotpunkts wird für den FalCaRo ein weiterer Betriebsmodus *PivotPoint* erstellt [256]. Der Betriebsmodus *PivotPoint* beruht auf dem Betriebsmodus *MoveFree*. Durch Anpassung der Steuerung des FalCaRo wird jedoch die Einhaltung des virtuellen Pivotpunkts durch die Seilkraftverteilung erreicht. Dazu werden in der Berechnung der Kinematik die Posen eingeschränkt, welche der Endeffektor im Arbeitsraum einnehmen kann. Im Betriebsmodus *PivotPoint* bedient eine nutzende Person den Endeffektor des FalCaRo am unteren Ende des Endeffektors. Die nutzende Person kann Kräfte, jedoch keine Momente auf den Endeffektor aufbringen. Dadurch wird lediglich die Position des unteren Ende des Endeffektors von der nutzenden Person selbst bewegt, dies resultiert in einer geänderten Pose. Anhand einer von der nutzenden Person eingegebenen Pose des Endeffektors, beschrieben im Basis-KOS  $\mathcal{K}_0$ , wird die Position  $\mathbf{r}_u$  des unteren Endes des Endeffektors bestimmt. Von dieser Position wird ein Vektor zum virtuellen Pivotpunkt gebildet und dieser normiert. Durch Multiplikation dieses Vektors  $\hat{\mathbf{s}}_{\text{piv}}$  mit der Länge des Endeffektors sowie Addition zur Position  $\mathbf{r}_u$ , erhält man die Position  $\mathbf{r}_o$  des oberen Endes des Endeffektors in  $\mathcal{K}_0$ . Zu den Positionen  $\mathbf{r}_u$  und  $\mathbf{r}_o$  wird der Mittelpunkt der Verbindungsgeraden bestimmt, welcher die Position

des Endeffektors darstellt. Um die Pose des Endeffektors zu vervollständigen, fehlt nun noch die Orientierung  $\mathbf{R}$ , als Winkel um die x- und y-Achse. Diese können leicht ermittelt werden. Nun erfolgt wie gewohnt das Ermitteln und Publizieren einer gültigen Seilkraftverteilung für die neue Pose des Endeffektors. Diese neue Pose gewährt der nutzenden Person die von ihr gewünschte Position des unteren Ende des Endeffektors bei gleichzeitiger Einhaltung des virtuellen Pivotpunkts. Eine schematische Darstellung des virtuellen Pivotpunktes ist in Abbildung 5.45 zu sehen. Der rein in Software definierte Pivotpunkt kann beliebig im Arbeitsraum platziert werden. So kann er zum Beispiel zum Zweck der Bewegungsskalierung in seiner Höhe verändert oder, um der nutzenden Person eine komfortable Arbeitshaltung zu ermöglichen, auch seitlich verschoben werden.

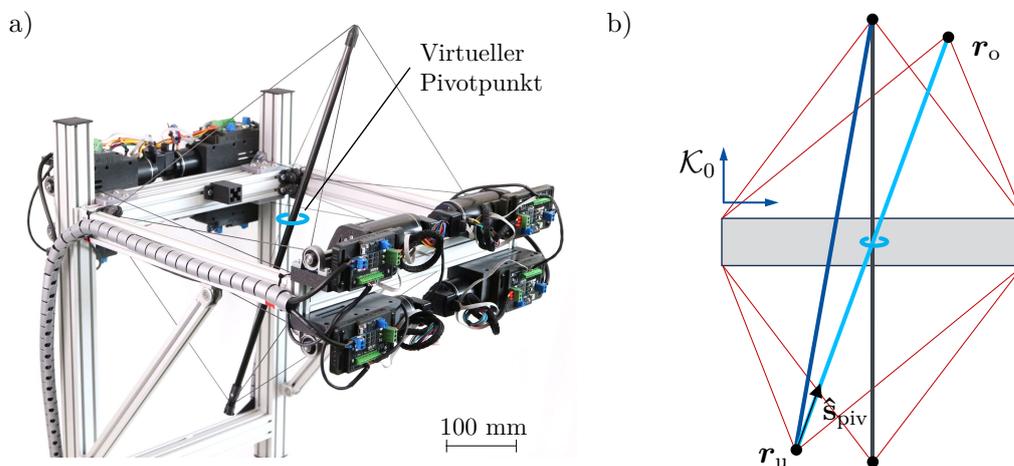


Abbildung 5.45: Platzierung des virtuellen Pivotpunkts im FalCaRo (a) und schematische Darstellung zur Umsetzung des virtuellen Pivotpunktes (b) mit initialer Pose des Endeffektors (grau), temporäre Pose bei Eingabe einer Bewegung durch die nutzende Person (dunkelblau) und resultierende Pose unter Einhaltung des Pivotpunkts (hellblau).

### 5.7.4 Evaluierung

Der überwiegende Teil der Evaluierung des FalCaRo beruht auf den am PlaCaRo angewendeten Methoden (Abschnitt 5.6.3). Die Evaluierung des FalCaRo beschränkt sich auf die systemzentrierte Evaluierung. Tests mit nutzenden Personen sollten am gesamten Telemanipulationssystem durchgeführt werden, sind aber nicht mehr Teil dieser Arbeit. Ebenfalls nicht überprüft wurde der modellbasiert ermittelte Arbeitsraum, da dieser für die geplante Anwendung auf jeden Fall ausreichend ist und die Arbeitsraumgrenzen am realen Versuchsträger nicht genau ermittelt werden können. Für den FalCaRo ist in der aktuellen Konfiguration keine Berücksichtigung der Kinematik der Seilrollen implementiert.

#### 5.7.4.1 Regeltakt der ROS-Schleife

Die Bestimmung des Regeltakts der offenen Regelschleife in ROS erfolgt analog zur Vorgehensweise beim PlaCaRo. Bei der Betrachtung von 10 000 Zyklen ergibt sich ein mittlerer Regeltakt von 66 Hz für den FalCaRo [256]. Damit ergibt sich eine theoretisch maximal darstellbare Frequenz von 33 Hz für das haptische Feedback. Weiterhin offenbart die Messung, dass die kinematischen und Seilkraft-bezogenen Berechnungen auf dem Raspberry Pi im Durchschnitt nur 1,7 ms je Zyklus andauern, während eine Zeit von etwa 14 ms für die Kommunikation per CAN-Bus benötigt wird.

#### 5.7.4.2 Bedienkraft im Endeffektorraum

Aus den in Abschnitt 5.6.3 beschriebenen Seilkraftschwankungen folgen auch beim FalCaRo Schwankungen der resultierenden Kraft am Endeffektor. Zur Quantifizierung wird mit der Linearstage eine geradlinige Bewegung des unteren Ende des Endeffektors mit einer konstanten Geschwindigkeit von 0,74 mm/s über eine Strecke von 80 mm erzwungen. Als Bewegungsrichtung wird die negative x-Richtung im Koordinatensystem des FalCaRo gewählt (siehe Abbildung 5.40). Es werden fünf Messungen mit demselben Startpunkt durchgeführt [256]. Die maximale gemessene Kraft beträgt 6,28 N (Abbildung 5.46). Die über die gesamte Strecke gemittelte Kraft beträgt 4,73 N und kann als Bedienkraft verstanden werden, die eine nutzende Person aufwenden muss um den Endeffektor zu bewegen. Da nur an einer Position gemessen wurde, sind die absoluten Werte nicht repräsentativ für den gesamten Arbeitsraum, dienen jedoch zur Einschätzung. Zu Beginn der Bewegung ist ein deutlicher Anstieg der Kraft zu sehen, der auf die

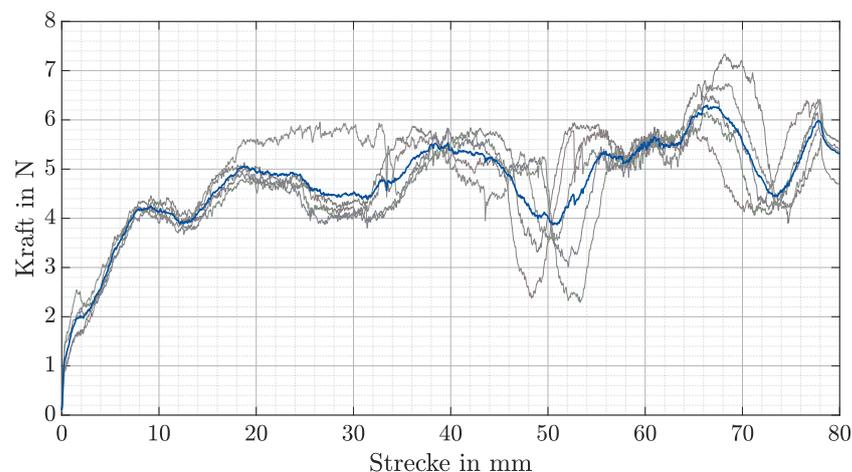


Abbildung 5.46: Bedienkraft über eine Strecke von 80 mm im Arbeitsraum des FalCaRo. Grau dargestellt sind die Kraftverläufe der einzelnen Messungen, während in blau der gemittelte Kraftverlauf eingezeichnet ist (nach [256]).

Trägheit der Antriebsmodule und deren indirekte Drehmomentregelung zurückzuführen

ist. Die anschließenden Schwankungen resultieren vermutlich aus der Überlagerung der Seilkraftschwankungen des Gelenkraums. Verglichen mit dem PlaCaRo treten höhere Bedienkräfte auf, was aufgrund der größeren Anzahl von reibungsbehafteten Elementen zur Seilführung erwartbar ist.

#### 5.7.4.3 Vermessung des Aufbaus

Der FalCaRo ist lediglich am Endeffektor, aus Platzgründen nicht aber an den Umlenkrollen, mit reflektierenden Markern versehen. Zur Vermessung des Aufbaus wird eine Sonde verwendet, an deren hinteren Ende mehrere reflektierende Marker angebracht sind. Mithilfe dieser Marker und der bekannten Geometrie der Sonde kann die Software des Trackingsystems die Position der Sondenspitze errechnen. Zur Vermessung des Aufbaus werden die Umlenkrollen nacheinander mit der Sondenspitze an einer definierten Position angetastet und anschließend deren Positionen aus den Messdaten extrahiert. Schlussendlich werden die Koordinaten in das Basis-KOS  $\mathcal{K}_0$  transformiert. Da die tatsächlichen Positionen für den Aufbau und Betrieb des FalCaRo benötigt waren, sind die Ergebnisse dieser Messung bereits in Abschnitt 5.7.3 in Tabelle 5.8 dargestellt.

#### 5.7.4.4 Genauigkeit der Positionsrückmeldung

Die Evaluierung der Genauigkeit der Positionsrückmeldung wird ebenfalls mit dem optischen Trackingsystem durchgeführt [256]. Das untere Ende des Endeffektors wird im Modus MoveFree an 20 unterschiedliche Positionen im Arbeitsraum gebracht, dabei wird jeweils die mit dem Trackingsystem ermittelte Position als auch die aus Seillängen errechnete Position gespeichert. Die Daten aus dem optischen Trackingsystem werden anschließend in das Basis-KOS  $\mathcal{K}_0$  des FalCaRo transformiert. Die Genauigkeit der Positionsrückmeldung wird in drei verschiedenen Arten von Posen evaluiert [256]: Durchgeführt werden zehn Messungen bei translatorischer Bewegung des Endeffektors in vertikaler Ausrichtung, acht Messungen bei Rotation des Endeffektors um die x- und y-Achse um jeweils  $45^\circ$  und zwei Messungen in extremer Pose bei der das untere Ende des Endeffektors seitlich über den Rahmen hinausragt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 5.9 zusammengestellt.

Tabelle 5.9: Mittlere Abweichung der aus Seillängen ermittelten Position von der per optischem Trackingsystem gemessenen Position des Endeffektors.

Pose	Ergebnis
Translation	$6,66 \pm 2,61$ mm
Rotation	$8,69 \pm 3,43$ mm
Extreme Pose	$10,82 \pm 0,53$ mm

Über alle Messpositionen hinweg beträgt die mittlere Abweichung der aus Seillängen errechneten von den optisch erfassten Positionen 7,89 mm ( $\pm 3,17$  mm) [256]. Beim FalCaRo wird die Kinematik der Seilrollen nicht berücksichtigt was insbesondere bei den beiden extremen Posen zu der erhöhten Abweichung geführt haben kann.

#### 5.7.4.5 Genauigkeit des virtuellen Pivotpunkts

Aufgrund von Reibung, Schwankungen der Seilkräfte und der indirekten Methode der Seilkraftregelung, wird der virtuelle Pivotpunkt nicht exakt eingehalten. Es soll evaluiert werden wie weit sich die Achse des Endeffektors vom eingestellten virtuellen Pivotpunkt entfernt [256]. Dazu werden im Betriebsmodus PivotPoint per Hand verschiedene Bewegungsmuster abgefahren und die Pose des Endeffektors dabei mit dem optischen Trackingsystem und reflektierenden Markern an beiden Enden des stabförmigen Endeffektors aufgezeichnet und anschließend in das Basis-KOS  $\mathcal{K}_0$  transformiert. Gemessen wird jeweils für eine Dauer von vier Sekunden, in denen das Trackingsystem 480 Frames erzeugt. Für jeden Frame wird der kleinste Abstand der Pose des Endeffektors vom virtuellen Pivotpunkt errechnet und der Mittelwert der Abstände über die Messdauer gebildet. Es werden drei Messreihen durchgeführt, bei denen sich der virtuelle Pivotpunkt in folgenden Positionen bezüglich des Basis-KOS  $\mathcal{K}_0$  befindet (siehe Tabelle 5.10).

Tabelle 5.10: Position des virtuellen Pivotpunkts in drei Messreihen.

Nr.	Beschreibung	Position des virtuellen Pivotpunkts
1	Geometrische Mitte	$[ 173,5 \ 171,0 \ 21,3 ]^T$
2	100 mm oberhalb der Mitte	$[ 173,5 \ 171,0 \ 121,3 ]^T$
3	100 mm unterhalb der Mitte	$[ 173,5 \ 171,0 \ -78,7 ]^T$

In jeder Messreihe wurden drei Bewegungsmuster mehrfach ausgeführt: Parallel zum Rahmen, diagonal zum Rahmen sowie eine kreisförmige Bewegung parallel zur x-y-Ebene. Die Bewegungen parallel und diagonal zum Rahmen wurden je acht mal, die Kreisbewegung vier mal durchgeführt. In Tabelle 5.11 sind die Ergebnisse dargestellt.

Tabelle 5.11: Mittlerer Abstand und Standardabweichung des Endeffektors vom virtuellen Pivotpunkt bei drei verschiedenen Bewegungsmustern und drei unterschiedlichen Positionen des Pivotpunkts [256].

Messreihe	Bewegungsmuster		
	Diagonal	Parallel	Kreisförmig
1	$13,00 \pm 1,05$ mm	$15,39 \pm 1,29$ mm	$14,64 \pm 0,60$ mm
2	$10,13 \pm 0,44$ mm	$12,28 \pm 0,60$ mm	$12,78 \pm 0,83$ mm
3	$16,72 \pm 1,72$ mm	$16,42 \pm 1,47$ mm	$18,54 \pm 0,80$ mm

Die mittlere Abweichung des Endeffektors vom virtuellen Pivotpunkt über alle Messreihen und Bewegungsmuster hinweg beträgt 14,26 mm ( $\pm 1,68$  mm).

#### 5.7.4.6 Sprungantwort

Zur Ermittlung der Sprungantwort des FalCaRo wird der Endeffektor in seiner Mitte starr mit einem Kraftsensor (Nennmessbereich  $\pm 50$  N) verbunden. Zu Beginn wird eine konstante Kraft von 15 N vorgegeben, anschließend erfolgt der Sprung auf eine Kraft von 20 N. Nach einer Zeit von 15 s wird erneut eine Kraft von 15 N eingestellt.

Zu Beginn der Messung besteht eine Abweichung von der Sollkraft von etwa 2 N. Während des höheren Kraftniveaus werden zu Beginn 15,2 N und gegen Ende 15,4 N gemessen. Beim erneuten Sprung auf das geringere Kraftniveau stellt sich eine Kraft von 13,8 N ein. Aufgrund fehlender zeitlicher Synchronisierung zwischen vorgegebenem und gemessenem Signal, ist die vorgegebene Sprungfunktion nicht eingezeichnet und es kann keine Aussage über die Totzeit des Systems getroffen werden. Die Dauer zwischen der ersten Kraftänderung bis zum Erreichen des neuen Kraftniveaus beträgt bei beiden Sprüngen etwa 30 ms. Gründe für die hohe bleibende Abweichung der gemessenen Kräfte von den Sollkräften wurden bereits in Abschnitt 5.6.3 erläutert. Beim FalCaRo kommt erhöhte Reibung sowie die Ungenauigkeit aufgrund der Messung in der Endeffektormitte hinzu. Im Fall des FalCaRo ist nahezu kein Überschwingen zu beobachten.

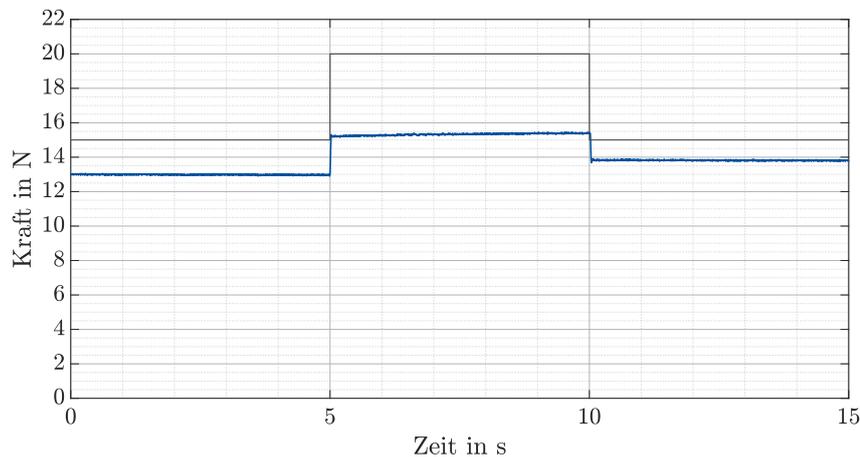


Abbildung 5.47: Gemessener Kraftverlauf der Sprungantwort am Endeffektor des FalCaRo (nach [256]).

#### 5.7.4.7 Frequenzbandbreite

Analog zum PlaCaRo wird die Amplitude des Frequenzgangs am Endeffektor des FalCaRo ermittelt. Sie gibt Aufschluss darüber, mit welcher Frequenzbandbreite haptisches Feedback dargestellt werden kann. Eingangsfunktion ist ein Sinus-Sweep (Gleichung 4.3)

mit einem Gleichanteil von  $F_{\text{soll,konst}} = 5,5 \text{ N}$  und einer Amplitude von  $A_{\text{Sweep}} = 1,5 \text{ N}$ . Als Startwert wird eine Frequenz von  $f_{\text{min,Sweep}} = 0,1 \text{ Hz}$  gewählt, die über eine Dauer von  $T_{\text{Sweep}} = 200 \text{ s}$  auf  $f_{\text{max,Sweep}} = 50 \text{ Hz}$  ansteigt. In Abbildung 5.48 ist die Amplitude des Frequenzgangs zu sehen. Es ergibt sich eine nutzbare Frequenzbandbreite von 19,3 Hz.

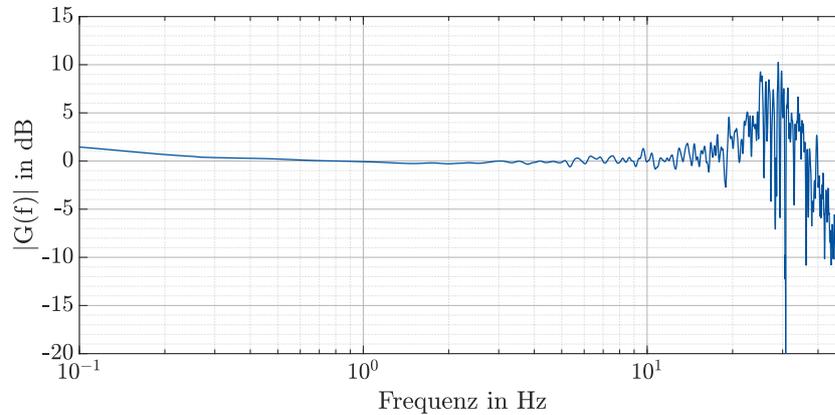


Abbildung 5.48: Amplitude des Frequenzgangs am Endeffektor des FalCaRo (nach [256]).

### 5.7.5 Diskussion

Die Evaluierung des FalCaRo bezieht sich auf die zweite in Abschnitt 5.3 genannte Zielsetzung. Diese beinhaltet die Überprüfung der Umsetzbarkeit eines CDHD unter dem Aspekt der Bewegungskongruenz.

Mit dem FalCaRo als räumlichen Versuchsträger konnten aus technischer Sicht vergleichbare Ergebnisse erzielt werden wie beim PlaCaRo. Die im planaren Fall validierte Methode zur Analyse des Arbeitsraums konnte erfolgreich auf den dreidimensionalen Fall und auf die spezifische CDHD-Konfiguration mit flachem Rahmen und ausgedehntem Endeffektor übertragen werden. Ergebnis ist ein CDHD für die spezifische Anwendung als haptisches Eingabegerät in der RAS mit einem hohen Maß an Bewegungskongruenz durch die Nachahmung des Pivotpunkts. Es konnte ein kompakter Versuchsträger aufgebaut werden, der einen virtuellen und damit verschiebbaren Pivotpunkt aufweist.

Mehrere Aspekte, die bereits beim PlaCaRo ausführlich diskutiert wurden (siehe Abschnitt 5.6.4), betreffen auch den FalCaRo. So unter anderem der geringe Regeltakt der offenen ROS-Schleife sowie die Schwankungen der Seilkräfte. Der geringe Regeltakt führte im Betrieb und während der Evaluation zu keiner merklichen Einschränkung. Die im Vergleich zum Motor verringerte Frequenzbandbreite der dynamischen Kraftübertragung resultiert aktuell nicht aus diesem verringerten Regeltakt, sondern hat mechanische Ursachen. Beeinträchtigt wurde die Evaluierung jedoch durch die Schwankungen der Seilkräfte, da diese zu einer stark schwankenden Bedienkraft führen. Unabhängig von

den Schwankungen in Seil- und Bedienkräften, kann der dauerhaft vorhandene Anteil der Bedienkraft aufgrund des indirekten Regelungsansatzes vermutlich nur schwer vollständig kompensiert werden.

Bezüglich der Positionsrückmeldung ist eine leichte Verschlechterung der Genauigkeit gegenüber dem PlaCaRo zu verzeichnen. Es ist davon auszugehen, dass dies zu einem gewissen Teil an der Vernachlässigung der Kinematik der Seilrollen liegt. Die Implementierung der Seilrollenkinematik ist in Folgeschritten geplant, verhält sich jedoch komplizierter als im planaren Fall, da nun zwei DOF jeder Seilrolle berücksichtigt werden müssen. Für die Nutzung als Eingabegerät erscheint die Genauigkeit der Positionsrückmeldung als akzeptabel, da zu keinem Zeitpunkt absolute Positionen übergeben werden, sondern stets relative Positionsunterschiede.

Trotz der vorhandenen Schwankungen der Seilkräfte ist die Einhaltung des virtuellen Pivotpunkts relativ genau. Insbesondere im Betrieb sind die Abweichungen verhältnismäßig gering. Statische Reibung und der indirekte Ansatz der Seilkraftregelung sorgen jedoch für etwas größere Abweichungen bei der initialen Bewegung des Endeffektors. Die Messungen zeigen auch, dass die Lage des virtuellen Pivotpunkts dessen Genauigkeit beeinflusst. Befindet sich der Pivotpunkt näher am unteren Ende des Endeffektors, ist die mittlere Abweichung nennenswert geringer.

Aus der technischen Evaluierung des FalCaRo kann abgeleitet werden, dass sich die Verwendung von CDHD prinzipiell eignet, um ein anwendungsspezifisches Eingabegerät für die RAS zu realisieren, das zudem in der Lage ist dynamische Feedbackkräfte darzustellen. Im nächsten Schritt gilt es, aktuelle Limitationen, insbesondere die Seilkraftschwankungen, zu überwinden. Weiterhin sind nutzerzentrierte Tests, auch am gesamten Telemanipulationssystem, unabdingbar, um weitere Handlungsempfehlungen abzuleiten und die bewegungskongruente Eingabe zu evaluieren. In Ergänzung zu den nutzerzentrierten Tests mit virtuellen haptischen Eindrücken am PlaCaRo sollte die Darbietung von haptischem Feedback aus realer Interaktion erprobt werden.

Nachdem das in diesem Abschnitt vorgestellte CDHD die Eingabe in drei DOF ermöglicht, wird zur vollständigen Vorgabe der Pose des Instrumentenendeffektors noch eine Schnittstelle zwischen nutzender Person und FalCaRo benötigt (vergleiche Abschnitt 3.2). Diese wird im folgenden Abschnitt 5.8 vorgestellt.

## 5.8 Nutzerschnittstelle

Das haptische Eingabegerät des Telemanipulationssystems besteht aus zwei Teilkomponenten, dem *Cable-Driven Haptic Device* (CDHD) und dem *Haptic User Interface* (HUI) (siehe Abbildung 3.9). Beide zusammen bieten die DOF, die notwendig sind, um den Instrumentenendeffektor vollständig zu steuern. Das HUI stellt dabei die Schnittstelle zwischen einer nutzenden Person und dem haptischen Eingabegerät dar. Die in Abschnitt 5.3 genannte Zielsetzung soll untersucht werden, wobei insbesondere die Darstellung von Greifkräften für die nutzende Person im Fokus steht. In diesem Kapitel wird dargestellt, wie das HUI konzipiert, als Versuchsträger realisiert und technisch sowie nutzerzentriert evaluiert wurde.

### 5.8.1 Anforderungen und Konzeption

Das HUI soll die folgenden drei Hauptfunktionen erfüllen:

**Handgriff.** Bieten eines Handgriffs für die nutzende Person zur Interaktion mit dem FalCaRo und damit zur Eingabe von drei translatorischen DOF und der Empfindung des haptischen Feedbacks durch den FalCaRo.

**Eingabe.** Möglichkeit zur Eingabe von vier rotatorischen DOF zur Steuerung der folgenden DOF des Instrumentenendeffektors (siehe Kapitel 3): Schaftrotation, Spitzenrotation, Abwinkelung sowie Greifen.

**Feedback.** Darstellung der am Instrumentenendeffektor gemessenen Greifkraft als haptisches Feedback.

Zur Erfüllung der ersten Hauptfunktion ist eine Verbindung zum stabförmigen Endeffektor des FalCaRo zu realisieren. Diese soll translatorische Kräfte in drei DOF übertragen. Da mit dem FalCaRo die Darstellung von dynamischem haptischen Feedback erfolgt, ist eine geringe Masse des HUI anzustreben, um die Dynamik des haptischen Feedbacks durch Trägheiten möglichst wenig einzuschränken. Als Zielwert wird eine Gesamtmasse des HUI von maximal 400 g festgelegt.

Die zweite Hauptfunktion umfasst die Vorgabe der vier rotatorischen DOF des Instrumentenendeffektors. Die Schaft- und Spitzenrotation des Instrumentenendeffektors kann über  $360^\circ$  erfolgen, die handgelenksartige Abwinkelung liegt im Bereich von  $0^\circ$  bis  $90^\circ$  und die Öffnung der Greiferbacken im Bereich von  $0^\circ$  bis  $60^\circ$ . Um eine intuitiv nutzbare

Eingabe zu realisieren, ist eine Bewegungskongruenz zwischen Ein- und Ausgabekinetik erforderlich (siehe Abschnitt 5.1.4). Folglich gilt es, eine Abbildungsvorschrift zu ermitteln, die der nutzenden Person ermöglicht, am Eingabegerät die Art an Bewegungen durchzuführen, die auch am Instrumentenendeffektor erfolgen sollen. Unter Beachtung der maximalen Gelenkstellungen der menschlichen Hand (siehe [268]) ergibt sich aus dieser Forderung die Notwendigkeit einer Funktion zur temporären Trennung der Eingabe des HUI von der Ausgabe am Instrumentenendeffektor. Diese Funktion wird im Folgenden als *Kupplung* bezeichnet und dient dem Nachsetzen der DOF des HUI, um die vollen Bewegungsbereiche des Instrumentenendeffektors auszunutzen, sowie der nutzenden Person die freie Wahl einer komfortablen Handhaltung zu ermöglichen. Zur Eingabe von rotatorischen DOF werden häufig kardanische Aufhängungen verwendet, welche die Hand von außen umschließen (siehe Abschnitt 5.1). Dies hat den Vorteil, dass der Punkt um den rotiert wird, an einer beliebigen Stelle, zum Beispiel nahe den Fingerspitzen platziert werden kann (vergleiche [69]). Nachteilig ist der vergleichsweise große Aufbau und gerade im Bezug auf die Darstellung von haptischem Feedback die Notwendigkeit einer guten Kraftweiterleitung und damit Steifigkeit. Demgegenüber stehen kompaktere Ansätze, bei denen kompakte kardanische Aufhängungen sowie Kugel- oder Kreuzgelenke verwendet werden. Hier ist die Platzierung des Rotationspunktes an der gewünschten Krafteinleitungsstelle in der Hand der nutzenden Person herausfordernd. Für das HUI wird, aufgrund der geringeren Baugröße und damit der geringeren Masse, eine kompakte kardanische Aufhängung verwendet (siehe Abbildung 5.50). Diese umschließt nicht die Hand, hat aber den Vorteil, dass sich Drehwinkel einfach abgreifen lassen. Die Aufhängung wird im Folgenden als *kardanische Aufhängung* bezeichnet. Die Möglichkeit zur haptischen Rückmeldung der Greifkraft ist die dritte Hauptfunktion. In Anlehnung an NEUPERT [32] sollen der nutzenden Person Greifkräfte im Bereich von 0 N bis 6 N dargestellt werden können. Die obere Grenze der kinästhetischen Wahrnehmung von dynamischen Kräften liegt im Bereich von 20 Hz bis 30 Hz [269]. Es sollen daher dynamische Greifkräfte im Frequenzbereich von 0 Hz bis mindestens 50 Hz dargestellt werden können. Zur Erzeugung des haptischen Feedbacks wird, ähnlich der CDHDs, auf eine seilgetriebene Mechanik zurückgegriffen. Diese sind leicht, günstig und lassen eine Kraftübertragung ohne Spiel und mit guter Dynamik erwarten. Auch in den Systemen von NEUPERT *et al.* [191] sowie von SANTOS CARRERAS [185] haben Seilantriebe ihre Eignung zur Darstellung von haptischem Feedback gezeigt.

In Vorarbeiten wurde identifiziert, dass eine fehlende Kongruenz zwischen der Ro-

tation der Greifbewegung eines HUI und des Fingers mit dem die Greifbewegung eingegeben wird, zu einer translatorischen Verschiebung des Fingers auf dem HUI und damit zu einer veränderten Wahrnehmung der Feedbackkraft führt [270]. Die Rotationsachse der Greifbewegung soll in der vorliegenden Arbeit also mit der Drehachse des Zeigefinger-Grundgelenks übereinstimmen (vergleiche [271, 272]). Nicht zuletzt soll die Konnektivität des HUI zur ROS-Systemarchitektur des Telemanipulationssystems gewährleistet sein.

### 5.8.2 Systemdesign

In diesem Abschnitt wird zunächst eine Übersicht über den Aufbau des HUI gegeben [273, 274]. Anschließend werden die elektromechanischen Komponenten sowie die Steuerung und Regelung im Detail erläutert. Für das HUI wurde ein Pistolengriff gewählt, der mit der Hand umfasst wird. Eine Daumenauflage und ein Hebelarm für den Zeigefinger ermöglichen die Eingabe von Öffnungswinkeln für die Greifbewegung sowie das Aufbringen von haptischen Feedbackkräften auf die Spitze des Zeigefingers. Das HUI in der in Abbildung 5.49 gezeigten Konfiguration ist damit spezifisch für die rechte Hand gestaltet. Im Griff befindet sich ein BLDC-Motor, mit dem über ein Seilgetriebe – ähnlich eines Capstan-Antriebs – der Hebelarm aktuiert wird. Durch das Seilgetriebe ist die Rotationsachse des Hebelarms so verschoben, dass sie mit der Rotationsachse des Zeigefinger-Grundgelenks übereinstimmt.

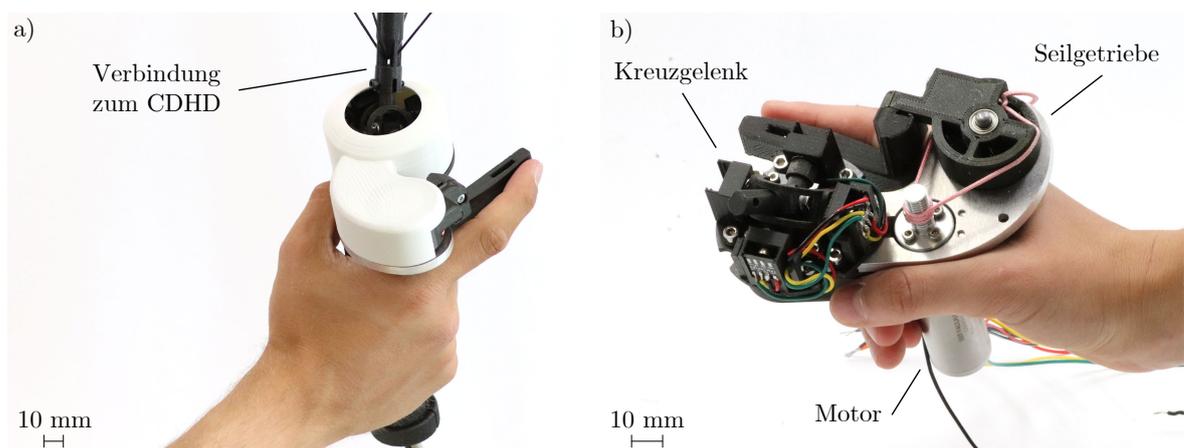


Abbildung 5.49: HUI mit (a) und ohne Gehäuse (b) (nach [273, 274]).

Bei der Gestaltung wurden die Maße der menschlichen Hand nach DIN 33402-2 [275] berücksichtigt, um eine Bedienung für Frauen, deren Handmaße dem 5. Perzentil entsprechen, als auch für Männer, deren Handmaße dem 95. Perzentil entsprechen, zu ermöglichen. Zur Eingabe der übrigen drei rotatorischen DOF wurde ein Kreuzgelenk

gewählt, das sich an dem Design von LI *et al.* [276] orientiert. Das Kreuzgelenk dient ebenfalls als Verbindungselement zum CDHD.

### 5.8.2.1 Elektromechanische Komponenten

Wie beschrieben wurde das HUI für nutzende Personen mit unterschiedlich großen Händen entworfen [273]. Zur Auslegung des Antriebs wurde für den Hebelarm eine Länge von 70 mm angenommen, was zwischen den Zeigefingerlängen des 50-Perzentil-Manns und der 50-Perzentil-Frau liegt. Der Hebelarm ist fest mit der abtriebsseitigen Seilscheibe des Seilgetriebes verbunden. Bei der geforderten maximalen Feedbackkraft von 6 N muss hier ein Drehmoment von 0,42 Nm vorliegen. Auf der Antriebsseite besteht das Seilgetriebe aus einer Seiltrommel die durch den BLDC-Motor angetrieben wird. Für das Seilgetriebe wird Dyneema-Seil mit einem Durchmesser von  $d_S = 1$  mm verwendet (siehe Abschnitt 5.5.2). Das Seil ist mehrfach um die Seiltrommel gewickelt, während beide Enden des Seils fest mit der Seilscheibe verbunden sind. Über eine Spannvorrichtung an der Seilscheibe kann das Seil vorgespannt werden.

Für das HUI wird analog zu den CDHD-Versuchsträgern ein Ansatz mit indirekter Regelung der Kraft über das Motordrehmoment beziehungsweise den Motorstrom verfolgt [273]. Um eine gute Rücktreibbarkeit der Aktuierungskomponenten zu bewahren, sollte das Untersetzungsverhältnis einen Wert von 1:20 nicht überschreiten, vorzugsweise sogar im Bereich von 1:3 bis 1:6 liegen [28]. Für einen kompakteren Gesamtaufbau des Seilgetriebes, wird für die Seiltrommel der kleinstmögliche Durchmesser  $d_T = 8$  mm gewählt (siehe Abschnitt 5.5.2). Nach DIN EN 13135 [247] entspricht dies dem effektiven Durchmesser der Wicklung unter Berücksichtigung des Seildurchmessers. Um ein kontrolliertes Wickeln zu erzielen, ist die Seiltrommel mit spiralförmigen Rillen ausgeführt. Mit einem Durchmesser von  $d_{\text{Seilscheibe}} = 35$  mm der Seilscheibe und einem Seildurchmesser von  $d_S = 1$  mm ergibt sich nach Gleichung 5.44 ein Untersetzungsverhältnis  $i$  von 4,5.

$$i = \frac{(d_{\text{Seilscheibe}} + d_S)}{d_T} \quad (5.44)$$

Unter Vernachlässigung von Verlusten, ist damit maximal ein Drehmoment des Motors von  $\tau_M = 0,094$  Nm erforderlich. Mit dem Seilgetriebe wird ein Achsversatz von 36 mm zwischen Drehachse des BLDC-Motors und Drehachse der Seilscheibe erzielt. Dieser Achsversatz dient der Ausrichtung der Drehachse des Hebelarms in Kongruenz zur Drehachse des Fingergrundgelenks der nutzenden Person.

Basierend auf dem ermittelten maximalen Drehmoment des Motors sowie der Anforderung eines geringen Gewichts des HUI wird ein BLDC-Motor des Typs 2264 BP4 der Firma Faulhaber ausgewählt [273]. Zur Ansteuerung wird der Motorcontroller B-G431B-ESC1 (Abschnitt 5.5.2) verwendet, dessen Strombelastbarkeit begrenzt ist. Um die Stromstärke gering zu halten, wird die für 48 V Nennspannung ausgelegte Variante des Motors verwendet. Der Motor wird dennoch mit einer Versorgungsspannung von 12 V betrieben. Der Motor hat eine Masse von 140 g und einen Durchmesser von 22 mm der auch bei kleiner Handgröße umgriffen werden kann. Im Nennbetrieb kann der gewählte Motor kein ausreichendes Drehmoment erzeugen. Um das geforderte Drehmoment zu erreichen, muss der Motor mit dem 1,6-fachen des Nennstroms betrieben werden. Aus den vom Hersteller angegebenen thermischen Zeitkonstanten für Wicklung und Gehäuse und der oben erläuterten Gestaltung von Seilgetriebe und Hebelarm ergibt sich, dass Feedbackkräfte, die durch Motorströme oberhalb des Nennstroms erzeugt werden, nur im kurzzeitigen Betrieb bis zu einer Dauer von maximal 35 Sekunden zulässig sind. Weiterhin ist eine Pause zwischen Phasen der Überlast notwendig. Aufgrund der Annahme, dass überwiegend kleinere und nur temporär wirkende Feedbackkräfte dargestellt werden, wird diese Einschränkung zu Gunsten eines kompakten und leichten Aufbaus des HUI hingenommen.

Die bereits erwähnte kardanische Aufhängung dient zur mechanischen Verbindung zwischen HUI und FalCaRo sowie der Eingabe von drei rotatorischen DOF. Da über das Kreuzgelenk die translatorischen Feedbackkräfte, die durch den FalCaRo dargestellt werden, übertragen werden, gilt es, eine kompakte und steife Verbindung zu realisieren. Die Feedbackkräfte sollen dabei möglichst im vorderen Bereich der Finger in die Hand der nutzenden Person eingeleitet werden. Es folgt, dass der Ansatzpunkt der kardanischen Aufhängung und damit des Endeffektors des FalCaRo möglichst zwischen Daumen und Zeigefinger liegen soll. Die kardanische Aufhängung besteht aus einem Kreuzgelenk, das auf einer drehbaren Scheibe gelagert ist (Abbildung 5.50) [273]. Alle Lagerungen sind mit Rillenkugellagern ausgeführt. Die relativ stark belasteten Achsen sind aus Stahl gefertigt, die übrigen Bauteile aus PLA additiv hergestellt. Zur Erfassung des Motordrehwinkels des BLDC-Motors und der Drehwinkel der drei Achsen der kardanischen Aufhängung, werden absolute Magnetencoder des Typs AS5048B-HTSP-500 (ams-OSRAM AG, Premstätten, Österreich) verwendet [273].

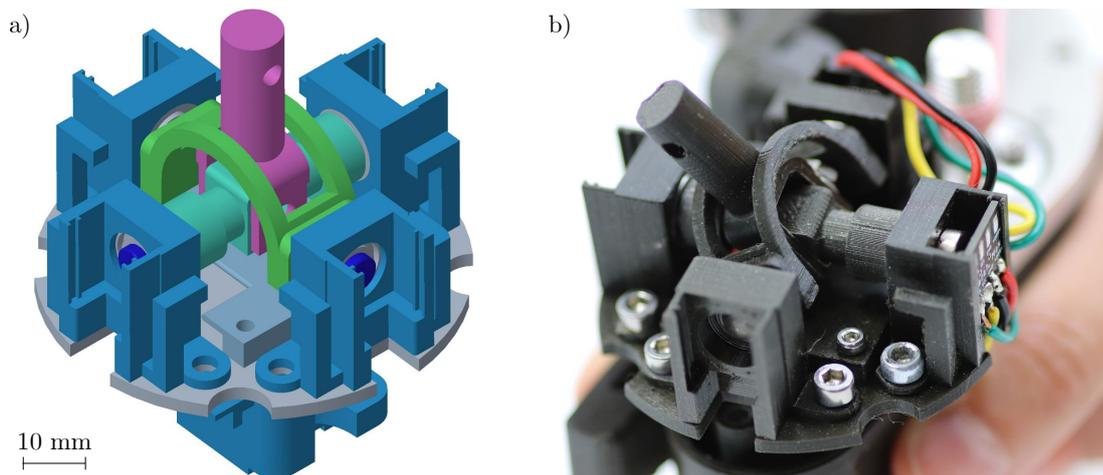


Abbildung 5.50: CAD-Darstellung der kardanischen Aufhängung (a) und Foto ohne Gehäuse (b) [273].

Die Komponenten des HUI sind in einem Gehäuse untergebracht (Abbildung 5.51) [273]. Die Seiltrommel sowie die Basisscheibe des HUI sind aus Aluminium gefertigt. Die restlichen Komponenten sind additiv aus PLA gefertigt.

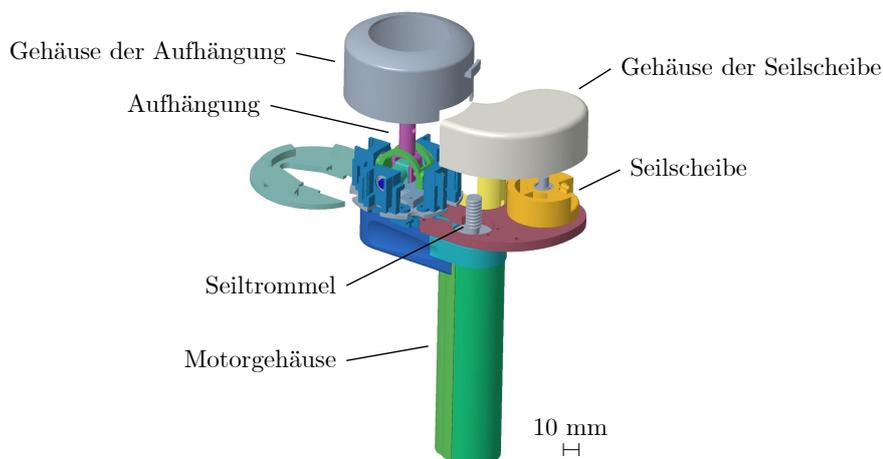


Abbildung 5.51: Explosionsdarstellung des HUI [273].

### 5.8.2.2 Steuerung und Regelung

Zur Ausgabe von Feedbackkräften wird das Drehmoment des BLDC-Motors über dessen Motorstrom geregelt. Es wird die SimpleFOC-Bibliothek verwendet, um eine FOC zu realisieren [273]. Weiterhin erfolgt eine Limitierung der, an den Motorwicklungen anliegenden Spannung, auf einen Wert von 4 V sowie einen maximalen Strom von 4,6 A. Zur Steuerung der Feedbackkräfte wird der Statorstromvektor  $i_{q,soll}$ , als Führungsgröße für den Regelkreis des q-Anteils, anhand der Sollgröße der Feedbackkraft  $F_F$  mit Gleichung 5.45 berechnet. Dabei ist  $l_h$  die Länge des Hebelarms,  $i$  die Getriebeuntersetzung

und  $k_M$  die Drehmomentkonstante des Motors.

$$i_{q_{soll}} = F_F \cdot l_h \cdot \frac{1}{i} \cdot \frac{1}{k_M} \quad (5.45)$$

### 5.8.2.3 Integration in ROS-Systemarchitektur

Analog zu den übrigen Komponenten des Telemanipulationssystems, wird auch das HUI über einen Raspberry Pi in die ROS-Systemarchitektur eingebunden. Der Raspberry Pi, der Motorcontroller sowie Möglichkeiten zum Anschluss des HUI und eines Fußpedals für die Kupplung sind in einer Steuerungseinheit untergebracht die abseits des HUI platziert wird.

### 5.8.2.4 Abbilden der Freiheitsgrade

Für die Abbildung der vier DOF des HUI wird die kardanische Aufhängung als ortsfest betrachtet. Winkeländerungen in der kardanischen Aufhängung, die sich durch translatorische Bewegung des HUI und damit durch Änderungen der Pose des stabförmigen Endeffektors des FalCaRo ergeben, werden an dieser Stelle nicht berücksichtigt. Aus der Pose des HUI wird die Pose des Instrumentenendeffektors abgeleitet. Im Falle der Greifbewegung folgt durch die Gestaltung des HUI bereits eine Vermittlung von bewegungsleitenden Informationen und damit eine Kompatibilität zwischen Ein- und Ausgabe. Die drei übrigen DOF sind dementsprechend für die Steuerung der Abwinkelung sowie der Spitzen- und Schaftrotation zuständig. Für die Definition der Pose des HUI wird ein körperfestes KOS  $\mathcal{K}_{HUI}$  und ein KOS  $\mathcal{K}_{HUI,A}$  an der kardanischen Aufhängung verwendet (siehe Abbildung 5.52 a). Für den Instrumentenendeffektor werden ebenfalls zwei KOS definiert (siehe Abbildung 5.52 b). Im proximal der Abwinkelung liegenden KOS  $\mathcal{K}_{I,P}$  wird die Abwinkelung sowie die Schaftrotation definiert und im distal sitzenden KOS  $\mathcal{K}_{I,D}$  wird die Spitzenrotation beschrieben. Die Beschreibung des Öffnungswinkels des Endeffektors wird unabhängig der beiden KOS definiert. Zur Abbildung der DOF des HUI auf den Instrumentenendeffektor wurden zwei Modi umgesetzt. Im ersten Modus erfolgt ein direktes Mapping einzelner DOF des HUI auf einzelne DOF des Instrumentenendeffektors. Im zweiten Modus wird für die Pose des HUI aus den Rotationen um die einzelnen Achsen eine Gesamtrotation gebildet und diese, je nach Ausrichtung des Instruments zur nutzenden Person, einer Pose des Instrumentendeffektors zugeordnet.

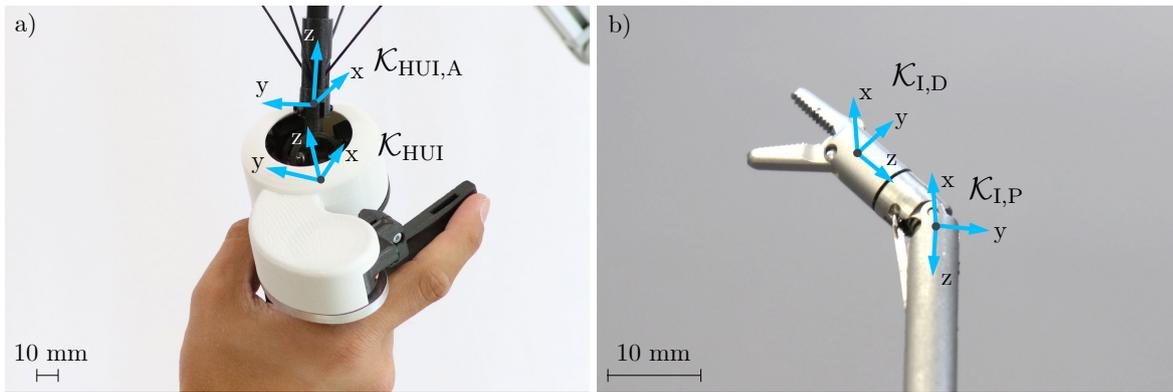


Abbildung 5.52: KOS des HUI (a) und des Instrumentenendeffektors (b) [274].

### 5.8.2.5 Haptisches Feedback

Wenn am Instrumentenendeffektor während des Greifens oder Haltens eine Kraft auf die Greiferbacken wirkt, soll der nutzenden Person haptisches Feedback dargeboten werden (Abbildung 5.53).

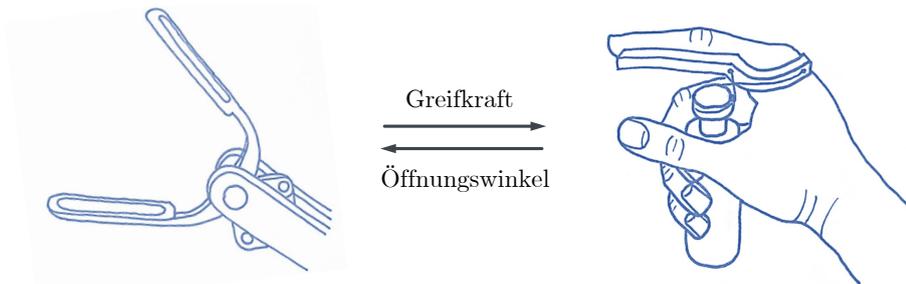


Abbildung 5.53: Schematische Darstellung des Zusammenhangs zwischen Greifbewegung am Instrumentenendeffektor und Eingabebewegung am HUI (nach [111, 273]).

Anhand des Motorstroms, der dabei am Antrieb der Greifbewegung benötigt wird, kann eine Abschätzung der Greifkraft erfolgen (Abschnitt 4.5). Da die genaue Position eines gegriffenen Objekts innerhalb der Greiferbacken, und damit der wirkende Hebelarm, unbekannt ist, können lediglich relative Unterschiede von Greifkräften abgeschätzt werden. Der am Instrumentenadapter gemessene Stromverlauf wird mit einem gleitenden Mittelwert (75 Messwerte Fensterbreite) geglättet. Wird dem Instrumentenendeffektor eine Bewegung vorgegeben, treten aufgrund der hohen Reibung sowie der Trägheiten bereits deutliche Schwankungen im Stromsignal auf. Diese Schwankungen sollen der nutzenden Person nicht dargestellt werden, weshalb ein haptisches Feedback erst ab einem Wert von  $i_{EE,min} = 22 \text{ mA}$  erzeugt wird. Die maximale Greifkraft wird am Instrumentenendeffektor durch einen Strom in Höhe von  $i_{EE,max} = 80 \text{ mA}$  begrenzt. Das Feedback am HUI wird ebenfalls über den Motorstrom gesteuert (Gleichung 5.45).

Der nutzenden Person soll dauerhaft eine leichte öffnende Kraft entgegenwirken, wofür iterativ ein Wert von  $i_{\text{HUI},\min} = 0,25 \text{ A}$  ermittelt wurde. Nach Gleichung 5.45 entspricht dies einer theoretischen Feedbackkraft von etwa  $0,4 \text{ N}$ . Da noch keine praktischen Erfahrungen bezüglich der thermischen Belastbarkeit des HUI bei Motorströmen oberhalb des Nennstroms vorliegen, wird die maximal darstellbare Feedbackkraft durch einen Strom von  $i_{\text{HUI},\max} = 2 \text{ A}$  vorläufig auf einen theoretischen Wert von  $3,0 \text{ N}$  limitiert.

Zur Abbildung eines am Instrumentenendeffektor gemessenen Stroms  $i_{\text{EE}}$  auf eine Führungsgröße  $i_{\text{HUI}}$  zur Erzeugung des haptischen Feedbacks am HUI ergeben sich die Randpunkte  $P_{\min} = (i_{\text{EE},\min}, i_{\text{HUI},\min})$  und  $P_{\max} = (i_{\text{EE},\max}, i_{\text{HUI},\max})$ . Basierend auf der Annahme eines linearen Zusammenhangs wird zwischen den Randpunkten eine Geradengleichung  $i_{\text{HUI}}(i_{\text{EE}}) = m \cdot i_{\text{EE}} + t$  gebildet, für deren Führungsgröße folgende Beschreibung gilt:

$$i_{\text{HUI}}(i_{\text{EE}}) = \begin{cases} 0,25 \text{ A} & \text{für } i_{\text{EE}} \leq 22 \text{ mA} \\ m \cdot i_{\text{EE}} + t & \text{für } i_{\text{EE}} \in (22 \text{ mA}, 80 \text{ mA}] \\ 2,0 \text{ A} & \text{für } i_{\text{EE}} > 80 \text{ mA} \end{cases}$$

### 5.8.3 Evaluierung

Das HUI hat eine Gesamtmasse von  $360 \text{ g}$ . Die Hauptabmessungen betragen  $156 \text{ mm}$  in der Höhe,  $112 \text{ mm}$  in der Länge und  $65 \text{ mm}$  in der Breite bei geschlossenem Hebelarm. Es können Greifbewegungen von  $0^\circ$  bis  $60^\circ$  Öffnungswinkel eingegeben werden. Die kardanische Aufhängung erlaubt Schwenkbewegungen um die x-Achse des KOS  $\mathcal{K}_{\text{HUI,A}}$  im Bereich von  $\pm 30^\circ$  und um die y-Achse im Bereich von  $\pm 40^\circ$  sowie Rotationen um die z-Achse im Bereich von  $\pm 30^\circ$ , die lediglich durch die Kabelführung beschränkt sind.

#### 5.8.3.1 Statische Kraft und Sprungantwort

Zur Überprüfung einer maximalen darstellbaren Feedbackkraft im statischen Fall sowie einer Sprungantwort wurde der in Abbildung 5.54 dargestellte Versuchsaufbau verwendet [273]. Dabei ist das HUI in einer Halterung eingespannt und der Hebelarm über ein Dyneema-Seil mit einem Kraftsensor (Nennmessbereich  $\pm 20 \text{ N}$ ) verbunden. Der Hebelarm ist senkrecht zur Seilachse ausgerichtet, welche mit der Messachse des Kraftsensors übereinstimmt.

Die Führungsgröße der Regelung wird dabei nicht über die ROS-Kommunikation sondern direkt auf dem Motorcontroller vorgegeben. Ausgeführt wird ein sprunghafter

Anstieg der Feedbackkraft von 0 N auf 6 N über die Vorgabe einer Stromstärke von 3,95 A nach Gleichung 5.45. Anschließend wird die Führungsgröße für eine Dauer von drei Sekunden konstant gehalten, bevor sie wieder auf 0 N abfällt. In Abbildung 5.55 ist das Ergebnis des Messvorgangs dargestellt.

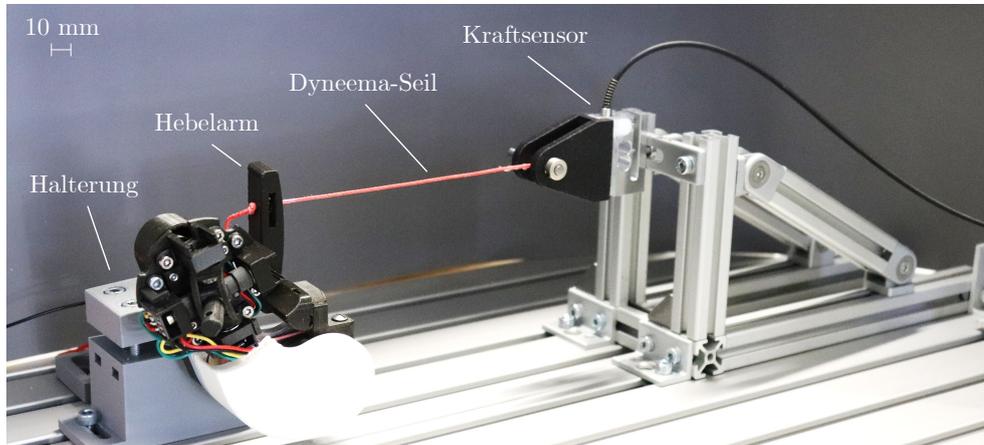


Abbildung 5.54: Versuchsaufbau zur Evaluierung des Systemverhaltens des HUI [273].

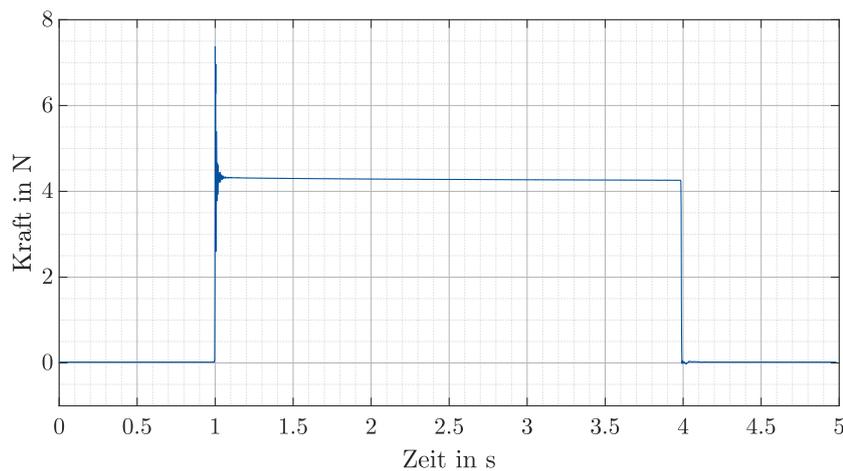


Abbildung 5.55: Gemessener Kraftverlauf der Sprungantwort des HUI (nach [273]).

Es zeigt sich ein deutliches Überschwingen auf einen Wert von 7,5 N, bevor sich die Messwerte innerhalb von 0,05 Sekunden auf eine mittlere statische Kraft von 4,3 N einschwingen. Die bleibende Abweichung beträgt somit 1,7 N zum erwarteten Wert von 6 N.

### 5.8.3.2 Frequenzbandbreite

Zur Untersuchung der dynamischen Kraftübertragung wird das in Abschnitt 5.6.3 beschriebene Verfahren angewendet. Als Eingangsfunktion dient ein Sinus-Sweep (Gleichung 4.3) mit einem Gleichanteil von  $F_{\text{soll, konst}} = 3 \text{ N}$  und einer Amplitude von  $A_{\text{Sweep}} = 0,2 \text{ N}$ . Als Startwert wird eine Frequenz von  $f_{\text{min, Sweep}} = 0,1 \text{ Hz}$  gewählt, die

über eine Dauer von  $T_{\text{Sweep}} = 600 \text{ s}$  auf  $f_{\text{max,Sweep}} = 150 \text{ Hz}$  ansteigt. In Abbildung 5.56 ist die Amplitude des Frequenzgangs zwischen Soll- und Istkraft zu sehen. Es ist eine markante Spitze bei einer Frequenz von 50 Hz zu sehen, deren Ursprung in der Frequenz des Stromnetzes vermutet wird. Ignoriert man diese, ergibt sich eine nutzbare Frequenzbandbreite von 73,5 Hz.

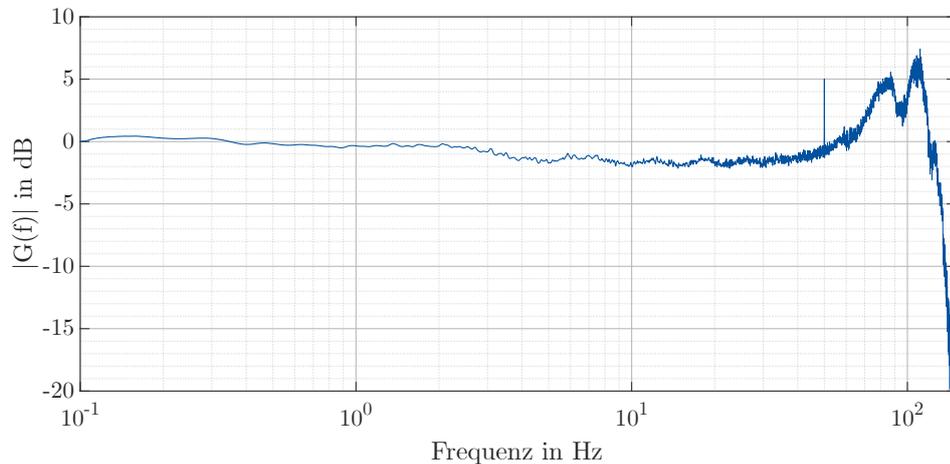


Abbildung 5.56: Amplitude des Frequenzgangs zwischen Soll- und Istkraft des HUI.

### 5.8.3.3 Nutzerzentrierte Evaluierung

In einer ersten nutzerzentrierten Evaluierung wurden die Teilsysteme Instrumentenadapter und HUI im Zusammenspiel erprobt [274]. Ziel ist eine Überprüfung der grundsätzlichen Funktionsweise und die Ableitung von Handlungsempfehlungen für zukünftige Arbeiten. Während das HUI für die Darstellung von dynamischen Feedbackkräften geeignet ist, können mit der Motorstrom-basierten Methode (Abschnitt 4.5) nur Greifkräfte mit geringer Dynamik erfasst werden. In dieser nutzerzentrierten Evaluierung liegt der Fokus deshalb auf statischen Kräften und dem ebenfalls rückgemeldeten Öffnungswinkel der Greiferbacken.

Es wurden zwei Aufgabentypen durchgeführt. Im ersten Aufgabentyp wurden zylinderförmige Objekte aus Stahl mit unterschiedlichem Durchmesser (Tabelle 5.12) gegriffen. Ziel war hierbei die Beurteilung der Bewegungskongruenz zwischen den Öffnungswinkeln des Instrumentenendeffektors und des HUI. Im zweiten Aufgabentyp wurden Objekte aus Silikon mit unterschiedlichen Steifigkeiten gegriffen. Die Steifigkeiten im Bereich der angestrebten Verformung wurden experimentell, durch Aufbringung bekannter Kräfte und Erfassung der dabei entstehenden Verformung, ermittelt (Tabelle 5.12). Ziel war die Überprüfung, ob die Objekte anhand ihrer Steifigkeit differenziert werden können. In beiden Aufgabentypen wurden die Teilnehmenden gebeten, jeweils im paarweisen

Vergleich den Probekörper mit dem größeren Durchmesser beziehungsweise mit der höheren Steifigkeit zu identifizieren. Für beide Aufgabentypen wurde mit jeweils drei verschiedenen Probekörpern sechs Kombinationen geprüft. Für den paarweisen Vergleich jeder Kombination hatten die Teilnehmenden 20 Sekunden Zeit und durften dabei den gerade eingelegten Probekörper beliebig oft palpieren.

Tabelle 5.12: Eigenschaften der Probekörper.

	Durchmesser der Probekörper für Aufgabentyp 1	Steifigkeit der Probekörper für Aufgabentyp 2
Probekörper A	1,40 mm	0,21 N/mm
Probekörper B	1,65 mm	0,52 N/mm
Probekörper C	1,90 mm	1,82 N/mm

Beide Aufgabentypen wurden mit 10 Teilnehmenden durchgeführt und deren Entscheidung dokumentiert. Die Probekörper aus Silikon wurden mit Hilfe des in Abschnitt 4.5 vorgestellten Prüfstands palpirt (Abbildung 5.57). Die Probekörper aus Stahl wurden mittig zwischen den Greiferbacken platziert. Alle Teilnehmenden konnten sich mit dem System vertraut machen und den Greifer des Instruments per HUI ohne eingelegtes Objekt nach Belieben öffnen und schließen. Vor Beginn des eigentlichen Versuchs wurde eine Sichtblende zwischen der teilnehmenden Person und Instrumentenendeffektor aufgebaut, um einen Einfluss des visuellen Feedbacks zu vermeiden.

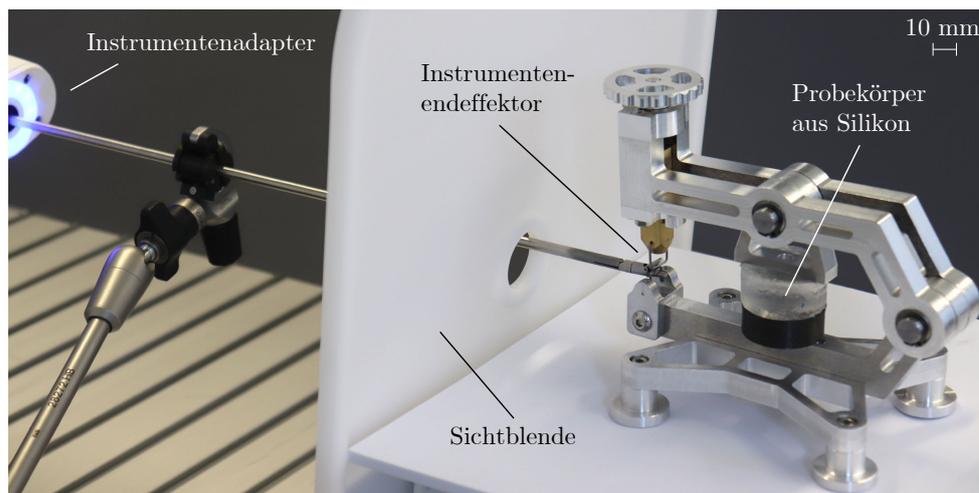


Abbildung 5.57: Versuchsaufbau mit Probekörper aus Silikon für Aufgabentyp 2 [274].

Beim ersten Aufgabentyp zur Darstellung des Öffnungswinkels wurden, über alle Teilnehmenden hinweg, insgesamt 51 der 60 Kombinationen korrekt identifiziert. Die individuelle

Erfolgsrate liegt zwischen 3 von 6 und 6 von 6 korrekten Treffern (Tabelle 5.13). Beim zweiten Aufgabentyp zur Darstellung der Steifigkeiten wurden, über alle Teilnehmenden hinweg, insgesamt 52 der 60 Kombinationen korrekt identifiziert. Die individuelle Erfolgsrate liegt zwischen 4 von 6 und 6 von 6 korrekten Treffern (Tabelle 5.14). Beim zweiten Aufgabentyp fällt auf, dass die meisten Fehler bei den Kombinationen der Proben A und B gemacht wurden.

Tabelle 5.13: Ergebnisse zur Darstellung des Öffnungswinkels (Aufgabentyp 1) mit korrekt identifizierten (1) und falsch identifizierten Probekörpern (0).

Proben	Teilnehmende									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
A, B	1	0	1	1	1	1	1	0	1	1
B, A	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B, C	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0
C, B	1	0	1	1	1	0	1	1	1	0
C, A	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
A, C	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
<b>Korrekt identifiziert</b>	6/6	4/6	3/6	6/6	6/6	5/6	6/6	5/6	6/6	4/6

Tabelle 5.14: Ergebnisse zur Darstellung der Steifigkeit (Aufgabentyp 2) mit korrekt identifizierten (1) und falsch identifizierten Probekörpern (0).

Proben	Teilnehmende									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
A, B	0	1	0	0	1	0	1	1	0	1
B, A	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1
B, C	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
C, B	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
C, A	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
A, C	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
<b>Korrekt identifiziert</b>	4/6	6/6	4/6	4/6	6/6	5/6	6/6	6/6	5/6	6/6

### 5.8.4 Diskussion

Das HUI erfüllt alle in Abschnitt 5.8.1 geforderten Hauptfunktionen. Es erlaubt die Interaktion mit dem FalCaRo zur Steuerung dessen drei DOF sowie dem Empfinden des von ihm dargestellten haptischen Feedbacks. Weiterhin erlaubt es die Eingabe von drei rotatorischen DOF über die kardanische Aufhängung sowie die Steuerung der Greifbewegung und das Empfinden von aufgebrachtten Greifkräften. Die Kombination aus FalCaRo und HUI lässt eine Steuerung von insgesamt 7 DOF zu, von denen vier haptisches Feedback darbieten können. Eine gemeinsame Evaluierung beider Teilsysteme wurde im Rahmen dieser Arbeit noch nicht durchgeführt.

Die systemzentrierte Auswertung zeigt eine deutliche Abweichung zwischen gewünschter und gemessener Feedbackkraft. Die Berechnung der Führungsgröße für die FOC basiert rein auf der Hebelarmlänge, der Getriebeübersetzung und der Drehmomentkonstante des Motors (siehe Gleichung 5.45). Verluste bei der Kraftübertragung werden hierbei nicht berücksichtigt. Um die Abweichung zu reduzieren, muss das mechanische Übertragungsverhalten des HUI und das elektrische Übertragungsverhalten des Motors berücksichtigt werden. Die Feedbackkraft von nur 4,3 N anstelle der geforderten 6 N erscheint in ersten Tests ausreichend zu sein. Während der nutzerzentrierten Tests kommentierten einzelne Teilnehmende die dargestellten Feedbackkräfte im Falle einer längeren Nutzung eher als etwas zu hoch. Die Identifikation einer geeigneten Höhe von Feedbackkräften über Zeiträume, die typischerweise bei der RAS auftreten, kann die Auswahl eines kleineren und leichteren Motors für das HUI begünstigen.

Aufgrund geringer Kosten und Komplexität ist die indirekte Regelung der Feedbackkraft über den Motorstrom des BLDC-Motors attraktiv. Die Genauigkeit, mit der eine gewünschte Kraft auf den Finger der nutzenden Person ausgeübt werden kann, ist allerdings begrenzt. Für eine genauere Kraftdarstellung kann eine direkte Regelung der Feedbackkraft implementiert werden. Dazu ist entsprechende Sensorik im Bereich des Fingers oder des Hebelarms notwendig. In diesem Fall wäre das Kriterium der Rücktreibbarkeit weniger wichtig, wodurch eine Antriebskombination aus weniger leistungsstarkem Motor und höherer Getriebeübersetzung verwendet werden kann. Da die, auf dem Motorstrom basierende Messung der aufgebrauchten Greifkräfte in Kombination mit der unbekanntenen Position des gegriffenen Objekts im Instrumentengreifer, lediglich relative Kraftunterschiede hervorbringen kann, wird die indirekte Regelung der Feedbackkraft als ausreichend angesehen. Es überwiegen die Vorteile der einfacheren Umsetzung.

Das leichte und spielfreie Seilgetriebe ermöglicht ein gutes Übertragungsverhalten bei dynamischen Kräften. Dem Amplitudengang kann entnommen werden, dass dynamische Kräfte mit einer Frequenzbandbreite bis 73,5 Hz übertragen werden können. Dies wurde bei direkter Vorgabe der Führungsgröße auf dem Motorcontroller ermittelt. Um den Einfluss der Systemkommunikation zu untersuchen, ist die Messung bei Vorgabe der Führungsgröße über die ROS-Systemarchitektur zu testen. NEUPERT *et al.* [191] erreichen mit ihrem System zur haptischen Darstellung von Greifkräften Frequenzen bis 100 Hz, die  $\pm 3$  dB-Grenze wird jedoch bereits bei weniger als 10 Hz erreicht. Im Telemanipulationssystem werden die Greifkräfte schlussendlich indirekt über den Motorstrom

ermittelt (Abschnitt 4.5). Mit dieser Messmethode lassen sich keine dynamischen Greifkräfte ermitteln, weshalb eine isolierte Evaluierung der dynamischen Eigenschaften des HUI erfolgt ist. Weiterhin ist zu beobachten, ob Krieeffekte im dauerhaft gespannten Seil zu Längung und damit Umkehrspiel führen.

Die kardanische Aufhängung mit integrierten Magnetencodern ist kompakt, robust und liefert Drehwinkel mit ausreichender Auflösung. Ihre Bauweise ermöglicht die Platzierung des gemeinsamen Drehpunkts nah an Daumen beziehungsweise Zeigefinger. Es sind zahlreiche kleine bewegte Komponenten an der Kraftübertragung beteiligt, weshalb deren additive Fertigung aus PLA nur bedingt geeignet und ihre Montage relativ aufwändig ist. Ein alternativer Ansatz ist die Verwendung eines einfachen Kugelgelenks und der Integration einer IMU zur Erfassung der Orientierung im Raum. Hiermit lässt sich sicherlich ebenfalls ein sehr kompakter Aufbau realisieren, es entstehen jedoch Herausforderungen bezüglich der Kompensation von Drift und die Notwendigkeit der regelmäßigen Kalibrierung.

In Vorarbeiten (siehe [270]) wurde die fehlende Kongruenz zwischen den Rotationsachsen des Hebelarms und des Fingergrundgelenks als störend empfunden. Im HUI wurde dies berücksichtigt und der entsprechende Achsversatz bei der Auslegung des Seilgetriebes umgesetzt. Eine spezifische Evaluierung dieser Eigenschaft wurde nicht durchgeführt, jedoch konnte keine translatorische Verschiebung des Fingers auf dem Hebelarm mehr beobachtet werden.

Die systemzentrierte Evaluierung des HUI zeigt eine hohe Abweichung zwischen gewünschter und tatsächlich ausgegebener Feedbackkraft. Die Berechnung der Führungsgröße für die FOC erfolgt lediglich aus der Länge des Hebelarms, dem Untersetzungsverhältnis des Seilgetriebes und der Drehmomentkonstanten des Motors. Es werden also keine Verluste in der Kraftübertragung berücksichtigt. Um die Abweichung der gewünschten zur tatsächlichen Feedbackkraft zu reduzieren, muss das mechanische Übertragungsverhalten des HUI und das elektrische Übertragungsverhalten des Motors berücksichtigt werden. Die oben beschriebene direkte Regelung der Feedbackkraft würde die Abweichung ebenfalls verhindern. Für den vorliegenden Anwendungsfall stellt die Abweichung keine Einschränkung dar, da nur relative Unterschiede in den aufgebrauchten Greifkräften dargestellt werden sollen.

Die Darstellung gemessener Motorströme als haptisches Feedback erfolgt nach dem beschriebenen direkten linearen Zusammenhang. Es wird keine weitere Verarbeitung des Signals durchgeführt. Dies führt beim Greifen von Objekten mit hohen Steifigkei-

ten zu einem prellenden Verhalten. Die Ursache des Prellens wird in der zeitlichen Verzögerung des haptischen Feedbacks durch generelle Systemlatenzen sowie Latenzen aus der Signalglättung vermutet. Bei gegriffenen Objekten mit hoher Steifigkeit wird der nutzenden Person schlagartig eine sehr große Feedbackkraft ausgegeben. Diese ist so hoch, dass die nutzende Person nicht schnell genug reagieren kann und sich der Öffnungswinkel des HUI entgegen der Bedienkraft leicht erhöht. Dies hat zur Folge, dass sich der Instrumentenendeffektor öffnet und der gemessene Motorstrom abfällt. Es wird vermutet, dass die nutzende Person in dieser Zeit jedoch auf die schlagartige Erhöhung der Feedbackkraft reagieren konnte und ihre Bedienkraft verstärkt hat. Es kommt zu einem periodischen Prellen, dass jedoch durch bewusst langsame Bewegungen der bedienenden Finger vermieden werden kann. Für schnellere Eingabebewegungen muss eine softwaretechnische Maßnahme gefunden werden.

Zur nutzerzentrierten Evaluierung wurden im ersten Aufgabentyp zylindrische Probekörper aus Stahl verwendet. Deren Positionierung zwischen den Greiferbacken des Instruments konnte nicht mit absoluter Genauigkeit erfolgen und beeinflusste somit den am HUI wahrgenommenen Öffnungswinkel. Dennoch war eine gute Differenzierung der Probekörper möglich. Um im zweiten Aufgabentyp beim Greifen ein Materialverhalten zu erreichen, das dem von menschlichem Gewebe ähnelt, wurden Probekörper aus Silikon verwendet. Das genaue Einstellen einer gewünschten Steifigkeit ist dabei nur schwer zu erreichen. Die Steifigkeiten waren damit über die Probekörper nicht gleichmäßig verteilt wodurch die Differenzierung der Probekörper A und B erschwert wurde.

Die Unterbindung eines zusätzlichen visuellen Feedbacks erlaubt direkte Rückschlüsse auf die Qualität des haptischen Feedbacks aus den Ergebnissen. Bei zusätzlichem visuellen Feedback durch Sicht der Teilnehmenden auf den Instrumentenendeffektor kann eine weitere Verbesserung der Ergebnisse erwartet werden. Die Ergebnisse der nutzerzentrierten Evaluierung demonstrieren die grundlegende Funktionsweise der haptischen Darstellung von Greifkräften. Die geringe Zahl an Teilnehmenden sowie die geringe Zahl an Probekörpern erlaubt jedoch noch keine detailliertere Aussage hinsichtlich absoluter und differentieller Wahrnehmbarkeitsschwellen.

Ausblickend kann eine nutzerzentrierte Evaluierung mit virtuell vorgegebenen Greifkräften, ähnlich der nutzerzentrierten Evaluierung des PlaCaRo, sinnvoll sein, um die tatsächliche Leistungsfähigkeit des HUI zu evaluieren. Alternativ könnte der in Abschnitt 4.5.2 vorgestellte Prüfstand verwendet werden, um eine tatsächlich gemessene Greifkraft zur Evaluierung zu verwenden und reale Objekte palpieren zu können.

Das HUI stellt einen ersten Versuchsträger dar, mit dem eine nutzende Person insgesamt vier DOF steuern und in einem davon haptisches Feedback empfinden kann. Die gewählten technischen Ansätze stellen sich als vollständig geeignet dar und haptisches Feedback kann bereits in dieser ersten Iteration des HUI mit guter Qualität dargeboten werden. Gleichzeitig besteht Potential zur weiteren Verbesserung durch Anpassungen in geringem Umfang. Weitere nutzerzentrierte Tests werden empfohlen.

## 5.9 Fazit und Ausblick

In diesem Kapitel wurden Lösungen erarbeitet, um einer Person bei Nutzung des Telemanipulationssystems haptisches Feedback mit hoher mechanischer Bandbreite darzustellen. Nach Betrachtung des Stands der Technik, insbesondere der Eingabekonsolen bestehender RAS-Systeme, wurden Anforderungen an haptische Eingabegeräte für die RAS abgeleitet. Es wird die Hypothese aufgestellt, dass sich zur Erfüllung der Anforderungen aus technischer Sicht ein Eingabegerät auf Basis einer seilgetriebenen Parallelkinematik besonders eignet.

In diesem Teil der Arbeit wurde daher untersucht, ob sich ein Cable-Driven Haptic Device (CDHD) im Allgemeinen zur Darstellung von Interaktionskräften mit hoher mechanischer Bandbreite eignet. Die Überprüfung der Eignung erfolgt anhand eines planaren CDHD, dem Planar Cable Robot (PlaCaRo). Es wurde ein Vorgehen entwickelt, um den Arbeitsraum verschiedener Konfigurationen des PlaCaRo modellbasiert zu ermitteln. Weiterhin wurde der PlaCaRo im Sinne eines Prüfstands realisiert und die Infrastruktur bezüglich Hard- und Software erarbeitet. Anhand des Prüfstands wurde die gewählte Methode zur Arbeitsraumberechnung validiert. Der Prüfstand wurde einer system- und aufgabenzentrierten Evaluierung unterzogen, aus der die Eignung für die vorgesehene Anwendung entnommen werden kann.

Basierend auf der generellen Eignung eines CDHD für die Darbietung von haptischem Feedback werden die etablierten Vorgehensweisen sowie die Infrastruktur in Hard- und Software genutzt, um ein räumliches CDHD – den Falcon Cable Robot (FalCaRo) – unter dem Aspekt der Bewegungskongruenz und spezifisch für den Einsatz in der RAS aufzubauen. Ziel ist es, eine Konfiguration zu ermitteln, die sich als praktikables Eingabegerät eignet. Dazu erfolgt beginnend eine modellbasierte Arbeitsraumbetrachtung und daraus das Ableiten einer geeigneten Konfiguration. Auch diese wird im Sinne eines Prüfstands aufgebaut und ebenfalls systemzentriert evaluiert.

Im letzten Schritt wird eine Schnittstelle zwischen CDHD und nutzender Person erarbeitet. Dieses Haptic User Interface (HUI) bietet drei passive rotatorische DOF sowie eine Greifbewegung mit haptischem Feedback. Es erfolgt eine system- und aufgabenzentrierte Evaluierung, die gute Ergebnisse bezüglich der haptischen Darstellung von Greifkräften mit hoher Dynamik aufzeigt.

Als Resultat des Kapitels liegt ein haptisches Eingabegerät vor, mit dem sieben DOF vorgegeben werden können. Das Eingabegerät bietet in vier dieser DOF haptisches Feedback. Das Eingabegerät ist vollständig bewegungskongruent zu den Bewegungsmöglichkeiten des Instruments im Situs, wovon eine effektive Nutzerinteraktion erwartet werden kann. Der Prüfstand lässt nahezu beliebige Rekonfiguration zu, so könnte beispielsweise der gesamte FalCaRo-Rahmen geneigt werden, um bei flacherer Instrumentenausrichtung eine weiterhin kongruente Ausrichtung des Endeffektors des FalCaRo zu erreichen.

Ausblickend können weitere system- und aufgabenzentrierte Untersuchungen mit den entwickelten Prüfständen durchgeführt werden. Potential zur Verbesserung der Qualität des haptischen Feedbacks liegt dabei vor allem in der Reduzierung der unerwünschten Schwankungen der Seilkräfte sowie der Steigerung der dynamischen Kraftübertragung durch die Seile. Hier sind modell-basierte Untersuchungen anzustreben die eine Identifikation der limitierenden Einflussgrößen erlauben. Darüber hinaus ist eine weitere Reduzierung der Größe des FalCaRo-Prüfstands wünschenswert. Hier ist insbesondere die vorgestellte Konfiguration mit fünf Antriebsseilen (Abschnitt 5.7.1) von Interesse, da diese eine deutliche Verkleinerung des Gesamtaufbaus sowie eine Reduzierung der erforderlichen Zahl an Komponenten verspricht. Dies würde die platzsparende und anwendungsgerechte Anordnung zweier CDHD für die bimanuelle Telemanipulation bei gleichzeitig freier Sicht auf das OP-Team und gegebenenfalls den Monitor der laparoskopischen Bildgebung begünstigen.

In Kapitel 4 wurde die Erfassung von Interaktions- und Greifkräften behandelt. Im vorliegenden Kapitel wurde nun erläutert wie diese Interaktionskräfte einer nutzenden Person im Telemanipulationssystem dargestellt werden können. Im folgenden Kapitel erfolgt nun eine vorläufige systemzentrierte Evaluierung ausgewählter Eigenschaften des gesamten Telemanipulationssystems.

# 6 Vorläufige Evaluierung des Telemanipulationssystems

Dieses Kapitel beinhaltet die vorläufige Evaluierung grundlegender Eigenschaften des Telemanipulationssystems. Dabei werden systembezogene Eigenschaften des Telemanipulationssystems evaluiert, sowie Vorarbeiten, die einer zukünftigen aufgabenzentrierten Evaluierung dienen können, dargestellt.

## 6.1 Systemzentrierte Evaluierung des Telemanipulationssystems

In diesem Abschnitt wird die Evaluierung grundlegender Systemeigenschaften des Telemanipulationssystems dargestellt. Dazu gehört der Aspekt der Genauigkeit mit der die Orientierung des Instruments, und dem folgend die Position des Trokarpunkts, ermittelt werden kann. Beides hat unmittelbaren Einfluss auf die Genauigkeit mit welcher der Instrumentenendeffektor manövriert werden kann. Ebenfalls dazu gehören die Aspekte der Rechtzeitigkeit und Latenz von Prozessen und Nachrichten der gewählten ROS-Systemarchitektur. Beides sind Größen die Rückschlüsse bezüglich der prinzipiellen Eignung der gewählten Kommunikation über ROS zulassen. Diese Evaluierung des Telemanipulationssystems stellt keine umfassende systemzentrierte Evaluation dar. Vielmehr soll sie dazu dienen, einschätzen zu können, welche Aspekte der RAS mit der Forschungsplattform untersucht werden können und wo gegebenenfalls Limitationen liegen. In diesem Abschnitt wird also die grundsätzliche Funktionsfähigkeit der gewählten Ansätze und Methoden zur Realisierung des Telemanipulationssystems als Forschungsplattform untersucht.

### 6.1.1 Sensordrift der IMU

Wie in Abschnitt 3.3.3 beschrieben, wird für die Ermittlung der Instrumentenorientierung eine IMU verwendet. Die Instrumentenorientierung wird in verschiedenen Prozessen zur Ermittlung der Pose des Instruments, zur Ermittlung des Trokarpunkts, sowie für die Berechnung der Interaktionskraft verwendet. Das Ergebnis dieser Prozesse wird direkt von der Messgenauigkeit der IMU beeinflusst. Eine sich durch Sensordrift ändernde Messgenauigkeit der IMU kann die korrekte Funktionsweise des Telemanipu-

lationssystems beeinträchtigen. Die Erfassung der absoluten Orientierung mithilfe einer IMU erfolgt üblicherweise durch kontinuierliche Integration der mithilfe des Gyroskops erfassten Winkelgeschwindigkeiten. Dies ermöglicht es, Änderungen der Orientierung unmittelbar zu erfassen, führt jedoch zu einer Drift der absoluten Orientierung über die Zeit. Diese Sensordrift kann, relativ zur Wirkungsrichtung der Schwerkraft, mithilfe des Beschleunigungssensors korrigiert werden. Eine Korrektur der Sensordrift um die Achse der Schwerkraft ist jedoch nicht ohne Weiteres möglich [277]. Über ein Magnetometer kann prinzipiell auch die Sensordrift um die Achse der Schwerkraft kompensiert werden. Dies erfordert jedoch ein homogenes Magnetfeld, welches durch Störgrößen in der Umgebung, wie beispielsweise den elektromechanischen Komponenten im Instrumentenadapter, beeinflusst wird. Im Folgenden wird daher die Evaluierung der Sensordrift der IMU erläutert [114].

#### 6.1.1.1 Material und Methoden

Verwendet wird die IMU BNO055 (Bosch Sensortec GmbH, Reutlingen, DE) in der in Abschnitt 3.2 beschriebenen Anordnung. Das IMU-Modul kann eine Fusion der Werte aus den drei enthaltenen Sensorarten durchführen. Für die folgenden vorläufigen Tests wurde die IMU ohne weitere Anpassungen, so wie vom Hersteller konfiguriert, verwendet. Die IMU wird einem statischen und einem dynamischen Test unterzogen. Beim statischen Test ist das Telemanipulationssystem ausgeschaltet und der Instrumentenadapter inklusive dem Instrument fixiert. Die im Instrumentenadapter enthaltene IMU wird also nicht bewegt und alle Elektromotoren im nahen Umfeld sind nicht bestromt. Der statische Test wurde über eine Dauer von 14 Stunden durchgeführt, in denen die Orientierung der IMU 1 610 843 Mal abgefragt wurde.

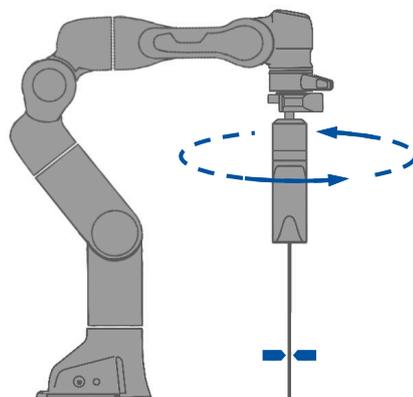


Abbildung 6.1: Schematische Darstellung der Kreisbahn für den dynamischen Test der IMU (nach [114]).

Im dynamischen Test startet und endet der Roboterarm jeweils in einer Position, bei der das Instrument senkrecht steht. Während der Messung bewegt sich der Roboter dauerhaft auf einer Kreisbahn deren Ebene senkrecht zur initialen Instrumentenorientierung ist (Abbildung 6.1). Das Instrument ist, analog zum Telemanipulationsmodus (vergleiche Abschnitt 3.3.4) im Trokar gelagert. Der dynamische Test wurde drei Mal durchgeführt, jeweils über eine Dauer von drei Stunden [114]. In jedem Durchlauf wurden etwa 20 000 Orientierungen erfasst.

#### **6.1.1.2 Ergebnisse**

Das Ergebnis des statischen Tests ist eine Drift der Orientierung von  $0^\circ \text{ min}^{-1}$ . Aus dem dynamischen Test resultiert in allen drei Messdurchläufen jeweils eine Drift von  $1,624^\circ \text{ min}^{-1}$  um die z-Achse des Welt-KOS, also der Wirkrichtung der Erdbeschleunigung.

#### **6.1.1.3 Diskussion**

Die ausbleibende Drift im statischen Test lässt sich mit der Einbeziehung der Beschleunigungssensorik des IMU-Moduls erklären, da während der gesamten Messdauer lediglich die Erdbeschleunigung wirkt. Die im dynamischen Test resultierende Sensor-drift erscheint sehr hoch. Als Ursache wird das Aufintegrieren von Messfehlern und Messrauschen, sowie die aus Erdrotation entstehende Abweichung angesehen. Berücksichtigt werden sollte dabei, dass an der IMU keinerlei Anpassungen vorgenommen wurden, sondern diese wie vom Hersteller konfiguriert eingesetzt wurde. Das Ergebnis lässt sich verbessern, indem das Magnetfeld zur Kalibrierung verwendet wird. Dazu sollte in weiteren Tests untersucht werden, ob dieses durch die elektromechanischen Komponenten des Instrumentenadapters beeinflusst wird. Die mit der Zeit zunehmende Abweichung der gemessenen Orientierung der IMU von der tatsächlichen Orientierung führt bereits nach wenigen Minuten zu einem Abnehmen der Genauigkeit der Ermittlung der Instrumentenendeffektorposition sowie der errechneten Interaktionskräfte. Die initiale Ermittlung des Trokarpunkts ist davon weniger stark betroffen, da sie unmittelbar nach der Initialisierung der IMU erfolgt.

### **6.1.2 Genauigkeit der Ermittlung des Trokarpunkts**

Die Position des Trokarpunkts ist Grundlage für die Steuerung der Position des Instrumentenendeffektors (Abschnitt 3.3.3.3) sowie die Berechnung der Interaktionskräfte zwischen Instrumentenendeffektor und Gewebe (Abschnitt 4.4). Daher wurde die Genauigkeit der in Abschnitt 3.3.3.2 beschriebenen Vorgehensweise untersucht [114].

### 6.1.2.1 Material und Methoden

Es werden zehn Trokar-Initialisierungen durchgeführt (siehe Abschnitt 3.3.3.2). Dazu befindet sich das Instrument in einer von der Senkrechten abweichenden Pose (Abbildung 6.2) von wo aus die Initialisierung gestartet wird. Der Trokarpunkt wird durch eine kreisrunde Öffnung mit einem Durchmesser von 7 mm in der waagrechten Ebene nachgestellt. Jeder Initialisierungsvorgang wird unmittelbar nach einer Initialisierung der IMU im Instrumentenadapter durchgeführt, um eine Beeinflussung durch die oben erläuterte Sensordrift zu vermeiden.

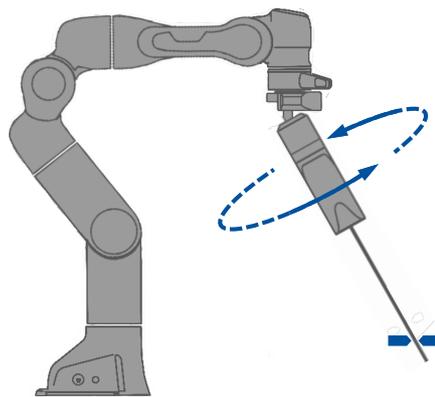


Abbildung 6.2: Schematische Darstellung der Trokarinitialisierung zur Ermittlung der Genauigkeit des Trokarpunkts (nach [114]).

### 6.1.2.2 Ergebnisse

Bei allen zehn Initialisierungsvorgängen liefert die in Abschnitt 3.3.3.2 beschriebene Methode eine Höhe im Bereich zwischen 175 mm bis 188 mm für die Position des Trokarpunkts, dessen tatsächliche Höhe 190 mm beträgt. Im Mittel liegt der Trokarpunkt um  $9,8 \text{ mm} \pm 3,5 \text{ mm}$  unterhalb des tatsächlichen Trokarpunkts. Die Abweichung in der x- und y-Achse erreicht einen Maximalwert von 22,3 mm. Der Mittelwert in x-Richtung beträgt  $4,8 \text{ mm} \pm 6,8 \text{ mm}$ , und in y-Richtung  $5,0 \text{ mm} \pm 11,9 \text{ mm}$ .

### 6.1.2.3 Diskussion

Zwischen tatsächlicher und ermittelter Position des Trokarpunkts tritt eine deutliche Abweichung auf. Insbesondere bei der Abweichung der Höhe kann ein systematischer Einfluss angenommen werden. Dies lässt sich durch das im Trokarpunkt vorhandene Spiel erklären, siehe Abbildung 6.3. Weiterhin kann auch die, unmittelbar nach der IMU-Initialisierung beginnende Abweichung der gemessenen von der tatsächlichen Instrumentenorientierung, einen Einfluss auf die Genauigkeit der Bestimmung des Trokarpunkts haben. Eine Verbesserung der Genauigkeit kann durch eine Anpassung

der Berechnungsmethode erreicht werden, indem eine höhere Anzahl von Geraden für die Berechnung verwendet wird, oder abgewartet wird, bis zwei Geraden verwendet werden können die eine höhere Abweichung zueinander haben. Dadurch kann der in Abbildung 6.3 dargestellte Einfluss reduziert werden. Die vorgeschlagene Methode zur Ermittlung des Trokarpunkts wird als zuverlässig und ausreichend genau angesehen, insbesondere vor dem Hintergrund, dass es in der realen Anwendung aufgrund der Gewebesteifigkeit zu leichten Änderungen der Position des Trokarpunkts kommen kann.

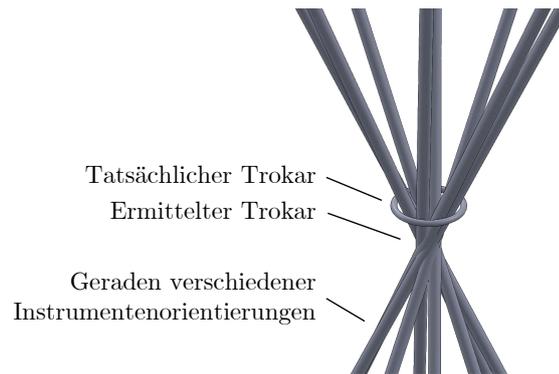


Abbildung 6.3: Schematische Darstellung der systematischen Abweichung des ermittelten vom tatsächlichen Trokarpunkt [114].

### 6.1.3 Rechtzeitigkeit eines ROS-Nodes

Betrachtet wird in diesem Abschnitt die Rechtzeitigkeit eines ROS-Nodes, mit der untersucht werden soll, wie stark ein periodisch ablaufender Node von seiner Soll-Frequenz abweicht [114]. Diese Eigenschaft wird untersucht, da ROS in der verwendeten Version nicht echtzeitfähig ist und ein Task und damit auch ein ROS-Node vom Betriebssystem nicht priorisiert behandelt wird.

#### 6.1.3.1 Material und Methoden

Es wurde ein ROS-Node in der Programmiersprache C++ erstellt, der mit einer vorgegebenen Frequenz von 10 Hz ausgeführt werden soll. Zu Beginn jedes Zyklus wird vom Node ein Zeitstempel genommen. Der im ersten Zyklus gespeicherte Zeitstempel wird als Basis für die Berechnung der Soll-Zeiten der folgenden Zyklen verwendet. Es wird jeweils ein Vergleich zwischen der Soll-Zeit und dem im jeweiligen Zyklus erfassten Zeitstempel durchgeführt. Um den im Telemanipulationssystem verwendeten Komponenten möglichst nahe zu kommen, wurde das beschriebene Vorgehen ebenfalls auf einem Raspberry Pi 4B unter Ubuntu 20.04 ausgeführt. Außer dem beschriebenen ROS-Node sind lediglich die Hintergrundprozesse des Betriebssystems aktiv, es kann

also von einer geringen Prozessorauslastung ausgegangen werden. Der beschriebenen Zyklus wird über einen Zeitraum von sechs Stunden ausgeführt.

### 6.1.3.2 Ergebnisse

Es ergibt sich eine mittlere Verzögerung um  $118,20 \mu\text{s} \pm 37,21 \mu\text{s}$ . Die maximale auftretende Verzögerung beträgt  $6033,98 \mu\text{s}$ .

### 6.1.3.3 Diskussion

In der Literatur finden sich, bei Verwendung eines Linux-Echtzeit Kernels, maximale Verzögerungen von etwa  $30 \mu\text{s}$  für einen periodisch ablaufenden Task [278]. Mit einem eigens geschriebenen C++-Programm konnte dies auf einem Raspberry Pi mit mittleren Verzögerungen von  $30 \mu\text{s}$  und Maximalwerten bis  $130 \mu\text{s}$  nicht ganz erreicht werden [114]. Dennoch sind die Vergleichswerte deutlich geringer als die mit dem ROS-System ermittelten Werte. Die verwendete Konfiguration der ROS-Nodes ist nicht echtzeitfähig und kann damit keinen Gebrauch eines Echtzeit-Kernels und der damit verbundenen Priorisierung von Tasks machen. Dadurch kann es, durch mögliche höherprioräre Tasks zu unvorhersehbaren Ausreißern kommen.

## 6.1.4 Latenz einer ROS-Message

Betrachtet wird die Dauer, die eine ROS-Nachricht benötigt, um zwischen zwei Nodes übermittelt zu werden [114]. Dabei wird berücksichtigt, dass die Nachricht im ROS-Netzwerk möglicherweise mehrere Nodes und Topics auf unterschiedlichen Geräten durchlaufen muss.

### 6.1.4.1 Material und Methoden

Für den Versuch wurde ein Szenario ähnlich dem tatsächlichen Telemanipulationssystem aufgebaut. Dazu wurden zwei Raspberry Pi über einen Netzwerk Switch miteinander verbunden. Auf einem weiteren PC lief der ROS-Core bei dem die beiden Raspberry Pi als Clients gemeldet waren. Dieses Szenario stellt die Verbindung zweier Teilsysteme des Telemanipulationssystems nach (vergleiche Abschnitt 3.3). Auf dem *Raspberry Pi A* wurde ein Zeitstempel verschickt. Die Nachricht, die den Zeitstempel enthält, wurde von *Raspberry Pi B* empfangen und direkt zurück an *Raspberry Pi A* gesendet. Der Vergleich von Sende- und Empfangs-Zeitstempel wurde gespeichert. Über eine Dauer von 14 Stunden wurden 6 044 078 Nachrichten versendet und empfangen.

#### 6.1.4.2 Ergebnisse

Die mittlere Dauer, die eine Nachricht benötigt um zurück zu *Raspberry Pi A* zu gelangen, beträgt  $5244,97 \mu\text{s} \pm 2149,18 \mu\text{s}$ . Der maximale Wert beträgt  $19\,430,72 \mu\text{s}$ .

#### 6.1.4.3 Diskussion

Die auftretende Dauer für die Übermittlung einer Nachricht liegt im erwarteten Bereich. Durch die Abstraktion der Nachricht, welche ROS vornimmt, um eine einfache Kommunikation zwischen Geräten und Prozessen zu ermöglichen, entsteht ein gewisser Overhead, der Ursache einer Verzögerung in der Übertragung von Nachrichten sein kann. Unter Overhead werden Informationen verstanden, die zur Kennzeichnung einer Nachricht mit dieser verschickt werden müssen. Problematisch zu bewerten sind die hohen Maximalwerte der Dauer zur Nachrichtenübermittlung, da durch sie unvorhersehbar wird zu welchem Zeitpunkt eine Nachricht eintrifft. Diesem Nachteil steht gegenüber, wie einfach eine netzwerkweite Kommunikation aufgebaut werden kann, die es am Beispiel des Telemanipulationssystems ermöglicht mehrere Teilsysteme einfach und schnell miteinander zu verknüpfen.

## 6.2 Aufgabenzentrierte Evaluierung des Telemanipulationssystems

Neben der systemzentrierten Evaluierung sollen zukünftig ausgewählte Eigenschaften des Telemanipulationssystems aufgabenzentriert untersucht werden. Die aufgabenzentrierte Evaluierung ist neben der systemzentrierten und der nutzerzentrierten Evaluierung eine etablierte Methode, um haptische Eingabegeräte zu beurteilen [28]. Mit aufgabenzentrierten Tests lässt sich die Eignung eines Systems für eine beabsichtigte Anwendung untersuchen. Im Falle des Telemanipulationssystems wurden daher in Anlehnung an die Literatur sowie durch Ableitung typischer Herausforderungen minimalinvasiver chirurgischer Eingriffe, Tests aufgebaut. Diese Tests, sowie Empfehlungen zur Auswertung derselben, werden in den folgenden Abschnitten dargestellt. Die Tests sind Bestandteil der Forschungsplattform. Die aufgabenzentrierte Evaluierung selbst ist nicht mehr Teil dieser Arbeit.

### 6.2.1 Test-Kit

Mit den Tests kann die Manövrierbarkeit des Instrumentenendeffektors sowie das haptische Feedback evaluiert werden. Zur Manövrierbarkeit gehören Aspekte der Geschicklichkeit, die am Endeffektor erreicht wird, und die Genauigkeit oder Präzision,

mit welcher der Endeffektor geführt werden kann. Zum haptischen Feedback gehört neben der Wahrnehmung der Interaktionskräfte durch eine nutzende Person auch das kontrollierte Ausüben von Kräften auf die Umgebung. Die folgenden Abschnitte umfassen jeweils die Beschreibung eines Tests mit Erläuterung der Mess- und Zielgrößen. Alle Tests beruhen auf etablierten Verfahren aus der Literatur [279]. Es wurden jeweils Anpassungen vorgenommen, um Testaufbauten zu erreichen, die ein automatisiertes Erfassen der Messgrößen erlauben. Eine zeitaufwändige und fehleranfällige nachträgliche manuelle Auswertung von Tests, beispielsweise anhand von Videoaufnahmen, soll vermieden werden. Die automatisierte Auswertung von Messgrößen erlaubt die Durchführung mit einer größeren Anzahl an Teilnehmenden und damit Ergebnisse mit potentiell höherer Aussagekraft. Abbildung 6.4 enthält eine Übersicht über die Tests.

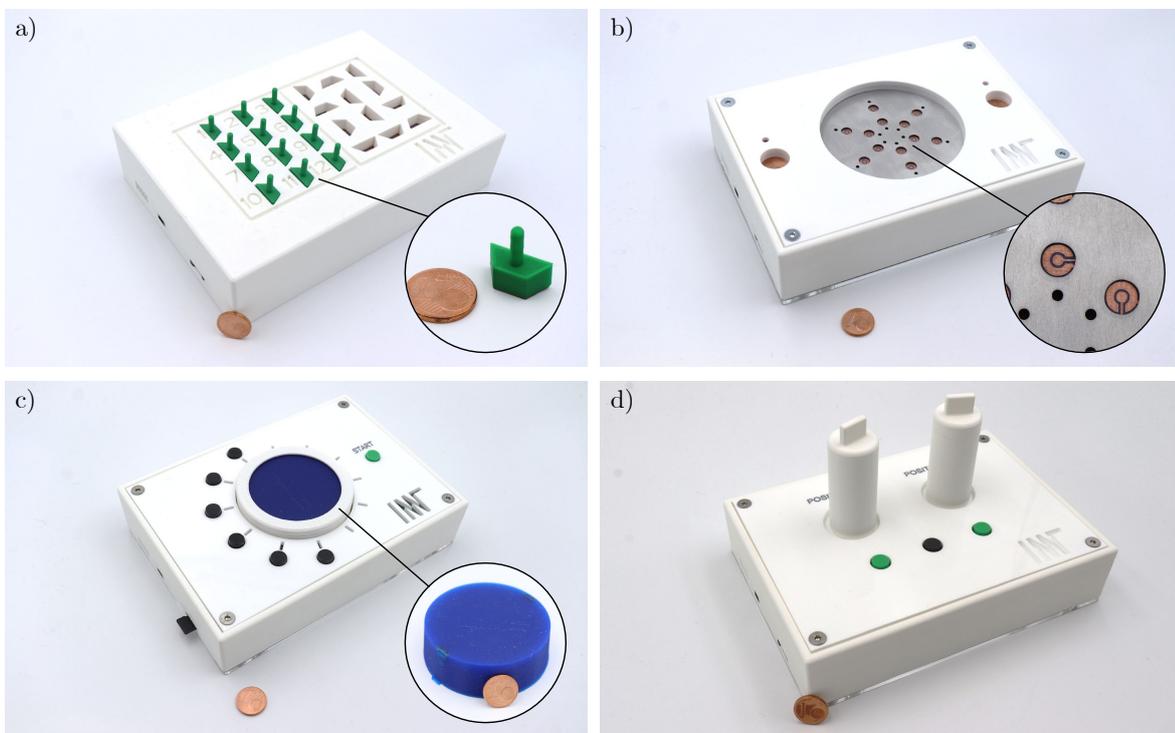


Abbildung 6.4: Pick and Place Test zur Handhabung von Objekten mit definierter Orientierung (a), Test zum präzisen Antasten von Zielregionen (b), zur Palpation von gewebeähnlichem Material (c) und zur Unterscheidung von Gewichtskräften (d) (nach [279]).

Die Gehäuse der Tests haben einheitliche Hauptabmessungen und sind mit Magneten auf der Unterseite ausgestattet, um einen schnellen Wechsel zu gewährleisten. Jeder Test ist mit einem eigenen Mikrocontroller ausgestattet, auf dem eine Test-Applikation installiert ist. Die Applikation führt die Versuchsleitung durch den jeweiligen Testablauf, erbittet die Eingabe von notwendigen Informationen und sorgt für das automatisierte Abspeichern der Messgrößen auf einer Speicherkarte. Die Kommunikation zwischen dem

Testaufbau und dem PC der Versuchsleitung erfolgt zur Laufzeit der Tests über eine USB-Verbindung. Alle Tests sind so entworfen, dass sie mit nur einem Telemanipulationszweig absolviert werden können.

#### **6.2.1.1 Pick and Place**

Der *Pick and Place* Test zielt auf die erreichbare Geschicklichkeit bei der Handhabung von Objekten ab (Abbildung 6.4 a) [279]. Der Test erfordert das Aufnehmen und Ablegen von Objekten mit einer definierten Pose. Ein entsprechendes chirurgisches Szenario ist die Handhabung der Nadel beim Anfertigen von Gewebenähten oder das Positionieren eines Instrumentenendeffektors in einer bestimmten Pose aufgrund des limitierten Raumangebots im Situs. Beim Pick and Place Test wird die nutzende Person aufgefordert, die Objekte auf der linken Seite der Reihenfolge nach aufzunehmen und auf der rechten Seite in eine der Vertiefungen einzubringen. Die geforderte Vertiefung wird durch eine aufleuchtende LED markiert, die von der Test-Applikation per Zufall ausgewählt wird. Die Objekte haben eine prismatische Form mit trapezförmiger Grundfläche, wodurch sie nur in definierter Orientierung in die Vertiefungen eingebracht werden können. Die Messgrößen des Pick and Place Tests sind die Gesamtdauer, die Anzahl der korrekt und falsch platzierten Objekte sowie die Dauer der Platzierung jedes einzelnen Objekts. Die Messung der Gesamtdauer beginnt automatisch mit Aufnahme des ersten Objekts und endet, sobald alle Zielpositionen belegt sind.

#### **6.2.1.2 Präzises Antasten**

Der Test zum präzisen Antasten zielt auf die erreichbare Präzision ab, mit der eine Zielregion mit dem Endeffektor erreicht werden kann (Abbildung 6.4 b) [279]. Dies ähnelt dem Szenario, mit einem beliebigen Endeffektor eine bestimmte Position des Gewebes anzutasten, wie beispielsweise mit einer Nadel oder einem Instrument zur Koagulation. Für diesen Test wird der Instrumentenendeffektor mit einem dünnen Tastpin ausgerüstet. Die nutzende Person kann den Test selbstständig starten, indem die Kontaktfläche im linken Bereich berührt wird. Anschließend gilt es, die kupferfarbenen Zielregionen anzutasten, ohne dabei die silberne Fehlerzone zu kontaktieren (siehe Abbildung 6.4 b). Die Zielregionen teilen sich jeweils auf in eine innere und eine äußere Zielzone. Über eine LED wird von der Test-Applikation per Zufall so lange eine Zielregion vorgegeben, bis alle Zielregionen angetastet wurden. Messgrößen sind die Gesamtdauer, die Anzahl der kontaktierten inneren und äußeren Zielzonen sowie die Anzahl der Fehlkontakte. Der Test wird durch Berührung der Kontaktfläche im rechten Bereich beendet.

### 6.2.1.3 Palpation

Der Test zur Palpation zielt auf die Fähigkeit zur kontrollierten Ausübung einer Kraft auf das Gewebe sowie der gleichzeitigen Wahrnehmung von haptischem Feedback ab (Abbildung 6.4 c) [279]. Der Test entspricht dem Szenario, bei dem eine Struktur mit höherer Steifigkeit in einem Gewebevolumen mit geringerer Steifigkeit durch Tasten gefunden werden soll. Der Test besteht aus mehreren Probekörpern aus Silikon, die sich in ihrer Steifigkeit unterscheiden. In die Probekörper sind Strukturen eingegossen, die zum Rand des Probekörpers zeigen. Die Versuchsleitung platziert den Probekörper in einer definierten Ausrichtung im Testbett. Die Ausrichtung wird von der Applikation automatisch erkannt. Die teilnehmende Person palpiert anschließend mit dem Instrumenteneffektor den Probekörper, versucht zu ermitteln zu welcher Taste die eingegossene Struktur deutet und markiert diese Richtung durch Drücken der Taste. Anschließend wird die Versuchsleitung von der Applikation aufgefordert, den Probekörper in einer neuen, definierten Orientierung zu positionieren. Messgrößen sind die Dauer, bis die teilnehmende Person eine Entscheidung fällt, und die Anzahl der richtig und falsch identifizierten Orientierungen.

### 6.2.1.4 Unterscheidung von Kräften

Der Test zur Unterscheidung von Kräften soll die Qualität des kinästhetischen Feedbacks isoliert überprüfen (Abbildung 6.4 d) [279]. Der Test besteht aus mehreren Probekörpern die ein einheitliches Volumen, jedoch unterschiedliche Massen haben. Die Probekörper werden von der Versuchsleitung entsprechend der Anweisung aus der Test-Applikation auf dem Testbett platziert. Die teilnehmende Person versucht durch Anheben den Probekörper mit der größeren Masse zu ermitteln und dokumentiert die Entscheidung durch Drücken der entsprechenden Taste. Messgrößen sind die Anzahl korrekter und falsch identifizierter Probekörper. Durch unterschiedliche Differenzen der Massen der Probekörper können differentielle Wahrnehmungsschwellen ermittelt werden.

### 6.2.1.5 Verfolgen einer vorgegebenen Trajektorie

Dieser Test erfordert das Abfahren einer vorgegebenen Trajektorie. Der Test ähnelt dem realen Szenario, bei dem ein Schnitt entlang einer vorgegebenen Kontur ausgeführt werden soll. Der Test wird in zweidimensionaler Ausführung in Anlehnung an Vorarbeiten gestaltet [279, 280]. Der Endeffektor des Instruments ist mit einem Stift ausgestattet. Eine vorgegebene Bahn mit definierter Geometrie und einer Bahnbreite von 5 mm wird auf Papier gedruckt und auf einer harten Unterlage fixiert. Die Teilnehmenden werden

gebeten, die Bahn vom Start bis zum Ende mit dem Stift nachzufahren. Messgrößen sind die Dauer der Durchführung, die Häufigkeit des Verlassens der vorgegebenen Bahn, sowie das Ausmaß des Verlassens im Sinne von senkrechtem Abstand zur Bahn, sowie der Strecke bis zum Wiedereintritt in die Bahn. Die Messgrößen werden aus den identifizierten Fehlerpositionen und Fehlerflächen ermittelt (vergleiche Abbildung 6.5). Die Auswertung erfolgt anhand eines Scans mithilfe der *Image Processing Toolbox* in Matlab. Optional kann eine Kraftmessplatte unterhalb des Papiers verwendet werden und so die aufbrachte Interaktionskraft als weitere Messgröße hinzugenommen werden.

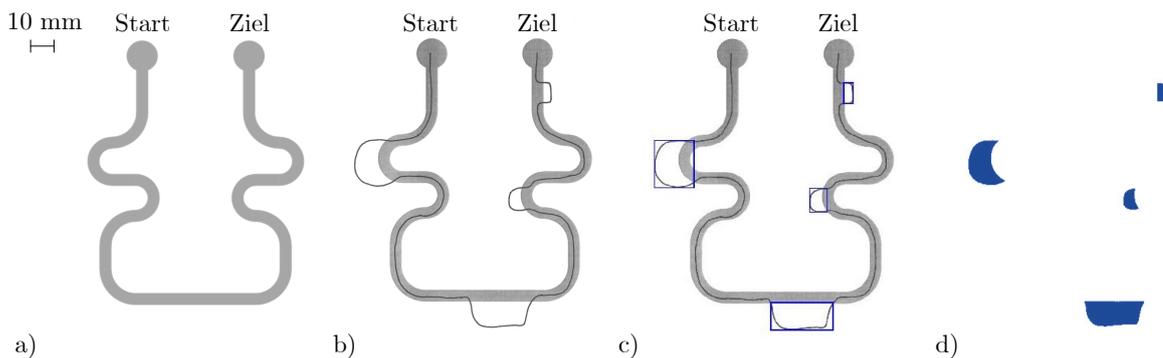


Abbildung 6.5: Vorgegebene Bahn des Tests zum Verfolgen einer Trajektorie (a), mit einem Stift nachgefahrene Trajektorie (b), die identifizierten Fehlerpositionen (c) und die resultierenden Fehlerflächen (d) [279].

### 6.2.1.6 Acrylglaskuppel

Die Tests werden in einer Acrylglaskuppel platziert, die ein Phantom des Situs darstellt (Abbildung 6.6). Diese hat entsprechende Aussparungen zur Bestückung durch die Versuchsleitung und bietet mehrere Trokarlöcher, um verschiedene Instrumentenorientierungen einstellen zu können. Die Sicht der nutzenden Person auf die Acrylglaskuppel sollte durch eine Abschirmung verhindert werden, da das KOS des Eingabegerätes mit dem KOS der Bildgebung ausgerichtet sein sollte und die nicht vorhandene Kongruenz der Eingabebewegungen zum realen Aufbau für Irritation sorgen kann.

Die Acrylglaskuppel ermöglicht aufgrund des einfachen Zugangs auch die Verwendung alternativer Methoden zur Bildgebung anstelle einer konventionellen Stablinsenoptik. So kann beispielsweise die Bildgebung mit einer 360°-Kamera und einem Head-Mounted-Device erfolgen, um eine gesteigerte Identifikation der nutzenden Person mit der Manipulationsumgebung zu erreichen [264].

Alle beschriebenen Tests haben gemeinsam, dass sie von der Tiefenwahrnehmung und damit von der gewählten Art der Bildgebung abhängig sind. Es scheint naheliegend, ein realistisches Setting mit Beleuchtung durch das Laparoskop zu realisieren.

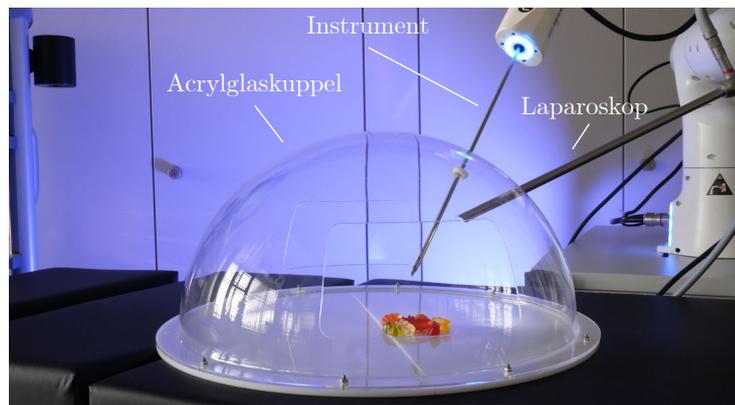


Abbildung 6.6: Acrylglaskuppel als Phantom des Situs zur aufgabenzentrierten Erprobung des Telemanipulationssystems.

### 6.2.2 Ausblick zur Auswertung aufgabenzentrierter Tests

Meist bestehen die Messgrößen aus einer Gesamtdauer des Testdurchlaufs sowie einer Fehlerzahl. In einigen Tests kommen Fehlerzeiten hinzu, das Ausmaß eines Fehlers wird jedoch nur selten erfasst. Um anhand dieser Messgrößen Aussagen zu den einzelnen Zielgrößen zu treffen, muss eine entsprechende Auswertung erfolgen. Im Folgenden sind Erfahrungen und Handlungsempfehlungen zusammengestellt.

In Vorarbeiten wurde ein Effizienz-Score ermittelt als Produkt aus Durchführungsdauer und Fehlerzahl und anschließender Normierung auf einen definierten Maximalwert [280]. Diese Methode hat den Vorteil, dass ein gemeinsamer Vergleichswert bestimmt wird, mit dem die Ergebnisse der Teilnehmenden einer Versuchsreihe leicht miteinander verglichen werden können. Ein offensichtlicher Nachteil ist jedoch, dass je nach Versuchsdesign eine höhere Gewichtung von Fehlerzahl oder Durchführungsdauer auftritt. Diese unklare Verteilung der Gewichtung kann nur schwer vermieden werden, auch aus dem Grund, dass den Teilnehmenden mitgeteilt werden sollte, ob eine Aufgabe in möglichst kurzer Zeit oder mit möglichst geringer Fehlerzahl auszuführen ist. Jeder Kompromiss, oder die Aussage, dass beide Messgrößen gleichermaßen in die Berechnung eines Scores einfließen, hat zur Folge, dass Teilnehmende einer der Messgrößen mehr Aufmerksamkeit schenken und damit eine Vergleichbarkeit über die Teilnehmenden hinweg erschwert wird [264]. Einfacher und mit mehr Aussagekraft, dafür weniger kompakt darzustellen, ist die getrennte Auswertung von Zeiten und Fehlerzahlen. Einen Kompromiss stellt die Festlegung einer der beiden Variablen dar, wie beispielsweise der Vorgabe einer maximal verfügbaren Zeit und der gleichzeitigen Forderung nach einer möglichst geringen Fehlerzahl.

# 7 Zusammenfassung, Fazit und Ausblick

In diesem Kapitel erfolgt ein abschließender Überblick über die erreichten Ergebnisse und der dafür gewählten Vorgehensweisen. Zu den beiden wissenschaftlichen Schwerpunkten, der Interaktionskrafterfassung -und darstellung, wurde bereits im Anschluss an das jeweilige Kapitel ein themenspezifisches Fazit verfasst (siehe Abschnitte 4.6 und 5.9). An dieser Stelle soll der Schwerpunkt auf übergeordneten Zusammenhängen der Teilergebnisse liegen. Abschließend erfolgt ein Ausblick der das Ableiten von Fragestellungen für anknüpfende Forschungsvorhaben unterstützt.

## 7.1 Ergebnisse der Arbeit

### 7.1.1 Vorgehensweise

Den beiden wissenschaftlichen Schwerpunkten dieser Arbeit liegt das gemeinsame Ziel des Erreichens von haptischem Feedback in der RAS zu Grunde. Beide Zielsetzungen wurden getrennt voneinander bearbeitet, unter anderem aufgrund des unterschiedlichen Stands der Technik der Erfassung und Darstellung von Interaktionskräften in der RAS. Aber auch die leicht unterschiedliche Ausrichtung der Ansätze empfiehlt im ersten Schritt eine getrennte Betrachtung.

Für die Interaktions- und Greifkrafterfassung wurden ressourceneffiziente Lösungen angestrebt und dabei eine limitierte Qualität der Messergebnisse hinsichtlich Genauigkeit und Auflösung hingenommen. Dies geht einher mit dem Bestreben der RAS zu einem höheren Verbreitungsgrad zu verhelfen. Insbesondere Instrumente mit zusätzlichen DOF am Instrumentenendeffektor, werden häufig als Einwegprodukte eingesetzt. Sie tragen damit nicht unerheblich zu den Betriebskosten eines RAS-Systems bei. Wenn für die gewünschte Anwendung mit extrakorporalen Messmethoden eine ausreichend gute Erfassung der Interaktionskräfte erfolgen kann, begünstigt das eine Kostenreduktion und dem folgend eine Steigerung des Verbreitungsgrades.

Zum Erreichen einer Eingabemöglichkeit die eine Darstellung der erfassten Interaktionskräfte für die nutzende Person bietet, wurde eine Lösung angestrebt die haptisches Feedback mit hoher Qualität darbieten kann. Das Eingabegerät, als dauerhaft genutzter Bestandteil eines Telemanipulationssystems, sollte hohen Ansprüchen genügen im

Hinblick auf eine ergonomische und effektive Nutzerinteraktion. Der dafür notwendige technische Aufwand und die damit verbundenen Kosten wurden hier weniger stark berücksichtigt.

Die jeweiligen Lösungen wurden isoliert systemzentriert evaluiert, um Aussagen über deren technische Spezifikationen und Charakteristika treffen zu können. Zur Ableitung von Anforderungen und für die zukünftige anwendungsnahe Erprobung wurde ein Zweig eines Telemanipulationssystems als Forschungsplattform aufgebaut.

### **7.1.2 Interaktionskrafte Erfassung**

Für die Erfassung von Interaktionskräften wurde eine extrakorporale Messeinheit zwischen Roboterarm und proximalem Ende des Instruments integriert. Mit der Kenntnis über die Orientierung des Instruments im Raum und der Position des Trokarpunkts, der als Widerlager dient, kann auf die am Instrumentenendeffektor wirkende Interaktionskraft geschlossen werden. Die gewählte Methode zur Interaktionskrafte Erfassung stellt in Relation zum Stand der Technik eine einfach zu realisierende Lösung dar. Bei statisch und mit geringer Dynamik wirkenden Interaktionen kann die Qualität der Messung für die geplante Anwendung als ausreichend eingeordnet werden. Potential besteht überwiegend in der Steigerung der Genauigkeit, mit der Interaktionskräfte im Telemanipulationssystem in Betrag und Richtung erfasst werden. Hierfür kann die Verformung des Instruments unter Krafteinwirkung sowie weitere Störgrößen ermittelt und in der Berechnung der Interaktionskraft berücksichtigt werden. Darüber hinaus ist eine genauere Bestimmung des Trokarpunkts und eine Reduzierung des IMU-Drifts anzustreben.

Zur Erfassung von Greifkräften wurde ein mehrfach indirekter Ansatz gewählt, der es erlaubt, Greifkräfte anhand des Motorstroms der Aktuierung der Greifbewegung abzuschätzen. In Versuchen konnte der erwartete lineare Zusammenhang zwischen Motorstrom und Greifkraft bestätigt und quantifiziert werden. Aufgrund der unbekannt Position des Objekts im Greifer des Instrumentenendeffektors, können relative Unterschiede zwischen zwei aufgebrauchten Greifkräften, jedoch kein absoluter Kraftwert abgeleitet werden. Der Implementierungsaufwand der gewählten Lösung ist gering. Weiterhin stellt die gewählte Lösung ein verbreitetes Konzept dar, wobei in der Literatur dafür jedoch meist Instrumente verwendet werden, deren Endeffektor über Seilzüge aktuiert wird. Dies hat Vorteile bezüglich der Reibung, es entstehen jedoch andere Herausforderungen wie das Umkehrspiel bei nicht vollständig gespannten Seilen und die

Abhängigkeit der Antriebsachsen voneinander. Trotz der hohen Reibung der gewählten Instrumente mit Aktuierung über eine mehrheitlich starre Mechanik, konnte mit der gewählten Lösung eine zufriedenstellende Erfassung von Greifkräften demonstriert werden. Potential zur weiteren Verbesserung liegt in der Berücksichtigung der nicht konstanten Übersetzung der Greifaktuierung, der Untersuchung möglicher Reibungsunterschiede zwischen Instrumenten des gleichen Typs sowie der Reduzierung des Reibungseinflusses durch beispielsweise Anregung mit hochfrequenter mechanischer Schwingung.

Die wissenschaftliche Fragestellung, ob Interaktionskräfte zwischen Instrumentenendeffektor und Gewebe erfasst werden können, ohne dass speziell angefertigtes Instrumentarium zu einem Kostentreiber bezüglich Bereitstellung und Wiederaufbereitung wird, kann positiv beantwortet werden. Die beiden gewählten Ansätze erlauben eine denkbar einfache Integration in den Manipulationsteil des Telemanipulationssystems, ohne die Wahl der Instrumente nennenswert zu beeinflussen. Die Ansätze sind weiterhin nicht auf das in dieser Arbeit vorgestellte Telemanipulationssystem beschränkt, sondern lassen sich mit geringem Aufwand in anderen Systemen realisieren. Limitationen liegen vor allem in der begrenzten Eignung zur Erfassung der hochfrequenten Anteile der Interaktion.

### 7.1.3 Interaktionskraftdarstellung

Um der nutzenden Person eine intuitive Steuerung der Bewegungen des Instrumentenendeffektors zu ermöglichen, wurde ein anwendungsspezifisches seilbasiertes Eingabegerät entwickelt. Dieses ermöglicht eine bewegungskongruente Vorgabe der Bewegungen des Instrumentenendeffektors. Insbesondere vor dem Hintergrund der hohen Zahl an DOF die mit dem Eingabegerät vorgegeben werden, verspricht die Deckungsgleichheit der Kinematiken auf Ein- und Ausgabeseite – in dieser Arbeit unter dem Begriff der Bewegungskongruenz zusammengefasst – eine gesteigerte Intuitivität. Das entwickelte Eingabegerät soll gleichzeitig in der Lage sein, haptisches Feedback mit hoher mechanischer Bandbreite zu bieten. Basierend auf der Hypothese, dass sich seilbasierte Parallelkinematiken zur Darstellung dynamischer Interaktionskräfte empfehlen, wurden Versuchsträger entwickelt, anhand derer einerseits die prinzipielle Eignung und andererseits die Umsetzbarkeit als Eingabegerät für die RAS gezeigt werden konnte.

Um die generelle Eignung seilgetriebener Parallelkinematiken zu untersuchen, wurde ein planarer Versuchsträger – der Planar Cable Robot (PlaCaRo) – entwickelt und evaluiert. Zielgrößen der Evaluierung waren die Übereinstimmung des modell-basierten

Arbeitsraums mit dem in Realität erreichbaren Arbeitsraum zur Validierung der gewählten Methode der Arbeitsraumberechnung, sowie die Eignung zur Darstellung von haptischem Feedback. Anhand des PlaCaRo konnte die Eignung bestätigt werden und Entwurfsparameter und Handlungsempfehlungen für den im Folgeschritt entwickelten dreidimensionalen Versuchsträger abgeleitet werden.

Die Konfiguration des schlussendlich aufgebauten dreidimensionalen Versuchsträgers – dem Falcon Cable Robot (FalCaRo) – wurde modell-basiert bezüglich Arbeitsraum und darstellbaren Feedbackkräften ermittelt. Neben der Darstellung von dynamischem haptischen Feedback sollte ein hohes Maß an Bewegungskongruenz zur Instrumentenkinematik erreicht werden. Ziel war es zu überprüfen, ob sich auf Basis einer seilgetriebenen Parallelkinematik ein anwendungsspezifisches und nutzbares Eingabegerät für die RAS erreichen lässt. Dabei wurden ergonomische Gesichtspunkte berücksichtigt und schlussendlich ein Ansatz realisiert bei dem die nutzende Person den Endeffektor am unteren Ende außerhalb des von Seilen umspannten Raums bedienen kann.

Weiterhin wurde eine Schnittstelle entwickelt mit dem die nutzende Person weitere Freiheitsgrade sowie die Greifbewegung steuern kann - das Haptic User Interface (HUI). Das HUI ist am Endeffektor des FalCaRo befestigt und kann Feedback über die aufgebrachten Greifkräfte liefern.

Das resultierende haptische Eingabegerät, bestehend aus FalCaRo und HUI, erlaubt die Eingabe in sieben DOF wovon in vier DOF haptisches Feedback dargeboten werden kann. Potential besteht bezüglich der seilgetriebenen Parallelkinematiken in der Verbesserung der Drehmomentkonstanz über den Drehwinkel der Antriebe. Die aktuell noch auftretenden unerwünschten Drehmomentschwankungen limitieren die Qualität des haptischen Feedbacks bei Bewegung des Endeffektors. PlaCaRo und FalCaRo stellen Versuchsträger zur weiteren Erforschung von dynamischem haptischen Feedback dar. Sie sind leicht rekonfigurierbar und vergleichsweise günstig, da sie überwiegend aus Standardkomponenten und Gleichteilen bestehen.

Die Verwendung seilgetriebener Parallelkinematiken als Basis für die Realisierung eines haptischen Eingabegerätes für die RAS stellt sich schlussendlich als geeignet heraus. Herausforderungen liegen in der weiteren Verbesserung der Regelung sowie der Umsetzung noch kompakterer Aufbauten mit dennoch ausreichendem Arbeitsraum. Die ermittelten Methoden und Werkzeuge zur Arbeitsraumbetrachtung sowie die modular verwendbaren Komponenten stellen eine gute Grundlage für weitere Arbeiten dar.

### 7.1.4 Telemanipulationssystem

Neben der isolierten Evaluierung der entwickelten Teillösungen wurde ein Telemanipulationssystem als Forschungsplattform aufgebaut (Abbildung 7.1). Dieses wurde unter Gesichtspunkten der Modularität und Rekonfigurierbarkeit entwickelt. Für die vorliegende Arbeit hat das Telemanipulationssystem maßgeblich der Ableitung von Anforderungen und der systemzentrierten Erprobung einzelner Komponenten gedient. Beispielsweise wurde anhand des Manipulationsteils die Interaktionskrafteffassung und die IMU-basierte Ermittlung des Trokarpunkts und der Position des Instrumentendeffektors evaluiert. Zukünftig soll das Telemanipulationssystem der anwendungsnahen Erprobung der Teilsysteme und Teillösungen dienen. Dazu wurden Tests aufgebaut, die jeweils auf bestimmte Eigenschaften des Telemanipulationssystems abzielen. Dazu gehören die mit dem Instrumentenendeffektor erreichbare Geschicklichkeit, die Präzision mit welcher der Instrumentenendeffektor gesteuert werden kann, sowie das haptische Feedback.

Die Wahl des Robot Operating System (ROS) als Grundlage für die Systemarchitektur ermöglicht den einfachen und schnellen Aufbau eines Systems in dem zahlreiche unterschiedliche Plattformen und Programmiersprachen aufeinandertreffen. Für die Überprüfung der Funktionsweise, den einfachen Betrieb und die schnelle Erweiterung und Modifizierung des Systemaufbaus stellt ROS eine geeignete Lösung dar.



Abbildung 7.1: Handhabung von Objekten mit dem Telemanipulationssystem das im Rahmen dieser Arbeit entstanden ist.

## 7.2 Ausblick

Das im Rahmen der Arbeit entstandene Telemanipulationssystem ist mit den vorgestellten Teilsystemen einsatzbereit. In ersten Funktionstests wurden einfache Pick and Place Aufgaben absolviert (siehe Abbildung 7.1). Die Evaluierung der zahlreichen Eigenschaf-

ten der Teilsysteme wurde jedoch bisher überwiegend systemzentriert ausgeführt. Es eröffnen sich mehrere Anknüpfungspunkte für weiterführende Fragestellungen. Einer davon ist die weitere Entwicklung des FalCaRo Versuchsträgers zu einem kompakteren haptischen Eingabegerät. Wird auf die freie Positionierbarkeit des virtuellen Pivotpunkts verzichtet, kann mit der Version *Falcon-5* (siehe Abschnitt 5.7.1) mit nur fünf Seilen möglicherweise ein kompaktes aber dennoch leistungsfähiges und anwendungsspezifisches Eingabegerät für die RAS erreicht werden. Dies würde auch die Anordnung zweier Eingabegeräte für die bimanuelle Telemanipulation erleichtern.

Weiterhin bleibt zu untersuchen, wie unter Beibehaltung indirekter und extrakorporaler Ansätze, auch dynamische Anteile aus der Interaktion von Instrumentenendeffektor und Gewebe abgeleitet werden können. Hier wurde bereits der Ansatz von MCMAHAN [147] als Möglichkeit zur Kombination zu einer hybriden Methode zur Interaktionskrafterfassung identifiziert, um eine Kombination von kinästhetischer und taktiler Rückmeldung zu erreichen und dennoch konventionelle Instrumente verwenden zu können.

Nicht zuletzt beeinflusst neben der haptischen Interaktion auch das visuelle Feedback die Interaktion einer nutzenden Person mit dem Telemanipulationssystem. Hier kann beispielsweise durch die Darstellung des laparoskopischen Bildes über ein Head-Mounted Display (siehe [264]) ein hoher Grad an Immersion erzeugt werden.

Mehrere Faktoren, darunter die gute Verfügbarkeit geeigneter Komponenten und die für lange Zeit schwierige, sich nun aber ändernde Patentsituation [52], führen dazu, dass die RAS ein rasch wachsendes Feld mit vielen beteiligten Akteuren ist. Sowohl im kommerziellen Bereich als auch in der Wissenschaft motiviert dies die stetige Erweiterung und Verbesserung der Technologien. Ein fehlender haptischer Sinneseindruck für die nutzende Person ist ein häufig genannter Mangel beim Einsatz von Systemen in der RAS und steht im Kompromiss zwischen den Kosten zur Realisierung und der erreichbaren Qualität des haptischen Feedbacks. Diese Arbeit bietet vielversprechende Ansätze, die eine Grundlage zur Realisierung von haptischem Feedback in RAS-Systemen bei vertretbarem Ressourcenaufwand bilden.

# Literaturverzeichnis

Das Literaturverzeichnis ist unterteilt in Fremdliteratur, eigene Publikationen des Autors und studentische Arbeiten die durch den Autor betreut wurden.

## Fremdliteratur

- [1] I. Alkatout, H. Salehiniya und L. Allahqoli. “Assessment of the Versius Robotic Surgical System in Minimal Access Surgery: A Systematic Review”. In: *Journal of clinical medicine* 11.13 (2022).
- [2] Statistisches Bundesamt, Hrsg. *23141-0101: Operationen und Prozeduren an vollstationären Patienten: Deutschland, Jahre, Operationen und Prozeduren (1-4-Steller Hierarchie): (Zeitraum 2005 bis 2021)*. Abgerufen am 22.06.2023. URL: <https://www-genesis.destatis.de/genesis//online?operation=table&code=23141-0101&bypass=true&levelindex=0&levelid=1687423649267#abreadcrumb>.
- [3] J. Klodmann, C. Schlenk, A. Hellings-Kuß, T. Bahls, R. Unterhinninghofen, A. Albu-Schäffer und G. Hirzinger. “An Introduction to Robotically Assisted Surgical Systems: Current Developments and Focus Areas of Research”. In: *Current Robotics Reports* 2.3 (2021), S. 321–332.
- [4] A. Shugaba, J. E. Lambert, T. M. Bampouras, H. E. Nuttall, C. J. Gaffney und D. A. Subar. “Should All Minimal Access Surgery Be Robot-Assisted? A Systematic Review into the Musculoskeletal and Cognitive Demands of Laparoscopic and Robot-Assisted Laparoscopic Surgery”. In: *Journal of gastrointestinal surgery: official journal of the Society for Surgery of the Alimentary Tract* 26.7 (2022), S. 1520–1530.
- [5] I. J. Y. Wee, L.-J. Kuo und J. C.-Y. Ngu. “A systematic review of the true benefit of robotic surgery: Ergonomics”. In: *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery: MRCAS* 16.4 (2020), e2113.
- [6] J. Rassweiler, T. Frede, O. Seemann, C. Stock und L. Sentker. “Telesurgical laparoscopic radical prostatectomy. Initial experience”. In: *European urology* 40.1 (2001), S. 75–83.
- [7] M. Mizoguchi, M. Kizuki, N. Iwata, M. Tokunaga, K. Fushimi, Y. Kinugasa und T. Fujiwara. “Comparison of short-term outcomes between robot-assisted and laparoscopic rectal surgery for rectal cancer: A propensity score-matched analysis using the Japanese Nationwide diagnosis procedure combination database”. In: *Annals of Gastroenterological Surgery* (2023).
- [8] E. Khajeh, E. Aminizadeh, A. Dooghaie Moghadam, R. Nikbakhsh, G. Goncalves, C. Carvalho, A. Parvaiz, Y. Kulu und A. Mehrabi. “Outcomes of Robot-Assisted Surgery in Rectal Cancer Compared with Open and Laparoscopic Surgery”. In: *Cancers* 15.3 (2023).
- [9] V. Mendes, F. Bruyere, J. M. Escoffre, A. Binet, H. Lardy, H. Marret, F. Marchal und T. Hebert. “Experience implication in subjective surgical ergonomics comparison between laparoscopic and robot-assisted surgeries”. In: *Journal of robotic surgery* 14.1 (2020), S. 115–121.
- [10] F. Bai, M. Li, J. Han, Y. Qin, L. Yao, W. Yan, Y. Liu, G. He, Y. Zhou, X. Ma, T. Aboudou, L. Guan, M. Lu, Z. Wei, X. Li und K. Yang. “More work is needed on cost-utility analyses of robotic-assisted surgery”. In: *Journal of evidence-based medicine* 15.2 (2022), S. 77–96.
- [11] H. Muaddi, M. E. Hafid, W. J. Choi, E. Lillie, C. de Mestral, A. Nathens, T. A. Stukel und P. J. Karanicolas. “Clinical Outcomes of Robotic Surgery Compared to Conventional Surgical Approaches (Laparoscopic or Open): A Systematic Overview of Reviews”. In: *Annals of surgery* 273.3 (2021), S. 467–473.
- [12] P. Garfjeld Roberts, J. C. Glasbey, S. Abram, D. Osei-Bordom, S. P. Bach und D. J. Beard. “Research quality and transparency, outcome measurement and evidence for safety and effectiveness in robot-assisted surgery: systematic review”. In: *BJS open* 4.6 (2020), S. 1084–1099.
- [13] M. Broholm, I. Onsberg Hansen und J. Rosenberg. “Limited Evidence for Robot-assisted Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials”. In: *Surgical laparoscopy, endoscopy & percutaneous techniques* 26.2 (2016), S. 117–123.

- [14] S. E. Kristensen, B. J. Mosgaard, M. Rosendahl, T. Dalsgaard, S. F. Bjørn, L. P. Frøding, H. Kehlet, C. K. Høgdall und H. Lajer. “Robot-assisted surgery in gynecological oncology: current status and controversies on patient benefits, cost and surgeon conditions - a systematic review”. In: *Acta obstetricia et gynecologica Scandinavica* 96.3 (2017), S. 274–285.
- [15] F. C. Burkhard. “Is robot-assisted surgery noninferior or real progress?” In: *Nature Reviews Urology* 15.12 (2018), S. 728–729.
- [16] H. F. Roh, S. H. Nam und J. M. Kim. “Robot-assisted laparoscopic surgery versus conventional laparoscopic surgery in randomized controlled trials: A systematic review and meta-analysis”. In: *PloS one* 13.1 (2018), e0191628.
- [17] J. G. Zárate Rodriguez, A. M. Zihni, I. Ohu, J. A. Cavallo, S. Ray, S. Cho und M. M. Awad. “Ergonomic analysis of laparoscopic and robotic surgical task performance at various experience levels”. In: *Surgical endoscopy* 33.6 (2019), S. 1938–1943.
- [18] F. P. Prete, A. Pezzolla, F. Prete, M. Testini, R. Marzaioli, A. Patriti, R. M. Jimenez-Rodriguez, A. Gurrado und G. F. M. Strippoli. “Robotic Versus Laparoscopic Minimally Invasive Surgery for Rectal Cancer: A Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials”. In: *Annals of surgery* 267.6 (2018), S. 1034–1046.
- [19] R. M. Higgins, M. J. Frelich, M. E. Bosler und J. C. Gould. “Cost analysis of robotic versus laparoscopic general surgery procedures”. In: *Surgical endoscopy* 31.1 (2017), S. 185–192.
- [20] F. Crocerossa, U. Carbonara, F. Cantiello, M. Marchioni, P. Ditunno, M. C. Mir, F. Porpiglia, I. Derweesh, L. J. Hampton, R. Damiano und R. Autorino. “Robot-assisted Radical Nephrectomy: A Systematic Review and Meta-analysis of Comparative Studies”. In: *European urology* 80.4 (2021), S. 428–439.
- [21] N. H. Dhanani, O. A. Olavarria, K. Bernardi, N. B. Lyons, J. L. Holihan, M. Loor, A. B. Haynes und M. K. Liang. “The Evidence Behind Robot-Assisted Abdominopelvic Surgery : A Systematic Review”. In: *Annals of internal medicine* 174.8 (2021), S. 1110–1117.
- [22] J. S. Park, S. M. Lee, G.-S. Choi, S. Y. Park, H. J. Kim, S. H. Song, B. S. Min, N. K. Kim, S. H. Kim und K. Y. Lee. “Comparison of Laparoscopic Versus Robot-Assisted Surgery for Rectal Cancers: The COLRAR Randomized Controlled Trial”. In: *Annals of surgery* 278.1 (2023), S. 31–38.
- [23] A. Ahmad, Z. F. Ahmad, J. D. Carleton und A. Agarwala. “Robotic surgery: current perceptions and the clinical evidence”. In: *Surgical endoscopy* 31.1 (2017), S. 255–263.
- [24] S. Schostek, M. O. Schurr und G. F. Buess. “Review on aspects of artificial tactile feedback in laparoscopic surgery”. In: *Medical engineering & physics* 31.8 (2009), S. 887–898.
- [25] N. Enayati, E. de Momi und G. Ferrigno. “Haptics in Robot-Assisted Surgery: Challenges and Benefits”. In: *IEEE reviews in biomedical engineering* 9 (2016), S. 49–65.
- [26] F. Amirabdollahian, S. Livatino, B. Vahedi, R. Gudipati, P. Sheen, S. Gawrie-Mohan und N. Vasdev. “Prevalence of haptic feedback in robot-mediated surgery: a systematic review of literature”. In: *Journal of robotic surgery* 12.1 (2018), S. 11–25.
- [27] T. A. Kern. *Entwicklung Haptischer Geräte: Ein Einstieg für Ingenieure*. SpringerLink Bücher. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009.
- [28] T. A. Kern, C. Hatzfeld und A. Abbasimoshai, Hrsg. *Engineering haptic devices*. Third edition. Springer series on touch and haptic systems. Cham: Springer, 2023.
- [29] E. Samur. *Performance Metrics for Haptic Interfaces*. SpringerLink Bücher. London: Springer, 2012.
- [30] P. P. Pott. “Chapter 11 - Haptic interfaces”. In: *Endorobotics*. Hrsg. von L. Manfredi. London: Elsevier Science & Technology, 2022, S. 257–274.
- [31] E. H. Weber. *Tastsinn und Gemeingefühl*. 149. Aufl. W. Engelmann, 1905.
- [32] C. Neupert. “Haptische Bedieneinheit zum Einsatz in einem Teleoperationssystem für die Single-Port-Chirurgie”. Dissertation. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt, 2017.
- [33] D. A. Lawrence. “Stability and transparency in bilateral teleoperation”. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 9.5 (1993), S. 624–637.
- [34] T. A. Kern. “Haptisches Assistenzsystem für diagnostische und therapeutische Katheterisierung”. Dissertation. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt, 2006.

- [35] M. E. Hagen, J. J. Meehan, I. Inan und P. Morel. “Visual clues act as a substitute for haptic feedback in robotic surgery”. In: *Surgical endoscopy* 22.6 (2008), S. 1505–1508.
- [36] O. S. Bholat, R. S. Haluck, W. B. Murray, P. J. Gorman und T. M. Krummel. “Tactile feedback is present during minimally invasive surgery”. In: *Journal of the American College of Surgeons* 189.4 (1999), S. 349–355.
- [37] O. S. Bholat, R. S. Haluck, R. H. Kutz, P. J. Gorman und T. M. Krummel. “Defining the role of haptic feedback in minimally invasive surgery”. In: *Studies in health technology and informatics* 62 (1999), S. 62–66.
- [38] A. Abiri, J. Pensa, A. Tao, J. Ma, Y.-Y. Juo, S. J. Askari, J. Bisley, J. Rosen, E. P. Dutson und W. S. Grundfest. “Multi-Modal Haptic Feedback for Grip Force Reduction in Robotic Surgery”. In: *Scientific reports* 9.1 (2019), S. 5016.
- [39] E. P. Westebring-van der Putten, R. H. M. Goossens, J. J. Jakimowicz und J. Dankelman. “Haptics in minimally invasive surgery - a review”. In: *Minimally invasive therapy & allied technologies: MITAT* 17.1 (2008), S. 3–16.
- [40] A. Saracino, A. Deguet, F. Staderini, M. N. Boushaki, F. Cianchi, A. Menciasci und E. Sinibaldi. “Haptic feedback in the da Vinci Research Kit (dVRK): A user study based on grasping, palpation, and incision tasks”. In: *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery: MRCAS* 15.4 (2019), e1999.
- [41] J. K. Koehn und K. J. Kuchenbecker. “Surgeons and non-surgeons prefer haptic feedback of instrument vibrations during robotic surgery”. In: *Surgical endoscopy* 29.10 (2015), S. 2970–2983.
- [42] A. Pepe, M. Hosseini, U. Scarcia, G. Palli und C. Melchiorri. “Development of an haptic interface based on twisted string actuators”. In: *2017 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*. Piscataway, NJ: IEEE, 2017, S. 28–33.
- [43] Robert L. Williams. “Cable-Suspended Haptic Interface”. In: *International Journal of Virtual Reality* (1998).
- [44] W. Yang Ho, W. Kraus, A. Mangold und A. Pott. “Haptic Interaction with a Cable-Driven Parallel Robot Using Admittance Control”. In: *Cable-Driven Parallel Robots*. Hrsg. von T. Bruckmann und A. Pott. Bd. 32. SpringerLink Bücher. Cham: Springer International Publishing, 2015, S. 201–212.
- [45] W. Kraus, A. Mangold, W. Yang Ho und A. Pott. “Erratum to: Haptic Interaction with a Cable-Driven Parallel Robot Using Admittance Control”. In: *Cable-Driven Parallel Robots*. Hrsg. von T. Bruckmann und A. Pott. Bd. 32. SpringerLink Bücher. Cham: Springer International Publishing, 2015, E1–E1.
- [46] M. Stark, T. Benhidjeb, S. Gidaro und E. R. Morales. “The future of telesurgery: a universal system with haptic sensation”. In: *Journal of the Turkish German Gynecological Association* 13.1 (2012), S. 74–76.
- [47] M. Nathan. “The Senhance® Surgical System”. In: *Robotic Surgery*. Hrsg. von F. Gharagozloo. Cham: Springer International Publishing AG, 2021, S. 159–163.
- [48] T. Pappas, A. Fernando und M. Nathan. “1 - Senhance Surgical System: Robotic-Assisted Digital Laparoscopy for Abdominal, Pelvic, and Thoracoscopic Procedures”. In: *Handbook of robotic and image-guided surgery*. Hrsg. von M. H. Abedin-Nasab. Amsterdam, Netherlands: Elsevier, 2020, S. 1–14.
- [49] N. E. Samalavicius, V. Janusonis, R. Siaulyš, M. Jasėnas, O. Deduchovas, R. Venckus, V. Ezerskiene, R. Paskeviciute und G. Klimaviciute. “Robotic surgery using Senhance® robotic platform: single center experience with first 100 cases”. In: *Journal of robotic surgery* 14.2 (2020), S. 371–376.
- [50] Asensus Surgical. *Asensus Surgical Provides Corporate Update | Asensus Surgical*. Abgerufen am 24.06.2023. URL: <https://ir.asensus.com/news-releases/news-release-details/asensus-surgical-provides-corporate-update>.
- [51] V. Larocca, F. Marino, A. Filippis, S. Gidaro und A. Lococo. “A New Operative Telesurgical System: Telelap Alf-X – Experimental Study on Animal Model”. In: *Journal of Advanced Biotechnology and Bioengineering* 2.1 (2014), S. 12–15.

- [52] F. Cepolina und R. P. Razzoli. “An introductory review of robotically assisted surgical systems”. In: *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery: MRCAS* 18.4 (2022), e2409.
- [53] meerecompany, Inc. *Revo Surgical Solution: Revo-i*. Abgerufen am 13.07.2023. URL: [http://revosurgical.com/render/view/revo\\_i/discover\\_revo\\_i.html](http://revosurgical.com/render/view/revo_i/discover_revo_i.html).
- [54] A. Abdel Raheem, I. S. Troya, D. K. Kim, S. H. Kim, P. D. Won, P. S. Joon, G. S. Hyun und K. H. Rha. “Robot-assisted Fallopian tube transection and anastomosis using the new REVO-I robotic surgical system: feasibility in a chronic porcine model”. In: *BJU international* 118.4 (2016), S. 604–609.
- [55] S. Alip, P. Koukourikis, W. K. Han, K. H. Rha und J. C. Na. “Comparing Revo-i and da Vinci in Retzius-Sparing Robot-Assisted Radical Prostatectomy: A Preliminary Propensity Score Analysis of Outcomes”. In: *Journal of endourology* 36.1 (2022), S. 104–110.
- [56] J. H. Lim, W. J. Lee, D. W. Park, H. J. Yea, S. H. Kim und C. M. Kang. “Robotic cholecystectomy using Revo-i Model MSR-5000, the newly developed Korean robotic surgical system: a preclinical study”. In: *Surgical endoscopy* 31.8 (2017), S. 3391–3397.
- [57] S. Avgousti, E. G. Christoforou, A. S. Panayides, P. Masouras, P. Vieyres und C. S. Pattichis. “Robotic Systems in Current Clinical Practice”. In: *20th IEEE Mediterranean Electrotechnical Conference*. Piscataway, NJ: IEEE, 2020, S. 269–274.
- [58] avateramedical GmbH. *avatera-System*. Abgerufen am 29.05.2023. URL: <https://www.avatera.eu/avatera-system>.
- [59] T. Cisu, F. Crocerossa, U. Carbonara, F. Porpiglia und R. Autorino. “New robotic surgical systems in urology: an update”. In: *Current opinion in urology* 31.1 (2021), S. 37–42.
- [60] I. F. Zidane, Y. Khattab, S. Rezeki und M. El-Habrouk. “Robotics in laparoscopic surgery - A review”. In: *Robotica* 41.1 (2023), S. 126–173.
- [61] J. J. Rassweiler, R. Autorino, J. Klein, A. Mottrie, A. S. Goetzen, J.-U. Stolzenburg, K. H. Rha, M. Schurr, J. Kaouk, V. Patel, P. Dasgupta und E. Liatsikos. “Future of robotic surgery in urology”. In: *BJU international* 120.6 (2017), S. 822–841.
- [62] B. Millan, S. Nagpal, M. Ding, J. Y. Lee und A. Kapoor. “September 2021”. In: *Société Internationale d’Urologie Journal* 5 (2021), S. 300–310.
- [63] S. K. Longmore, G. Naik und G. D. Gargiulo. “Laparoscopic Robotic Surgery: Current Perspective and Future Directions”. In: *Robotics* 9.2 (2020), S. 42.
- [64] T. Franz, J. J. Rassweiler, E. Liatsikos, I. Kyriazis, T. Bach, S. Siemer, K. Yanev und J.-U. Stolzenburg. “Roboterassistierte Systeme der Zukunft”. In: *Uro-News* 23.3 (2019), S. 30–34.
- [65] U. Seibold, B. Kubler und G. Hirzinger. “Prototype of Instrument for Minimally Invasive Surgery with 6-Axis Force Sensing Capability”. In: *2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Piscataway, N.J: IEEE, 2005, S. 496–501.
- [66] A. Tobergte. “MiroSurge—Advanced User Interaction Modalities in Minimally Invasive Robotic Surgery”. In: *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 19.5 (2010), S. 400–414.
- [67] U. Hagn, M. Nickl, S. Jörg, A. Tobergte, B. Kübler, G. Passig, M. Gröger, Florian A. Fröhlich, U. Seibold, R. Konietschke, Luc Le-Tien, A. Albu-Schäffer, M. Grebenstein, T. Ortmaier und G. Hirzinger. “DLR MiroSurge - towards versatility in surgical robotics”. In: *Tagungsband der 7. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e. V.* Leipzig, 2008.
- [68] U. Hagn, R. Konietschke, A. Tobergte, M. Nickl, S. Jörg, B. Kübler, G. Passig, M. Gröger, F. Fröhlich, U. Seibold, L. Le-Tien, A. Albu-Schäffer, A. Nothhelfer, F. Hacker, M. Grebenstein und G. Hirzinger. “DLR MiroSurge: a versatile system for research in endoscopic telesurgery”. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 5.2 (2010), S. 183–193.
- [69] A. Tobergte, P. Helmer, U. Hagn, P. Rouiller, S. Thielmann, S. Grange, A. Albu-Schäffer, F. Conti und G. Hirzinger. “The sigma.7 haptic interface for MiroSurge: A new bi-manual surgical console”. In: *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Hrsg. von I. Staff. IEEE, 2011, S. 3023–3030.
- [70] A. Gözen und J. Rassweiler. “Robotische Chirurgie in der Urologie : „New kids on the block“”. In: *Der Urologe. Ausg. A* 59.9 (2020), S. 1044–1050.

- [71] S. Gueli Alletti, V. Chiantera, G. Arcuri, A. Gioè, R. Oliva, G. Monterossi, F. Fanfani, A. Fagotti und G. Scambia. “Introducing the New Surgical Robot HUGO™ RAS: System Description and Docking Settings for Gynecological Surgery”. In: *Frontiers in oncology* 12 (2022), S. 898060.
- [72] B. S. Peters, P. R. Armijo, C. Krause, S. A. Choudhury und D. Oleynikov. “Review of emerging surgical robotic technology”. In: *Surgical endoscopy* 32.4 (2018), S. 1636–1655.
- [73] P. Koukourikis und K. H. Rha. “Robotic surgical systems in urology: What is currently available?” In: *Investigative and clinical urology* 62.1 (2021), S. 14–22.
- [74] J. Morton, R. H. Hardwick, H. S. Tilney, A. M. Gudgeon, A. Jah, L. Stevens, S. Marecik und M. Slack. “Preclinical evaluation of the versius surgical system, a new robot-assisted surgical device for use in minimal access general and colorectal procedures”. In: *Surgical endoscopy* 35.5 (2021), S. 2169–2177.
- [75] A. A. Gumbs, B. de Simone und E. Chouillard. “Searching for a better definition of robotic surgery: is it really different from laparoscopy?” In: *Mini-invasive Surgery 2020* (2020), S. 90.
- [76] A. Ferng. *Meet Versius, Cambridge Medical Robotics’ Portable and Cost Effective Robot for Minimal Access Surgery*. Abgerufen am 25.06.2023. URL: <https://www.medgadget.com/2017/11/cambridge-medical-robotics-minimal-access-surgery-versius.html>.
- [77] C. Gosrisirikul, K. Don Chang, A. A. Raheem und K. H. Rha. “New era of robotic surgical systems”. In: *Asian journal of endoscopic surgery* 11.4 (2018), S. 291–299.
- [78] J. Amat, A. Casals und M. Frigola. “Bitrack: a friendly four arms robot for laparoscopic surgery”. In: *Proceedings of the 10th Conference on New Technologies for Computer/Robot Assisted Surgery*. 2020, S. 96–97.
- [79] A. Casals, A. Hernansanz, N. Sayols und J. Amat. “Assistance Strategies for Robotized Laparoscopy”. In: *Robot 2019*. Hrsg. von M. F. Silva, J. L. Lima, L. P. Reis, A. Sanfeliu und D. Tardioli. Bd. 1093. *Advances in Intelligent Systems and Computing*. Springer: Springer International Publishing, 2020, S. 485–496.
- [80] S. P. Diez, G. Borghesan, L. Joyeux, C. Meuleman, J. Deprest, D. Stoyanov, S. Ourselin, T. Vercauteren, D. Reynaerts und E. B. V. Poorten. “Evaluation of Haptic Feedback on Bimanually Teleoperated Laparoscopy for Endometriosis Surgery”. In: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 66.5 (2019), S. 1207–1221.
- [81] Titan Medical Inc. *Titan Medical Inc. Announces Testing Results for Beta Console Early User Study*. Abgerufen am 26.06.2023. URL: <https://ir.titanmedicalinc.com/news-events/press-releases/detail/269/titan-medical-inc-announces-testing-results-for-beta>.
- [82] B. Seeliger, M. Diana, J. P. Ruurda, K. M. Konstantinidis, J. Marescaux und L. L. Swanström. “Enabling single-site laparoscopy: the SPORT platform”. In: *Surgical endoscopy* 33.11 (2019), S. 3696–3703.
- [83] Titan Medical Inc. *Titan Medical Signs License Agreement with Intuitive Surgical*. Abgerufen am 26.06.2023. URL: <https://ir.titanmedicalinc.com/news-events/press-releases/detail/388/titan-medical-signs-license-agreement-with-intuitive>.
- [84] G. Petroni, M. Niccolini, S. Caccavaro, C. Quaglia, A. Menciassi, S. Schostek, G. Basili, O. Goletti, M. O. Schurr und P. Dario. “A novel robotic system for single-port laparoscopic surgery: preliminary experience”. In: *Surgical endoscopy* 27.6 (2013), S. 1932–1937.
- [85] G. Petroni, M. Niccolini, A. Menciassi, P. Dario und A. Cuschieri. “A novel intracorporeal assembling robotic system for single-port laparoscopic surgery”. In: *Surgical endoscopy* 27.2 (2013), S. 665–670.
- [86] A. Sánchez, P. Poignet, E. Dombre, A. Menciassi und P. Dario. “A design framework for surgical robots: Example of the Araknes robot controller”. In: *Robotics and Autonomous Systems* 62.9 (2014), S. 1342–1352.
- [87] L. J. van den Bedem. “Realization of a demonstrator slave for robotic minimally invasive surgery”. Dissertation. Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven, 2010.
- [88] H. Meenink. “Vitreoretinal eye surgery robot: sustainable precision”. Dissertation. Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven, 2011.
- [89] R. Hendrix. “Robotically assisted eye surgery: a haptic master console”. Dissertation. Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven, 2011.

- [90] M. J. H. Lum, D. C. W. Friedman, G. Sankaranarayanan, H. King, K. Fodero, R. Leuschke, B. Hannaford, J. Rosen und M. N. Sinanan. “The RAVEN: Design and Validation of a Telesurgery System”. In: *The International Journal of Robotics Research* 28.9 (2009), S. 1183–1197.
- [91] B. Hannaford, J. Rosen, D. W. Friedman, H. King, P. Roan, L. Cheng, D. Glzman, J. Ma, S. N. Kosari und L. White. “Raven-II: an open platform for surgical robotics research”. In: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 60.4 (2013), S. 954–959.
- [92] X. Li und T. Kesavadas. “Surgical Robot with Environment Reconstruction and Force Feedback”. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference* (2018), S. 1861–1866.
- [93] S. Matich. “Parallelkinematisches Manipulationssystem zum Einsatz in der roboterassistierten Single-Port-Chirurgie”. Dissertation. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt, 2018.
- [94] R. Bogue. “Tactile sensing for surgical and collaborative robots and robotic grippers”. In: *Industrial Robot: An International Journal* 46.1 (2019), S. 1–6.
- [95] M. Moradi Dalvand, S. Nahavandi, M. Fielding, J. Mullins, Z. Najdovski und R. D. Howe. “Modular Instrument for a Haptically-Enabled Robotic Surgical System (HeroSurg)”. In: *IEEE Access* 6 (2018), S. 31974–31982.
- [96] A. Renteria. *Inclusive Robotics for a Better Society: Selected papers from INBOTS Conference 2018, 16-18 October, 2018, Pisa, Italy*. Hrsg. von J. L. Pons. Cham, 2020.
- [97] Universidad de Córdoba. *Nuevo concepto de Robótica Quirúrgica en Córdoba*. Abgerufen am 12.07.2023. URL: [https://www.uma.es/media/files/mr\\_projects\\_broca.pdf](https://www.uma.es/media/files/mr_projects_broca.pdf).
- [98] C. O. Pulido. *El fin de las patentes abre nuevas opciones en cirugía robótica*. 20.2.2018. Abgerufen am 26.06.2023. URL: [https://cincodias.elpais.com/cincodias/2018/02/16/companias/1518786876\\_326559.html](https://cincodias.elpais.com/cincodias/2018/02/16/companias/1518786876_326559.html).
- [99] A. Brodie und N. Vasdev. “The future of robotic surgery”. In: *The Annals of The Royal College of Surgeons of England* 100.Suppl 7 (2018), S. 4–13.
- [100] C. C. Nguyen, S. Wong, M. T. Thai, T. T. Hoang, P. T. Phan, J. Davies, L. Wu, D. Tsai, H.-.-P. Phan, N. H. Lovell und T. N. Do. “Advanced User Interfaces for Teleoperated Surgical Robotic Systems”. In: *Advanced Sensor Research* 2.4 (2023).
- [101] C.-H. Kuo, J. S. Dai und P. Dasgupta. “Kinematic design considerations for minimally invasive surgical robots: an overview”. In: *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery: MRCAS* 8.2 (2012), S. 127–145.
- [102] B. Rosa, C. Gruijthuijsen, B. van Cleynenbreugel, J. V. Sloten, D. Reynaerts und E. V. Poorten. “Estimation of optimal pivot point for remote center of motion alignment in surgery”. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 10.2 (2015), S. 205–215.
- [103] T. Ortmaier und G. Hirzinger. “Cartesian control issues for minimally invasive robot surgery”. In: *2000 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems Proceedings*. Piscataway: IEEE, 2000, S. 565–571.
- [104] K. Khandalavala, T. Shimon, L. Flores, P. R. Armijo und D. Oleynikov. “Emerging surgical robotic technology: a progression toward microbots”. In: *Annals of Laparoscopic and Endoscopic Surgery* 5 (2020), S. 3.
- [115] Morgan Quigley. “ROS: an open-source Robot Operating System”. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2009.
- [116] P. Puangmali, H. Liu, L. D. Seneviratne, P. Dasgupta und K. Althoefer. “Miniature 3-Axis Distal Force Sensor for Minimally Invasive Surgical Palpation”. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 17.4 (2012), S. 646–656.
- [117] P. Baki, G. Székely und G. Kósa. “Design and characterization of a novel, robust, tri-axial force sensor”. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 192 (2013), S. 101–110.
- [118] W. Othman, Z.-H. A. Lai, C. Abril, J. S. Barajas-Gamboa, R. Corcelles, M. Kroh und M. A. Qasaimeh. “Tactile Sensing for Minimally Invasive Surgery: Conventional Methods and Potential Emerging Tactile Technologies”. In: *Frontiers in robotics and AI* 8 (2021), S. 705662.
- [119] R. Haslinger, P. Leyendecker und U. Seibold. “A fiberoptic force-torque-sensor for minimally invasive robotic surgery”. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2013*. Piscataway, NJ: IEEE, 2013, S. 4390–4395.

- [120] S. Matich, M. Hessinger, M. Kupnik, R. Werthschützky und C. Hatzfeld. “Miniaturized multiaxial force/torque sensor with a rollable hexapod structure”. In: *tm - Technisches Messen* 84.s1 (2017), S. 138–142.
- [121] K. Li, B. Pan, F. Zhang, W. Gao, Y. Fu und S. Wang. “A novel 4-DOF surgical instrument with modular joints and 6-Axis Force sensing capability”. In: *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery: MRCAS* 13.1 (2017).
- [122] K. Li, B. Pan, Y. Fu und S. Wang. “Experimental study of static and dynamic characteristics of a miniature 6-axis force and torque sensor”. In: *2015 IEEE International Conference on Information and Automation (ICIA)*. Piscataway, NJ: IEEE, 2015, S. 1579–1584.
- [123] P. Baki, G. Szekely und G. Kosa. “Miniature tri-axial force sensor for feedback in minimally invasive surgery”. In: *4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2012*. Piscataway, NJ: IEEE, 2012, S. 805–810.
- [124] J. Arata, S. Terakawa und H. Fujimoto. “Fiber Optic Force Sensor for Medical Applications within a Backbone-shape Structure”. In: *Procedia CIRP* 5 (2013), S. 66–69.
- [125] H. S. Song, J. W. Jeong und J. J. Lee. “Optical fiber Bragg grating (FBG) force reflection sensing system of surgical tool for minimally invasive surgery”. In: *IEEE 9th Conference on Industrial Electronics and Applications (ICIEA), 2014*. Piscataway, NJ: IEEE, 2014, S. 478–482.
- [126] C. Lv, S. Wang und C. Shi. “A High-Precision and Miniature Fiber Bragg Grating-Based Force Sensor for Tissue Palpation During Minimally Invasive Surgery”. In: *Annals of Biomedical Engineering* 48.2 (2020), S. 669–681.
- [127] J. Peirs, J. Clijnen, D. Reynaerts, H. van Brussel, P. Herijgers, B. Corteville und S. Boone. “A micro optical force sensor for force feedback during minimally invasive robotic surgery”. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 115.2-3 (2004), S. 447–455.
- [128] D.-H. Lee, U. Kim und H. R. Choi. “Development of multi-axial force sensing system for haptic feedback enabled minimally invasive robotic surgery”. In: *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Piscataway, NJ: IEEE, 2014, S. 4309–4314.
- [129] D.-H. Lee, U. Kim, T. Gulrez, W. J. Yoon, B. Hannaford und H.-R. Choi. “A Laparoscopic Grasping Tool with Force Sensing Capability”. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* (2015), S. 1.
- [130] U. Kim, Y. B. Kim, J. So, D.-Y. Seok und H. R. Choi. “Sensorized Surgical Forceps for Robotic-Assisted Minimally Invasive Surgery”. In: *IEEE Transactions on Industrial Electronics* 65.12 (2018), S. 9604–9613.
- [131] L. Yu, Y. Yan, C. Li und X. Zhang. “Three-dimensional nonlinear force-sensing method based on double microgrippers with E-type vertical elastomer for minimally invasive robotic surgery”. In: *Robotica* 36.6 (2018), S. 865–881.
- [132] L. Beccai, S. Roccella, A. Arena, F. Valvo, P. Valdastri, A. Menciassi, M. C. Carrozza und P. Dario. “Design and fabrication of a hybrid silicon three-axial force sensor for biomechanical applications”. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 120.2 (2005), S. 370–382.
- [133] P. Valdastri, K. Harada, A. Menciassi, L. Beccai, C. Stefanini, M. Fujie und P. Dario. “Integration of a miniaturised triaxial force sensor in a minimally invasive surgical tool”. In: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 53.11 (2006), S. 2397–2400.
- [134] S. J. Blumenkranz, D. Q. Larkin und R. Kumar. “Modular Force Sensor”. US2007151391 (A1). 2007.
- [135] S. J. Blumenkranz und D. Q. Larkin. “Force Sensing for Surgical Instruments”. US2013165869 (A1). 2013.
- [136] H. Mayer, F. Gomez, D. Wierstra, I. Nagy, A. Knoll und J. Schmidhuber. “A System for Robotic Heart Surgery that Learns to Tie Knots Using Recurrent Neural Networks”. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2006*. Piscataway, NJ: IEEE Operations Center, 2006, S. 543–548.
- [137] N. Zemiti, G. Morel, T. Ortmaier und N. Bonnet. “Mechatronic Design of a New Robot for Force Control in Minimally Invasive Surgery”. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 12.2 (2007), S. 143–153.

- [138] G. A. Fontanelli, L. R. Buonocore, F. Ficuciello, L. Villani und B. Siciliano. “A novel force sensing integrated into the trocar for minimally invasive robotic surgery”. In: *IROS Vancouver 2017*. Piscataway, NJ: IEEE, 2017, S. 131–136.
- [139] C. A. Seneci, K. Leibrandt, P. Wisanuvej, J. Shang, A. Darzi und G.-Z. Yang. “Design of a smart 3D-printed wristed robotic surgical instrument with embedded force sensing and modularity”. In: *IROS 2016*. Piscataway, NJ: IEEE, 2016, S. 3677–3683.
- [140] P. Culmer, A. Alazmani, F. Mushtaq, W. Cross und D. Jayne. “15 - Haptics in Surgical Robots”. In: *Handbook of robotic and image-guided surgery*. Hrsg. von M. H. Abedin-Nasab. Amsterdam, Netherlands: Elsevier, 2020, S. 239–263.
- [141] A. Lococo, V. Larocca, F. Marino, A. F. de Filippis, A. Cesario und F. Lococo. “Experimental Robotic Pulmonary Lobectomy With the TELELAP/ALFX System in the Ovine Model”. In: *Surgical innovation* 22.3 (2015), S. 252–256.
- [142] L. D. R. Hares und K. Marshall. “Torque Sensing in a Surgical Robotic Wrist”. US2016331482 (A1). 2016.
- [143] B. Zhao und C. A. Nelson. “A sensorless force-feedback system for robot-assisted laparoscopic surgery”. In: *Computer assisted surgery (Abingdon, England)* 24.sup1 (2019), S. 36–43.
- [144] A. M. Okamura, L. N. Verner, T. Yamamoto, J. C. Gwilliam und P. G. Griffiths. “Force Feedback and Sensory Substitution for Robot-Assisted Surgery”. In: *Surgical Robotics*. Hrsg. von J. Rosen, B. Hannaford und R. M. Satava. SpringerLink Bücher. Boston, MA: Springer US, 2011, S. 419–448.
- [145] A. Petit, F. Ficuciello, G. A. Fontanelli, L. Villani und B. Siciliano. “Using Physical Modeling and RGB-D Registration for Contact Force Sensing on Deformable Objects”. In: *ICINCO 2017*. Hrsg. von O. Gusikhin und K. Madani. Setúbal, Portugal: SCITEPRESS - Science and Technology Publications Lda, 2017, S. 24–33.
- [146] T. Sühn, N. Esmaeili, S. Y. Mattepu, M. Spiller, A. Boese, R. Urrutia, V. Poblete, C. Hansen, C. H. Lohmann, A. Illanes und M. Friebe. “Vibro-Acoustic Sensing of Instrument Interactions as a Potential Source of Texture-Related Information in Robotic Palpation”. In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 23.6 (2023).
- [147] W. McMahan, J. Gewirtz, D. Standish, P. Martin, J. A. Kunkel, M. Lilavois, A. Wedmid, D. I. Lee und K. J. Kuchenbecker. “Tool Contact Acceleration Feedback for Telerobotic Surgery”. In: *IEEE transactions on haptics* 4.3 (2011), S. 210–220.
- [148] S. Shimachi, S. Hirunyanitiwatna, Y. Fujiwara, A. Hashimoto und Y. Hakozaki. “Adapter for contact force sensing of the da Vinci robot”. In: *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery: MRCAS* 4.2 (2008), S. 121–130.
- [149] L. Fasel, N. Gerig, P. C. Cattin und G. Rauter. “Tendon Force Control Evaluation for an Endoscope with Series Elastic Actuation”. In: *New trends in medical and service robotics*. Hrsg. von G. Rauter, P. Cattin, A. Zam, R. Riener, G. Carbone und D. Pisla. Bd. 93. Mechanisms and Machine Science. Cham: Springer, 2021, S. 118–126.
- [150] L. Fasel, N. Gerig, P. C. Cattin und G. Rauter. “The SEA-Scope: Torque-limited endoscopic joint control for telemanipulation or visual servoing through tendon force control with series elastic actuation”. In: *2021 International Symposium on Medical Robotics (ISMR)*. Piscataway, NJ: IEEE, 2021, S. 1–7.
- [152] S. Schostek, C.-N. Ho, D. Kalanovic und M. O. Schurr. “Artificial tactile sensing in minimally invasive surgery - a new technical approach”. In: *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies* 15.5 (2006), S. 296–304.
- [153] G. Tholey, A. Pillarisetti, W. Green und J. P. Desai. “Design, Development, and Testing of an Automated Laparoscopic Grasper with 3-D Force Measurement Capability”. In: *Medical Simulation*. Hrsg. von D. Metaxas und S. Cotin. Bd. 3078. SpringerLink Bücher. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2004, S. 38–48.
- [154] S. J. Blumenkranz und B. J. Lockyer. “Wireless Force Sensor on a Distal Portion of a Surgical Instrument and Method”. US2018214222 (A1). 2018.
- [155] S. De, J. Rosen, A. Dagan, B. Hannaford, P. Swanson und M. Sinanan. “Assessment of Tissue Damage due to Mechanical Stresses”. In: *The International Journal of Robotics Research* 26.11-12 (2007), S. 1159–1171.

- [156] R. Xue, Z. Du, Z. Yan und B. Ren. “An estimation method of grasping force for laparoscope surgical robot based on the model of a cable-pulley system”. In: *Mechanism and Machine Theory* 134 (2019), S. 440–454.
- [157] B. Zhao und C. A. Nelson. “Estimating Tool-Tissue Forces Using a 3-Degree-of-Freedom Robotic Surgical Tool”. In: *Journal of mechanisms and robotics* 8.5 (2016), S. 0510151–5101510.
- [158] Y. Li, M. Miyasaka, M. Haghhighipناه, L. Cheng und B. Hannaford. “Dynamic Modeling of Cable Driven Elongated Surgical Instruments for Sensorless Grip Force Estimation”. In: *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. 2016, S. 4128–4134.
- [159] I. Brouwer, J. Ustin, L. Bentley, A. Sherman, N. Dhruv und F. Tendick. “Measuring in vivo animal soft tissue properties for haptic modeling in surgical simulation”. In: *Studies in health technology and informatics* 81 (2001), S. 69–74.
- [160] E. Dorjgotov, G. R. Bertoline, L. Arns, Z. Pizlo und S. R. Dunlop. “Force Amplitude Perception in Six Orthogonal Directions”. In: *Proceedings / Symposium on Haptics Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems 2008*. Hrsg. von J. Weisenberger. Piscataway, NJ: IEEE, 2008, S. 121–127.
- [161] M. Vicentini, S. Galvan, D. Botturi und P. Fiorini. “Evaluation of force and torque magnitude discrimination thresholds on the human hand-arm system”. In: *ACM Transactions on Applied Perception* 8.1 (2010), S. 1–16.
- [162] X.-D. Yang, W. F. Bischof und P. Boulanger. “Haptics: Perception, Devices and Scenarios”. In: *6th International Conference, EuroHaptics 2008, Proceedings*. Bd. 5024. Madrid, Spain, 2008.
- [163] H. Z. Tan, F. Barbagli, J. K. Salisbury, C. Ho und C. Spence. “Force-Direction Discrimination is Not Influenced by Reference Force Direction (Short Paper)”. In: *Haptics-e, The electronic journal of haptics research* (2006).
- [164] Resense GmbH. *HEX 21 - 6-Axis F/T Sensor Kit, Datenblatt*. Hrsg. von Wittenstein SE. Igersheim, Deutschland, Abgerufen am 02.06.2023. URL: <https://www.resense.io/fileadmin/06-Downloads/Resense/Flyer/resense-flyer-hex21.pdf>.
- [165] The MathWorks, Inc. *MATLAB Support Package for Raspberry Pi Hardware Documentation*. Abgerufen am 01.06.2023. URL: <https://www.mathworks.com/help/supportpkg/raspberrypiio/>.
- [167] A. Farina. “Simultaneous Measurement of Impulse Response and Distortion with a Swept-Sine Technique”. In: *Journal of The Audio Engineering Society*, 2000.
- [169] Texas Instruments, Inc. *Datenblatt: INA219 Zero-Drift, Bidirectional Current/Power Monitor With I2C Interface*. Abgerufen am 04.06.2023. URL: [https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina219.pdf?ts=1685820157029&ref\\_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FINA219](https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina219.pdf?ts=1685820157029&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FINA219).
- [170] S. Matich, C. Neupert, A. Kirschniak, H. F. Schlaak und P. Pott. “3-D force measurement using single axis force sensors in a new single port parallel kinematics surgical manipulator”. In: *IROS 2016*. Piscataway, NJ: IEEE, 2016, S. 3665–3670.
- [171] A. Spinelli, G. David, S. Gidaro, M. Carvello, M. Sacchi, M. Montorsi und I. Montroni. “First experience in colorectal surgery with a new robotic platform with haptic feedback”. In: *Colorectal disease : the official journal of the Association of Coloproctology of Great Britain and Ireland* (2017).
- [172] S. B. Shah, U. Hariharan, A. K. Bhargava, S. K. Rawal und A. A. Chawdhary. “Robotic surgery and patient positioning: Ergonomics, clinical pearls and review of literature”. In: *Trends in Anaesthesia and Critical Care* 14 (2017), S. 21–29.
- [173] R. Bogue. “Robots in healthcare”. In: *Industrial Robot: An International Journal* 38.3 (2011), S. 218–223.
- [174] A. Schmidt. “Haptisches Feedback in der medizinischen Robotik”. In: *Informatics Inside: connect(IT)*. Hrsg. von U. Kloos, N. Martínez und G. Tullius. Informatics insided. Reutlingen: Hochschule Reutlingen, Fakultät Informatik, 2020, S. 10–20.
- [175] A. Lewis, D. Drajeske, J. Raiti, A. Berens, J. Rosen und B. Hannaford. “RAVEN-S: Design and Simulation of a Robot for Teleoperated Microgravity Rodent Dissection Under Time Delay”. In: *2020 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Piscataway, NJ: IEEE, 2020, S. 11332–11337.

- [176] H. H. King und B. Hannaford. “Experimental evaluation of guidance and forbidden region virtual fixtures for object telemanipulation”. In: *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Piscataway, NJ: IEEE, 2014, S. 4346–4353.
- [177] F. Gosselin, C. Bidard und J. Brisset. “Design of a High Fidelity Haptic Device for Telesurgery”. In: *2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Piscataway, N.J.: IEEE, 2005, S. 205–210.
- [178] G. Tholey und J. P. Desai. “A General-Purpose 7 DOF Haptic Device: Applications Toward Robot-Assisted Surgery”. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 12.6 (2007), S. 662–669.
- [179] J. Qu, J. Li, L. Zhang, K. Liang, N. Lv und H. Su. “Design of a novel force-reflecting haptic device for minimally invasive surgery robot”. In: *ICME International Conference on Complex Medical Engineering (CME), 2013*. Piscataway, NJ: IEEE, 2013, S. 357–362.
- [180] U. Kim, D.-Y. Seok, Y. B. Kim, D.-H. Lee und H. R. Choi. “Development of a grasping force-feedback user interface for surgical robot system”. In: *IROS 2016*. Piscataway, NJ: IEEE, 2016, S. 845–850.
- [181] P. Wisanuvej, G. Gras, K. Leibrandt, P. Giataganas, C. A. Seneci, J. Liu und G.-Z. Yang. “Master manipulator designed for highly articulated robotic instruments in single access surgery”. In: *IROS Vancouver 2017*. Piscataway, NJ: IEEE, 2017, S. 209–214.
- [182] C. Neupert, S. Matich, F. Klug, A. Kirschniak, P. P. Pott und R. Werthschützky. “Haptic User Interface for a Telerobotic System – Design based on a Network Model”. In: *IFAC-PapersOnLine* 48.20 (2015), S. 201–206.
- [183] S. Matich, C. Neupert, A. Kirschniak, P. P. Pott, R. Werthschützky und H. F. Schlaak. “A New 4 DOF Parallel Kinematic Structure for use in a Single Port Robotic Instrument with Haptic Feedback”. In: *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik* 58 Suppl 1 (2013).
- [184] K. Zareinia, Y. Maddahi, C. Ng, N. Sepehri und G. R. Sutherland. “Performance evaluation of haptic hand-controllers in a robot-assisted surgical system”. In: *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery: MRCAS* 11.4 (2015), S. 486–501.
- [185] L. Santos Carreras. “Increasing Haptic Fidelity and Ergonomics in Teleoperated Surgery”. Dissertation. Lausanne: École polytechnique fédérale de Lausanne, 2012.
- [186] H. Seifi, F. Fazlollahi, M. Oppermann, J. A. Sastrillo, J. Ip, A. Agrawal, G. Park, K. J. Kuchenbecker und K. E. MacLean. “Haptipedia”. In: *Proceedings of the 2019 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*. Hrsg. von S. Brewster. ACM Digital Library. New York, NY, United States: Association for Computing Machinery, 2019, S. 1–12.
- [187] 3D Systems Corp. *Haptic Devices*. Abgerufen am 12.07.2023. URL: <https://www.3dsystems.com/haptics>.
- [188] Haption GmbH. Abgerufen am 15.05.2023. URL: <https://www.haption.com/de/>.
- [189] R. Van der Linde, P. Lammertse, E. Frederiksen und B. Ruiters, Hrsg. *The HapticMaster, a new high-performance haptic interface*. 2002.
- [190] Force Dimension S.à R.l. *Haptic Devices*. Abgerufen am 20.06.2023. URL: <https://www.forcedimension.com/products>.
- [191] C. Neupert, F. Klug, S. Matich, A. Kirschniak, P. P. Pott, H. F. Schlaak und R. Werthschützky. “New Device for Ergonomic Control of a Surgical Robot with 4 DOF Including Haptic Feedback”. In: *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik* 58 Suppl 1 (2013).
- [192] S. Martin und N. Hillier. “Characterisation of the Novint Falcon Haptic Device for Application as a Robot Manipulator”. In: *Australasian Conference on Robotics and Automation*. Sydney, 2009.
- [193] HapticsHouse.com. *White Falcon 3D Touch Haptic Controller*. Abgerufen am 15.05.2023. URL: <https://haptichouse.com/collections/falcons/products/white-falcon-3d-touch-haptic-controller>.
- [194] W. Hacker. *Allgemeine Arbeitspsychologie: Psychische Regulation von Wissens-, Denk- und körperlicher Arbeit*. 2., vollst. überarb. und erg. Aufl. Bd. 58. Schriften zur Arbeitspsychologie. Bern: Huber, 2005.

- [195] B. F. Lomov und H. Geissler. *Ingenieurpsychologie*. Berlin: Deutscher Verlag der Wissenschaften, 1964.
- [196] R. Hendrix, N. Rosielle und H. Nijmeijer. “Design of a haptic master interface for robotically assisted vitreo-retinal eye surgery”. In: *2009 International Conference on Advanced Robotics*. 2009, S. 1–6.
- [197] A. Peer, B. Stanczyk und M. Buss. “Haptic telemanipulation with dissimilar kinematics”. In: *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Piscataway, N.J: IEEE Operations Center, 2005, S. 3493–3498.
- [198] A. Pott. *Cable-Driven Parallel Robots: Theory and Application*. Bd. v.120. Springer Tracts in Advanced Robotics. Cham: Springer International Publishing AG, 2018.
- [199] W. Kraus. “Force control of cable-driven parallel robots”. Dissertation. Stuttgart: Universität Stuttgart, 2015.
- [200] R. Verhoeven. “Analysis of the Workspace of Tendon-based Stewart Platforms, Dissertation”. Dissertation. Universität Duisburg-Essen, Deutschland: Universität Duisburg Essen, 2004.
- [201] T. Bruckmann. “Auslegung und Betrieb redundanter paralleler Seilroboter”. Dissertation. Duisburg-Essen: Universität Duisburg-Essen, 15.09.2010.
- [202] C. Schenk. “Modelling and control of a cable-driven parallel robot: methods for vibration reduction and motion quality improvement”. Dissertation. Stuttgart: Universität Stuttgart, 2019.
- [203] P. Tempel und A. Pott. “Parallele Seilroboter in Theorie und Praxis/Cable-Driven Parallel Robots in Theory and Practice - The potential of lightweight construction, energy efficiency and high dynamics, with elasticity as a key challenge”. In: *wt Werkstattstechnik online* 106.09 (2016), S. 643–647.
- [204] G. W. Brown. “Suspension system for supporting and conveying equipment, such as a camera”. US4710819 (A). 1987.
- [205] D. Surdilovic und R. Bernhardt. “STRING-MAN: a new wire robot for gait rehabilitation”. In: *2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004*. Piscataway, NJ: IEEE, 2004, 2031–2036 Vol.2.
- [206] T. Bruckmann, C. Sturm, L. Fehlberg und C. Reichert. “An energy-efficient wire-based storage and retrieval system”. In: *2013 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2013)*. Piscataway, NJ: IEEE, 2013, S. 631–636.
- [207] P. Miermeister, M. Lachele, R. Boss, C. Masone, C. Schenk, J. Tesch, M. Kerger, H. Teufel, A. Pott und H. H. Bulthoff. “The CableRobot simulator large scale motion platform based on cable robot technology”. In: *IROS 2016*. Piscataway, NJ: IEEE, 2016, S. 3024–3029.
- [208] A. Ming und T. Higuchi. “Study on multiple degree-of-freedom positioning mechanism using wires. I: Concept, design and control”. In: *International Journal of The Japan Society for Precision Engineering* 28 (1994), S. 131–138.
- [211] K. Madsen, H. B. Nielsen und O. Tingleff. *Methods for Non-Linear Least Squares Problems (2nd ed.)* 2004.
- [212] H. Gavin. *The Levenberg-Marquardt method for nonlinear least squares curve-fitting problems*. Hrsg. von Duke University, Department of Civil and Environmental Engineering. 2013.
- [213] M. Cui, Y. Zhao, B. Xu und X.-w. Gao. “A new approach for determining damping factors in Levenberg-Marquardt algorithm for solving an inverse heat conduction problem”. In: *International Journal of Heat and Mass Transfer* 107 (2017), S. 747–754.
- [214] A. Pott. “An Improved Force Distribution Algorithm for Over-Constrained Cable-Driven Parallel Robots”. In: *Computational Kinematics*. Hrsg. von A. Perez Gracia und F. Thomas. Bd. 15. SpringerLink Bücher. Dordrecht: Springer, 2014, S. 139–146.
- [215] A. Pott, T. Bruckmann und L. Mikelsons. “Closed-form Force Distribution for Parallel Wire Robots”. In: *Computational Kinematics*. Hrsg. von A. Kecskeméthy und A. Müller. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, S. 25–34.
- [216] X. Diao, O. Ma und Q. Lu. “Singularity Analysis of Planar Cable-Driven Parallel Robots”. In: *IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics, 2008*. Piscataway, NJ: IEEE, 2008, S. 272–277.

- [217] X. Diao. “Singularity analysis of fully-constrained cable-driven parallel robots with seven cables”. In: *2015 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)*. Piscataway, NJ: IEEE, 2015, S. 1537–1541.
- [218] M. Sato. “Development of String-based Force Display: SPIDAR”. In: *8th international conference on virtual systems and multimedia: VSMM*. 2002.
- [219] S. Kim, J. J. Berkley und M. Sato. “A Novel Seven Degree of Freedom Haptic Device for Engineering Design”. In: *Virtual Reality 6.4* (2003), S. 217–228.
- [220] S. Kim, M. Ishii, Y. Koike und M. Sato. “Haptic Interface with 7 DOF Using 8 Strings: SPIDAR-G”. In: *Proceedings of the 10th International Conference on Artificial Reality and Tele-existence: ICAT*. 2000.
- [221] S. Kim, M. Ishii, Y. Koike und M. Sato. “Development of tension based haptic interface and possibility of its application to virtual reality”. In: *VRST 2000*. Hrsg. von K. Y. Wohn. New York, NY: Association for Computing Machinery, 2000, S. 199.
- [222] S. Kim, S. Hasegawa, Y. Koike und M. Sato. “Tension based 7-DOF force feedback device: SPIDAR-G”. In: *IEEE virtual reality 2002*. Hrsg. von B. Loftin. Los Alamitos: IEEE Computer Soc, 2002, S. 283–284.
- [223] J. von Zitzewitz, G. Rauter, R. Steiner, A. Brunschweiler und R. Riener. “A versatile wire robot concept as a haptic interface for sport simulation”. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2009*. Piscataway, NJ: IEEE, 2009, S. 313–318.
- [224] G. Rauter, J. von Zitzewitz, A. Duschau-Wicke, H. Vallery und R. Riener. “A tendon-based parallel robot applied to motor learning in sports”. In: *3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2010*. Piscataway, NJ: IEEE, 2010, S. 82–87.
- [225] D. Surdilovic, J. Zhang und R. Bernhardt. “STRING-MAN: Wire-robot technology for safe, flexible and human-friendly gait rehabilitation”. In: *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2007, S. 446–453.
- [226] C. Bonivento, A. Eusebi, C. Melchiorri, M. Montanari und G. Vassura. “WireMan: a portable wire manipulator for touch-rendering of bas-relief virtual surfaces”. In: *1997 8th International Conference on Advanced Robotics*. New York und Piscataway, NJ: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 1997, S. 13–18.
- [227] M. J.-D. Otis, V. Duchaine, G. Billette, S. Perreault, C. Gosselin und D. Laurendeau. *Cartesian control of a cable-driven haptic mechanism*. Advances in Haptics. New York: InTech, 2010.
- [228] R. Lindemann und D. Tesar. “Construction and demonstration of a 9-string 6 DOF force reflecting joystick for telerobotics”. In: *Proceedings of the NASA Conference on Space Telerobotics, Volume 4* (1989).
- [229] S. M. Lucas und C. P. Sundaram. “The MIMIC Virtual Reality Trainer: Stepping into Three-Dimensional, Binocular, Robotic Simulation”. In: *Simulation Training in Laparoscopy and Robotic Surgery*. Hrsg. von H. R. Patel und J. V. Joseph. London: Springer London, 2012, S. 49–57.
- [230] P. Gallina, G. Rosati und A. Rossi. “3-d.o.f. Wire Driven Planar Haptic Interface”. In: *Journal of Intelligent and Robotic Systems* 32.1 (2001), S. 23–36.
- [231] P. Gallina und G. Rosati. “Manipulability of a planar wire driven haptic device”. In: *Mechanism and Machine Theory* 37.2 (2002), S. 215–228.
- [232] Z. Chen, Y. Zhang, D. Wang, C. Li und Y. Zhang. “iFeel6-BH1500: A large-scale 6-DOF haptic device”. In: *IEEE International Conference on Virtual Environments, Human-Computer Interfaces and Measurement Systems (VECIMS), 2012*. Piscataway, NJ: IEEE, 2012, S. 121–125.
- [233] G. Billette und C. Gosselin. “Producing rigid contacts in cable-driven haptic interfaces using impact generating reels”. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2009*. Piscataway, NJ: IEEE, 2009, S. 307–312.
- [234] J. Saint-Aubert, S. Regnier und S. Haliyo. “Cable driven haptic interface for co-localized desktop VR”. In: *IEEE Haptics Symposium 2018*. Hrsg. von K. J. Kuchenbecker, G. J. Gerling und Y. Visell. Piscataway, NJ: IEEE, 2018, S. 351–356.

- [235] S. Kawamura und K. Ito. “A new type of master robot for teleoperation using a radial wire drive system”. In: *Proceedings of 1993 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS '93)* (1993).
- [236] Y. Yang und Y. Zhang. “A new cable-driven haptic device for integrating kinesthetic and cutaneous display”. In: *2009 ASME/IFTOMM International Conference on Reconfigurable Mechanisms and Robots* (2009).
- [237] P. A. Kenney, M. F. Wszolek, J. J. Gould, J. A. Libertino und A. Moinzadeh. “Face, content, and construct validity of dV-trainer, a novel virtual reality simulator for robotic surgery”. In: *Urology* 73.6 (2009), S. 1288–1292.
- [238] J. P. J. Mulier, B. Dillemans und S. van Cauwenberge. “Impact of the patient’s body position on the intraabdominal workspace during laparoscopic surgery”. In: *Surgical endoscopy* 24.6 (2010), S. 1398–1402.
- [239] S. Vajna. *Integrated Design Engineering: Ein Interdisziplinäres Modell Für Die Ganzheitliche Produktentwicklung*. 1st ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin / Heidelberg, 2014.
- [240] U. Hoehne-Hückstädt, Hrsg. *Muskel-Skelett-Erkrankungen der oberen Extremität und berufliche Tätigkeit: Entwicklung eines Systems zur Erfassung und arbeitswissenschaftlichen Bewertung von komplexen Bewegungen der oberen Extremität bei beruflichen Tätigkeiten*. 1. Aufl. Bd. 2007,2. BGIA-Report. Sankt Augustin: HVBG, 2007.
- [241] B. Sanborn, A. M. DiLeonardi und T. Weerasooriya. “Tensile Properties of Dyneema SK76 Single Fibers at Multiple Loading Rates Using a Direct Gripping Method”. In: *Journal of Dynamic Behavior of Materials* 1.1 (2015), S. 4–14.
- [242] Liros GmbH. *Liros D-Pro 1mm*. Abgerufen am 05.05.2023. URL: <https://www.liros.com/catalog/de/d-pro-1mm-p871/>.
- [243] Dr. Fritz Faulhaber GmbH & Co. KG. *Datenblatt Bürstenlose DC-Servomotoren: 2-Pol-Technologie, Serie 4490 ... BS*. Abgerufen am 05.05.2023. URL: [https://www.faulhaber.com/fileadmin/Import/Media/DE\\_4490\\_BS\\_FMM.pdf](https://www.faulhaber.com/fileadmin/Import/Media/DE_4490_BS_FMM.pdf).
- [244] Dr. Fritz Faulhaber GmbH & Co. KG. *Datenblatt Encoder: optischer Encoder, Digitalausgänge, 2 Kanal, 100 - 500 Impulse, Serie HEDS 5500*. Abgerufen am 05.05.2023. URL: [https://www.faulhaber.com/fileadmin/Import/Media/DE\\_HEDS-5500\\_DFF.pdf](https://www.faulhaber.com/fileadmin/Import/Media/DE_HEDS-5500_DFF.pdf).
- [245] *DIN EN 13135:2018-08, Krane- Sicherheit- Konstruktion- Anforderungen an die Ausrüstungen; Deutsche Fassung EN 13135:2013+A1:2018*. Berlin.
- [246] M. Quigley, K. Conley, B. P. Gerkey, J. Faust, T. Foote, J. Leibs, R. Wheeler und A. Y. Ng. “ROS: an open-source Robot Operating System”. In: *ICRA Workshop on Open Source Software*. 2009.
- [247] A. Skuric, H. S. Bank, R. Unger, O. Williams und D. González-Reyes. “SimpleFOC: A Field Oriented Control (FOC) Library for Controlling Brushless Direct Current (BLDC) and Stepper Motors”. In: *Journal of Open Source Software* 7.74 (2022), S. 4232.
- [248] J. P. John, S. S. Kumar und B. Jaya. “Space Vector Modulation based Field Oriented Control scheme for Brushless DC motors”. In: *International Conference on Emerging Trends in Electrical and Computer Technology (ICETECT), 2011*. Piscataway, NJ: IEEE, 2011, S. 346–351.
- [249] E. Clarke. *Circuit analysis of AC power systems: symmetrical and related components*. New York: J. Wiley & sons, 1943.
- [250] R. H. Park. “Two-reaction theory of synchronous machines generalized method of analysis-part I”. In: *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers* 48.3 (1929), S. 716–727.
- [251] J. Bieber, D. Bernstein, M. Schuster, K. Wauer und M. Beitelshmidt. “Motor Current Based Force Control of Simple Cable-Driven Parallel Robots”. In: *Cable-Driven Parallel Robots*. Hrsg. von M. Gouttefarde, T. Bruckmann und A. Pott. Bd. 104. Mechanisms and Machine Science. Cham: Springer Nature, 2021, S. 271–283.
- [252] *ISO 11898-1:2015-12, Straßenfahrzeuge - CAN-Bus - Teil 1: Sicherungsschicht und physikalische Datenübertragung*. Berlin.
- [253] H. F. N. Al-Shuka, S. Leonhardt, W.-H. Zhu, R. Song, C. Ding und Y. Li. “Active Impedance Control of Bioinspired Motion Robotic Manipulators: An Overview”. In: *Applied bionics and biomechanics* 2018 (2018), S. 8203054.

- [258] C. Ferraresi, S. Pastorelli und F. Pescarmona. “Workspace analysis and design criteria of 6 d.o.f. wire parallel structures”. In: *Proceedings of 10th International Workshop on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region RAAD '01*. Vienna, Austria, 2001.
- [259] A. Pott. “Influence of Pulley Kinematics on Cable-Driven Parallel Robots”. In: *Latest Advances in Robot Kinematics*. Hrsg. von J. Lenarcic und M. Husty. Dordrecht: Springer Netherlands, 2012, S. 197–204.
- [260] Atracsys LLC. *fusionTrack250: Datenblatt*. Abgerufen am 10.07.2023. URL: [https://www.atracsys-measurement.com/wp-content/documents/flyer\\_fusionTrack250\\_v4\\_atracsys.pdf](https://www.atracsys-measurement.com/wp-content/documents/flyer_fusionTrack250_v4_atracsys.pdf).
- [261] A. Fortin-Cote, P. Cardou und C. Gosselin. “An admittance control scheme for haptic interfaces based on cable-driven parallel mechanisms”. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2014*. Piscataway, NJ: IEEE, 2014, S. 819–825.
- [263] S. Kawamura, H. Kino und C. Won. “High-speed manipulation by using parallel wire-driven robots”. In: *Robotica* 18.1 (2000), S. 13–21.
- [267] S. Kawamura, W. Choe, S. Tanaka und H. Kino. “Development of an Ultrahigh Speed Robot FALCON Using Parallel Wire Drive Systems”. In: *Journal of the Robotics Society of Japan* 15 (1997), S. 82–89.
- [268] G. Freiherr von Salis-Soglio. *Die Neutral-0-Methode: Mit Längen- und Umfangsmessung*. 1. Aufl. 2015. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2015.
- [269] T. L. Brooks. “Telerobotic response requirements”. In: *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 1990*. Piscataway: IEEE, 1990, S. 113–120.
- [271] S. Albrecht. “Entwicklung aktuierter Instrumente mit multiplen Freiheitsgraden für Telemannipulatoren der minimal-invasiven Chirurgie”. Dissertation. Berlin: Technische Universität Berlin, 2019.
- [272] M. Sinclair, E. Ofek, M. Gonzalez-Franco und C. Holz. “CapstanCrunch”. In: *Proceedings of the 32nd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*. Hrsg. von F. Guimbretière. ACM Digital Library. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, 2019, S. 815–829.
- [275] *DIN 33402-2:2020-12, Ergonomie - Körpermaße des Menschen - Teil 2: Werte*. Berlin.
- [276] W. H. Li, B. Liu, P. B. Kosasih und X. Z. Zhang. “A 2-DOF MR actuator joystick for virtual reality applications”. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 137.2 (2007), S. 308–320.
- [277] F. Wittmann, O. Lamercy und R. Gassert. “Magnetometer-Based Drift Correction During Rest in IMU Arm Motion Tracking”. In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 19.6 (2019).
- [278] S. Arthur. “Assessment of the Realtime Preemption Patches (RT-Preempt) and their impact on the general purpose performance of the system”. In: *Proceedings of the 9th OSADL Real-Time Linux*. Linz, 2007.

## Eigene Publikationen

- [106] M. B. Schäfer, K. W. Stewart und P. P. Pott. “Industrial robots for teleoperated surgery – a systematic review of existing approaches”. In: *Current Directions in Biomedical Engineering* 5.1 (2019), S. 153–156.
- [107] M. B. Schäfer, M. Hemmer, A. M. Glöckner und P. P. Pott. “Robotic Telemanipulation System for Minimally Invasive Surgery using a Passive Universal Joint and Inertial Sensors”. In: *Proceedings of the 14th Hamlyn Symposium on Medical Robotics 2022*. London, 2022.
- [108] M. B. Schäfer, K. W. Stewart, N. Löscher und P. P. Pott. “Telemanipulation of an Articulated Robotic Arm using a Commercial Virtual Reality Controller”. In: *Current Directions in Biomedical Engineering* 6.3 (2020), S. 127–130.
- [109] M. B. Schäfer, G. R. Friedrich und P. P. Pott. “Universal Mechanical Interface for Surgical Telemanipulation Using Conventional Instruments”. In: *New trends in medical and service robotics*. Hrsg. von G. Rauter, G. Carbone, P. Cattin, A. Zam, D. Pisl und R. Riener. Bd. 106. Mechanisms and Machine Science. Cham: Springer, 2022, S. 107–114.

- [112] M. B. Schäfer, A. M. Glöckner, G. R. Friedrich, J. G. Meiringer und P. P. Pott. “Measuring interaction forces in surgical telemanipulation using conventional instruments”. In: *Robotica* 41.4 (2023), S. 1335–1347.
- [113] M. B. Schäfer, J. G. Meiringer, J. Nawratil, L. Worbs, G. A. Giacoppo und P. P. Pott. “Estimating Gripping Forces During Robot- Assisted Surgery Based on Motor Current”. In: *Current Directions in Biomedical Engineering* 8.1 (2022), S. 105–108.
- [209] M. B. Schäfer, S. Weiland, L. Worbs, I. T. Khaw und P. P. Pott. “Model-Based Workspace Assessment of a Planar Cable-Driven Haptic Device”. In: *Cable-Driven Parallel Robots*. Hrsg. von S. Caro, A. Pott und T. Bruckmann. Bd. 132. Mechanisms and Machine Science. Cham: Springer Nature Switzerland und Imprint Springer, 2023, S. 97–108.
- [262] M. B. Schäfer, J. Nawratil, M. Hemmer, S. Weiland und P. P. Pott. “Cable-Driven Linear Haptic Display for Medical Interventions”. In: *Proceedings of the 14th Hamlyn Symposium on Medical Robotics 2022*. London, 2022.
- [264] M. B. Schäfer, S. Eggstein, K. W. Stewart und P. P. Pott. “360° Laparoscopic Imaging System to Facilitate Camera Control and Orientation in Minimally Invasive Surgery”. In: *Current Directions in Biomedical Engineering* 8.2 (2022), S. 265–268.
- [270] M. B. Schäfer, B. A. Al-Abboodi und P. P. Pott. “Haptic User Interface of a Cable-Driven Input Device to Control the End Effector of a Surgical Telemanipulation System”. In: *Current Directions in Biomedical Engineering* 7.2 (2021), S. 211–214.
- [280] M. B. Schäfer, K. W. Stewart, N. Lösch und P. P. Pott. “Assessment of a Commercial Virtual Reality Controller for Telemanipulation of an Articulated Robotic Arm”. In: *2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. Hrsg. von E. Roche. Piscataway, NJ: IEEE, 2020, S. 860–865.

## Studentische Arbeiten

- [105] M. Hemmer. “Steuerung eines Knickarmroboters mit einem haptischen Eingabegerät zur Telemanipulation in der minimalinvasiven Chirurgie”. Bachelorarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 22.11.2021.
- [110] G. R. Friedrich. “Entwicklung einer modularen Schnittstelle zur Aktuierung robotisch geführter laparoskopischer Instrumente”. Bachelorarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 25.06.2020.
- [111] J. G. Meiringer. “Regelung und Systemintegration einer Schnittstelle zur Aktuierung abwinkelbarer robotisch geführter laparoskopischer Instrumente”. Masterarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 30.05.2022.
- [114] J. Hotz. “ROS-Systemarchitektur eines Telemanipulationssystems für die Roboter-Assistierte Chirurgie”. Bachelorarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 10.10.2022.
- [151] A. M. Glöckner. “Integration einer Kraft-/ Momentensensorik in einen Adapter für robotisch geführte Instrumente der minimalinvasiven Chirurgie”. Masterarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 28.06.2021.
- [166] M. Spieß. “Erfassung von statischen und dynamischen Interaktionskräften in einem Telemanipulationssystem für die Roboter-assistierte Chirurgie”. Forschungsarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 20.10.2023.
- [168] J. G. Meiringer. “Entwicklung einer Schnittstelle zur Aktuierung abwinkelbarer robotisch geführter laparoskopischer Instrumente”. Studienarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 9.07.2021.
- [210] S. Weiland. “Modellierung und Regelung eines planaren haptischen Eingabegerätes mit seilbasierter Parallelkinematik für die Roboter-Assistierte Chirurgie”. Masterarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 1.10.2022.
- [243] J. Nawratil. “Regelung eines linearen Seilroboters für die haptische Interaktion”. Bachelorarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 5.08.2021.

- [244] L. Worbs. “Aufbau und Regelung eines Eingabegerätes mit seilbasierter Parallelkinematik zur Steuerung eines Knickarmroboters”. Bachelorarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 17.08.2022.
- [255] D. T. Stürmer. “Regelung und Evaluierung eines planaren seilgetriebenen haptischen Eingabegerätes für die Roboter-Assistierte Chirurgie”. Forschungsarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 1.07.2023.
- [256] K. Frenzel. “Aufbau und Regelung eines seilgetriebenen haptischen Eingabegeräts für die Roboter-Assistierte Chirurgie”. Bachelorarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 16.06.2023.
- [265] I. T. Khaw. “Model-Based Design and Evaluation of a Cable-Driven Haptic Input Device for Robot-Assisted Surgery”. Masterarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 30.11.2022.
- [266] A. Schmidt. “Auslegung und Simulation einer haptischen Eingabeschnittstelle auf Basis einer parallelen Seilkinematik zum Einsatz in einem Telemanipulationssystem für die minimalinvasive Chirurgie”. Masterarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 15.03.2021.
- [273] S. Riepe. “Entwicklung und Regelung der haptischen Bedieneinheit eines Telemanipulationssystems zur Steuerung des Endeffektors eines Instrumentes für die minimalinvasive Chirurgie”. Masterarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 7.08.2022.
- [274] M. Parenzan. “Systemintegration und Evaluierung der haptischen Nutzerschnittstelle eines Telemanipulationssystems für die roboterassistierte minimalinvasive Chirurgie”. Studienarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 5.04.2023.
- [279] L. Wünsch. “Entwicklung von Tests zur Evaluation eines chirurgischen Telemanipulationssystems”. Bachelorarbeit. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Medizingerätetechnik, 16.07.2021.